

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Centrum sportovních aktivit

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2023

Tomáš Krejčí



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

## STRUKTURÁLNÍ ZMĚNY V OPĚRNÉ FÁZI KROKU POD VLIVEM ZVYŠUJÍCÍ SE ZÁTĚŽE POMOCÍ TENZOMETRICKÝCH VLOŽEK DO BOT.

STRUCTURAL CHANGES IN THE SUPPORT PHASE OF THE STEP UNDER THE INFLUENCE OF  
INCREASING LOAD USING PRESSURE SHOE INSOLE

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tomáš Krejčí

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc.

BRNO 2023

# Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Sportovní technologie**

Centrum sportovních aktivit

**Student:** Tomáš Krejčí

**ID:** 226398

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2022/23

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Strukturální změny v opěrné fázi kroku pod vlivem zvyšující se zátěže pomocí tenzometrických vložek do bot.**

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

Cílem práce je zpracovat výsledky chůze přirozenou rychlostí při postupně se zvyšujícím pasivním zatížením opěrného a pohybového aparátu o 5, 10, 15 kg

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

1. Kirtley, Ch. (2006). Clinical gait Analysis. Theory and Practise. Elsevier Limited, Philadelphia.
2. Perry, J. & Burnfield J.M.(2010) Gait analysis; normal and pathological function. Thorofare, N.J.: Slack
3. Zvonař, M., Korvas, P., Kolářová,K., Pavlík,J. & Musil,R. (2013) Pohybová aktivita dospělé populace v ČR. Hradec Králové: Masarykova univerzita, 84 – 108.
4. Bizovská L., Svoboda Z., Janura M. Reliabilita meraní zaťaženia nohy pri chôdzi. Lékař a technika. 2015.

**Termín zadání:** 13.2.2023

**Termín odevzdání:** 29.5.2023

**Vedoucí práce:** doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc.

**doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc**  
předseda rady studijního programu

**UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Tato bakalářská práce se zabývá strukturálními změnami v opěrné fázi kroku pod vlivem zvyšující se zátěže. Měření je zajištěno systémem Medilogic WLAN insole, pomocí něhož lze provést statické a dynamické měření tlaku na chodidlech pomocí tlakových senzorů. V teoretické části jsou popsány informace týkající se vývoje dolní končetiny, především nohy a chodidla, a jejich anatomická stavba. Je zde popsána i biomechanika chůze, včetně hlavních fází krokového cyklu. V praktické části práce je popsána metodika měření, včetně nastavení přístroje a pomůcek užívaných během měření. Dále je zde uveden postup zpracování dat a jeho finální analýza.

## **Klíčová slova**

chodidlo, biomechanika lidské chůze, opěrné fáze kroku, dynamické měření tlaku na chodidlech, tenzometrické vložky do bot

## **Abstract**

This bachelor thesis deals with the structural changes in the support phase of the step under the influence of increasing load. The measurements are provided by the "Medilogic WLAN insole" system, which can be used to perform static and dynamic pressure measurements on the feet using pressure sensors. In the theoretical part, information concerning the development of the lower limb, especially the leg and foot, and their anatomical structure is described. The biomechanics of gait is also described, including the main phases of the gait cycle. In the practical part of the thesis, the measurement methodology is described, including the instrument setup and the aids used during the measurements. Furthermore, the data processing procedure and its final analysis are presented.

## **Keywords**

foot, biomechanics of human gait, support phase of the step, dynamic measurement of foot pressure, tensometric shoe insoles

## **Bibliografická citace**

KREJČÍ, Tomáš. *Strukturální změny v opěrné fázi kroku pod vlivem zvyšující se zátěže pomocí tenzometrických vložek do bot.* [online]. Brno, 2023 [cit. 2023-06-02]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/151593>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Centrum sportovních aktivit, Centrum sportovních aktivit. Vedoucí práce Pavel Korvas.

## Prohlášení autora o původnosti díla

<b>Jméno a příjmení autora:</b>	Tomáš Krejčí
<b>VUT ID autora:</b>	226398
<b>Typ práce:</b>	Bakalářská práce
<b>Akademický rok:</b>	2022/23
<b>Téma závěrečné práce:</b>	Strukturální změny v opěrné fázi kroku pod vlivem zvyšující se zátěže pomocí tenzometrických vložek do bot

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: .....

.....

podpis autora

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu doc. PaedDr. Pavlu Korvasovi, CSc. za pedagogickou a odbornou pomoc, a podnětné návrhy k práci.

# Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	10
Seznam obrázků.....	11
Seznam tabulek.....	12
Úvod.....	12
1 Teoretická část.....	13
1.1 Anatomie chodidla.....	13
1.1.1 Klenba chodidla.....	14
1.1.2 Hlavní dělení klenby.....	14
1.1.3 Strukturální a funkční stavba chodidla.....	15
1.1.4 Kinetika chodidla.....	16
1.2 Pohyb/Chůze.....	16
1.2.1 Vývoj lidské chůze.....	17
1.2.2 Biomechanika lidské chůze.....	18
1.2.3 Správné provedení chůze.....	19
1.2.4 Krokový cyklus.....	19
1.3 Svaly nohy.....	27
1.3.1 Svalová koordinace při chůzi.....	28
1.4 Patologie chodidla.....	29
1.4.1 Kategorie patologií.....	29
1.5 Dynamická plantografie.....	30
2 Cíl práce.....	31
3 Metodika měření.....	32
3.1 Výzkumný soubor.....	32
3.2 Měřicí zařízení.....	32
3.3 Protokol měření.....	33
3.4 Nastavení přístroje.....	33
3.5 Sběr dat.....	34
3.5.1 Zpracování dat.....	34



3.5.2	Statistická analýza .....	38
4	Výsledky .....	41
4.1	Vliv zátěže na poměr oporových fází chůze .....	41
4.1.1	Výsledky jednotlivých skupin .....	41
4.1.2	Výsledky mezi skupinami .....	42
4.2	Vliv zátěže na růst tlaku vyvíjeného na vložky v jednotlivých částech chodidla.....	43
4.3	Vliv zátěže na dobu trvání jednoho krokového cyklu .....	44
5	Diskuse .....	46
6	Závěr .....	49
	Seznam použité literatury .....	50
	Seznam příloh .....	54

## Seznam symbolů a zkratek

### Zkratky:

COP	Center of pressure
FSO	Celkový rozsah stupnice
MMT	Maximální svalové napětí
MTH	Hlavice metatarzu
SD	Směrodatná odchylka
SSR	Solid-state relé
WLAN	Wireless LAN

### Symboly:

$n$	počet subjektů	[-]
$f_{vz}$	vzorkovací frekvence	[Hz]
$l$	délka	[cm]
$m$	hmotnost	[kg]
$t$	čas	[s]
$P$	tlak	[N/cm <sup>2</sup> ]
$A$	hladina významnosti	[-]

## Seznam obrázků

Obr. 1.1.1 Příčná a podélná klenba chodidla [8].....	15
Obr. 1.2.1 Krokový cyklus – zjednodušeně [10].....	17
Obr. 1.2.2 Fáze krokového cyklu [14] .....	20
Obr. 1.2.3 Iliotibiální trakt [19].....	23
Obr. 1.3.1 Svaly dolní končetiny zobrazeny ve třech rovinách – levá noha [22] .....	27
Obr. 1.4.1 Stupně ploché nohy [29] .....	30
Obr. 3.5.1 Zátěžové vesty používané během měření .....	34
Obr. 3.5.2 Příklad mapy senzorů ve vložkách systému Medilogic [31].....	35
Obr. 3.5.3 Křivky představující změnu tlaku vyvíjeného testovanou osobou na vložky v čase .....	36
Obr. 3.5.4 Vyfiltrované křivky představující změnu tlaku vyvíjeného testovanou osobou na vložky v čase.....	36
Obr. 3.5.5 Vyfiltrované křivky představující změnu tlaku vyvíjeného testovanou osobou na vložky v čase, se zvýrazněnými vyhledanými body v ohraničeném časovém úseku .....	37
Obr. 3.5.6 Zobrazení vyznačených krajních bodů použitých pro zpracování výsledků.....	37
Obr. 4.1.1 Procentuální zastoupení jednooporové fáze testované skupiny vůči dvouoporové fázi	41
Obr. 4.1.2 Procentuální zastoupení dvouoporové fáze testované skupiny vůči jednooporové fázi	42
Obr. 4.3.1 Porovnání doby trvání jednoho krokového cyklu, při jednotlivých zatíženích.....	44

## Seznam tabulek

Tab. 3.1.1 Charakteristika testovaného souboru .....	32
Tab. 4.1.1 Rozdíl nárůstu poměru dvouoporové fáze vůči jednooporové fáze (v procentech; zaokrouhlené na setiny) .....	43
Tab. 4.2.1 Průměrná hodnota tlaku působícího na vložky během měření s různou zátěží [N/cm <sup>2</sup> ] (zaokrouhlené na setiny) .....	43
Tab. 4.2.2 Průměrná hodnota nárůstu tlaku při zvýšení zátěže o 5 kg (zaokrouhlené na setiny) ...	44
Tab. 4.3.1 Rozdíl doby trvání jednoho krokového cyklu při přidání zátěže (zaokrouhleno na tisíce) .....	45

# Úvod

Analýza lidské chůze je pro modelování obzvláště atraktivní kvůli jejímu významu v každodenním životě a její komplexnosti jako celkového pohybu těla. Zejména patologická chůze u lidí po nemoci nebo úrazu je předmětem mnoha současných výzkumů. Těmto a jiným fyzikálním podmínkám, ke kterým patří každodenní chůze, jimž je chodidlo vystaveno, jsou pozorovány již od konce století. V posledních mnoha letech, však s rozvojem elektronických měřicích přístrojů, lze získat mnohem podrobnější informace s vyšší přesností. To je zapříčiněno rozdělením plantárních tlaků (nebo sil) nejen při stoji, ale také během chůze. V současné době existují dva obecné způsoby prezentace naměřené reakce chodidla na zem, buď pomocí tlaků, nebo sil.

Všechny tyto fyzikální parametry je možné měřit novými bezdrátovými systémy pro měření tlaku v plantární oblasti, které byly vyvinuty se zaměřením především na dostupnost a jejich schopnost mobilní analýzy chůze, monitorování aktivity a rehabilitaci. Vzhledem k dlouhodobému nárůstu popularity sportu, se začalo mnohem více pozornosti věnovat technologiím, konkrétně jejich uplatnění ve sportu. Snahou je vyvinout přístroj, který sportovce žádným způsobem neovlivní při měření pohybu, prováděného v dané disciplíně, a zároveň naměří velmi přesná data.

V této semestrální práci je hlavním cílem analýza strukturálních změn v opěrné fázi kroku pod vlivem zvyšující se zátěže. Data byla zjišťována systémem Medilogic WLAN insole, pomocí kterého bylo provedeno dynamické měření tlaku na chodidlech tlakovými senzory, nacházejícími se uvnitř vložek. Struktura celé práce je rozdělena do dvou hlavních částí. Teoretická, věnující se vývoji dolní končetiny, především nohy a chodidla, a jejich anatomické stavbě. Jsou zde popsány informace, týkající se biomechaniky chůze, včetně hlavních fází krokového cyklu. Praktická část se věnuje metodice měření. Je zde popsáno nastavení přístroje a představení pomůcek, které byly použity během měření. Dále je zde uveden postup zpracování dat a jeho finální analýza.

# 1 Teoretická část

## 1.1 Anatomie chodidla

Noha, která se skládá ze zánártních kůstek, nártních kůstek a prstních článků, má dvě důležité funkce. Udržuje váhu našeho těla a slouží jako páka, která nám umožňuje pohánět tělo vpřed při chůzi a běhu. [1]

Při popisu anatomie chodidla je důležité zmínit tři nejdůležitější složky, podílející se jak na samotném držení chodidla či klenby tak ve finále i na celkové lokomoci. Těmito složkami jsou:

- a) Skelet
- b) Kloubní spojení
- c) Svaly chodidla

Skelet je obvykle rozdělen do tří částí. První z nich jsou kosti zánártní (*ossa tarsi*) tvořící téměř polovinu dorzální plochy chodidla. Jsou to: kost hlezenní (*talus*), kost patní (*calcaneus*), kost krychlová (*os cuboideum*) a tři kosti klínové (*os cuneiforme laterale, intermedium et mediale*). Kost hlezenní a kost patní společně nesou největší část váhy celého těla.

Další částí jsou dlouhé kosti nártní (*ossa metatarsi*), kterých je celkem pět a přímo se napojují na poslední úsek, články prstů (*phalanges*). [2]

Klouby, jiným názvem artikulace, mají dvě hlavní funkce: drží kosti bezpečně pohromadě, zároveň však také zajišťují pohyblivost tuhé kostry.

Kloubních spojení mezi jednotlivými tělními segmenty je velmi mnoho z důvodu velkého zatížení a tlaku vyvíjeného celým tělem. Jejich popisování bude tedy velice stručné. Každé chrupavčité spojení má své kloubní pouzdro i velmi pevná ligamenta. Nejdůležitější ligamenty spojují talocrurální kloub, *tarsi*, *tarsometatarsi*, *intermetatarsi*, *metatarsofalangy* a v neposlední řadě také klouby *interfalangeální*. *Tarsometatarsální* linie, spojující *ossa tarsi* a bázi *ossa metatarsi*, se nazývá *Lisfrankova* (dle francouzského chirurga a anatoma *Jacques Lisfranca de St. Matina*). Skloubení mezi *ossis naviculares* (kost člunková), *os cuboideum* (kost krychlová), *talus* (kost hlezenní) a *calcaneus* (kost patní) se běžně říká *Chopartův kloub* (podle francouzského chirurga *Francoise Choparta*). [3]

Mezi svaly, které působením na dolní končetinu umožňují pohyb v kyčelních, kolenních a nožních kloubech, patří ty největší a nejsilnější v těle. Tyto svaly jsou specializované na chůzi a na rovnováhu těla. Ke svalům, které se zapojují při *planární flexi*, *supinaci* či *abdukci* nohy patří: *m. soleus* (šikmý lýtkový sval), *m. extensor digitorum longus* (dlouhý natahovač prstů), *m. extensor hallucis longus* (dlouhý natahovač palce), *m. quadratus plantae* (čtyřhranný sval chodidlový), *m. flexor digitorum longus et brevis* (dlouhý ohýbač prstů), *m. flexor hallucis longus* (dlouhý ohýbač palce), *m. flexor hallucis brevis* (krátký ohýbač palce), *m. abductor hallucis* (abduktor palce nohy),

a mm. lumbricales (červovité svaly). Mezi svaly, které mají zároveň i podíl na udržování nožní klenby patří tyto: m. tibialis anterior et posterior (přední a zadní sval holenní), m. peroneus longus et brevis (dlouhý sval lýtkový), m. peroneus brevis (krátký lýtkový sval), m. adductor hallucis (přitahovač palce), m. flexor digitorum brevis (krátký ohýbač prstů). [3]

### **1.1.1 Klenba chodidla**

Klenba chodidla je architektonická struktura, která spojuje všechny prvky chodidla (klouby, vazy a svaly) do jednotného systému. Díky změnám svého zakřivení a pružnosti se klenba dokáže přizpůsobit nerovnostem terénu a přenášet na zem síly vyvíjené hmotností těla a jeho pohyby. Takovýto výsledku je schopna dosahovat v jakýchkoliv podmínkách, díky svým mechanickým schopnostem. [4]

Z hlediska motoriky zajišťuje lidská noha dvě klíčové funkce, a to funkci statickou a dynamickou. Pod statickou funkcí nohy si lze představit udržování stability těla, schopnost nést tíhu těla či být oporou vzpřímeného postoje. K dynamickým funkcím patří: umožnění lokomoce těla nebo schopnost přizpůsobit se tvaru podložky. Další příkladem dynamické funkce je tlumení nárazů a z toho vyplývající dobré pružení, díky kterému je chodidlo chráněné před poškozením primárně měkkých tkání. Jiným důvodem potřeby rozptýlit energii nárazu paty je snaha o zachování relativně klidného pohybu hlavy. [5]

„Architektonika spongiozní kosti zobrazuje průběh siločar v klenbě a vytváří oblouky z distálního konce tibie přes talus dozadu do kalkaneu a dopředu až do hlavic metatarsů.“ Tímto mechanismem je chodidlo pružnější a slouží jako protekce před poškozením. [6]

Trvalé zatěžování klenby nesprávným způsobem může vést k negativním vlivům týkajících se samotné funkce chodidla, vedoucí až ke změně stereotypu chůze či samotného kroku. Dlouhodobým zatěžováním tímto způsobem mohou u jedince vznikat bolesti jak v oblasti dolních končetin tak i v oblasti zad. [5]

V dnešní době je faktor svalů považován za nejdůležitější z hlediska zachování správné klenby chodidla. Svaly však nejsou to jediné, řadí se k nim také rozložení kostních elementů a vazů. [5]

### **1.1.2 Hlavní dělení klenby**

Co se týče samotné klenby, můžeme ji rozdělit na dvě klíčové části, a to klenbu podélnou a klenbu příčnou (viz. Obr. 1.1.1).

*Podélná klenba nožní* - Podélná klenba laterální strany je konstruována níže, než je tomu na straně mediální. K její stabilizaci slouží longitudinální vazy (zajména ligamentum plantare longum), svaly (m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a krátké svaly planty), aponeurosis plantaris a úpon m. tibialis anterior zdvihající klenbu kraniálním směrem. [3]

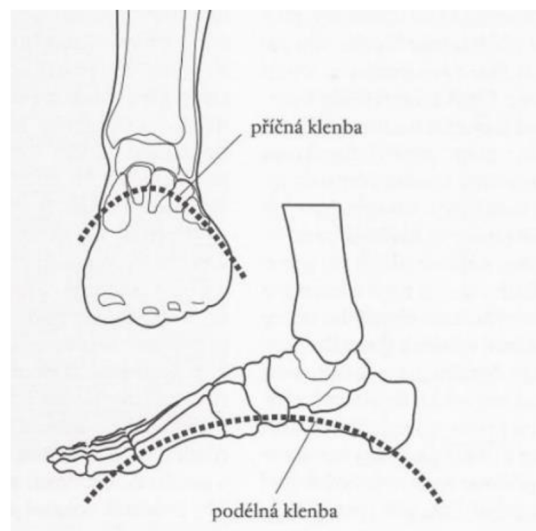
Je tvořena převážně na vnitřním okraji chodidla. V podstatně nižším zastoupení se nachází i na vnějším okraji. Dělíme ji na dva paprsky, a to palcový podélný paprsek a malíkový podélný paprsek. [7]

Vnitřní tzv. palcový podélný paprsek podélné klenby tvoří: talus (kost hlezenní), os naviculare (kost loďková), ossa cuneiformia (kost klínovitá), metatarsus I. - III. a dále články 1. - 3. prstu. Poslední částí je os naviculare (kost loďková), jenž se nachází na vrcholu paprsku. [3]

Zevní tzv. malíkový podélný paprsek vytváří: calcaneus (kost patní), os cuboideum (kost krychlová), metatarsus IV.-V. a články 4. - 5. prstu. Oba paprsky podélné klenby se vějířovitě rozbíhají distálním směrem. Rozdíl můžeme najít v jejich klenutí a rigiditě. V porovnání s paprskem malíkovým je paprsek palcový mnohem více klenutý a rigidní. [7]

*Příčná klenba nožní* – Je tvořena mezi I.-V. metatarsem. Hlavička I. metatarsu se opírá o dvě sezamské kůstky, díky čemuž se nachází 6 milimetrů nad zemí, tedy ve stejné výši jako hlavička V. metatarsu. Dále prochází hlavičkami meziprstních kostí. Nejvýše nad zemí se nachází hlavička II. metatarsu, a to 9 milimetrů. Tato část je zároveň dle Kapandji “klíčový kámen“ celého klenby. [4]

Nejvíce zřetelná je tato klenba v úrovni ossa cuneiformia (kostí klínovitých) a os cuboideum (kosti krychlové). Velmi důležitým prvkem je tzv. šlašitý třmen tvořený předním holenním svalem a dlouhým lýtkovým svalem. Společně s transversální vazy a svaly – m. tibialis anterior (přední sval holenní) a m. peroneus longus (dlouhý sval lýtkový), má za úkol podporu držení příčné klenby. [4]



Obr. 1.1.1 Příčná a podélná klenba chodidla [8]

### **1.1.3 Strukturální a funkční stavba chodidla**

Při pohybu chodidla je důležité zmínit, že se stýkáme s 3D-šroubovicí nebo také helixem. Uprostřed chodidla se nachází os naviculare (kost loďkovitá), která dotváří nárt, vytvářející oblouk podobný písmenu C. Při tahu hlavy m. peroneus longus et brevis (dlouhý sval lýtkový) rotují posteriorní struktury chodidla směrem laterálním. Tahem m. tibialis anterior et posterior (přední a zadní sval



holenni) rotují anteriorní struktury směrem mediálním, tedy opačným směrem než struktury posteriorní. Tyto dva soubory struktur spolu během chůze vytváří obraz tvaru písmene S, jenž se táhne od paty, laterální stranou planty až k vrcholu palce. Pokud bychom tyto dva oblouky spojili, dochází k vytvoření 3D šroubovice. Tento útvar se s přibývajícím kroky zpevňuje, díky zasouvání obou segmentů mediálním směrem do sebe. Díky měkkým složkám jako klouby, vazy a tuk, dochází k ustavičnému tlumení nárazů. [9]

#### **1.1.4 Kinetika chodidla**

Jedním z cílů chodidla je absorpce většiny kinetické energie, která na ni působí směrem od země. Z tohoto důvodu má konstrukce podobu vyvinutou takovým způsobem, aby všechny fyzikální veličiny, působící na chodidlo, zvládala pojmát a dále s nimi pracovat (např. odraz od země, přesun váhy na chodidle). Co se týče plenty nohy, její zatížení je nerovnoměrné. Velký vliv na tuto skutečnost mají jednak fáze pohybového cyklu, dále také pronace a supinace. Tyto dva pohyby jsou možné hlavně díky subtalárnímu kloubu (articulatio talocalcanea), hlezennímu kloubu (articulatio talocruralis) a Chopartově kloubu (articulatio tarsi transversa). Nejzásadnější z těchto kloubů je subtalární, který se podílí jak na pronaci tak také na supinaci. Úkolem hlezenního kloubu je hlavně dorzální a plantární flexe. [3]

„Ke kloubům nohy řadíme rovněž funkční jednotku - Chopartův kloub – označení pro kloubní linii napříč nohy, kde na sebe navazuje skloubení talokalkaneonavikulární a kalkaneokuboidní, je to důležitá linie z hlediska pružnosti nohy. Zpevnění je zajištěno vazy probíhajícími předozápadně na dorzální a plantární straně. Tento kloub je pod vlivem subtalárního kloubu.“ [3]

Tyto tři zmiňovaná skloubení tvoří dohromady heterokineticky společný kloub. Pokud bychom omezili rozsah v jednom z těchto skloubení, došlo by ke zvýšenému rozsahu ve skloubení jiném. [4]

V první fázi kroku dopadá noha na tuber calcanei (místo úponu Achillovy šlachy), při tomto pohybu dochází k mírné supinaci, následované silnou pronací. Těžiště se postupně přesouvá anteriorním směrem na laterální stranu plenty. V další, a tedy poslední fázi dochází k přesunu zatížení z malíkové hrany na hranu palcovou. Zde se noha přes hlavičky I. a II. metatarsu odráží. [4]

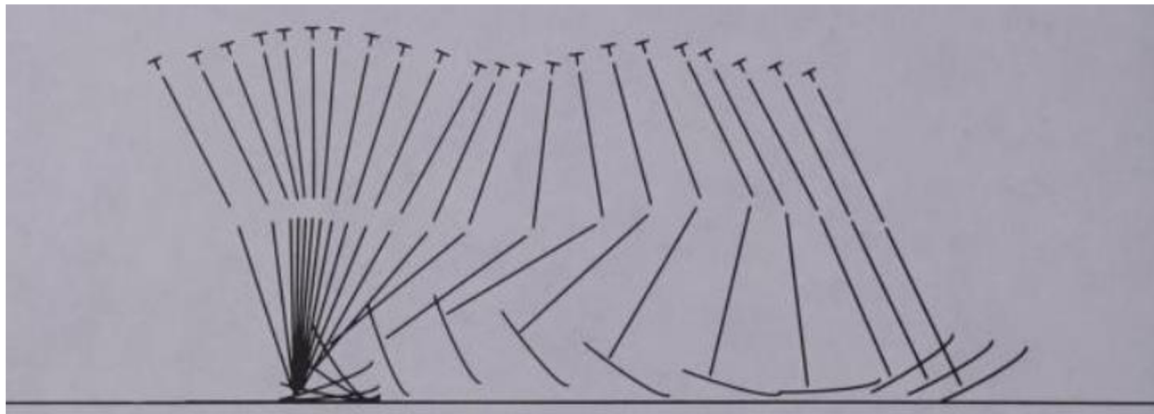
U chůze, která se týká laterálního postavení špiček, dochází k omezení rozsahu hlezenního kloubu. Zároveň se však zvyšuje rozsah v kloubu subtalárním. V případě opačné chůze, můžeme vyzorovat, že tomu je naopak. [4]

## **1.2 Pohyb/Chůze**

Pohyb je z fyzikálního hlediska definován jako změna polohy vyvolaná silou. Silou na sebe mohou působit dvě tělesa buď vzájemným kontaktem nebo pomocí silového pole (elektrické, gravitační, magnetické). Na lidské tělo, jakožto třírozměrné těleso, působí tři síly. První z nich je gravitace,

druhou je síla svalů a pod třetí si můžeme představit soubor sil, při nárazu či deformaci). [5] EARLS, James. *Zrození k chůzi: proč a jak chodíme po dvou : myofasciální výkonnost a tělo v pohybu*. 1. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-1749-9.

V případě člověka jsou tyto síly využívány k lokomoci. Zdrojem může být naše vnitřní energie, která vzniká jako reakce na myšlenku s cílem provedení nějakého úkonu. Touto výslednou reakcí je pohyb lidského těla. Na Obr. 1.2.1 Krokový cyklus – zjednodušeně [10] lze vidět krokový cyklus, který se rovná přirozenému provedení pohybu člověka, zjednodušeně vizualizovaný dle Perry. [10] PERRY, Jacquelin. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, 1992, 524 s. ISBN 978-1-55642-192-1.



Obr. 1.2.1 Krokový cyklus – zjednodušeně [10]

### **1.2.1 Vývoj lidské chůze**

#### **Počátky vývoje**

Evoluce započala podle mnohých zdrojů zhruba před čtyřmi miliony let. Chůze umožňovala snadnější přesun, a tedy migraci na nová místa. Nejsou známy přesné důvody impulsu, který předchůdce člověka donutil postavit se na dvě nohy. Existují dvě možnosti způsobu vývoje.

První je nazývána „hypotéza vodní opice“. Dle Morganové (1982), vychází myšlenka vývoje chůze z oblasti, ve které člověk kdysi pobýval. Lidé sídlili u vody, tudíž část života trávili v částečně vodním prostředí [11]. Z tohoto důvodu by výše položené těžiště nasvědčovalo vysoké podobnosti s realitou. Tato teorie pochází od Maxe Westenhöfera, který ji navrhl roku 1942 a roku 1960 ji rozšířil. [12]

Druhou variantou, která je v dnešní době považována za nejpravděpodobnější, je tzv. „hypotéza savany“, která říká, že bipedalismus se vyvinul jako přímý důsledek přechodu člověka ze stromu do savany, a tím kompletní změně stylu života. Tato myšlenka byla ve svých počátcích často kritizována, jelikož spousta ranných autorů považovalo savanu za mozaiku prostředí od lesů po pastviny. [13]

#### **Postupné formování chodidla**

Spolu s postupným zvedáním těžiště člověka se začaly formovat i jeho nohy. V době počátku vertikalizace těla, byly nohy a ruce velmi podobné. Změna tvaru a konstrukce do dnešní podoby

trvala ještě spoustu dalších let. Chůzi dnešního typu však můžeme zpozorovat již před dvěma miliony let u *Homo erectus*. [9]

„Při vývoji od úchopové nohy podobné opičí k lidské noze se evoluce nechala inspirovat: použila trik se spirálou! Kulová klenba úchopové nohy se přebudovala na spirální klenbu. Pata se otočila o devadesát stupňů, patní kost zmohtněla a palec se uložil rovně dopředu.“ [9]

Tuto spirální klenbu můžeme vidět téměř všude v přírodě. Konkrétně při růstu rostlin či paroží zvěře. I spoustu dalších žvlů je spjato se spirálovitým tvarem, lze zmínit například naši DNA. Výhoda tohoto tvaru je jak pružnost tak pevnost. [9]

### **1.2.2 Biomechanika lidské chůze**

Cyklus chůze je definován jako časový interval mezi dvěma po sobě jdoucími událostmi v opakujícím se cyklu chůze.

Ačkoli pro definování počátku cyklu chůze by mohl být zvolen jakýkoliv moment, je obecně vhodné používat okamžik, kdy se jedna noha dotkne země. Tento moment nazýváme "počáteční kontakt". Pokud je rozhodnuto začít počátečním kontaktem pravé nohy, jak je znázorněno na Obr. 1.2.2 Fáze krokového cyklu [14], bude cyklus pokračovat, dokud se pravé chodidlo opět nedotkne země. Totožnou sérií událostí projde i levá noha, s rozdílem časového zpoždění o polovinu cyklu. [14]

Stabilní lidská lokomoce vyžaduje periodický pohyb nohou. Normální chůze zahrnuje koordinovaný pohyb v kyčli, koleni a kotníku, přičemž žádný z těchto kloubů není jednoduchý. Svaly, které se upínají na různých místech podél kosterní opěrné struktury, často plní více funkcí zároveň. Tato složitá architektura nesmírně ztěžuje modelování a analýzu, ale také poskytuje redundanci, která umožňuje chůzi po nemoci nebo zranění. Patologie vedou ke vzniku pozoruhodných kompenzačních mechanismů umožňujících lokomoci, často s neobvyklým držením těla nebo používáním svalů pro nezvyklé funkce. Hlavní část energie, spotřebované při chůzi, je nutná pro vertikální pohyb těžiště těla. Z důvodu minimalizace posunu těžiště v obou horizontálním i vertikálním směru mají lidé schopnost koordinace pohybu kotníků, kolen či kyčlí. [7][15][16]

Při kontaktu těla se zemí dochází k uplatnění Newtonova III. pohybového zákona v praxi, kdy se akce, tedy síla gravitace (nebo také gravitační síla), která působí směrem dolů, odráží zpět na tělo a vytváří tak rovnoměrnou reakci (reakční sílu). Při klidovém postoji je gravitační síla rovna hmotnosti člověka vynásobené tíhovým zrychlením. Zmiňovaná reakční síla působí směrem nahoru ze všech částí těla, které jsou v přímém kontaktu s podložkou či zemí, nejčastěji chodidla. Rozložení těchto sil na chodidla není rovnoměrné, kdy některé oblasti chodidla přebírají větší část sil než jiné. Při zprůměrování všech sil působících na každou část chodidla (při normálním postoji), lze reakční sílu zobrazit jednou silou působící ve středu těžiště. [15]

Kromě sil působících čistě vertikálně, mohou síly působit i v jiných směrech. Při chůzi například vznikají mezi chodidlem a zemí třecí síly. Když se chodidlo dotkne země při dopadu na

patu, způsobuje tření mezi patou a zemí třecí sílu v horizontální rovině, která působí proti chodidlu. Tato síla má na těleso brzdné účinky a tím pádem ho zpomaluje. Dochází ke zrychlení při odrazu. [17]

Při chůzi kromě zrychlování a brždění také stoupáme a klesáme. Vzhledem k tomu, že síla se rovná hmotnost krát zrychlení, každé zrychlení těla se projeví reakcí, při splnění podmínky, kdy je alespoň jedna noha na zemi. Zrychlení směrem nahoru, ke kterému odchází při odrazu, se projeví zvýšením vertikálního zatížení (hmotnosti). Při zrychlení opačným směrem, dochází ke snížení efektivní hmotnosti těla. [17]

### **1.2.3 Správné provedení chůze**

Při správném provedení chůze, odval počíná v tuber calcanei (místo úponu Achillovy šlachy), pokračuje přes laterální hranu chodidla až k palcové straně. Šířka i délka kroku jsou symetrické a frekvence krokového cyklu probíhá ve stejném rytmu. Rotace kyčelního kloubu je mírně zevní. Pánev se suně laterálně ke straně stejné nohy a klesá (maximálně o 5° opačné nohy). Nedochází k žádným větším rotacím ani antevertzi pánve. Stejně tak je to se zvětšením lordotického držení v bederní oblasti. Lumbosakrální a thorakolumbální přechody se nacházejí nad sebou. Rotace páteře je bez větší odchylky směrem od osy těla. Lopatky stejně jako ramena jsou ve středním postavení. Horní končetiny (ruce) jsou volně puštěny podél těla. V nejlepším případě konají ruce pohyb přímo z ramen (do 45°) a navazují přirozeně na rotaci páteře. [6]

### **1.2.4 Krokový cyklus**

Během chůze dochází k neustálým trojrozměrným změnám, což má často za následek problém při následné analýze. Pro zjednodušení detekce jednotlivých fází krokového cyklu určil Wall et al (1987) tyto body za klíčového pro lepší provedení požadované analýzy chůze [18]:

1. Počáteční kontakt (angl. Initial contact)
  2. Odvinutí palce druhé nohy (Opposite toe off)
  3. Odvinutí paty (Heel rise)
  4. Počáteční kontakt druhé nohy (Opposite initial contact)
  5. Odraz palce (Toe off)
  6. Chodidla na stejné úrovni (Feet adjacent)
  7. Vertikální postavení tibie (Tibia vertical)
- (1. Počáteční kontakt (Initial contact))

Těchto sedm událostí dělí cyklus chůze na sedm částí. Čtyři z nich nastávají ve stejné fázi, kdy je chodidlo v kontaktu se zemí. Další tři ve fázi švihové, tedy v momentě, kdy se noha pohybuje vzduchem vpřed (viz. Obr. 1.2.2 Fáze krokového cyklu [14]). Stojná fáze, také nazývaná "oporová fáze" nebo "kontaktní fáze", jenž trvá od prvního kontaktu se zemí do odlepení špičky, se dělí na následující části:

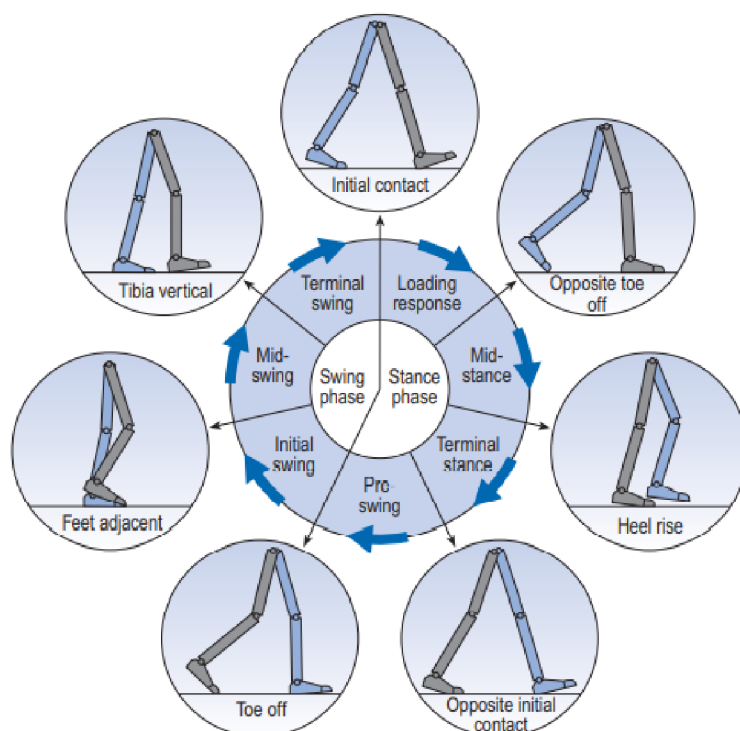
- a) Fáze zatěžování (“loading response”) – 0-12 % krokového cyklu
- b) Střední postoj (“midstance”) – 12-31 %
- c) Závěrečný postoj (“terminal stance”) – 31-50 %
- d) Předšvihová fáze (“preswing phase”) – 50-62 %.

Švihová fáze trvá od odpoutání špičky prstů od země do dalšího počátečního kontaktu se zemí. Dělí se na na:

- a) Počáteční švih (“initial swing”) – 62-75 %
- b) Mezišvih (“midswing”) – 75-87 %
- c) Konečný švih (“terminal swing”). – 87-100 %.

Na rozmezí oporové a švihové fáze je definována fáze dvojí opory.

Jeden kompletní cyklus chůze se skládá z těchto dvou fází. [14]



Obr. 1.2.2 Fáze krokového cyklu [14]

Komplexnost (složitost) funkce kotníku se dá nejlépe zobrazit korelací pohybu, požadovaných vektorů a svalová reakce podle fází krokového cyklu. Rovnováha mezi cílenými požadavky a odezvou je jasně zřejmá.

Následující fáze jsou popsány dle Perry [10]:

#### **Počáteční kontakt**

V první fázi kroku dochází ke kontaktu paty s podlahou. Pro zahájení optimálního zvednutí paty je kotník v neutrální poloze, koleno natažené a kyčel ohnutá. V okamžiku, kdy se chodidlo dotkne země, je končetina v optimální poloze pro zahájení stability kolene a jeho následného pohybu. Kotník je v neutrální dorzální flexi, koleno je natažené a kyčel je ohnutá přibližně o 30°. Kontakt

s podlahou je realizován patou. Při nárazu (první kontakt s podložkou) na podlahu vznikne okamžitá, náhlá vertikální reakční síla podlahy, tělo v tomto momentě chvíli volně padá. Srovnání vektoru s klouby zavádí tři nestabilní polohy (kotník, kyčel a trup) a jednu stabilní (koleno). U kotníku vytváří vektor s počátkem v patě točivý moment, který působí proti dorzální flexi v kotníku. Koleno je pasivně stabilní, díky přednímu zarovnání vektoru. V kyčli i v trupu dochází k ohybovým momentům v důsledku přední polohy vektoru.

Svalová aktivita v okamžiku počátečního kontaktu zajišťuje potřebnou kontrolu při zatížení končetiny. V kyčli jsou aktivní obě extenzorové skupiny, tj. hamstringy a svaly jednoho kloubu (gluteus maximus a adductor magnus), aby omezily vzniklé ohybové momenty. Činnost čtyřhlavého svalu stehenního v kolenu je v okamžiku počátečního kontaktu zbytečná, protože pasivní extenzorový moment je zajišťován předním vektorem. Jeho existenci reflektuje přechod mezi konečným švihem a stádiem zatěžování, kdy je akce kvadricepsu velmi nezbytná. Současná aktivita hamstringů poskytuje protisílu, která zabraňuje hyperextenzi kolene. Noha je v neutrální poloze podepřena působením pretibiálních svalů. Hlezenní i subtalární klouby jsou stabilizovány kombinovanou činností tibialis anterior (inverze) a extenzorů dlouhých prstů (extensor digitorum longus a extensor hallucis longus).

### *Fáze zatěžování*

Dochází k omezení flexe v kolenu. Tlumení nárazů zajišťuje kvadriceps omezující rozsah oblouku, vznikající flexi kolene. Tento svalový úkon také udržuje stabilitu v kolenním kloubu při přenášení váhy. Je zde omezena plantární flexe kotníku. Kolébání paty pokračuje v progresi těla, a zároveň přispívá k tlumení nárazů. Dochází také ke stabilizaci kyčelního kloubu, čímž je zachováno vzpřímené držení trupu.

Stadium zatěžování je fází největší svalové aktivity, vzhledem k požadavkům na kontrolu těla ve všech třech rovinách. Tři oblouky pohybu, které provázejí zatížení končetin, zajišťují tlumení nárazů, aby se snížil účinek rychlého přenosu váhy. Ke stabilitě kolen přispívá i stažení stehenního svalu. Těmito úkony dochází k flexi kolene do  $18^\circ$ , plantární flexi kotníku do  $10^\circ$  a subtalární valgositě. Všechny jsou stimulovány tím, že vektor tělesné hmotnosti je umístěn v patě. Zároveň je minimalizován pohyb v kyčli, z důvodu stabilizace trupu na straně končetiny přebírající váhu. Pohyby v sagitální rovině jsou iniciovány vzepětím paty. Přenesení tělesné hmotnosti na stojnou končetinu, přičemž pata je jedinou opěrnou plochou, pohání přední část chodidla směrem k podlaze. Výslednými pohyby jsou plantární flexe hlezna a flexe v kolenu. Plantární flexe kotníku je iniciována vektorem, nacházejícím se v patě. Tento pohyb přispívá k tlumení nárazů tím, že umožňuje holenní kosti kontrolovaně mírně klesnout. To má za následek zpomalení rychlosti pohybu kotníku, díky funkci pretibiálních svalů. Povolená plantární flexe kotníku ( $10^\circ$ ) snižuje stupeň předsunutí holenní kosti a z toho vyplývající flexi kolene, kontaktem přední části chodidla se zemí. Flexe kolene je způsobena aktivitou pretibiálních svalů, z důvodu omezení míry poklesu

chodidla. Touto aktivitou je rovněž přitáhnutí holenní kosti dopředu směrem od linie váhy těla. Flexe kolene je zvláště setrvačností stehna, která způsobuje zaostávání stehenní kosti.

Během pasivního odblokování kolena zvednutím paty, dochází k další flexi kolene podporované nízkou aktivitou hamstringů. Pokrčená poloha kyčle zvyšuje tah kolenního kloubu zatížením proximálního konce stehenní kosti tělesnou hmotností. Pohyb kolene je omezen na 15° rychle zvýšenou aktivitou čtyřhlavého svalu stehenního. Výsledkem je dostatečná flexe kolene, která tlumí náraz při zatížení končetiny, přičemž je zachována stabilita potřebná pro bezpečné nesení váhy. Maximální aktivita kvadricepsu je přibližně 30 % maximální síly při manuálním svalovém testu. Tuto kontrolu kolene zajišťují čtyři vasti. Složka čtyřhlavého svalu stehenního (m. rectus femoris) se účastní jen zřídka, protože její působení na flexi kyčle by pouze zvyšovalo nároky na extenzory kyčle, které aktivně brzdí pasivní flexní moment. Kromě toho, že čtyřhlavý sval stehenní omezuje pasivní flexi kolena, vytváří přední střížnou sílu, které pasivně odolává přední zkřížený vaz. Tento přední tah je dynamicky zmírňován antagonistickou zadní silou všech tří hamstringů. Ideální ochrana předního zkříženého vazy by vyžadovala dominanci dlouhé hlavy m. biceps femoris, která by k působení flexorů přidala vnější rotaci, avšak nejdéle aktivní svalem je m. semimembranosus.

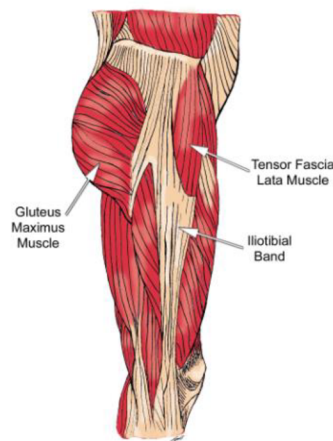
Při flexi v kyčli o 30° dochází ke vzniku flexního momentu, způsobeného zatížením končetiny. Vektor těla se v daném momentě nachází před kloubem. Rychlá a silná (30 % MMT) reakce m. gluteus maximus a m. adductor magnus brání další flexi. Této kontrole extenzory kyčle napomáhá přetrvávající nízká aktivita hamstringů. Flexi trupu na pánev brání krátká akce bederních extenzorů. Těmto svalům pomáhá stabilizace pánve, kterou zajišťuje působení extenzorových svalů kyčle. Fyzikální nároky koronární roviny těla v kyčli a koleni souvisejí se silným addukčním momentem, který následuje po rychlém přenesení tělesné hmotnosti na končetinu. Podnětem je pokles nezatížené strany pánve. Kroutící moment je větší v kyčli než v koleni, protože páka ramene mezi vektorem těla a linií kloubu je delší. Tyto nároky přetrvávají po celou dobu postoje.

V kyčli je pokles kontralaterální pánve omezen na 5° díky silné reakci abduktorového svalstva kyčle (gluteus medius/minimus, horní gluteus maximus a tensor fascia lata). Výpočty síly abduktorových svalů podpírajících pánev dosahují v průměru 1,5násobku tělesné hmotnosti.

Adduktorový moment v koleni je z velké části omezen iliotibiálním traktem, který lze vidět na Obr. 1.2.3. Může se jednat o pasivní děj, který doprovází kontralaterální pokles pánve, nebo o děj dynamický, kdy se do traktu zapojuje jak sval m. gluteus maximus tak sval m. tensor fascia lata. Existuje možnost vyšší dynamické laterální ochrany kloubu v období působení dlouhé hlavy bicepsu femoris, ta je však obvykle krátká. Akcí v koronární rovině na chodidle je valgozita subtalárního kloubu. Ta umožňuje mírný pokles kosti patní, čímž tlumí nárazy. Míra subtalární valgozity je omezena působením m. tibialis anterior a m. tibialis posterior. Rotace v příčné rovině souvisí s ději na chodidle i v kyčli. Primárním účinkem subtalární valgozity je vnitřní rotace stydké

kosti. Jelikož kotník následuje talus, dochází k lepšímu zarovnání osy kotníku s dráhou pohybu. Doprovodná rotace tibie přináší vnitřní rotační moment v koleni. Zpomalení rotace kolene vnější rotační silou závisí na dostupnosti napětí iliotibiálního traktu a působení dlouhé hlavy m. biceps femoris.

Příčná rotace v kyčli je obecně definována jako přední rotace pánve. Přítomnost dynamické příčné rotace v kyčli je implikována rozdílem v trvání aktivity mediálních a laterálních hamstringů. Činnost m. semimembranos přetrvává po celou dobu reakce na zatížení, zatímco dlouhá hlava m. biceps femoris brzy ustává. Výsledkem je nerovnováha směrem k vnitřní rotaci. To by napomohlo k progresi pohybu druhé končetiny v předšvihové fázi. V kolenním kloubu existují dva mechanismy vnitřní rotace holenní kosti: vzdálené působení subtalárního valgozity a působení m. semimembranos. Protisily vůči zevní rotaci by následovaly napětí iliotibiálního traktu a působení m. biceps femoris. V důsledku toho dochází k malému pohybu.



Obr. 1.2.3 Iliotibiální trakt [19]

### ***Střední postoj***

Ve středním postoji dochází k omezení dorzální flexe v kotníku. Kolébavý pohyb kotníku umožňuje postup vpřed. Působení svalu m. triceps surae, který omezuje rychlost postupu tibie, je hlavním faktorem určujícím stabilitu kolene. Dochází zde také k extenzi kolene, kdy postupné napřimování kolene zvyšuje stabilitu končetiny při zatížení. Působení abdukčních svalů stabilizuje pánev v rovném držení, což poskytuje vhodný základ pro vzpřímené postavení trupu a stabilizuje kyčelní kloub v koronární rovině.

V této fázi také dochází ke změně předního/zadního nastavení linie hmotnosti těla v každém kloubu. Při přetáčení končetiny směrem dopředu přes opěrnou nohu, přesouvá se kritické místo dynamické stability z kolene na kotník. Intenzivní svalová činnost v kyčli a koleni, která byla přítomna během reakce na zatížení, rychle končí brzkou fází středního postoje. Stabilita končetiny se stává závislou na působení svalů m. soleus a m. gastrocnemius. Významnými faktory jsou vektorové nastavení a postupná hybnost. Během středního postoje se vektor posouvá před kotník a kolen a za kyčel. Kontralaterální rozkročení přenáší celkovou hmotnost těla na končetinu



ve středním postoji. Postupující hybnost z kontralaterální švihové končetiny a zbývající energie pohybu z kolébání paty, táhne kotník do dorzální flexe. Posun holenní kosti z pozice 7° plantární flexe v okamžiku odrazu kontralaterální nohy je rychlejší v první polovině středního postoje. Neutrálního vyrovnání je dosaženo v bodě 20 % cyklu chůze. V poslední polovině středního postoje dochází k dorzální flexi pouze o 4°. Tento rozdíl v rychlosti dorziflexe kotníku představuje posunutí vektoru relativně dozadu a časovou reakci svalu m. soleus. Jakmile se vektor i hlezenní kost nacházejí za vertikální střední čarou, vzniká silný stimul pro sval m. soleus, kterým dochází k stabilizaci hlezenní kosti pro stabilitu končetiny při očekávaném zatížení. M. gastrocnemius má tendenci začínat asi o 5 % cyklu chůze později a intenzita jeho aktivity stoupá pomaleji. Tyto odchylky od normálu jsou v souladu s působením flexe kolene způsobené m. gastrocnemius a odpovídají poloze kolene. V kolenním kloubu způsobuje přidaná zátěž opory jedné končetiny malé zvýšení flexe v koleni na 18° na začátku středního postoje, jelikož vektor se nachází stále za kloubem. Následně dochází k postupné extenzi kolene, způsobené stehenní kostí postupující přes holenní kost, která byla zadržována svalem m. soleus. Aktivita čtyřhlavého svalu stehenního pokračuje, dokud není vektor před kolenem. Během této doby táhnou svalová vlákna stehenní kost dopředu, což lze považovat za příspěvek k celkové progresi pohybu.

Kyčelní kloub neustále zmenšuje svou flexi a z počátečních 30° flexe se posouvá na 10°, avšak přímá svalová kontrola probíhající extenze kyčle je minimální. Během počátku středního postoje je EMG m. semimembranosus nízké. Dochází však k pokračujícímu působení zadního m. gluteus posterior. Další extenze kyčelního kloubu je dosahována nepřímým tahem čtyřhlavého svalu stehenního a posunem vektoru za kyčelní kloub. Načasování této pozdější události závisí na relativní vertikálnosti trupu nad pánví. Zaznamenaná flexe v kyčli představuje přední sklon pánve, vznikající dosažením stehna neutrálního postavení na konci středního postoje.

### ***Závěrečný postoj***

Dochází ke zdvihání paty. Zhoupnutí chodidla má za následek přesun váhy těla mimo oblast opory. V této fázi pohybu je, vlivem zvedání paty, kotník dynamicky stabilizován. Hlavní složkou progresu pohybu je volný pád těla směrem dopředu, který zároveň způsobuje nestabilitu v sagitální rovině. Zdvihnutí přední části chodidla ve finální části pohybu má za následek fáze závěrečného postoje z důvodu pokračování pohybu a udržení stability. Během přetáčení těla přes špičku chodidla směrem dopředu, dochází k dorzální flexi kotníku o 10° a při dokončení extenze kolene a dosažení stehna koncového bodu trajektorie, ke zvednutí paty.

Předsunutí trupu má za následek posunutí vektoru do nejpřednějšího bodu kotníku a díky postavení dolní končetiny dochází rychlému poklesu hmotnosti těla, což vede ke zvýšené reakční síle na zem. Výsledkem je velký moment dorziflexe hlezna, který vyžaduje silnou reakci m. gastrosoleus, pro stabilizaci holenní kosti a kotníku. Stabilita v oblasti kolenního a kyčelního kloubu je zajištěna pasivním působením m. soleus na holenní kost.

Rotací komplexu chodidlo/holeň na přednoží, na konci této fázi krokového cyklu, dochází k posunu středu kolene k a následně před osu vektoru. Tím se natažené koleno uvolní a začíná jeho flexe. Jejím možným spouštěcím faktorem je napětí v m. gastrocnemius.

### ***Předšvihová fáze***

Dochází zde k flexi kolene. Většiny rozsahu flexe v koleni, použité při počátečním švih, je dosaženo během této fáze. Energie použitá k flexi kolene vzniká uvolněním potenciální energie prostřednictvím nepřímých akcí a reakcí v kyčli a kotníku. Při plantární flexi kotníku o 20°, dochází k flexi v koleni o 40° a flexi v kyčli do neutrální polohy. Posunutím vektoru do metatarzo-falangeálního kloubu a odlehčením končetiny, přenesením váhy na druhou končetinu, se uvolní chodidlo k následnému zvednutí paty. Tím se holenní kost posune na osu vektoru a dojde k flexi nezatíženého kolene a předsunutí stehna. Doprovodná plantární flexe kotníku udržuje délku končetiny a výšku pánve.

Činnost svalů je v této části předšvihové fáze omezená. Intenzita aktivity svalů m. Soleus a m. Gastrocnemius se snižuje na úroveň, odpovídající adekvátnímu zatížení při dvojí opoře končetiny, během toho co je druhá končetina zatížena. Podobně rychlý pokles aktivity lze zaznamenávat i u svalu m. flexor hallucis longus. Pokud hrozí nadměrná flexe v koleni, dochází k reakci m. rectus femoris. Ten pomáhá fixaci kolene a zároveň flexi v kyčli. Posun stehna (flexe v kyčli) do jiné pozice odráží flexe m. adductor longus, který se stahuje, aby omezil pomalu vznikající moment vlivem abdukce. Vlivem rychlého přenesení tělesné hmotnosti na druhou končetinu, předchází posun pánve posunu trupu. Tím se koronální vektor vyrovnává laterálním směrem k ose kyčelního kloubu a vzniká moment, vzniklý abdukci, jenž musí být omezen, aby byla zachována rovnováha při přenášení váhy. Anteriorně-mediální nastavení m. abductor longus vede jak k momentu flexe tak addukce. Oba tyto momenty jsou žádoucí.

Úkony probíhající během předšvihové fáze jsou předkopy (předkop-anglicky push-off) a jsou považovány za hlavní hnací sílu směrem dopředu. Přesněji řečeno se jedná o odstrčení končetiny, které vyvolá sílu, jenž končetinu posouvá směrem vpřed.

### ***Počáteční švih***

Dochází k ohybu kolene. Odstup chodidla od podlahy je více závislý na přiměřené flexi kolene než na poloze kotníku, protože při pohybu dolní končetiny se noha spontánně dostává do polohy špičkou dolů. Nastává ohyb v kyčlích a rychlé předsunutí stehna, což přispívá k výrazné hnací síle pohybu.

Zdvih prstů dolní končetiny je signalizací vysunutí nezatížené končetiny. Aby se chodidlo dostalo nad zem, je zapotřebí flexe kolene na 60°. Dochází k částečnému snížení plantární flexe hlezenního kloubu a flexi kyčle k posunutí stehna o 20°. V kyčli a koleni je svalová akce během počátečního švih proměnlivá. Nepevnějším flexorem kolene je krátká hlava bicepsu m. femoris. Jelikož mají obě hlavy bicepsu společnou šlachy, je tato akce často mylně připisována laterálnímu hamstringu (bicepsu, dlouhé hlavě). Takováto činnost by však bránila flexi v kyčli, protože dlouhá

hlava bicepsu je také extenzor kyčle. EMG záznamy jasně rozlišují působení obou bicepsů. Kombinovaná flexe v kyčli a kolene může být dosažena nízkou aktivitou m. sartorius nebo m. gracilis. U většiny subjektů při volné chůzi či pravidelně při rychlém nebo pomalém tempu zajišťuje nezávislou flexi v kyčli m. iliacus.

Činnost pretibiálních svalů (tibialis anterior a extenzory dlouhých prstů) je během počátečního švihů prudká, protože svaly začínají zvedat nohu. Omezený pohyb, kterého je dosaženo, odráží setrvačnost, kterou je třeba překonat.

### ***Mezišvih***

Dochází k dorzální flexi v kotníku. Odlepení chodidla od podlahy je umožněno aktivní kontrolou kotníku. Následuje flexe v kyčli a pokračuje aktivní posun končetiny.

Vzdálenost chodidla od podlahy je nyní závislá na poloze kotníku a kyčle. V kotníku probíhá dorzální flexe do neutrální polohy a kyčel dosahuje 30° flexe. Flexe kolene se snížila na 30°. Aktivita svalů, udržující kotník je nízkointenzivním pokračováním prudké akce m. tibialis anterior, která byla zahájena při počátečním švihů. Akce svalů ohýbače kyčelního kloubu je v tomto bodě minimální a extenze kolene je výhradně pasivní. Na konci mezišvihů začínají působit hamstringy, které se zintenzivňují v závěru švihů.

### ***Konečný švih***

Zpomaluje se pohyb kyčle. Další flexe v kyčli (tj. posun stehna) je potlačena. Zpomaluje se také pohyb kolene, čímž se zabrání hyperextenzi. Společně s tím probíhá v této fázi i extenze kolene. Tím se dosáhne pasivní stability kolene, kterou následuje přebrání hmotnosti těla. Dochází zde i k dorzální flexi v kotníku. Udržuje se neutrální poloha, aby se chodidlo dostalo do požadované pozice pro kontakt s podlahou.

Jedná se o přechodovou fázi mezi švihem a postojem. Posun stehna je zastaven, zatímco koleno pokračuje v extenzi do neutrální polohy (0-5° flexe). Kotník zůstává v neutrální poloze, může však klesnout do 5° plantární flexe. Svalová aktivita je v tento moment vysoká. Během první poloviny terminálního švihů se všechny tři hamstringy (m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris-dlouhá hlava) intenzivně kontrahují (30 % MMT), aby zadržely flexi v kyčli. Jejich současná činnost flexorů kolene zabraňuje nadměrné hyperextenzi způsobené hybností holeně, působící na nehybnou stehenní kost. Hamstringy poté rychle sníží svou akci na 10 %, resp. 5 % MMT. Během této doby se aktivují čtyřhlavé svaly stehenní, které se snaží o dokončení extenze kolene. Aktivita pretibiálních svalů je rovněž prudká, aby se zajistila pokračující dorzální flexe v kotníku. V důsledku této kombinace svalové činnosti je končetina optimálně připravena na zahájení nošení váhy, jakmile dojde k dalšímu počátečnímu kontaktu se zemí.

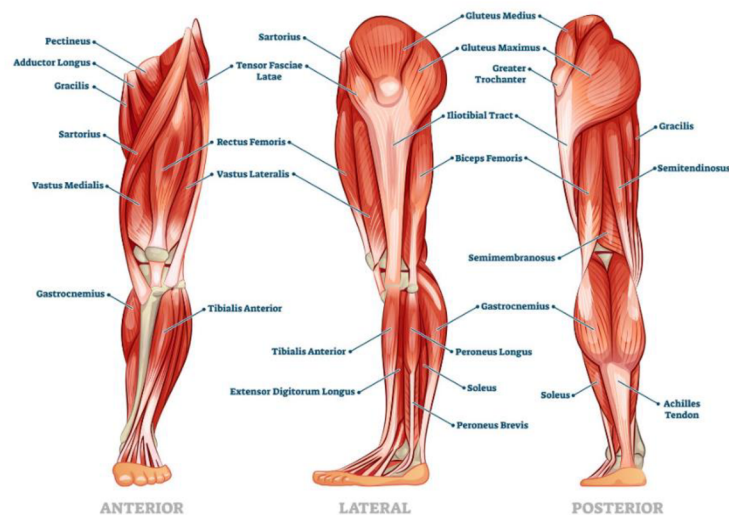
### 1.3 Svaly nohy

V lidském chodidle můžeme nalézt devatenáct svalů důležitých svalů, podílejících se na chůzi. Každý z těchto svalů se pojí na šlachu, která navazuje na kost. Jedním z faktorů, který umožňuje kloubům se hýbat jsou svaly. Obecné pravidlo nám říká, že šlachy jsou spojením mezi svaly a kostmi, oproti tomu vazy mají za úkol spojovat dvě rozdílné kosti. Svaly nohy mají svůj podíl také jak na podélné, tak i příčné nožní klenbě. Tyto svaly se nacházejí na chodidlové straně, kde jsou dále členěny na svaly jednotlivých skupin. Svaly palce, malíčku, střední a mezikostní skupinu. Můžeme je také nalézt na hřbetní straně chodidla. [20][21]

*Musculus soleus* (šikmý sval lýtkový) - vychází ze zadní plochy tibie (holenní kosti), femuru (stehenní kosti) a hlubokých lýtkových svalů. Jeho počátek se nachází na caput fibulae (hlavě lýtkové kosti).

*Extensor hallucis longus, extensor digitorum longus, m. tibialis anterior a m. peroneus tertius* - skupina ventrálních svalů, jenž se nachází na přední části tibie (holenní kosti) a fibuly (lýtkové kosti) a na membrana interossea (interosseální membrána). První dva jmenované se upínají na články prstů. Na bázi paclového matatarsu se upíná i m. tibialis anterior, který je hlavní dorziflexor kotníku.

*Flexor hallucis longus, flexor digitorum longus, tibialis posterior, peroneus longus a peroneus brevis* - první tři patří do dorzální skupiny svalů a nacházejí se v hluboké vrstvě, zatímco poslední dva se zařazují do skupiny laterální. Mají odstup v oblastech tibie, fibuly a interosseální membrány. Všechny svaly v tomto souboru se slabě podílejí na plantární flexi kotníku. První dva jmenované jsou zároveň flexory prstů, končí na distálních článcích.



Obr. 1.3.1 Svaly dolní končetiny zobrazeny ve třech rovinách – levá noha [22]

Seznam skupin svalů působících v chodidle, také známý jako „vnitřní svaly nohy“:

*Extensor digitorum brevis a mm. interossei dorsales* - nacházejí se na hřbetu nohy. E. digitorum brevis je extenzorem prstů. Mm. Interossei dorsales umožňuje prsty ohnout.

*Flexor digitorum brevis, m. abductor hallucis a m. abductor digiti minimi* - tyto svaly lze najít na spodní straně chodidla. Jejich cílem je umožnění flexe všech prstů, hlavně však malíčku a palce.

*Flexor accessorius, flexor hallucis brevis a flexor digiti minimi brevis* – jsou součástí mezilehlé vrstvy nacházející se v patě chodidla. Mají svůj podíl na flexi prstů.

*Adductor hallucis* – má dvě hlavy *caput obliquum* a *caput transversum*. Svým průběhem se podílí na podchycení příčné nožní klenby. Jeho umístění je v plosce nohy, díky čemuž umožňuje addukci a flexi palce.

*Plantar interrosei m. a lumbricales* – do skupiny *plantar interrosei* patří tři mezikostní svaly, které jsou uloženy na vrchní straně metatarsů. Do *lumbricales* patří čtyři svaly, které se podílejí na omezeném pohybu článků prstů.

### **1.3.1 Svalová koordinace při chůzi**

Na začátku pohybu se zapojují *mm. semispinales*, *mm. rotatores*, *mm. Multifidy*, na straně opačné (oporné) nohy *m. obliquus abdominis externus*, *m. gluteus medius*. Na noze, která provádí švih jsou aktivovány svaly *m. obliquus abdominis internus*, *mm. erector spinae*, *m. iliopsoas* a *quadratus lumborum*. V tomto momentě začíná mírná extenze a rotace kyčelního kloubu laterálním směrem. Addukce, ke které dochází na začátku pohybu vlivem *m. iliopsoas*, *m. rectus femoris*, *m. tensor fasciae latae*, *m. biceps femoris (caput breve)* a *m. sartorius*, se postupně mění v abdukci. [23]

Během dopadu je pánev stabilizována hýžd'ovými svaly, mezi které patří *m. gluteus maximus*, *m. gluteus medius* a *m. gluteus minimus*. U jedné nohy dochází v tomto momentě k flexi v koleni, zatímco u druhého k extenzi (v tomto případě vlivem *m. quadriceps femoris* a *m. sartorius*). Následně se k těmto svalům přidávají adduktory kyčle. Dorzální flexi a everzi hlezenního kloubu při odrazu a dopadu zprostředkovávají *m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus* a *m. extensor hallucis longus*. [23]

Vlivem opačné rotace pánve vůči ramennímu pletenci, dochází ke krutu. Ten je zapříčiněn opačnou svalovou kontrakcí mezi dolní a horní částí páteře. Kvůli stabilitě se těžiště přesouvá na stranu oporné nohy a jeho vektor prochází středem stojné nohy. V krátkém okamžiku, kdy jsou obě chodidla v kontaktu se zemí, dochází k extenzi kyčle vlivem *mm. glutei* a *flexorům kolene*. Tento děj probíhá do odlepení druhé končetiny od země z důvodu provedení svihu. Zároveň s tím se začne prací stehenních adduktorů přesouvat zatížení na plosce chodidla z laterální strany směrem ke středu. Dochází k nepatrné flexi v koleni. Díky *m. quadriceps femoris* dochází ke svislé poloze extenze. Aktivita tohoto svalu ve svislé poloze z důvodu uzamčení kolene končí. [23]

Následně dochází k opětovné flexi v koleni až do momentu, kdy dochází ke kontaktu paty se zemí. V tento moment přechází noha z plantární flexe do dorzální. Dochází k hyperextenzi v metatarzofalangeálním skloubení. Poté co je plenta nohy přitisknuta k zemi, začíná se měnit pronace

a supinace, což má za následek stabilizaci v opoře. Aktivita svalů, jež z počátku pohybu zajišťují dorzální flexi (m. tibialis anterior, mm. peronei, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus) se postupem času vytrácí. Stoj je udržován m. soleus, zatímco m. triceps surae pracuje na zdvihání těla kranio-ventrálním směrem. M. tibialis mezitím, nejvíce ve vertikální pozici, zabraňuje everzi a pronaci. [24]

## 1.4 Patologie chodidla

Schopnost chůze může být ovlivněna dlouhým seznamem různých onemocnění, jež může každé mít rozdílnou primární patologii. Dle Perry (1992) spadají tyto abnormality do čtyř funkčních kategorií – deformita, svalová slabost, zhoršená kontrola a bolest. Pro souvislosti v další části je potřeba si definovat termín „anatomicky nekoordinovaná noha“-noha, jež má buďto jeden nebo i několik příznaků. [15]

Podle Laupera (2007) existují typické znaky definující anatomicky nekoordinovanou nohu (anatomicky nekoordinovaná noha=noha, jež má buďto jeden nebo i několik příznaků). Může to být například nesprávné držení váhy na hlavičkách nártních kostí. Ty spolu vytváří oblouk tvaru C, kterým je ve zdravém případě zajišťováno odpružení příčné klenby, jež by v tomto případě měla sloužit jako tlumič nárazů. Další častou patologií je příčná plochost přednoží. V případě zdravé nohy jsou prsty rovné a v kontaktu se zemí, v nezdravém případě dochází k „hallux valgus“. Dochází k případu vbočeného palce směrem do středu chodidla. Následkem je vznik kloubního výrůstku, jež postupně začíná působit bolestivě. Ostatní prsty jsou často „zaryty“ do země. [25]

Patologií chodidla je také tzv. plochá noha. V tomto případě je nožní klenba buď vůbec nebo jen velmi špatně viditelná. V opačném případě je klenba příliš vysoko, což má za následek ztrátu pružnosti nohy a zkrácení svalů chodidla. [26]

### 1.4.1 Kategorie patologií

Deformace či onemocnění chodidla rozdělujeme na tři kategorie – vrozená, získaná a deformace chodidla. Postižením nosných struktur chodidla dochází ke snížení tibiální hrany, což má za následek nasměrování calcaneu mediálním směrem. Dochází ke změně zatížení plenty nohy, chodidlo začíná bolet a stoj se stejně jako chůze stává nekvalitním.

Vrozené vady můžeme dále rozlišit na polohové a strukturální. Vznik polohových vad je dáván na vinu nesprávné poloze v děloze. Cvičením se však dají eliminovat. Strukturální jsou definovány jako anatomické změny tvaru, tudíž je již můžeme považovat za patologické. [26][27][28] KINCLOVÁ, Lucie. Diagnostika a terapie dětské ploché nohy [online].

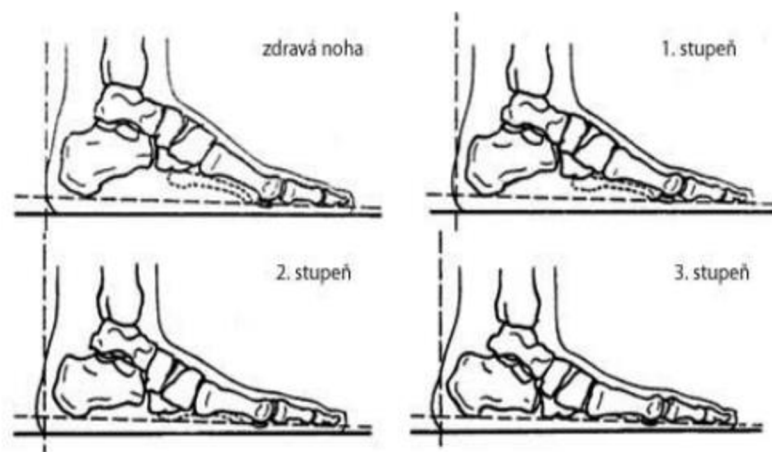
V této práci se zaměřím pouze na případ „ploché nohy“, která by mohla hrát roli při zpracování naměřených výsledků. Na Obr. 1.4.1 lze vidět lékařsky definované stupně ploché nohy.

*Vrozená plochá noha (pes planovalgus congenitus)*

V ortopedii považována za nejčastější patologii. Jde o abnormální pokles nožní klenby, v nejhorším případě může dojít v zobrazovacích systémech k jejímu „vymizení“. U dětí je zapříčiněna volností vazů, což má za následek oploštění vnitřní nožní klenby spolu se vbočením paty.

#### *Získaná plochá noha (pedes plani)*

Tento patologie nohy je typický hlavně u dospělých. V případě dětí může být příčinou vzniku obezita nebo nevhodné zatěžování chodidla, které může být následkem dlouhodobé užívání špatné obuvi.



Obr. 1.4.1 Stupně ploché nohy [29]

## 1.5 Dynamická plantografie

Dynamická plantografie je vědecká metoda, jenž se zabývá vyšetřením plenty nohy. Hlavním cílem je zjištění rozložení tlaku na plošce, který se vlivem dynamických změn způsobených během chůze či různých modifikací stoji mění. Ani samotný klidná vzpřímený stoj není statickou polohou, poněvadž dochází k neustálým minimálním změnám polohy těla. Nejčastěji používaným měřidlem jsou tlakové plošiny nebo vložky do bot. Vzhledem k tomu, že měření probíhá v určitém čase, přičemž jsou sledovány průběžné změny hodnot sledovaných parametrů, nazývá se metoda „dynamická“. Pomocí některých systémů lze ověřit i možné případy ploché nohy, dále sledovat a měřit postavení kotníků – jejich valgozity a varozity (při valgozitě padají kotníky dovnitř, při varozitě ven) nebo COP – průmět těžiště těla do podložky. [30]

Užití tohoto systému je ve fyzioterapii možný při vývoji rehabilitačních pomůcek nebo pro získání biologické zpětné vazby. Své uplatnění může najít i při měření patologických tlaků, jenž mohou působit na povrch lidského těla. Na základě výsledku měření touto metodou lze dále nechat zhotovit ortopedické stélky, jenž budou svými parametry pro každou osobu individuální. V případě osob se může jednat o děti, dospělé, sportovce nebo pacienty po úrazu či operaci dolních končetin. [30]

## **2 Cíl práce**

Cílem práce je zpracovat výsledky chůze přirozenou rychlostí při postupně se zvyšujícím pasivním zatížením opěrného a pohybového aparátu o 5, 10 a 15 kilogramů. Stanoveny byly tyto tři výzkumné otázky:

### **Výzkumná otázka č.1**

K jak velkým změnám v poměru jednooporové vůči dvouoporové fázi dojde během krokového cyklu při zatížení opěrného aparátu těla 5, 10 a 15 kilogramy?

### **Výzkumná otázka č.2**

Jaké budou změny tlaku v jednotlivých částech chodidla, vyvíjené nohou na vložky při zatížení 5, 10 a 15 kilogramy?

### **Výzkumná otázka č.3**

Jak se změní časový interval jednoho kroku při zatížení opěrného aparátu těla 5, 10 a 15 kilogramy?



## 3 Metodika měření

### 3.1 Výzkumný soubor

Pro účely této studie byla měřena skupina o celkovém počtu 10 osob (dále testované osoby). Údaje o této skupině jsou zapsány níže v Tab. 3.1.1 Charakteristika testovaného souboru. Všechny testované osoby byly rekreační sportovci s fyzickou aktivitou 1-2x týdně v řádu max. 2 hodin.

Tab. 3.1.1 Charakteristika testovaného souboru

<b>n = 10</b>	<b>Průměr ± SD</b>	<b>Rozsah</b>
Věk (roky)	22,3 ± 0,8	21 – 24
Váha (kg)	83,9 ± 12,5	62,5 – 108
Výška (cm)	183,7 ± 5,3	172,8 – 191

Před samotným zahájením měření byl testovanou osobou podepsán informovaný souhlas, který popisuje postup a cíle měření. Každá testovaná osoba absolvovala 4 měření, a to bez zátěže a následně se zátěží 5, 10 a 15 kilogramů. Mezi jednotlivými měřeními probíhala krátká pauza o délce zhruba 5 minut, vyhrazená na nasazení odpovídající zátěže a kontrolu vyexportovaných dat právě proběhlého záznamu. Během těchto měření byla všemi testovanými osobami používána jednotná obuv, a to tenisky charakteristické velmi plochou originální stélkou.

Velikost vložek užívaných během těchto měření byly 41/42, 43/44 a 45/46, což odpovídá množství 131, 152 a 162 senzorů. Pro záznam přirozené chůze je za adekvátní považována vzorkovací frekvence 20 Hz, vzhledem ke snaze pozorování drobných artefaktů, způsobených zvyšující se zátěží, byla zvolena vzorkovací frekvence 60 Hz.

### 3.2 Měřicí zařízení

Na měření bylo použito zařízení Medilogic WLAN insole. Jedná se o ortopedický měřicí systém pro statické a dynamické měření tlaku na chodidlech. Systém se skládá z vložky pro měření tlaku, která je umístěna v obuvi testované osoby, a modulu vysílače WLAN, který je připojen k vložce a připevněn k dolní končetině. Zaznamenaná data jsou bezdrátově odesílána do rozhraní WLAN počítače. Díky snadnému propojení s počítačovým softwarem je možné sledovat změny hodnot v reálném čase na monitoru v číselné a grafické podobě. Rozložení tlaku lze zobrazit jako izobarickou barevnou grafiku nebo jako trojrozměrné barevné horské zobrazení. Dále je zde možnost zobrazit maximální tlaky, průměry, hybnost tlaku a dráhu středu tlaku jako linii chůze a cyklogram. Naměřené záznamy lze prohlížet zrychleně, normální rychlostí, zpomaleně nebo postupně po jednotlivých bodech v čase.

Ve vložce se může nacházet až 240 odporových SSR-senzorů, v závislosti na velikosti a tvaru, přičemž rozměry jednoho senzoru jsou 1,50 x 0,75 cm. Dostupné velikosti vložek jsou od

19/20 až 49/50 v evropských rozměrech. Rozsah měření je 0,6 až 100 N/cm<sup>2</sup>. Výchozí přednastavená hodnota byla 64 N/cm<sup>2</sup>, přičemž maximální povolené zatížení je 200 N/cm<sup>2</sup>. Měření byla prováděna s těmito hodnotami. Maximální chyba měření je ±5 % FSO (Full Scale Output – Celkový rozsah stupnice). Vzorkovací frekvence přístroje je 20 až 400 Hz. Maximální hodnota vzorkovací frekvence vhodná pro měření spojená se sportem je 400 Hz.

Vložka WLAN (vložka + vysílač) má hmotnost 125 g. Rozměry vysílače včetně konektoru jsou 90 mm x 60 mm x 20 mm. [31]

### 3.3 Protokol měření

Pro popis měření byl zpracován protokol, popisující v jednotlivých krocích průběh měření a práci s přístrojem.

1. Seznámení testované osoby s průběhem měření a podepsání informovaného souhlasu. Změření výšky a váhy testované osoby.
2. Zjištění správné velikost měřicí vložky a její umístění do boty, tak aby pokrývala celou plochu původní stélky (vložky). Následně nechat testovanou osobu si nazout boty a kolem holeně ji přetáhnout textilní pás na suchý zip. Pás je potřeba umístit ve výšce konce výběžku vložek natažených vertikálním směrem ke koleni, tak aby během chůze nepřekážely.
3. Připojení vysílačů k vložkám a jejich následné přilepení na textilní pás. Vložení WIFI adaptéru (USB) přístroje do počítače a spuštění programu se softwarem pro měřicí vložky.
4. Testovaná osoba je následně umístěna do takové polohy, aby nevyvíjela žádný tlak na vložky bot (např. sed na stůl či leh). Provedení kalibrace vložek bez zatížení.
5. Následně je testovaná osoba postavena na začátek úseku, který v rámci měření absolvuje. Úsek je dlouhý 15 metrů, přičemž první 2 kroky jsou na dosažení přirozené rychlosti.
6. Je spuštěno měření a dán pokyn k počátku chůze. Testovaná osoba přejde celou dráhu přirozenou rychlostí. Po dosažení koncového bodu je měření ukončeno.
7. Nasazení zátěžové vesty a opakování celého procesu.

### 3.4 Nastavení přístroje

1. Přichystání si kufříku obsahující měřicí vložky, vysílač, WIFI adaptér (USB) a počítač, na kterém budou spouštěna jednotlivá měření.
2. Vložení měřicích vložek do bot (stélka by v botě neměla být shrnutá, značí příliš velkou stélku, a neměl by se před/za ní v botě nacházet volný prostor, značí malou stélku) a připojení vysílače se stejnou barvou (červená a modrá).
3. Po připojení WIFI adaptéru do počítače, proběhne spuštění programu se softwarem pro vložky používané při měření. Následně je potřeba spárovat dané vysílače s používaným WIFI adaptérem skrze prostředí programu.

4. Před měřením se nastaví vzorkovací frekvence vložek, pro získání adekvátního množství dat při snímání během chůze. V momentě, kdy na stélky testovaná osoba nepůsobí žádným tlakem, proběhne kalibrace měřících vložek bez zatížení.
5. Po kalibraci změní tlačítko, označující spuštění měření, barvu ze žluté na červenou a lze začít měřit.
6. Po provedení měření se nastaví cesta uložení dat a následně je proveden jejich export.

### 3.5 Sběr dat

Měření probíhalo v laboratořích Centra sportovních aktivit, za standardních teplotních podmínek a doba jednoho měření byla zhruba půl hodiny. Veškeré vybavení potřebné k samotnému měření byly zapůjčeny z těchto laboratoří. Mezi tyto pomůcky patřil kufřík se systémem Medilogic obsahující vložky, notebook obsahující Medilogic software, svinovací metr a speciální tenisky s plochou vnitřní stélkou.

Velmi důležitou částí měření byly zátěžové vesty, kterými bylo simulováno zatížení testované osoby. K dispozici byly vesty s hmotností 3 a 5 kg. Dále bylo možné použít čtyři zátěžové pásy, každý po 0,5 kg. Všechny tyto použité zátěžové pomůcky lze vidět na Obr. 3.5.1. Kombinací vest a pásů je možné dosáhnout většího množství hodnot zatížení testované osoby, například z důvodu extrému nacházejícího se ve výzkumném souboru, týkající se hmotnosti, a bylo by potřeba dosáhnout správného poměru zatížení vůči váze. Při měření se zátěží 5 kg byla první vesta nasazena přední stranou směrem dozadu, kvůli eliminaci možné posunu COP (Centre of pressure) směrem k patám. Během druhého měření byla nasazena druhá vesta přední stranou směrem dopředu. Vesta nasazená před třetím měření byla opět nasazena přední stranou směrem dozadu.



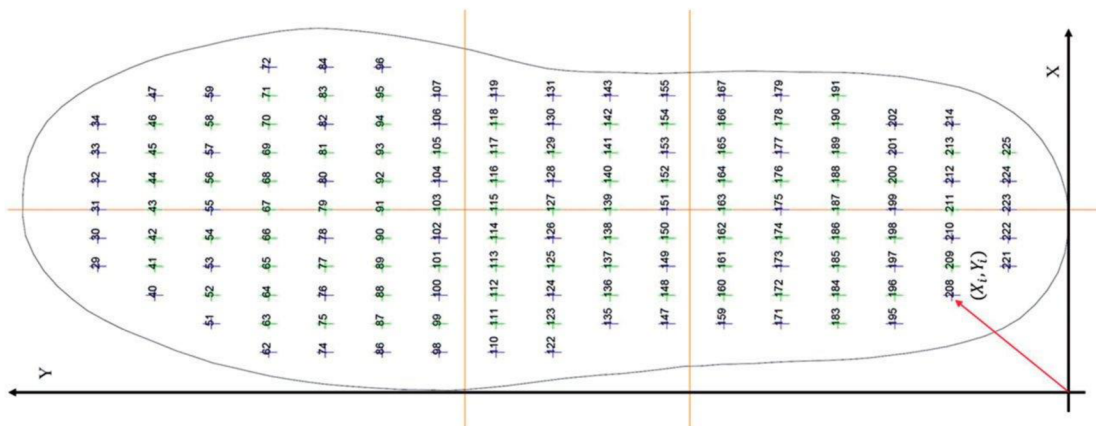
Obr. 3.5.1 Zátěžové vesty používané během měření  
[hodnoty na obrázku: četnost dané pomůcky x její váha]

#### 3.5.1 Zpracování dat

Naměřená data byla vyexportována ve formátu .csv a následně byla zpracována v softwaru Pycharm, jenž je vývojovým prostředím programovacího jazyku Python. Výsledné výpočty byly prováděny

v prostředí Microsoft Excel 2022. Data, která byla použita ke zpracování každé testované osoby vychází z osmi naměřených záznamů. Prvním záznam byl měřen při chůzi bez zatížení. Druhý záznam byl měřen při zatížení 5 kilogramů. Třetí záznam byl při zatížení 10 kilogramů, čtvrtý a poslední záznam byl při zatížení 15 kilogramů.

Při otevření dat v Microsoft Excel, je zobrazena tabulka, jenž má na ose x jednotlivé senzory a na ose y časovou informaci dle vzorkovací frekvence. Na vrchní řádkách se nachází nulová hodnota, směrem k nižším řádkům se hodnota času zvyšuje. U vložky velikosti 43/44 jsou senzory rozděleny do následujících skupin: přední část chodidla (17-107), střední část chodidla (110-154) a zadní část chodidla (158-224), podle Obr. 3.5.2, kde lze orientačně vidět mapu senzorů na vložkách (u menší velikosti).



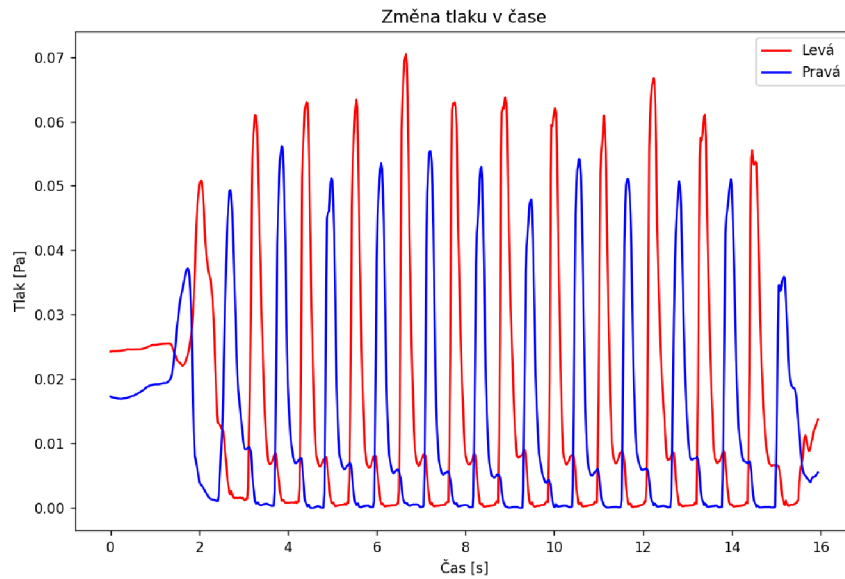
Obr. 3.5.2 Příklad mapy senzorů ve vložkách systému Medilogic [32]

### *Poměr oporových fází*

Kód, jenž byl použit na zpracování dat, týkající se zjištění oporových fází, je možné rozdělit na 8 částí. Každá z těchto částí je svou vlastní funkcí, podílející se na celkové správné funkci kódu jako celku. Práce probíhala se čtyřmi knihovny dat, a to numpy, matplotlib, scipy a pandas. Níže jsou popsány účely jednotlivých funkcí:

1. Funkce se věnuje načtení dat, kde dochází k předzpracování záznamu obsahující naměřená data. Součástí tohoto předzpracování je definování jednoho řádku, přes který se následně bude iterovat, dále určení časové osy, a nakonec definování pole, které bude použito pro následnou práci.

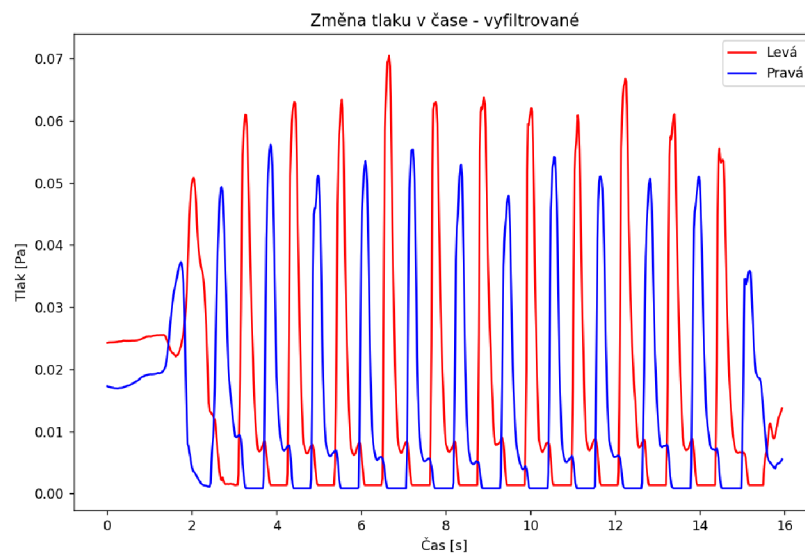
2. Funkce se věnuje vizualizaci předzpracovaných záznamů a převodu jednotek  $N/cm^2$  na  $N/m^2$  neboli Pa (Pascal).



Obr. 3.5.3 Křivky představující změnu tlaku vyvíjeného testovanou osobou na vložky v čase

3. Funkce převádí vytvořený list na tabulku o dvou sloupcích pro zjednodušení následné práce.

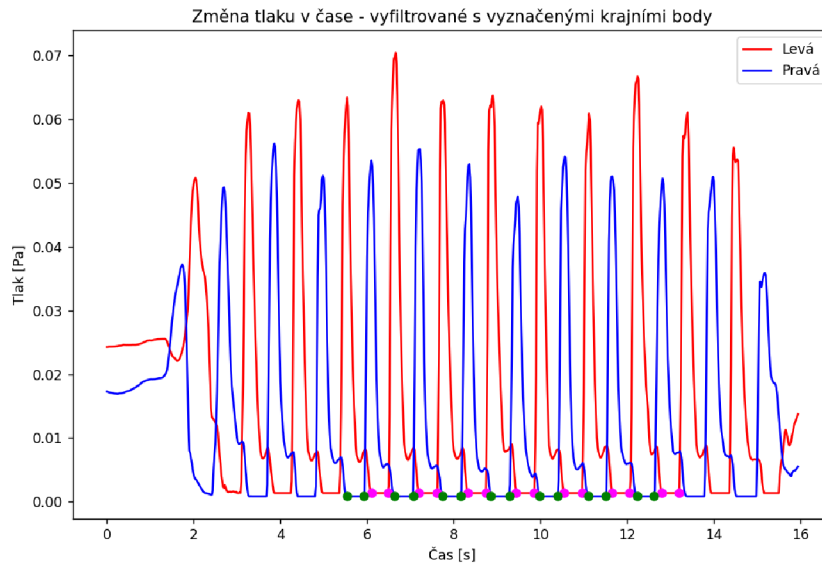
4. Funkce obsahuje filtraci dat pomocí Savitzky-Golay filtru pro vyhlazení dat. Následně je vytvořena hranice na ose y. Všechna data, jejichž hodnota se nachází pod touto hranicí, jsou položena této hodnotě. Díky tomuto kroku dochází k jednodušší detekci bodů, které budou použity pro dosažení výsledků. V této funkci je také nastavitelná možnost časové rozmezí (na ose x), ve kterém budou požadované body hledány. Toto rozmezí bylo stanovena tak, aby bralo v potaz úvodní nabrání přirozené rychlosti testované osoby. Druhá hodnota tohoto rozmezí byla stanovena tak, aby se ze všech záznamů bralo stejné množství kroků, a to 12 (6 levá + 6 pravá).



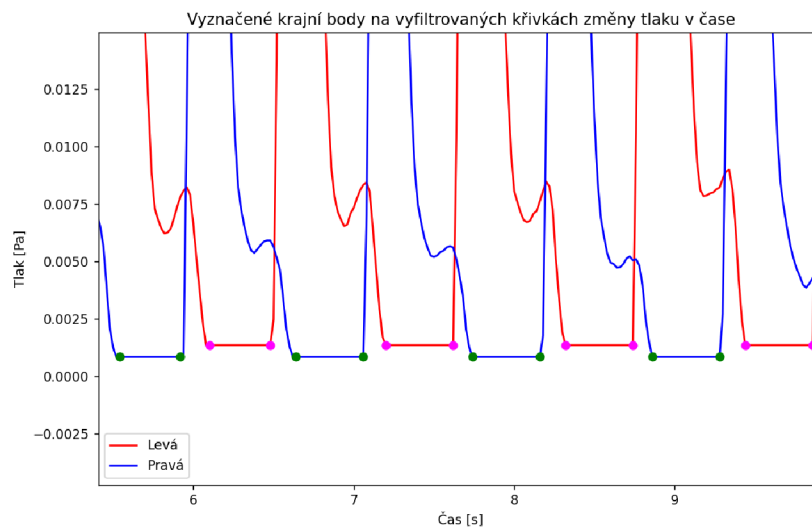
Obr. 3.5.4 Vyfiltrované křivky představující změnu tlaku vyvíjeného testovanou osobou na vložky v čase

5. Funkce slouží k vyhledávání konkrétních bodů v datových záznamech na základě zadaných prahových hodnot a časových rozdílů a vrací filtrované podmnožiny datových rámců.

6. Funkce kombinuje záznamy z obou končetin do jedné tabulky. Následně maže body nacházející se mezi krajními body švihové fáze.



Obr. 3.5.5 Vyfiltrované křivky představující změnu tlaku vyvíjeného testovanou osobou na vložky v čase, se zvýrazněnými vyhledanými body v ohraničeném časovém úseku



Obr. 3.5.6 Zobrazení vyznačených krajních bodů použitých pro zpracování výsledků

7. Funkce slouží k výpočtu časových diferencí mezi jednotlivými vyhledanými body, jenž se nachází v tabulce.

8. Funkce je vedena jako hlavní, dochází v ní k volání všech předchozích funkcí a slouží k odkazování jednotlivých výsledků pro jejich další použití. Obsahuje také příkaz k exportu tabulky krajních bodů vytvořené funkcí č.6 a tabulky vypočtených diferencí vytvořené funkcí č.7 do Excel dokumentů.

Z těchto dvou vyexportovaných tabulek bylo následně zpracováno pomocí MS Excel procentuální zastoupení jednooporové fáze vůči fázi dvouoporové. Nejprve byla zjištěna celková doba trvání jednoho krokového cyklu a následně dopočítána procentuální hodnota vůči celkové době. Ze získaných hodnot bylo vytvořeno průměrné zastoupení těchto fází v záznamech při jednotlivých zatíženích.

#### ***Změna tlaku v částech chodidla***

Změny rozložení tlaku na chodidlech byly zpracovávány v prostředí MS Excel. Záznam z měření v podobě Excel dokumentu byl zkrácen na řádky, na kterých je časový údaj, jenž byl výstupem kódu, který byl použit v části „*Poměr oporových fází*“. Tímto krokem byly stanoveny přesné časové hranice a nebylo potřeba vytvářet nový systém určování krajních bodů. Všechny nulové hodnoty byly následně nahrazeny prázdnými buňkami. Z každého sloupce byla následně zjištěna průměrná hodnota tlaku. Posledním krokem bylo vypočítání průměru tlaku v každé ze tří skupin senzorů (viz.začátek kapitoly Zpracování dat).

Vzhledem k rozdílným hmotnostem testovaných osob, a tudíž rozdílným hodnotám vyvinutého tlaku, byla stanovena prostřední hodnota 82 kilogramů, vůči které se následně určily koeficienty pro hmotnost každého jedince z testovaného souboru. Tímto individuálním koeficientem byly následně vynásobeny všechny hodnoty tlaku každého jedince zvlášť, z důvodu jednotné hmotnosti celého testovaného souboru. Z takto zjištěných hodnot byl následně zjištěn průměr a směrodatná odchylka tlaku v každé ze tří částí chodidla a následně rozdíly, které se rovnaly nárůstu tlaku v těchto částech.

#### ***Doba trvání krokového cyklu***

Údaje o době trvání krokového cyklu byly zjištěny z dat, které byly získány z kódu v části „*Poměr oporových fází*“. Byly definovány párové body, ze kterých byly vypočítány časové informace a trvání kroků. Prvním z bodů byl počáteční kontakt chodidla se zemí, druhým byl následný kontakt se zemí. Ze šesti nalezených párů hodnot v každém záznamu byl vypočítán rozdíl. Z těchto rozdílů byla zjištěna průměrná délka kroku celé testovaného souboru při jednotlivých zátěžích. Následně byly dopočítány rozdíly danými výsledky, které se rovnají změnám délky trvání krokového cyklu mezi danými měřeními s přídatnou zátěží.

### **3.5.2 Statistická analýza**

#### ***Shapiro-Wilkův test***

Shapiro-Wilkův test je nástrojem pro statistickou kontrolu předpokladu normálního rozdělení dat a pomáhá rozhodnout, zda lze použít metody a testy, které předpokládají normální rozdělení.

Konkrétně test vyhodnocuje hypotézu, že data pocházejí z normálního rozdělení. Pokud je p-hodnota získaná testem menší než předem stanovená hladina významnosti (např. 0,05), zamítáme nulovou hypotézu a máme dostatečný důkaz o tom, že data nejsou normálního rozdělení. Naopak,

pokud je p-hodnota větší než hladina významnosti, nemáme dostatečné důkazy k zamítnutí nulové hypotézy a můžeme předpokládat, že data pocházejí z normálního rozdělení.

V případě této práce byla data ze všech skupin výsledků normálního rozložení, na hladině významnosti 0,05.

### ***Párový T-test***

V případě párového t-testu jsou výsledky založeny na předpokladu normálního rozdělení dat. Test využívá Studentova t-rozdělení pro výpočet t-statistiky, která slouží k porovnání průměrů mezi párovými hodnotami.

Při použití párového t-testu se provádí testování nulové hypotézy, kdy průměr rozdílů mezi párovanými měřeními je roven nule. Pokud je výsledná p-hodnota menší než předem stanovená hladina významnosti (např. 0,05), zamítáme nulovou hypotézu a máme dostatečné důkazy o existenci statisticky významného rozdílu mezi párovanými měřeními. Pokud je p-hodnota větší než hladina významnosti, nemáme dostatečné důkazy k zamítnutí nulové hypotézy a nedokážeme prokázat statisticky významný rozdíl.

V této práci byla použita hladina významnosti 0,05 a byla zjišťována p-hodnota mezi dvojicemi skupin zpracovaných dat. Výsledky parametrických párových t-testů jsou popsány v jednotlivých částech kapitoly Výsledky.

### ***ANOVA***

ANOVA (Analysis of Variance) je statistická metoda používaná k porovnání průměrů mezi třemi nebo více nezávislými skupinami. Zjišťuje, zda existuje statisticky významný rozdíl mezi průměry skupin.

ANOVA rozloží celkovou variabilitu dat na dvě komponenty: variabilitu mezi skupinami a variabilitu uvnitř skupin. Pokud je rozdíl mezi průměry skupin větší, než rozptyl uvnitř skupin, pak je pravděpodobné, že existuje statisticky významný rozdíl. Využívá F-statistiku k porovnání variancí mezi skupinami a uvnitř skupin. Výsledek ANOVA poskytuje F-statistiku, p-hodnotu a další statistické informace. Pokud je p-hodnota menší než předem stanovená hladina významnosti (např. 0,05), zamítáme nulovou hypotézu a máme dostatečné důkazy o existenci statisticky významného rozdílu mezi průměry skupin. Pokud je p-hodnota větší než hladina významnosti, nemáme dostatečné důkazy k zamítnutí nulové hypotézy a nedokážeme prokázat statisticky významný rozdíl.

V případě této práce byla pokaždé zjišťována variabilita mezi 4 skupinami dat, na hladině významnosti 0,05. Výsledky ANOVA testů jsou popsány v jednotlivých částech kapitoly Výsledky.



### *Jednovýběrový T-test*

Jednovýběrový t-test je statistická metoda, která se používá k testování statistické významnosti mezi průměrem vzorku a nějakou referenční hodnotou. Tento test je založen na Studentově t-rozdělení a slouží k ověření, zda se průměr vzorku liší od této referenční hodnoty.

Při provádění jednovýběrového t-testu je stanovena nulová hypotéza, která předpokládá, že průměr vzorku je roven referenční hodnotě. Alternativní hypotéza tvrdí, že průměr vzorku se od referenční hodnoty statisticky významně liší. Při stanovení referenční hranice 0,5 se předem rozhoduje, zda je výsledná p-hodnota menší než 0,5, v tom případě zamítneme nulovou hypotézu a přijmeme alternativní hypotézu.

V této práci byla použita hladina významnosti 0,05 a referenční hodnota 0,5. Byla zjišťována p-hodnota mezi trojicí hodnot rozdílů zpracovaných dat z jednotlivých částí chodidla. Výsledky jednovýběrových t-testů jsou popsány v jednotlivých částech kapitoly Výsledky.

## 4 Výsledky

### 4.1 Vliv zátěže na poměr oporových fází chůze

#### 4.1.1 Výsledky jednotlivých skupin

Na Obr. 4.1.1 lze vidět krabicový graf zobrazující čtyři skupiny dat. Níže jsou rozepsány klíčové hodnoty každé skupiny.

##### 0 kg

První z nich vychází ze všech hodnot zjištěných ze záznamů měření, kdy na sobě testované osoby neměly žádné závaží. Jednooporová fáze dosáhla v tomto případě průměrné hodnoty  $72,52 \pm 3,25 \%$ . Přičemž minimální hodnota byla rovna  $68,46 \%$  a maximální hodnota  $77,49 \%$ .

##### 5 kg

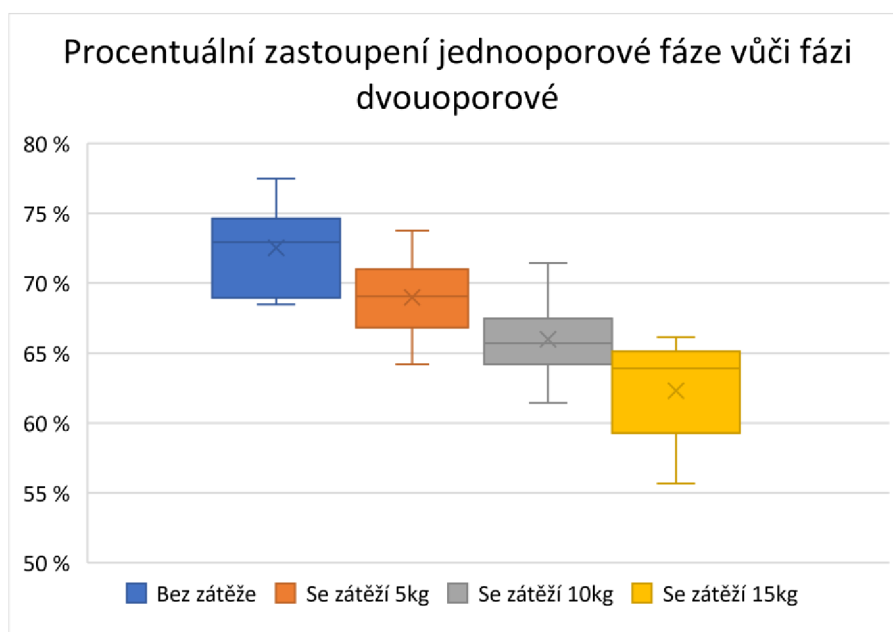
Druhá skupina vyplývá z měření se zátěží 5 kilogramů, došlo ke snížení hodnoty průměru jednooporové fáze na  $68,97 \pm 2,71 \%$ . Minimální hodnota byla rovna  $64,22 \%$  a maximální hodnota  $73,77 \%$ .

##### 10 kg

K podobnému poklesu jako v předchozí skupině došlo i při zátěží 10 kilogramů, kdy průměr jednooporové fáze klesl na hodnotu  $66 \pm 2,75 \%$ . Minimální hodnota zde byla  $61,44 \%$  a maximální hodnota zde dosahovala  $71,44 \%$ .

##### 15 kg

V poslední skupině dat, se zátěží 15 kilogramů, byla průměrná hodnota jednooporové fáze rovna  $62,32 \pm 3,55 \%$ . Minimum bylo rovno  $55,66 \%$ . Maximum této skupiny bylo  $66,16 \%$ .



Obr. 4.1.1 Procentuální zastoupení jednooporové fáze testované skupiny vůči dvouoporové fázi

Na Obr. 4.1.2 lze vidět opačné hodnoty vůči Obr. 4.1.1. Nachází se zde zastoupení dvouoporové fáze vůči jednooporové. Součet průměrné hodnoty z prvního grafu a druhého grafu téže skupiny tvoří dohromady 100 %.

#### 0 kg

Z dat, která vychází ze záznamu měření chůze bez zátěže byla průměrná hodnota dvouoporové fáze  $27,48 \pm 3,25$  % krokového cyklu. Minimální hodnota byla 22,51 %, zatímco maximální hodnota byla 31,54 %.

#### 5 kg

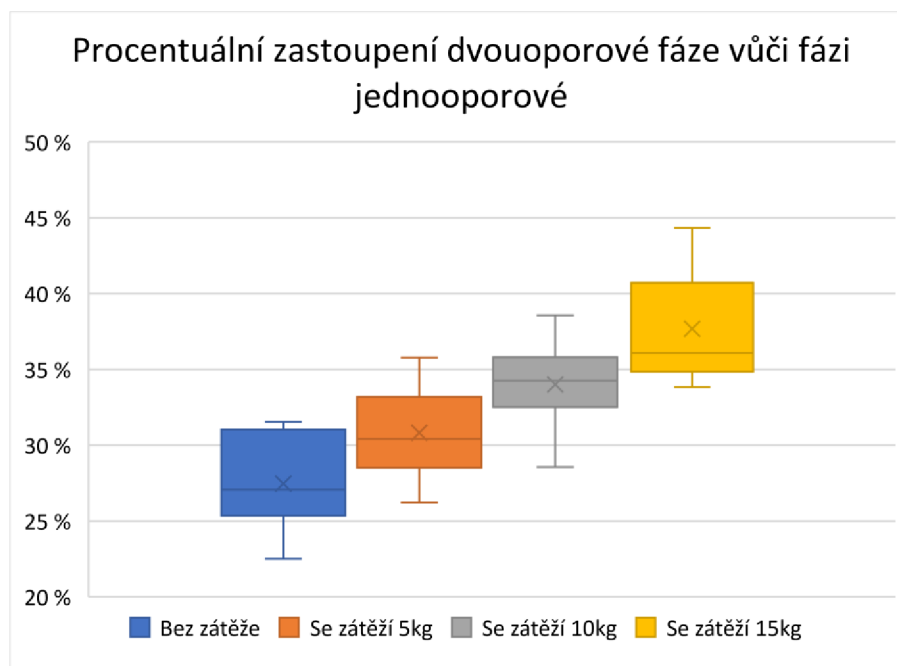
Průměrná hodnota dvouoporové fáze skupiny se zátěží 5 kilogramů byla rovna  $30,82 \pm 2,71$  %. Minimum zde dosáhlo 26,23 %, zatímco maximum 35,78 %.

#### 10 kg

Data z měření se zátěží 10 kilogramů, měla průměrnou hodnotu dvouoporové fáze  $31,03 \pm 2,75$  %. Minimum, kterého tato skupina dosáhla bylo 28,56 %. Maximum zde bylo rovno 38,56 %.

#### 15 kg

V poslední skupině dat se průměr dvouoporové fáze dostal k hodnotě  $37,68 \pm 3,55$  %. Minimum zde narostlo až k hodnotě 33,84 %. Maximum bylo rovno 44,34 %.



Obr. 4.1.2 Procentuální zastoupení dvouoporové fáze testované skupiny vůči jednooporové fázi

#### 4.1.2 Výsledky mezi skupinami

V Tab. 4.1.1 lze vidět jakým způsobem narůstala průměrná hodnota opěrných fází v jednotlivých skupinách. Z rozdílů jednooporové fáze lze získat hodnotu 3,57 %, která nám dává informaci o průměrném poklesu jednooporové fáze vůči fázi dvouoporové, při zatížení těla 5-ti kilogramy.

Tab. 4.1.1 Rozdíl nárůstu poměru dvouoporové fáze vůči jednooporové fáze (v procentech; zaokrouhlené na setiny)

Rozdíl zátěže [kg]	Rozdíl jednoop. fáze [%]
0 a 5	$72,52 - 68,97 = 3,55$
5 a 10	$68,97 - 66,30 = 2,67$
10 a 15	$66,30 - 61,82 = 4,48$
Průměr [%]	$\bar{x} = 3,57$

Mezi jednotlivými výsledky jednooporových fází během měření bez zátěže a se zátěží, v celém testovaném souboru, byly provedeny párové t-testy na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ . Cílem těchto testů bylo zjistit, zda mezi průměry daných skupin existuje statisticky významný rozdíl. Výsledkem byly tyto p-hodnoty:

- 1) Mezi 0 a 5 kg,  $p = 0,03$  – existuje statisticky významný rozdíl;
- 2) Mezi 5 a 10 kg,  $p = 0,063$  – neexistuje statisticky významný rozdíl;
- 3) Mezi 10 a 15 kg,  $p = 0,108$  – neexistuje statisticky významný rozdíl.

V případě ANOVA testu mezi všemi čtyřmi skupinami, byl zjištěn tento výsledek:

- 4) Mezi 0, 5, 10, 15 kg,  $p = 0,0001$  – existuje statisticky významný rozdíl.

## 4.2 Vliv zátěže na růst tlaku vyvíjeného na vložky v jednotlivých částech chodidla

V Tab. 4.2.1 lze vidět průměrné hodnoty tlaku ve třech částech chodidla. Tyto hodnoty jsou proměnlivé v závislosti na hmotnosti zátěže, která byla během měření použita.

Tab. 4.2.1 Průměrná hodnota tlaku působícího na vložky během měření s různou zátěží [N/cm<sup>2</sup>] (zaokrouhlené na setiny)

Část chodidla	Zátěž [kg]			
	0	5	10	15
Přední	$8,79 \pm 0,16$	$9,16 \pm 0,13$	$9,55 \pm 0,16$	$9,88 \pm 0,15$
Střední	$3,36 \pm 0,31$	$3,52 \pm 0,24$	$3,60 \pm 0,18$	$3,93 \pm 0,20$
Zadní	$8,86 \pm 0,26$	$9,41 \pm 0,27$	$9,92 \pm 0,29$	$10,49 \pm 0,31$

Mezi rozdíly v tlaku v jednotlivých částech chodidla při měření bez zátěže a se zátěží byly vypočítány rozdíly, které byly zpracovány do Tab. 4.2.2. Tyto hodnoty dávají informaci, o průměrném nárůstu tlaku v jednotlivých částech chodidla při zvýšení zátěže o 5 kg.

Tab. 4.2.2 Průměrná hodnota nárůstu tlaku při zvýšení zátěže o 5 kg (zaokrouhlené na setiny)

Část chodidla	Průměrný nárůst tlaku [N/cm <sup>2</sup> ]
Přední	0,36 ± 0,39
Střední	0,15 ± 0,78
Zadní	0,53 ± 0,51
<b>Průměr [N/cm<sup>2</sup>]</b>	<b><math>\bar{x} = 0,35</math></b>

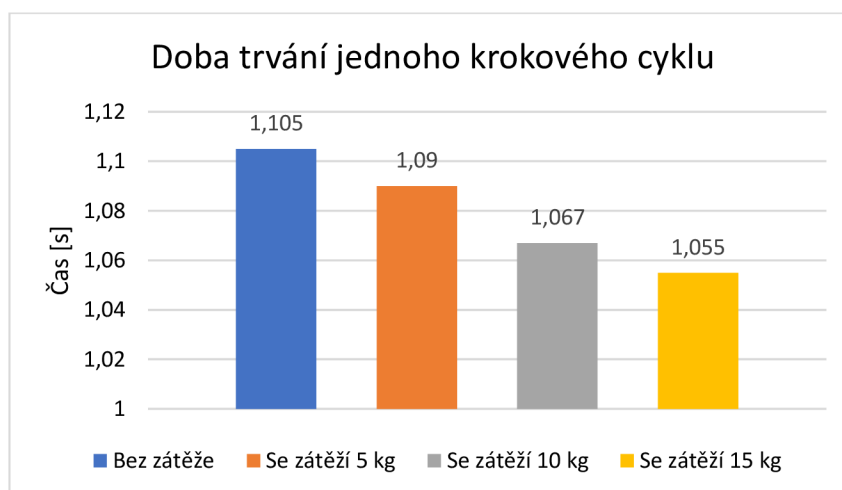
Průměrně docházelo tedy ke zvýšení tlaku v jednotlivých částech chodidla o 0,35 [N/cm<sup>2</sup>], při zvýšení zátěže opěrného aparátu o 5 kg.

Mezi rozdíly nárůstu v jednotlivých skupinách byly provedeny jednovýběrové t-testy na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , za účelem zjištění, zda docházelo k v částech chodidla k nárůstu o více jak 0,5 N/cm<sup>2</sup>. Výsledkem byly tyto p-hodnoty:

- 1) V přední části chodidla,  $p = 0,008$  – nedochází k nárůstu o více jak 0,05 N/cm<sup>2</sup>;
- 2) Ve střední části chodidla,  $p = 0,026$  – nedochází k nárůstu o více jak 0,05 N/cm<sup>2</sup>;
- 3) V zadní části chodidla,  $p = 0,933$  – dochází k nárůstu o více jak 0,05 N/cm<sup>2</sup>.

### 4.3 Vliv zátěže na dobu trvání jednoho krokového cyklu

Na Obr. 4.3.1 jsou zobrazeny doby trvání jednoho krokového cyklu při měření s danou zátěží. Zjištěné hodnoty jsou následně zobrazeny i v Tab. 4.3.1, kde je vypočten jejich rozdíl.



Obr. 4.3.1 Porovnání doby trvání jednoho krokového cyklu, při jednotlivých zatíženích

V Tab. 4.3.1 lze vidět rozdíly v délce krokového cyklu, při jednotlivých zátěžích, vzniklé odečtením dvou po sobě jdoucích řádků s různou hodnotou zátěže. Ze zjištěných rozdílů lze získat hodnotu 0,017, která nám dává informaci o průměrné době zkrácení kroku, při zatížení opěrného aparátu 5-ti kilogramy.

Tab. 4.3.1 Rozdíl doby trvání jednoho krokového cyklu při přidané zátěži (zaokrouhлено na tisíce)

Zátěž [kg]	Doba jednoho krokového cyklu [s]	Rozdíl v době kroku při přidané zátěži [s]
0	1,105 ± 0,079	1,105 – 1,090 = <b>0,015</b>
5	1,090 ± 0,075	1,090 – 1,067 = <b>0,023</b>
10	1,067 ± 0,061	1,067 – 1,055 = <b>0,012</b>
15	1,055 ± 0,059	$\bar{x} = \mathbf{0,017}$

Mezi jednotlivými výsledky délky jednoho krokového cyklu během měření bez zátěže a se zátěží, v celém testovaném souboru, byly provedeny t-testy na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ . Cílem těchto testů bylo zjistit, zda mezi průměry daných skupin existuje statisticky významný rozdíl. Výsledkem byly tyto p-hodnoty:

- 4) Mezi 0 a 5 kg,  $p = 0,671$  – neexistuje statisticky významný rozdíl;
- 5) Mezi 5 a 10 kg,  $p = 0,483$  – neexistuje statisticky významný rozdíl;
- 6) Mezi 10 a 15 kg,  $p = 0,68$  – neexistuje statisticky významný rozdíl.

V případě ANOVA testu mezi všemi čtyřmi skupinami, byl zjištěn tento výsledek:

- 7) Mezi 0, 5, 10, 15 kg,  $p = 0,413$  – neexistuje statisticky významný rozdíl.

## 5 Diskuse

Sportovní věda a technologie neustále pokračují v posunu vpřed, přinášejí nové metody a nástroje, které pomáhají atletům zlepšovat své výkony a dosahovat stále lepších výsledků. V posledních letech se významným zlepšením pro sportovce staly tenzometrické vložky, které nabízejí inovativní přístup k analýze chůze, distribuci tlaku a optimalizaci výkonu, díky senzorům umístěným v různých částech podrážky. Tyto senzory měří změnu tlaku a deformace během pohybu. Získaná data jsou přenášena a analyzována pomocí pokročilých algoritmů a softwaru, který umožňuje detailní studie chůze a rozložení tlaku na chodidle.

Tato práce se zaměřuje na zpracování výsledků chůze přirozenou rychlostí při postupně se zvyšujícím pasivním zatížením opěrného a pohybového aparátu o 5, 10, 15 kg. Data byla naměřena tenzometrickými vložkami systému Medilogic. Během měření byly zjišťovány hodnoty tlaku vyvíjeného na tyto vložky v čase. Byly stanoveny tři výzkumné otázky. Každá z nich se týkala jiné oblasti výsledků. První otázka se týkala změn v poměru jednooporové fáze vůči fázi dvouoporové, ke kterým docházelo vlivem zatížení opěrného aparátu těla. Druhá otázka byla zaměřena na nárůst tlaku v každé ze tří částí chodidla (předonoží, středonoží a zadonoží) během měření se zátěží a bez. Třetí a poslední otázka se zabývala změnou doby trvání krokového cyklu.

Co se týče poměru oporových fází, výsledkem bylo postupné zkracování jednooporové fáze vůči fázi dvouoporové chůze, vlivem zátěže opěrného aparátu o 15 kilogramů, ze 72,52 % na 61,82 %. Mezi těmito hodnotami byly vypočítány rozdíly a z nich následně vypočítán průměr, jenž byl roven hodnotě 3,57 %. Tato hodnota nám dává informaci o průměrném zkrácení jednooporové fáze při zvýšení zatížení oporového aparátu 5-ti kilogramy.

T-testy mezi skupinami prokázaly statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , pouze mezi měřením bez zátěže a se zátěží 5 kilogramů ( $p = 0,03$ ). ANOVA test mezi všemi skupinami na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  však prokázal statisticky významný rozdíl ( $p = 0,0001$ ). Lze však pozorovat pokles mezi měřeními ve všech 3 případech porovnání.

Hodnoty tlaku byly zkoumány ve třech částech chodidla a hlavním cílem bylo zjistit, zda dochází k nárůstu tlaku o 0,5 N/cm<sup>2</sup> vlivem zátěže opěrného aparátu 5-ti kilogramy. V přední části chodidla docházelo k postupnému nárůstu tlaku vlivem zátěže 5,10 a 15-ti kilogramy z 8,79 na 9,88. Průměrně docházelo v této fázi chodidla k nárůstu o 0,36 N/cm<sup>2</sup>. V prostřední části chodidla docházelo k nejmenším změnám. První naměřená hodnota byla 3,36, vlivem zátěže 15 kilogramů došlo k nárůstu až na hodnotu 3,93. Průměrně docházelo v této fázi chodidla k nárůstu o 0,15 N/cm<sup>2</sup>. V zadní části chodidla docházelo k postupnému nárůstu tlaku z 8,86 až na hodnotu 10,49. Průměrně docházelo v této fázi chodidla k nárůstu o 0,53 N/cm<sup>2</sup>. K největšímu nárůstu tlaku tedy docházelo v momentě dopadu paty na podložku, tedy ve fázi „počátečního kontaktu“, přičemž růst ve fázi „odrazu palce“ již nenabýval takových hodnot.

T-testy mezi rozdíly v jednotlivých částech chodidla na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  prokázaly nárůst o více jak  $0,5 \text{ N/cm}^2$  pouze v zadní části chodidla ( $p = 0,933$ ).

Při analýze doby trvání jednoho krokového cyklu docházelo k postupnému zkracování jednoho krokového cyklu z  $1,105 \text{ s}$  na  $1,055$ . Z jednotlivých rozdílů dob trvání krokového cyklu při různých zatíženích ( $5, 10, 15 \text{ kg}$ ) byla vypočítána průměrná doba zkrácení kroku vlivem zatížení opěrného aparátu, a to  $0,017 \text{ s}$ .

T-testy mezi skupinami neprokázaly statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  ( $p_1 = 0,671$ ;  $p_2 = 0,483$ ;  $p_3 = 0,68$ ). ANOVA test mezi všemi skupinami na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  také neprokázal statisticky významný rozdíl ( $p = 0,413$ ). Lze však pozorovat pokles mezi měřeními ve všech třech případech porovnání.

Na základě těchto výsledků se lze vyjádřit k výzkumným otázkám následovně. Jednooporová fáze se vlivem zatížení opěrného aparátu  $5$  kilogramy snižuje průměrně o  $3,57 \%$  vůči fázi dvouoporové. Zatížení se v jednotlivých částech chodidla, vlivem zatížení opěrného aparátu, zvyšuje průměrně v přední části chodidla o  $0,36 \text{ N/cm}^2$ , ve střední části o  $0,15 \text{ N/cm}^2$  a v zadní části o  $0,53 \text{ N/cm}^2$ . Doba trvání jednoho krokového cyklu se s přibývajícím  $5$ -ti kilogramovou zátěží opěrného aparátu snižuje průměrně o  $0,017 \text{ s}$ .

Ke nárůstu dvouoporové fáze došly ve své studii i Hong a Bruggemann, kteří porovnávali změny parametrů chůze  $10$ -letých chlapců, při zátěži v podobě batohu. Průměrná váha chlapců byla  $33,63$  kilogramů a hmotnost zátěže, jež nosily během měření byla rovna  $10, 15$  a  $20 \%$  jejich váhy. Vlivem této zátěže nedocházelo k žádným signifikantním rozdílům, co se týče dvouoporové fáze, lze však pozorovat trend nárůstu této fáze k hodnotám kolem  $1 \%$ . Dále byl v této studii zjištěn pokles švihové fáze chůze, opět v rámci hodnot kolem  $1 \%$ . [33]

Schwartz et al. [34], Hughes et al. [35], a Hennig et al. [36] ve svých studiích popisují důležitost palce u nohy při chůzi, což svou studií potvrzuje Hayafune et al. Ti dále hovoří o celkovém zatížení přední části nohy, které je dále sdílené hlavně hlavami metatarzů MTH1, MTH2 a MTH3. Síly pod MTH1 a palce u nohy dohromady tvoří cca  $53 \%$  BW, popř asi  $42 \%$  z celkového špičkového zatížení přední části chodidla, což jasně ukazuje, že první paprsek je prvořadý během fáze push-off. [37]

Daubjerg Nielsen et al. hovoří ve své studii, týkající se rozložení plantárního tlaku u skupin dětí ve věku  $5$  až  $15$  let o změnách v částech chodidla, ke kterým vlivem věku dochází. U mladších věkových skupin byly zjištěny vyšší hodnoty tlaku v oblasti paty, zatímco tlak v oblasti palce nabýval nižších hodnot. S přibývajícím věkem však docházelo k postupnému převyšování hodnot na patě a maximální tlakem během krokového cyklu začalo docházet ve fázi odrazu v oblasti palce. [38]

Eisenhardt et al. zmiňuje ve své studii, týkající se změn v charakteristikách chůze v čase a rozložení tlaku pro bosé nohy ve srovnání s různými výškami podpatků, myšlenku na téma délky kroku. Konkrétně zde hovoří o skutečnosti, že délka kroku je pravděpodobně primárně funkcí délky



nohou. Dále navrhuje, že kadence má určitý vliv na délku kroku [39]. Pokud bychom porovnali výšku testovaných osob s časovou délkou jejich kroku, tato teorie touto prací nebylo potvrzena, jelikož některé vyšší testované osoby dosahovaly stejných časových hodnot jako nižší osoby. Vliv kadence však touto studií nebyl, jakkoliv vyvrácen.

Godfrey et al. prováděl studii zaměřenou na stanovení změn tlaku během na chodidle během zatížení [39]. Výsledky této studie naznačují rozdíl v tlaku během počáteční fáze dopadu paty na zem, při měření se zátěží. Tyto rozdíly nebyly nijak ovlivněny stavbou člověka.

Některé studie potvrzují finální výsledky této práce. Vlivem zátěže dochází ke změnám oporových fází v rámci jednotek procent. Rozdílná metodika zpracování dat může být důvodem, který má vliv na neodhalení maximálních hodnot tlaku, při odrazu přední části chodidla od země. Výsledkem této studie byla práce s průměrnými hodnotami senzorů v čase. Pokud by se v části odrazu nacházelo maximum převyšující maximum zadní části chodidla je pravděpodobné, že bylo nízkými hodnotami v jeho okolí zprůměrováno. Výsledné hodnoty špičky tedy nepřesáhly oblast paty. Dále bylo prokázáno, že během chůze se zátěží dochází ke zkrácení švihové fáze, která je nemalou částí krokového cyklu, a tedy má vliv na jeho samotnou dobu trvání.

## 6 Závěr

Tato práce se věnovala strukturálním změnám v opěrné fázi kroku pod vlivem zvyšující se zátěže pomocí tenzometrických vložek do bot. Použitým systémem byl Medilogic WLAN Insole. Cílem práce bylo zpracovat výsledky chůze přirozenou rychlostí při postupně se zvyšujícím pasivním zatížením opěrného a pohybového aparátu o 5, 10 a 15 kilogramů. V Kapitole 3, v části věnující se sběru dat, jsou popsány pomůcky, jež byly během měření použity.

Práce je tematicky rozdělena na teoretickou (Kapitola 1, Kapitola 2 a část Kapitoly 3) a praktickou (část Kapitoly 3, Kapitola 4 a Kapitola 0). Teoretická část je věnována vývoji a anatomické stavbě dolní končetiny se zaměřením na nohu a chodidlo. Jsou zde popsány informace, týkající se biomechaniky chůze, včetně hlavních fází krokového cyklu.

V praktické části byly stanoveny tři výzkumné otázky, týkající se parametrů chůze, při měření se zátěží. V první byl zjišťován vliv tohoto závaží na oporové fáze chodidla. Bylo zjištěno, že s každými 5-ti kilogramy docházelo ke snížení jednooporové fáze chůze, a tedy zvýšení fáze dvouoporové. Statisticky významný rozdíl byl zjištěn pouze mezi prvními dvěma měřeními (0 a 5 kg). V druhé otázce byly porovnávány změny tlaku v jednotlivých částech chodidla, kdy bylo dosaženo výsledku, že k největšímu nárůstu tlaku docházelo v oblasti zadní části chodidla. Třetí a poslední otázka se týkala doby trvání jednoho krokového cyklu. Bylo zjištěno, že vlivem zatížení opěrného aparátu docházelo ke zkracování krokového cyklu. Statisticky však tyto rozdíly nebyly signifikantní.

Součástí praktické části bylo také vyhotovení adekvátního kódu v programovacím prostředí, pomocí kterého bylo možné zjišťovat validní a spolehlivé požadované parametry, s minimální nutností manuálního ošetřování dat.

V této práci bylo zjištěno určité množství parametrů týkající se chůze, které by se dalo zcela jistě dále rozšířit. Jednou z mnoha možností by bylo zařazení vlivu rychlosti na získané výsledky. V mnoha studiích jsou popisovány různé změny v závislosti na kadenci kroků a výsledné kinetické parametry chůze.

Dosažené výsledky by se daly zcela jistě zhodnotit a využít. Informace o hodnotách tlaku nám dávají představu o časově variantních hodnotách, které se na plošce chodidla objevují. S takovými daty by se dalo pracovat v ortopedii při návrhu adekvátních vložek pro vhodnou podporu klenby nejen při sportu.

## Seznam použité literatury

- [1] LEWIT, Karel a Magdaléna LEPŠÍKOVÁ. Chodidlo - významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, 2008, 15(3), 99-104. ISSN 1211-2658.
- [2] MARIEB, Elaine N. a Jon MALLATT. *Anatomie lidského těla*. 1. Brno: CP Books, 2005. ISBN 80-251-0066-9.
- [3] PŘIDALOVÁ, Miroslava a Jarmila RIEGEROVÁ. *Funkční anatomie*. 1. Olomouc: HANEX, 2002. ISBN 80-85783-38-X.
- [4] KAPANDJI, Ibrahim Adalbert. *The physiology of the joints: Annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 1. E. & S. Livingstone, 1970. ISBN 9780443006548.
- [5] EARLS, James. *Zrození k chůzi: proč a jak chodíme po dvou : myofasciální výkonnost a tělo v pohybu*. 1. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-1749-9.
- [6] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [7] DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009, 180 s.
- [8] GROSS, Jeffrey M., Joseph FETTO a Elaine Rosen SUPNICK. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN 80-725-4720-8.
- [9] LARSEN, Christian. *Zdravá chůze po celý život: poznáváme a odstraňujeme nesprávnou zátěž nohou : trénink místo operace - úspěšná metoda Spiraldynamik® : gymnastika nohou u vbočeného palce, ostruhy patní kosti, plochých nohou atd.* Překlad Mária Schwingerová. Olomouc: Poznání, 2005, 154 s. ISBN 80-866-0638-4.
- [10] PERRY, Jacquelin. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, 1992, 524 s. ISBN 978-1-55642-192-1.
- [11] MORGAN, Elaine. *The aquatic ape: A theory of human evolution*. 1. London: Souvenir Press, 1982. ISBN 978-0285625099.
- [12] WESTENHÖFER, Max. *Die Grundlagen meiner Theorie vom Eigenweg des Menschen: Entwicklung, Menschwerdung, Weltanschauung*. 1. Berlin: Berlin Verlag Die Medizinische Welt W Mannstaedt & Co, 1942. ISBN 978-3825319694.
- [13] DAVIES, T. Jonathan, Barnabas H. DARU, Bezeng S. BEZENG, et al. Savanna tree evolutionary ages inform the reconstruction of the paleoenvironment of our hominin ancestors. *Scientific Reports* [online]. 2020, 10(1) [cit. 2023-05-30]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-020-69378-0

- [14] WHITTLE, Michael W. *Gait analysis: An introduction*. 4. London: Elsevier, 2007. ISBN 9780750688833.
- [15] MAHESWARI, J a Vikram A. MHASKAR. *Essential Orthopaedics*. 5. Jaypee Brothers Medical Pub, 2015. ISBN 978-9351968085.
- [16] LIPPERT, Lynn S. *Clinical Kinesiology and Anatomy*. 1. F.A. Davis, 2011. ISBN 9780803626324.
- [17] KÖHLE, M. a MERKL, D. *Analyzing Human Gait Patterns for Malfunction Detection* [online]. In: dl.acm.org. 2000, s. 5 [cit. 2022-12-21]. Dostupné z: <https://dl.acm.org/doi/epdf/10.1145/335603.335629>
- [18] WALL, J.C., J. CHARTERIS a G.I. TURNBULL. Two steps equals one stride equals what?: the applicability of normal gait nomenclature to abnormal walking patterns. *Clinical Biomechanics* [online]. 1987, 2(3), 119-125 [cit. 2023-05-30]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/0268-0033(87)90002-7
- [19] KARAGEANES, Steven J. Iliotibial Band Friction Syndrome. *Medscape* [online]. 2022, May 18, 2022 [cit. 2023-05-31]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1250716-overview>
- [20] KOPECKÝ, M., & HŘIVNOVÁ, M. (2003). Hodnocení klenby nohy pomocí různých pantografických metod u dívek ve věku 7-19 let. *Česká antropologie*, 53, 47-51.
- [21] JOUKAL, Marek a Ladislava HORÁČKOVÁ. *Anatomie pohybového systému pro fyzioterapeuty*. Brno: Masarykova univerzita, 2013, 91 s. ISBN 978-80-210-6602-1.
- [22] GASNICK, Kristen. Walking After Stroke: 7 Exercises to Improve Strength and Balance. *Neofect* [online]. 2021, Jan 20, 2021 [cit. 2023-05-31]. Dostupné z: <https://www.neofect.com/us/blog/walking-after-stroke-7-exercises-to-improve-strength-and-balance>
- [23] VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Grada Publishing, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- [24] IAQUINTO, Joseph M. a Jennifer S. WAYNE. Effects of surgical correction for the treatment of adult acquired flatfoot deformity: A computational investigation. *Journal of Orthopaedic Research*. 2011, 29(7), 1047-1054. ISSN 07360266. Dostupné z: doi:10.1002/jor.21379
- [25] LAUPER, Renate. *Dítě od hlavy až k patě v pohybu: pohybové hry a práce s tělem pro předškoláky a školáky*. Olomouc: Poznání, 2007, 132 s. ISBN 978-80-86606-67-5.
- [26] LUDÍKOVÁ, Barbora. *Propedeutické lékařské disciplíny 1 – základy neurologie a ortopedie pro speciální pedagogy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2013, 121 s. ISBN 978-80-244-3729-3.

- [27] POPELKA, Stanislav. *Vrozené vady nohou*. In: SOSNA Antonín a kol. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001, 64-67. ISBN 80-7254-202-8.
- [28] KINCLOVÁ, Lucie. *Diagnostika a terapie dětské ploché nohy* [online]. Brno, 2016, 118 s. [cit. 20.12.2022]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/th/419343/fsps\\_d/Disertace\\_Kinclova.pdf](https://is.muni.cz/th/419343/fsps_d/Disertace_Kinclova.pdf). Disertační práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Katedra kinesiologie. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc.
- [29] PLOCHÉ NOHY – PŘÍČINY A NÁSLEDKY DEFORMIT NOHOU: Příčiny a následky – chraňme si dar pohybu. *Ortopedica* [online]. [cit. 2023-05-31]. Dostupné z: <https://www.ortopedica.cz/ploche-nohy/>
- [30] KOPECKÝ, Miroslav. Plantografické metody a jejich využití při monitorování klenby nohy v praxi. *Česká kinantropologie*. Praha: Vědecká společnost kinantropologie, 2004, 8(1), 27-40.
- [31] T&T MEDILOGIC MEDIZINTECHNIK GMBH. *Medilogic Pressure Measurement: Manual*. Schönefeld, Deutschland, 2018-03, 90 s.
- [32] DEBERARDINIS, Jessica, Janet S DUFEK, Mohamed B TRABIA a Daniel E LIDSTONE. Assessing the validity of pressure-measuring insoles in quantifying gait variables. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering* [online]. 2018, 5 [cit. 2023-05-31]. ISSN 2055-6683. Dostupné z: doi:10.1177/2055668317752088
- [33] HONG, Youlian a Gert-Peter BRUEGGEMANN. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait & Posture* [online]. 2000, 2000, 11(3), 254-259 [cit. 2023-05-29]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6
- [34] SCHWARTZ, R. PLATO, ARTHUR L. HEATH, DAVID W. MORGAN a RICHARD C. TOWNS. *A Quantitative Analysis of Recorded Variables in the Walking Pattern of 'Normal' Adults* [online]. 1964, 46(2), 324-334 [cit. 2023-05-29]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00
- [35] HUGHES, J, P CLARK a L KLENERMAN. The importance of the toes in walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* [online]. 1990, 72-B(2), 245-251 [cit. 2023-05-29]. ISSN 0301-620X. Dostupné z: doi:10.1302/0301-620X.72B2.2312564
- [36] HENNIG, E. a Th. MILANI. Die Dreipunktunterstützung des Fußes. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* [online]. 2008, 131(03), 279-284 [cit. 2023-05-29]. ISSN 0044-3220. Dostupné z: doi:10.1055/s-2008-1040241
- [37] HAYAFUNE, N., Y. HAYAFUNE a H.A.C. JACOB. Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The Foot* [online]. 1999, 9(2), 88-92 [cit. 2023-05-29]. ISSN 09582592. Dostupné z: doi:10.1054/foot.1999.0

- [38] DAUBJERG NIELSEN, Keld, Ivan HVID a Bjarne MØLLER-MADSEN. *Plantar pressure distribution pattern of children in different ages*. Århus, Denmark: Århus University Hospital.
- [39] EISENHARDT, Joanne R., Deneen COOK, Ingrid PREGLER a Henry C. FOEHL. Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. *The Foot* [online]. 1999, 4(2), 280-286 [cit. 2023-05-29]. ISSN 09582592. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0958259299905187>
- [40] GODFREY, C. M., G. A. LAWSON, W. A. STEWART a Henry C. FOEHL. *A method for determination of pedal pressure changes during weight bearing: Preliminary observations in normal and arthritic feet* [online]. 1967, 10(2), 135-140 [cit. 2023-05-29]. ISSN 00043591. Dostupné z: doi:10.1002/art.1780100208

## **Seznam příloh**

<b>Příloha A</b> .....	55
<b>Příloha B</b> .....	56

# **Příloha A - Informovaný souhlas**

V příloze můžeme vidět informovaný souhlas použitý pro tuto práci.



## **Příloha B – Použitý kód**

V příloze můžeme vidět použitý kód, jehož funkce jsou popsány v kapitole Zpracování dat.