

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2019**

**Barbora Englerová**



FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

**Barbora Englerová**

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

# **HALLUX VALGUS A JEHO VZTAH K POSTUŘE**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

PLZEŇ 2019





### Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 29.3.2019.

.....

Vlastnoruční podpis

## **Předmluva**

Téma mé bakalářské práce jsem si vybrala z důvodu častého výskytu této deformity, přičemž počet osob s touto deformitou stále stoupá. Tato deformita trápí mnoho lidí nejen z estetického důvodu, tak zejména z důvodu změn projevujících se v rámci celého těla. Je fascinující, že změny takto malého a často opomíjeného kloubu mohou spustit celou řadu dalších změn vedoucích k výraznějším a zároveň závažnějším problémům.

### **Poděkování**

Děkuji vedoucí mé bakalářské práce paní Mgr. Ritě Firýtové za odborné vedení práce, poskytování cenných rad a materiálních podkladů.

## **Anotace**

Příjmení a jméno: Barbora Englerová

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Hallux valgus a jeho vztah k postuře

Vedoucí práce: Mgr: Rita Firýtová

Počet stran – číslované: 46

Počet stran – nečíslované (tabulky, grafy): 51

Počet příloh: 7

Počet titulů použité literatury: 60

Klíčová slova: Hallux valgus, postura, posturální stabilita, footscan, COP, center of pressure

### **Souhrn:**

Bakalářská práce je zaměřena na sledování vztahu deformity hallux valgus k postuře. Práce obsahuje teoretické poznatky o kineziologii a biomechanice nohy a chůze, které úzce souvisí s touto problematikou. V dalších částech se práce věnuje vymezení pojmu postura a posturální stabilita, také jsou popsány vztahy mezi palcem nohy a jeho stabilizačními mechanismy ve stoji a chůzi. Dále se práce zabývá definicí, klasifikací a vznikem deformity hallux valgus. Pro pochopení praktické části byly v teorii popsány také vyšetřovací metody využívané při měření a testování v praktické části. Praktická část se věnuje vyšetření hallux valgus úhlu, který je měřen mezi prvním metatarsem a proximálním článkem palce pomocí goniometru. Dále jsou sledovány rozdíly v rozložení tlaků v jednotlivých oblastech chodidla, délce kontaktu jednotlivých oblastí s podložkou a center of pressure (COP) na tenzometrické desce FootScan®. V neposlední řadě se praktická část věnuje změnám stability u osob s deformitou HV. Získaná data jsou v praktické části porovnávána s naměřenými daty referenční skupiny osob bez deformity hallux valgus. Výsledkem bylo zjištění tlakových rozdílů pod palcem, středonoží a také délka kontaktu palce mezi skupinou osob s deformitou hallux valgus a bez této deformity.



## **Annotation**

Surname and name: Barbora Englerová

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Hallux valgus and its relation to the posture

Consultant: Mgr. Rita Firýtová

Number of pages – numbered: 46

Number of pages – unnumbered (tables, graphs): 51

Number of appendices: 7

Number of literature items used: 60

Keywords: Hallux valgus, posture, postural stability, footscan, COP, center of pressure

### **Summary:**

This bachelor thesis is focused on the relationship between the hallux valgus (HV) deformity and the posture. Thesis contains theoretical knowledge about kinesiology and biomechanics of foot and gait, which are closely related to this issue. In the following parts the thesis deals with the definition of the concept of posture and postural stability, also the relations between the big toe and its stabilization mechanisms of standing and walking. Furthermore, the thesis deals with the definition, classification and formation of hallux valgus deformity. The examination methods that have been used in the practical part are also described in the theory. The practical part deals with the examination of the HV angle measured between the first metatars and the proximal phalang of the big toe by using a goniometer. The differences in pressure distribution in the demarcated areas of the foot, the contact duration of the demarcated areas with the floor and the center of pressure (COP) on the FootScan® tensometric plate are also observed. Last part deals with changes in stability of persons with HV deformity. Obtained data are compared with measured data of reference group of persons without HV deformity in. We have found significant changes of pressure distribution under the thumb, mid-calf and also the length of contact of the thumb with a group of people with and without deformity of HV.

# OBSAH

Předmluva.....	7
SEZNAM GRAFŮ .....	12
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	13
SEZNAM TABULEK.....	15
SEZNAM ZKRATEK.....	16
ÚVOD .....	17
TEORETICKÁ ČÁST.....	19
1 KINEZIOLOGIE NOHY .....	19
1.1 Nožní klenba.....	19
1.2 Svalové řetězce a smyčky pojící se s nožní klenbou.....	21
1.3 Funkce nohy .....	22
1.4 Význam palce nohy .....	22
1.5 Palec nohy při chůzi .....	23
1.6 Ontogeneze nohy a chůze.....	23
1.7 Řízení pohybu.....	24
2 POSTURA.....	26
2.1 Stabilita stoje a chůze .....	27
3 CHŮZE.....	30
3.1 Rozdělení krokového cyklu.....	30
3.1.1 Stojná fáze .....	31
3.1.2 Švihová fáze .....	33
3.2 Reakční síly podložky .....	34
3.2.1 Center of pressure (COP) .....	34
4 HALLUX VALGUS .....	36
4.1 Charakteristika halluxu valgu.....	36
4.2 Etiologie halluxu valgu .....	36
4.3 Klasifikace halluxu valgu .....	36
4.4 Hallux valgus a jeho vliv na stoj a chůzi .....	39
5 VYŠETŘOVACÍ METODY.....	40
5.1 Goniometrické vyšetření .....	40
5.2 Věle-test.....	40
5.3 FootScan®.....	42
PRAKTICKÁ ČÁST.....	44
6 CÍL A ÚKOLY PRÁCE.....	44

7	HYPOTÉZY .....	45
8	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU .....	46
8.1	Skupina s deformitou hallux valgus .....	46
8.2	Referenční skupina bez deformity hallux valgus .....	46
9	METODIKA PRÁCE .....	47
10	ZPRACOVÁNÍ DAT .....	49
11	VÝSLEDKY .....	50
11.1	Data z goniometrického měření.....	50
11.2	Celkové zatížení určité oblasti chodidla – Max P [tlak, N/cm <sup>2</sup> ].....	51
11.3	Délka kontaktu určité oblasti chodidla s podložkou během stojné fáze - %Contact [%].....	55
11.4	COP .....	58
11.5	Stabilita dle Véle-testu .....	60
12	DISKUZE .....	62
	ZÁVĚR.....	66
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	68
	SEZNAM PŘÍLOH .....	74
	PŘÍLOHY .....	75

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Srovnání zatížení vybraných oblastí chodidla (HV/bez HV).....	51
Graf 2 Srovnání zatížení vybraných oblastí chodidla (dle MS) .....	52
Graf 3 Srovnání zatížení v laterálních oblastech chodidla .....	52
Graf 4 Srovnání zatížení v oblasti palce nohy .....	54
Graf 5 Srovnání doby trvání kontaktu palce s podložkou (vyjádřeno % z doby stejné fáze, HV/bez HV) .....	55
Graf 6 Srovnání doby trvání kontaktu palce s podložkou (vyjádřeno % z doby stejné fáze, dle MS)..	56
Graf 7 Srovnání trvání zatížení palce nohy v rámci stejné fáze .....	56
Graf 8 Srovnání úměry mezi stabilitou a HVA úhlem .....	60
Graf 9 Srovnání stability v rámci skupin HV/bez HV.....	61

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Nožní klenba.....	20
Obrázek 2 Krokový cyklus.....	31
Obrázek 3 Trajektorie COP.....	35
Obrázek 4 Úhel halluxu valgu, B – IMA, A – HVA, C - IPA.....	37
Obrázek 5 Manchesterská škála hodnocení hallux valgus. A: nepřítomný, B: mírný, C: střední, D: těžký .....	38
Obrázek 6 Symboly škály na goniometru .....	40
Obrázek 7 Véle-test pro hodnocení stability .....	41
Obrázek 8 HV: Proband č. 1 Footscan .....	76
Obrázek 9 HV: Proband č. 2 Footscan .....	76
Obrázek 10 HV: Proband č. 3 Footscan .....	77
Obrázek 11 HV: Proband č. 4 Footscan .....	77
Obrázek 12 HV: Proband č. 5 Footscan .....	78
Obrázek 13 HV: Proband č. 6 Footscan .....	78
Obrázek 14 HV: Proband č. 7 Footscan .....	79
Obrázek 15 HV: Proband č. 8 Footscan .....	79
Obrázek 16 HV: Proband č. 9 Footscan .....	80
Obrázek 17 HV: Proband č. 10 Footscan.....	80
Obrázek 18 HV: Proband č. 11 Footscan.....	81
Obrázek 19 HV: Proband č. 12 Footscan.....	81
Obrázek 20 HV: Proband č. 13 Footscan.....	82
Obrázek 21 HV: Proband č. 14 Footscan.....	82
Obrázek 22 HV: Proband č. 15 Footscan.....	83
Obrázek 23 HV: Proband č. 16 Footscan.....	83
Obrázek 24 BEZ HV: Proband č. 1 Footscan.....	84
Obrázek 25 BEZ HV: Proband č. 2 Footscan.....	84
Obrázek 26 BEZ HV: Proband č. 3 Footscan.....	85
Obrázek 27 BEZ HV: Proband č. 4 Footscan.....	85
Obrázek 28 BEZ HV: Proband č. 5 Footscan.....	86
Obrázek 29 BEZ HV: Proband č. 6 Footscan.....	86
Obrázek 30 HV: Proband č. 1 Véle-test .....	87
Obrázek 31 HV: Proband č. 2 Véle-test .....	87
Obrázek 32 HV: Proband č. 3 Véle-test .....	88
Obrázek 33 HV: Proband č. 4 Véle-test .....	88
Obrázek 34 HV: Proband č. 5 Véle-test .....	89

Obrázek 35 HV: Proband č. 6 Véle-test .....	89
Obrázek 36 HV: Proband č. 7 Véle-test .....	90
Obrázek 37 HV: Proband č. 8 Véle-test .....	90
Obrázek 38 HV: Proband č. 9 Véle-test .....	91
Obrázek 39 HV: Proband č. 10 Véle-test .....	91
Obrázek 40 HV: Proband č. 11 Véle-test .....	92
Obrázek 41 HV: Proband č. 12 Véle-test .....	92
Obrázek 42 HV: Proband č. 13 Véle-test .....	93
Obrázek 43 HV: Proband č. 14 Véle-test .....	93
Obrázek 44 HV: Proband č. 15 Véle-test .....	94
Obrázek 45 HV: Proband č. 16 Véle-test .....	94
Obrázek 46 BEZ HV: Proband č. 1 Véle-test.....	95
Obrázek 47 BEZ HV: Proband č. 2 Véle-test.....	95
Obrázek 48 BEZ HV: Proband č. 3 Véle-test.....	96
Obrázek 49 BEZ HV: Proband č. 4 Véle-test.....	96
Obrázek 50 BEZ HV: Proband č. 5 Véle-test.....	97
Obrázek 51 BEZ HV: Proband č. 6 Véle-test.....	97

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Goniometrické měření (v úhlech) s přiřazeným MS stupněm.....	50
Tabulka 2 Hodnocení laterální deviace COP .....	58
Tabulka 3 HV: Proband č. 1 .....	76
Tabulka 4 HV: Proband č. 2 .....	76
Tabulka 5 HV: Proband č. 3 .....	77
Tabulka 6 HV: Proband č. 4 .....	77
Tabulka 7 HV: Proband č. 5 .....	78
Tabulka 8 HV: Proband č. 6 .....	78
Tabulka 9 HV: Proband č. 7 .....	79
Tabulka 10 HV: Proband č. 8 .....	79
Tabulka 11 HV: Proband č. 9 .....	80
Tabulka 12 HV: Proband č. 10 .....	80
Tabulka 13 HV: Proband č. 11 .....	81
Tabulka 14 HV: Proband č. 12 .....	81
Tabulka 15 HV: Proband č. 13 .....	82
Tabulka 16 HV: Proband č. 14 .....	82
Tabulka 17 HV: Proband č. 15 .....	83
Tabulka 18 HV: Proband č. 16 .....	83
Tabulka 19 BEZ HV: Proband č. 1 .....	84
Tabulka 19 BEZ HV: Proband č. 12 .....	84
Tabulka 19 BEZ HV: Proband č. 3 .....	85
Tabulka 19 BEZ HV: Proband č. 4 .....	85
Tabulka 19 BEZ HV: Proband č. 5 .....	86
Tabulka 19 BEZ HV: Proband č. 6 .....	86

## **SEZNAM ZKRATEK**

COP = center of pressure

DK = dolní končetina

DKK = dolní končetiny

HV = hallux valgus

HVA = hallux valgus angle (hallux valgus úhel)

IPA = interphalangeal angle (interfalangeální úhel)

L = levá

LDK = levá dolní končetina

MS = Manchester scale (Manchesterská škála)

MTP = metatarsofalangeální kloub

MTT = metatars

P = pravá

PDK = pravá dolní končetina



## ÚVOD

Pohyb je jedním ze základních projevů člověka, bez něhož by jedinec nebyl schopen samostatně fungovat v běžném životě. Do základních pohybů potřebných k samostatnosti jedince patří bezesporu chůze, v případě člověka bipedální lokomoce, tedy chůze po dvou dolních končetinách (Vyskotová, 2013). Důležitým anatomickým celkem pro vykonávání chůze je noha. Její složité uspořádání zajišťuje pružnost a zároveň pevnost. Díky těmto vlastnostem je noha schopna absorbovat nárazy během kontaktu se zemí, přizpůsobovat se terénu a pohybovat se v prostoru (Véle, 2006). Ploska nohy je místem nejčastějšího kontaktu těla se zemí, a tedy je důležitým zdrojem aferentace do CNS, díky které napomáhá udržovat posturální stabilitu (Vařeka, Vařeková, 2009). Pokud jsou všechny struktury nohy a tím i vlastnosti zachovány, může noha výše zmíněné funkce vykonávat bez omezení.

Pokud je struktura nohy porušená, je znemožněno fyziologické vykonávání funkcí, ke kterým je noha určena.

Jednou z nejčastějších deformit nohou u dospělých je hallux valgus (dále HV). Všeobecně uznávaná patogeneze tohoto onemocnění je definována nerovnováhou vnějších a vnitřních svalů nohou a vazů, která je citlivá na vnější i vnitřní vlivy (Wülker et al., 2012). Tato deformita je charakterizována abnormálním úhlem, rotací a bočním vychýlením palce v jeho metatarzofalangeálním skloubení (Nishimura et al., 2018).

Tyto změny vedou k narušení biomechaniky chůze (Glasoe et al., 2010). Dochází ke změně opěrných bodů chodidla, a tím k přesunu těžiště. V reakci na vzniklou patologii dochází k dalším přestavbám struktur v těle (Donatelli, 1987). Palec hraje významnou roli v předšvihové fázi kroku, má vliv na vyvinutí síly při odrazu nohy od podložky. Deformita HV narušuje přenos hmotnosti přes první metatarzofalangeální kloub v předšvihové fázi chůze, váha je přenesena na laterální stranu chodidla a to dále vede k narušení stereotypu chůze. Způsobuje zkracování délky kroku a snižuje rychlost chůze (Menz, Lord, 2005). U osob s deformitou HV je větší riziko pádu (Menz, Morris, Lord, 2006).

Vznik HV je zapříčiněn různými faktory, jedním z nich je například nošení nesprávné obuvi (ať už se jedná o malé boty s úzkou špičkou či o boty na podpatku). Další predispozicí pro vznik této deformity je ženské pohlaví. Ženy mají díky působení ženských hormonů volnější vazby než muži. V neposlední řadě má na vznik HV vliv familiární dědičnost (Prasitdumrong et al., 2013).

Cílem této práce je zjistit a objektivizovat rozdíly v rozložení tlaků v jednotlivých oblastech chodidla, délce kontaktu jednotlivých oblastí s podložkou a trajektorií Center of Pressure (COP) na tenzometrické desce FootScan®. Pro zhodnocení stability a sledování změn stability s narůstající deformitou hallux valgus je v práci použit Véle-test.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 KINEZIOLOGIE NOHY

Nohou je v anatomické terminologii označována část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Během evoluce se noha postupně přizpůsobovala vzpřímenému držení těla a chůzi po dvou končetinách. Její primární funkcí je vytvoření pevné opěrné základny a rovnoměrné rozložení zátěže dolní končetiny při chůzi, zmenšení energetické náročnosti chůze při pohybu těla dopředu a tlumení nárazů vůči podložce (Kolář et al., 2009; Gross et al., 2005).

Při bipedálním stoji a lokomoci se noha velkou mírou účastní posturální stability. Kontaktem s podložkou noha přenáší tíhovou sílu těla i reakční sílu podložky, dále se noha aktivně podílí na generaci sil aktivně korigujících oscilace kvazistatického stoje (Vařeka, Vařeková, 2009).

Pro správné zajištění výše zmíněných funkcí je noha složena ze tří částí: zadní, střední a přední. Tyto části jsou tvořeny mnoha skloubeními, mobilními a polotuhými, díky kterým je noha schopna přizpůsobit různému povrchu (Gross et al., 2005).

Díky prvotnímu a takřka neustálému kontaktu s podložkou je noha významným zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních informací pro řídicí systém (Vařeka, Vařeková, 2009).

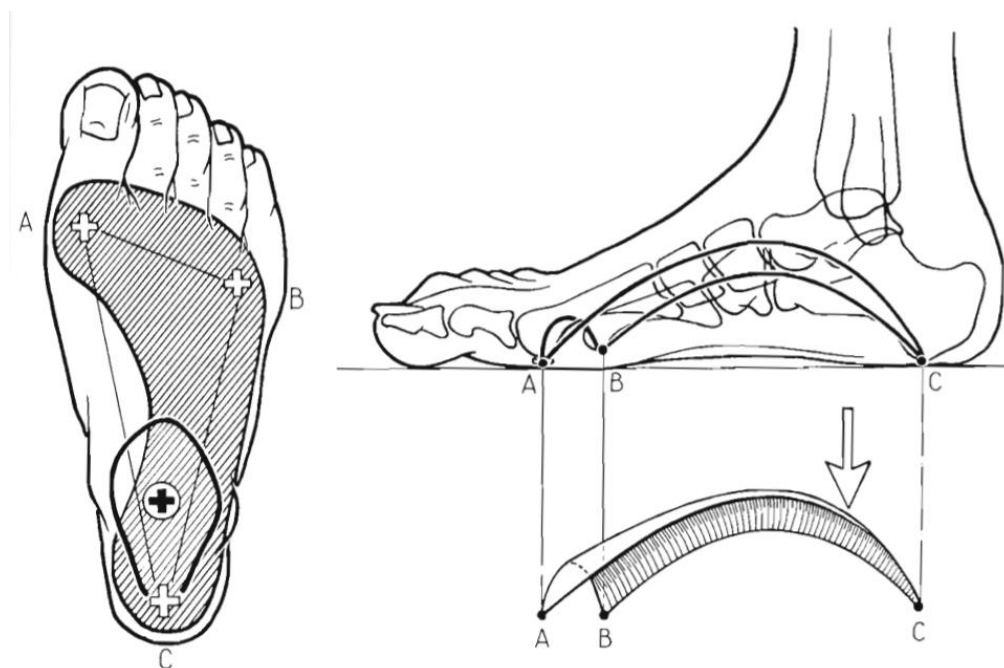
### 1.1 Nožní klenba

Kostru nohy tvoří 26 kostí, které svým uspořádáním vytváří dva hlavní oblouky, a to podélnou klenbu a příčnou klenbu chodidla. Oba oblouky jsou z plantární strany obaleny měkkou tkání, která tlumí nárazy při nášlapu (Gross et al., 2005).

Kapandji ve své publikaci rozlišuje tři oblouky, a to přední, laterální (zevní) a mediální (vnitřní). Ty dohromady tvoří architektonickou klenbu podporovanou třemi oblouky, jejichž konce se dotýkají země v místě I. a V. metatarsu a dorzální části patní kosti. Z dynamického hlediska je nožní klenba přirovnávána ke střeše, kde jsou trámy podpírající nosnou konstrukci udržovány v požadovaném postavení kleštinami (Kapandji, 1987). Tento model slouží k lepšímu pochopení schopnosti klenby odolávat dynamickým změnám při měnícím se zatížení během chůze a kontrole polohy COP ve stoji (Vařeka, Vařeková, 2009).

Nožní klenba je udržována pasivně stavbou kostí, kloubů a vazů a aktivně díky práci bérceových svalů a svalů nohy (Hlinková, 2008).

Obrázek 1 Nožní klenba



Zdroj: Kapandji, 1987

### **Podélná klenba**

Je tvořena pěti oblouky, které tvoří paprsky jednotlivých metatarzů. Významné jsou dva krajní oblouky, které tvoří I. a V. metatarz s kostí patní (Vařeka, Vařeková, 2009).

Mezi hlavičkou I. metatarzu a výběžky kosti patní se klene mediální oblouk. Tento oblouk je nejvyšší, nejdelší a svírá s podložkou největší úhel. Tím je vystaven největšímu zatížení ve stoji i během lokomoce. Mediální oblouk je tvořen pěti kostmi, zpredu I. metatarzem (dotek s podložkou pouze hlavičkou), os cuneiforme mediale, os naviculare, talem a calcaneem. Os cuneiforme mediale se nedotýká podložky, od naviculare je vrcholem mediálního oblouku a talus přenáší síly z vyšších etáží na klenbu (Vařeka, Vařeková, 2009).

Laterální oblouk tvoří V. metatarz, os cuboideum a patní kost, opěrnými body tohoto oblouku jsou hlavička V. metatarzu a výběžky patní kosti. Laterální oblouk je vysoký pouze 3 až 5 mm a je vyplněn měkkými tkáněmi, které jsou v kontaktu s podložkou (Vařeka, Vařeková, 2009).

Na udržování podélné klenby se podílí kromě kostěného aparátu také podélné vazy plantární strany nohy a svaly. Z vazů má největší význam ligamentum plantare longum. Mezi svaly podílející se na udržování podélné klenby se řadí m. tibialis anterior (který svým šlašitým třmenem táhne vnitřní stranu nohy vzhůru), m. tibialis posterior, m. flexor digitorum

longus, m. flexor hallucis longus, dále povrchově probíhající krátké svaly planty a povrchová plantární aponeuróza. Aktivní změny tvaru nožní klenby v závislosti na zatížení nohy provádí m. peroneus longus, m. tibialis posterior a caput transversum m. adductor hallucis (Kolář et al., 2009; Věle, 2006).

### ***Příčná klenba***

Je tvořena řadou příčných oblouků po celé délce nohy. Nejnápadnější klenutí je tvořeno čtyřmi kostmi, ossa cuneiformia a os cuboideum. Velký vliv na tuto klenbu má poloha I. a V. metatarzu. Přední oblouk příčné klenby se klene mezi hlavičkami I. a V. metatarzu, je udržován příčnými vazy (příčemž vazy na plantární ploše jsou poměrně slabé) a je vyplněn měkkými tkáněmi dotýkajícími se podložky (Kolář et al., 2009; Vařeka, Vařeková, 2009).

## **1.2 Svalové řetězce a smyčky pojící se s nožní klenbou**

Dolní končetina je tvořena vzájemně se ovlivňujícím systémem propojených svalových řetězců, jejichž funkce jsou programově řízeny z CNS. Tyto řetězce se ovlivňují jak shora dolů, tak zdola nahoru. Výsledkem je vliv nohy (ale například i palce u nohy) na postavení pánve, na kyčelní a kolenní klouby a naopak. V souvislosti se svalovými řetězci je důležité zmínit i posturální aktivitu, která jejich funkčnost významně ovlivňuje. Posturální zajištění musí předcházet každému pohybu a také ho doprovázet. Máme-li sval anatomicky plně funkční, neznamená to správnou funkci v biomechanickém řetězci a může tak dojít ke stereotypnímu přetěžování (Věle, 2006; Kolář et al., 2009).

V přímém spojení s nožní klenbou Věle (2006) popisuje svalový řetězec spojující nohu s hrudníkem a dvě svalové smyčky ovlivňující nožní klenbu.

**Svalový řetězec hrudník – noha:** os cuneiforme I – m. peroneus longus – tibia – fascia cruris – m. biceps femoris – m. adductor longus – m. obliquus abdominis internus – m. obliquus abdominis externus (kontralaterální strany) – hrudník.

**Smyčka m. tibialis anterior – m. peroneus longus:** fibula - m. peroneus longus – I. metatars - os cuneiforme I - m. tibialis ant. – tibia. Tato smyčka má důležitý vliv na tvar a funkci nožní klenby, konkrétně mediální část. M. tibialis anterior dělá dorzální flexi nohy, pronaci a supinaci podle stavu m. peroneus longus.

**Smyčka m. tibialis posterior - m. peroneus brevis:** fibula - m. peroneus brevis - calcaneus - os cuboideum - m. tibialis posterior – tibia. Tato smyčka je funkčním celkem působícím z laterální i mediální strany na podélnou nožní klenbu a podporujícím ji.

V působení na nožní klenbu je velice důležitým svalem také m. quadratus plantae spojující patu s přednožím (Véle, 2006).

### **1.3 Funkce nohy**

Přesun lokomoce, a tedy i stability pouze na dvě dolní končetiny vznikl za účelem uvolnění horních končetin k samostatné cílené činnosti. Z hlediska evolučního vývoje začaly tyto důležité změny před 4 miliony let. Vznik bipedální chůze způsobil dramatické změny v uspořádání nohy a také celého pohybového systému. Tyto změny sebou přinesly nejen výhody, ale také mnoho negativních důsledků. Přesunem stoje pouze na dvě nohy se přesunulo těžiště nahoru a zmenšila se stojná plocha asi na 100cm<sup>2</sup> (Toppischová, Šnoplová, 2008).

Nároky na takto vzniklé „nové nohy“ byly obrovské, bylo potřeba zajistit potřebnou stabilitu a rovnováhu, tlumit nárazy (Toppischová, Šnoplová, 2008).

Pro chůzi je zapotřebí splnit dva základní požadavky. Za prvé je třeba zajistit vzpřímení postury a udržení rovnováhy, za druhé schopnost volní iniciace, řízení a terminace rytmické tvorby krokového cyklu k zajištění lokomoce (Hlinková, 2008).

Dalšími důležitými faktory, na kterých závisí zajištění a ovlivnění chůze jsou stav muskuloskeletárního systému, stav CNS a kvalita senzitivních a senzorických vstupů (Hlinková, 2008).

### **1.4 Význam palce nohy**

Palec nohy je velice důležitou částí těla. Hlavička jeho metatarzu je jedním ze tří opěrných bodů nožní klenby, podélné i příčné. Významnou funkcí palce je stabilizace těla ve stoji i chůzi. Noha se pomocí palce při chůzi lépe adaptuje na terén. Palec také během chůze zajišťuje kvalitní odvíjení paty (Véle, 2006; Dylevský et al., 2000).

Metatarz palce je spojen s kostí klínovou pružně-stabilním kloubem, díky kterému má zvýšenou pohyblivost. Stává se tak vzhledem ke své snížené odolnosti vůči nepřiměřené zátěži náchylným ke vzniku získaných deformit (Toppischová, Šnoplová, 2008).

Svojí stavbou je palec odlišný od ostatních prstů nohy, jelikož jeho součástí jsou sezamské kůstky. Tyto malé kůstky mají velký význam při chůzi, jelikož dovolují plantární flexi prvního metatarzu při současné extenzi palce. Sezamské kůstky jsou zavzaty do šlach krátkých svalů a mezi sebou vytvářejí žlábk pro m. flexor hallucis longus. M. flexor hallucis longus se významně uplatňuje při odrazu nohy. Na udržování příčné klenby nohy se podílí

caput transversum m. adductor hallucis. M. abductor hallucis je stabilizátorem mediálního paprsku nohy při stoji (Abrahams et al., 2005; Glasoe, 1999; Dylevský et al., 2000).

## 1.5 Palec nohy při chůzi

Palec nohy se významně uplatňuje při všech fázích krokového cyklu, nejvíce však při dokončování odrazu nohy od podložky. Během stojné fáze se zatížení nohy postupně přesunuje z posterolaterální oblasti paty ventrálně přes laterální část chodidla a dále jde mediálně k prvnímu a druhému metatarzu, poté se stáčí na palec, kde končí. U nohy bez patologických změn je osa palce v prodloužení osy nohy, díky tomu je noha rovnoměrně zatížená a dochází ke kvalitnímu odrazu přes palec (Kračmar a kol., 2016; Menz, Lord, 2006; Véle, 2006).

Během chůze jsou zapojeny do pohybu všechny metatarzofalangeální klouby, jejich hybnost je velmi důležitá pro správný odval chodidla. Při počátečním kontaktu nohy s podložkou je rozsah jejich pohybu 25° do dorzální flexe. Následuje přechod do neutrální pozice, ve které se nacházejí na konci fáze zatěžování a v průběhu středního stoje. Poté jdou metatarsy v terminální fázi stoje do 21° dorzální flexe a v předšvihové fázi se dostávají až do 55-65° dorzální flexe (Perry, 1992; Vařeka, Vařeková, 2005).

Stabilitu nohy při stoji i odvíjení zajišťují plantární flexory a tah plantární fascie působící proti dorzální flexi nohy. Díky plantárním flexorům se lépe rozloží tlak chodidla na podložku díky přitisknutí proximálních falangů k podložce (Perry, 1992).

## 1.6 Ontogeneze nohy a chůze

Při vývoji nohy neboli ontogenezi se mezi ovlivňující faktory řadí vnitřní a zevní síly a dále genetické faktory. Noha se začíná vyvíjet již ve 4. týdnu těhotenství a teprve kolem 12. týdne má podobu dospělého tvaru (Vařeka, Vařeková, 2009).

V počátcích vývoje je celá dolní končetina výrazně supinovaná, postupně začíná pronovat a tím se extenzory kolene, hlezna a prstů přesouvají do ventrální oblasti dolní končetiny. V 8. týdnu se začíná štěpit digitální ploténka a tím dostává vějířovitý tvar. V 8. týdnu noha postupně přechází do pozice equinus-varus-adductus. Kolem 9. týdne mizí původní vějířovité postavení II.-V. metatarzu, zatímco I. metatarz zůstává v abdukci vzhledem k ose nohy (II. metatarz) až do 12. týdne (kdy, jak již bylo řečeno, dostává podobu dospělého tvaru). Významný posun ve vývoji nastává v 11. týdnu, kdy se noha postaví do téměř neutrálního postavení, jelikož má v děloze dostatek prostoru. V tomto období až do 6. měsíce

je tedy možné odhalit případné patologické změny postavení či chybný vývoj nohy, které jsou způsobeny předprogramovaným skeletárním a svalovým vývojem (Vařeka, Vařeková, 2009).

Vývoj nohy pokračuje po narození díky aktivaci svalů, zátěži při pohybu a působením gravitačního pole. Způsob zatěžování významně ovlivňuje další vývoj nohy. Bylo zjištěno, že u dětí spících na bříšku či sedících dlouhodobě v různých pozicích se často vyskytují poruchy v postavení dolních končetin. V prvním roce vývoje noha dítěte prodělává velký dynamický vývoj. Dítě nejdříve nevyužívá nohu pro opornou funkci stoje a chůze, a proto je chodidlo zapojeno jen do „funkčních smyček“ globálních pohybových vzorců. Během motorického vývoje dítěte se z jedince apedálního stává jedinec bipedální. Významně se na tomto vývoji podílí funkce řízené CNS a dále exterocepce a propiocepce. Postupně se aktivací svalů, zátěží a působením gravitace formuje nožní klenba, kdy mediální oblouk lze pozorovat kolem 2. roku života. Dětská noha se často jeví jako plochá, jelikož je zespodu kryta tukovým polštářem. Jen velmi malé procento dětských plochých nohou zůstane plochých až do dospělosti (Tošnerová, 2000; Vařeka, Vařeková, 2009).

## **1.7 Řízení pohybu**

Řízení pohybu je proces neustálého předávání informací z centra na periferii a naopak, informování o vzniklých odchylkách a jejich řešení pomocí zpětné vazby. Základní regulační okruh funguje na úrovni mícha – spinální motorický okruh. Výsledkem složitého regulačního mechanismu je chůze (Ambler, 2006; Kolář et. al, 2009).

Chůze je složitý motorický projev. Je řízena centrálním nervovým systémem, ale podílí se na ní všechny části centrální nervové soustavy, výkonným orgánem je pak muskuloskeletární systém. Charakter chůze je závislý na percepčních vjemych přicházejících do centrálního nervového systému. Při její realizaci je potřeba velkých nároků na svalovou koordinaci trupu a končetin. Při chůzi je třeba se neustále přizpůsobovat terénu, zevním vlivům i vnitřním dějům v těle. Během chůze dochází k rytmickému střídání kontrakcí agonistů a antagonistů, tedy flexorů a extenzorů končetin (Mackay-Lyons, 2002; Rosenbaum, 1991; Véle, 2006; Králíček, 2004).

Pohyby a děje s nimi spojenými jsou rozděleny do dvou fází, přípravné fáze a realizace pohybu. Každá fáze se uskutečňuje pod vlivem jiných oblastí centrální nervové soustavy. Důležitou při přípravě pohybu je aferentace ze somatosenzorického a zrakového kortexu. Tyto informace jsou zpracovány v asociační oblasti zadního parietálního laloku a v bazálních gangliích. Z nich jsou informace odeslány do prefrontální korové oblasti a primární motorické



oblasti. Zde probíhá vypracování plánu pohybu, v doplňkové motorické kůře poté k programování vzorců zamýšlených pohybů (Králíček, 2004).

Z primární motorické oblasti je vyslán signál k provedení zamýšleného pohybu. Tato oblast neřídí jednotlivé svaly, ale má na starost řízení komplexních pohybů. Zamýšlený pohyb je řízen dle vypracovaného plánu a programu. Do mimovolných lokomočních automatismů můžeme zasahovat volní kontrolou, můžeme měnit rychlost chůze či délku kroku. Oproti tomu globální pohybové programy jsou u každého člověka stejné. Tyto programy jsou geneticky podmíněné či naučené (Králíček, 2004; Rosenbaum, 1991).

Lokomoční pohyb je spuštěn tzv. centrálním motorickým programem, který představuje předem připravený vzorec neurální aktivity. Centrální motorický program je uložen v paměti neurální sítě, míchy, nazýváme ho generátorem vzorce pohybu. Supraspinální centra jsou zodpovědná za aktivaci a následné řízení intenzity centrálních generátorů pohybu, udržování rovnováhy během chůze a adaptaci chůze na vnější podmínky. Supraspinální centra mají také velký vliv na koordinaci chůze a provádění dalších pohybů během ní (Králíček, 2004; Mackay-Lyons, 2002).

## 2 POSTURA

Dle Véleho (2006) je postura klidovou polohou těla vyznačující se určitým uspořádáním (konfigurací) pohyblivých segmentů. Posturou rozumíme aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, přičemž v běžném životě má z těchto zevních sil největší význam síla tíhová. Posturu zajišťují vnitřní síly, především svalová aktivita řízená CNS. Postura vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu, tzn. trup s krkem a hlavou. Posturu nelze chápat jako stoj na dvou nohách, ale jako součást jakékoliv polohy a pohybu (například sedu či chůze). Postura je základní podmínkou pohybu a je také součástí každého pohybu. Bez zajištění kvalitní posturální opory by chůze a další způsoby aktivní lokomoce nebyly možné. Zaujetí a udržení postury je rozhodující součástí všech motorických programů. V odborné literatuře je mnoho pohledů na posturu, ale všichni se řídí stejným výrokem „*posture follows movement like a shadow*“, jehož autorem je R. Magnus (1924). Při pohledu na posturální funkce rozlišujeme posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktivitu (Véle, 2006; Kolář et al., 2009; Vařeka, Vařeková, 2009; Gúht, 2004).

### *Posturální stabilita*

Zaujímá-li tělo neměnnou polohu v prostoru, nazýváme tento děj statickou polohou. V každé statické poloze i přesto dochází uvnitř k dějům dynamickým, aby tělo odolávalo přirozené labilitě pohybové soustavy. Nejde tedy o jednorázové „zaujetí“ stálé polohy, ale o neustálé „zaujímání“ stálé polohy. Posturální stabilita je tedy schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému či nezřízenému pádu. Jinými slovy je to schopnost udržet projekci těžiště v opěrné bázi (Kolář et al., 2009; Vařeka, Vařeková, 2009).

Stabilitu ovlivňují biomechanické a neurofyziologické faktory. Mezi biomechanické faktory patří velikost opěrné plochy. Základní podmínkou stability těla ve statické poloze je, že se těžiště musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze (nemusí se však promítat do opěrné plochy). Opěrná plocha je definována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla, tato plocha kontaktu je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze. Opěrná báze je definována jako celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy nebo ploch opory, tzn. opěrné plochy a vše mezi nimi. Opěrná báze tedy bývá větší než opěrná plocha (Kolář et al., 2009; Vařeka, Vařeková, 2009).

*„Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině.“ (Kolář et al., 2009, str. 39)*

### ***Posturální stabilizace***

Posturální stabilizace je aktivní svalové držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem. Jedná se o svalovou aktivitu, která zpevňuje segmenty těla proti působení zevních sil (hlavně tíhové síly). Zpevnění segmentů umožňuje dosažení vzpřímeného držení a lokomoci těla jako celku. Posturální stabilizace působí nejen proti gravitační síle, ale je součástí všech pohybů, a to i když se jedná pouze o pohyb dolních či horních končetin (Kolář et al, 2009).

Dle Véleho (2006) rozeznáváme dva typy stabilizace:

- pružnou vnitřní segmentovou stabilizaci, řízenou krátkými hlubokými stabilizačními svaly,
- vnější sektorovou stabilizaci, která je řízena povrchněji uloženými delšími záběrovými svaly (Véle, 2006).

### ***Posturální reaktibilita***

Posturální reaktibilita je reakční stabilizační funkce, jejímž účelem je zpevnění jednotlivých pohybových segmentů (kloubů) k zajištění co nejstabilnějšího punctum fixum a odolnosti kloubních segmentů vůči účinkům zevních sil. Posturální reaktibilita se uplatňuje při každém pohybu segmentu těla a vyvolává reakční svalovou sílu v celém pohybovém systému (Kolář et al., 2009).

Bylo zjištěno, že aktivace bránice, pánevního dna, břišních a zádočných svalů (tedy svalů hlubokého stabilizačního systému) předbíhá pohybovou činnost horní a dolní končetiny (Kolář et al., 2009).

## **2.1 Stabilita stoje a chůze**

Udržování stability stoje i chůze je velice složitý děj, který je pod neustálou zpětnovazebnou kontrolou. Udržování rovnováhy je dynamický proces, kterým se tělo snaží zabránit pádu. Stabilita je řízena z CNS a ovlivňována aferentními signály z periferie. Během zpětnovazebné kontroly probíhají neustálé změny v rozložení intenzity svalového tonu s cílem udržet průmět těžiště těla v opěrné bázi (Kralíček, 2004; Véle, 2006; Hlinková, 2008).

K udržování stability je nutné dostatečné zajištění aference, která přichází ze tří hlavních sensorických systémů: zrak, vestibulární systém a somatosenzorický systém. Zrak je využíván pro plánování pohybu a detekci překážek zevního prostředí. Vestibulární systém se uplatňuje při získávání informací o změně polohy hlavy a těla v prostoru a také rychlosti pohybu. Somatosenzorický systém informuje o okolním prostředí a jeho kontaktu s tělem a také o změně polohy jednotlivých tělesných segmentů (Winter, 1995; Véle, 2006).

Ve stoji je možné stabilizaci vzpřímené polohy sledovat na rozložení zatížení chodidel, které vzniká působením zevních a vnitřních faktorů. Mezi vnitřní faktory ovlivňující rozložení zátěže řadíme tvar nožní klenby, nastavení a konfiguraci tělesných segmentů, nastavení osy těla ve vztahu k působení gravitace, umístění průmětu těžiště v opěrné bázi, propioceptivní a exteroceptivní informace z chodidla a aktivita svalů. Dále na rozložení zátěže působí nastavení končetin či trupu a jejich pohyby. Do zevních faktorů potom řadíme vlastnosti opěrné plochy, působení zevních sil a neméně typ a vlastnosti obuvi (Véle, 2006).

Zátěž mezi chodidly by měla být rozložená téměř symetricky, s kolísáním mezi 5–15 % celkové hmotnosti. Rozložení zátěže na chodidle je asymetrické, nejvyšší tlak se nachází mezi třemi body tvořícími opěrné body nožní klenby – hlavičky metatarzu palce a malíku a patu. Na patách by mělo být zhruba 50 % zatížení z celkové hmotnosti a zbylých 50 % zátěže se rozkládá v přednoží s tím, že většina zátěže by měla být na hlavičce metatarzu palce. Při zatížení nohy dochází k oploštění klenby a tím ke vzájemnému posunu jednotlivých segmentů nohy. Dále dochází při zatížení k pronaci zánoží a mírné supinaci a abdukci přednoží. Laterální a oblouk klenby se oploští, distální část kalkaneu klesá. S kalkaneem klesá také os cuboideum a V. metatarz, talus se posunuje dorzolaterálně. Přední oblouk klenby se oploští a rozšíří a metatarsy se vzdalují (Véle, 2006; Vařeka, Vařeková, 2009).

Noha se v terénu adaptuje pomocí vnitřních krátkých svalů nohy. Vnější dlouhé svaly nohy mají vliv na udržení klenby nohy ve stoji, stabilitu ve vzpřímeném držení a účastní se odvalu chodidla při chůzi. Anterio posteriorní stabilitu ve stoji zajišťují plantární a dorzální flexory nohy. V udržování mediolaterální stability těla ve stoji se nejvýrazněji zapojují svaly kyčelního kloubu, konkrétně souhra abduktorů a adduktorů (Véle, 2006; Winter, 1995).

Dojde-li ve stoji k nestabilitě, ke korekci dochází nejprve na prstcích nohy. Prstce se začnou flektovat převahou m. flexor digitorum longus nad m. flexor digitorum brevis, zatížení se přesune na distální falangy a opěrná báze se přesune směrem dopředu.

Dalším krokem v korekci pro zvýšení stability je zvýšená aktivita lýtkových svalů, poté stehenních, trupových, a nakonec se přidají svaly horních končetin (Véle, 2006).

Při chůzi se zvyšují nároky na stabilitu, jelikož dochází k rytmickému střídání pohybu dolních končetin, kdy je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou. Během trvání krokového cyklu stojíme až 85% doby na jedné noze. Hlezenní klouby již nestačí k bezpečnému udržování stability, jelikož průmět těžiště se dostává dopředu mimo opěrnou bázi. Tělo se tím dostává do stavu řízeného pádu a v tuto chvíli je zásadní vyrovnat stabilitu přesunem švihové dolní končetiny na podložku (Kolář, 2001; Trew & Everett, 1997; Winter, 1995).

### 3 CHŮZE

Dynamickou funkcí nohy je chůze, v případě člověka bipedální, tedy po dvou dolních končetinách. Chůze se dělí do tří základních částí: zahajovací fáze, cyklické fáze a fáze ukončení. Cyklickou fázi je možné detailněji popsat v krokovém cyklu, který začíná úderem paty o podložku a končí opět úderem téže paty o podložku. Rozdělujeme ho na dvě hlavní fáze: opornou neboli stojnou a švihovou. Tyto fáze se dále dělí podrobnějším popisem (Vařeka, Vařeková, 2009; Trew & Everett, 1997). Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura a dokončuje jej jako rigidní páka, udržující bilanci těla (Dungl, 2005).

#### 3.1 Rozdělení krokového cyklu

Stojná fáze tvoří zhruba 60 % krokového cyklu, švihová fáze jen 40 %. Změna rychlosti chůze či běh mění poměr jednotlivých fází krokového cyklu, čím rychlejší lokomoce, tím kratší dobu noha setrvá ve stojné fázi. Ve stojné fázi, která začíná kontaktem paty s podložkou a končí zvednutím špičky nad podložku (Trew & Everett, 1997, Vařeka, Vařeková, 2009; Kirtley, 2006). Rozdělení jednotlivých fází krokového cyklu se různí s autory, ale významově jsou podobné.

Rozdělení dle **Véleho** (2006):

1. švihová fáze – noha není v kontaktu s podložkou
2. opěrná fáze – noha je v kontaktu s podložkou
3. fáze dvojí opory – odvíjení špičky stojné nohy a kontakt paty švihové nohy (obě nohy jsou v kontaktu s podložkou)

Rozdělení dle **Perry** (1992)

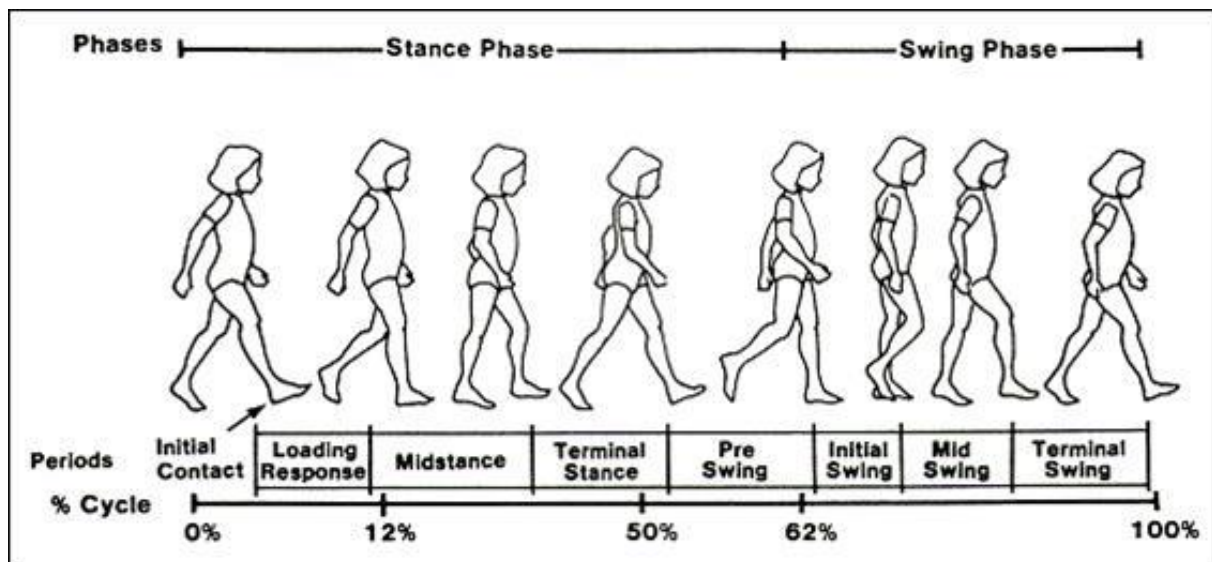
Stojná fáze:

1. počáteční kontakt (initial contact) - 0 %
2. zatěžování (loading response) - 0–10 % (0–12 %)
3. mezistoj (mid-stance) - 10–30 % (13–30 %)
4. konečný stoj (terminal stance) - 30–50 % (31–49 %)
5. předšvihová fáze (pre-swing) - 50–60 % (50–62 %)

Švihová fáze:

1. počáteční švih (initial swing) - 60–73 % (63-74 %)
2. mezišvih (mid-swing) - 73–87 % (75-87 %)
3. konečný švih (terminal swing) - 88–100 %

Obrázek 2 Krokový cyklus



Zdroj: Kirtley, 2006

Při rozebírání jednotlivých fází kroku můžeme nacházet a určovat patologie, nicméně bychom měli respektovat variabilitu chůze z důvodu odlišné stavby kostry jednotlivých osob. Variabilita chůze u osob je dána jak strukturálně (odlišným postavením krčku femuru, průběhem osy subtalárního kloubu, výškou, hmotností, somatotypem či pohlavím), tak například i průběhem motorického vývoje. Další vlivy přispívající k variabilitě chůze jsou vnitřní faktory (únava, psychický stav) a zevní faktory (osvětlení, kvalita povrchu) (Vařeka, Vařeková, 2009).

### 3.1.1 Stojná fáze

#### *Počáteční kontakt (initial contact)*

Tato fáze zahajuje stojnou fázi, začíná kontaktem paty s podložkou a končí kontaktem zbytku nohy s podložkou. V začátku této fáze je i kontralaterální končetina v kontaktu s podložkou, tento jev je nazýván fází dvojí opory. Z pohledu stability je tato pozice nejvýhodnější, jelikož se těžiště nachází nejnižší. Kolenní kloub je v plné extenzi. V tuto chvíli se hlezenní kloub nachází v neutrální poloze (či v dorzální flexi), začíná pasivní zahájení

pohybu do plantární flexe. Subtalární kloub je v supinaci a dochází v něm kontaktem paty ze zevní strany k pronaci. V tranzverzotalárním kloubu dochází k mírné supinaci přednoží. To znamená, že zánoží pronuje proti supinujícímu přednoží. V tuto chvíli je tranzverzotarzální kloub lehce nestabilní. Tato nestabilita poskytuje tranzverzotalárnímu kloubu maximální volnost potřebnou k přizpůsobení chodidla povrchu (Vařeka, Vařeková, 2009).

### ***Reakce na zatěžování (loading response)***

Tato fáze plynule navazuje na fázi počátečního kontaktu, je definovaná přenášením váhy na stojnou (přední) končetinu, přičemž pánev rotuje směrem ke stojné končetině. Obě končetiny jsou v tuto chvíli v opoře. V této fázi dochází k absorbování nárazu (Perry, Burnfield, 2010)

Pronací v subtalárním kloubu je vyvolána addukce talu a vnitřní rotace bérce. Jedná se o tzv. pantový mechanismus. V tuto chvíli jde kolenní kloub do flexe, přičemž flexe je bržděna excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Zároveň také absorbuje náraz. Pánev je stáčena na stranu opěrné končetiny, tedy té, na kterou je nyní přenášena váha. Stáčení pánve je definováno pohybem do vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Flexe v koleni, plantární flexe nohy, pronace zánoží a zároveň excentrická kontrakce antagonistů těchto pohybů je významnou souhrou, která hraje roli při tlumení nárazů při došlapu (Vařeka, Vařeková, 2009; Perry, 1992).

### ***Mezistoj (mid-stance)***

V této fázi se nachází celá noha v kontaktu s podložkou, hlezenní kloub je plně flektován a váha je nyní přenášena přes chodidlo. Tibie je v pohybu vpřed, čímž dochází v hlezenním kloubu k pasivní dorzální flexi. Zároveň v subtalárním kloubu dochází k supinaci. Pata se odlehčuje a zatížení se přesouvá na předonoží, nejdříve hlavně na hlavičku V. metatarzu. V metatarzofalangeálním skloubení v tuto chvíli dochází k dorzální flexi. Uplatňuje se tzv. kladkový mechanismus plantární aponeurózy, která je na mediální straně více napnutá a tím dochází k supinaci. Tranzverzotarzální kloub se mírně pronuje vlivem většího zatížení laterálního okraje. V tuto chvíli můžeme říci, že tranzverzotarzální kloub je v maximálně stabilizované poloze, což dělá z nohy pevnou páku. Páka je následně použita k odrazu. Během této fáze zároveň dochází k flexi v kolenním kloubu a jeho následné extenzi, kterou způsobuje m. quadriceps femoris. Při extenzi kolenního kloubu zároveň dochází k zevní rotaci bérce a abdukci talu (Pribut, 2007; Vařeka, Vařeková, 2009)



### ***Konečný stoj (terminal stance)***

Konečný stoj je zahájen odlepením paty přední stojné končetiny a končí opět počátečním kontaktem kontralaterální dolní končetiny. Během odlepení paty dochází v hlezenním kloubu k maximální dorzální flexi, které je okamžitě následováno zahájením plantární flexe aktivitou m. triceps surae. Subtalární kloub vlivem tahu m. triceps surae a m. peroneus longus a kladkovým mechanismem plantární aponeurózy pokračuje v supinaci. Tranzverzotarzální kloub je zpevněn a vytváří pevnou páku. Také pokračuje v relativní pronaci, zatížení nohy se přesouvá mediálního přednoží. Metatarzofalangeální klouby jsou extendované a prsty spočívají na podložce. Kolenní kloub je v maximální extenzi (zhruba 3°) v rámci krokového cyklu a následuje zahájení flexe. V tuto chvíli je významný aktivní rozsah I. metatarzofalangeálního kloubu, jelikož je velmi důležitý v celkovém procesu chůze (Vařeka, Vařeková, 2009).

### **3.1.2 Švihová fáze**

#### ***Předšvihová fáze (pre-swing)***

Tato fáze se také nazývá obdobím pasivního odlepení. V tomto období pokračuje plantární flexe hlezenního kloubu a v subtalárním kloubu pokračuje supinace. Tranzverzotarzální kloub nadále pronuje a zahájená flexe kolenního kloubu pokračuje (Vařeka, Vařeková, 2009)

#### ***Počáteční švih (initial swing)***

Švihová fáze oficiálně začíná v okamžiku počátečního švihu zvednutím špičky, toto je začátek zrychlení. Kolenní kloub se nadále flektuje, následně v první polovině švihové fáze přechází do extenze. Kyčelní kloub se mezitím flektuje. V hlezenním kloubu krátce pokračuje plantární flexe, která se postupně mění v dorziflexi. Subtalární kloub po ztrátě kontaktu pronuje a tranzverzotarzální kloub jde do maximální pronace (Vařeka, Vařeková, 2009).

#### ***Mezišvih (mid-swing)***

V této fázi švihová končetina mívá stojnou končetinu. V době mezišvihu se tibie dostává do vertikální pozice a hlezenní kloub je v nulovém postavení. Přednoží je stále v mírné pronaci, ve které zůstává až do opětovného počátečního kontaktu. Kyčelní kloub je ve flexi díky výrazné aktivitě m. ilioploas (Vařeka, Vařeková, 2009; Perry, 1992).

### ***Konečný švih (terminal swing)***

V tuto chvíli se noha blíží k podložce. Hlezenní kloub je aktivitou extenzorů hlezna v nulovém postavení a přednoží začíná supinovat, aby připravilo nohu na blížící se náraz a jeho absorpci. Tělo je stabilizováno. Subtalární kloub nyní funguje v otevřeném řetězci. Patní kost pronuje díky aktivitě m. extensor digitorum longus, těsně před počátečním kontaktem se díky aktivitě m. tibialis anterior stáčí do supinace. Tranzverzotarzální kloub je v maximální pronaci, před počátečním kontaktem přechází v supinaci. Kolenní kloub je téměř v plné extenzi, inhibičně na něj působí hamstringy (Vařeka, Vařeková, 2009; Pribut, 2007; Perry 1992).

## **3.2 Reakční síly podložky**

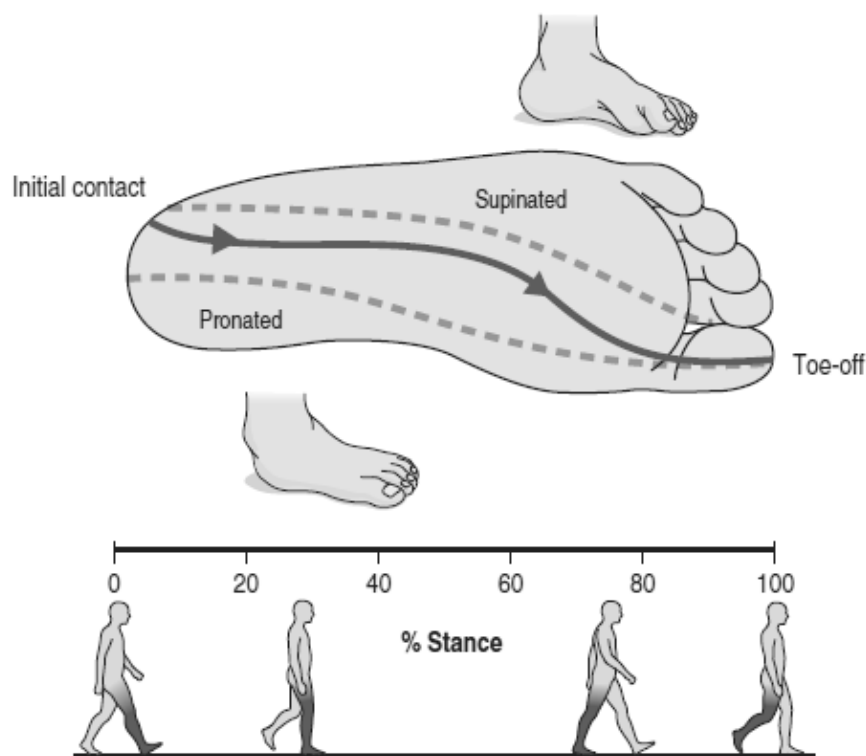
Během chůze se významně uplatňují vnější a vnitřní síly. Vnitřní síly jsou tvořeny svaly dolních končetin, vnější síla pak reakční silou podložky, setrvačností a tíhovou silou. Reakční síla ani svaly dolní končetiny bez vzájemného působení nejsou schopny vykonat lokomoční přesun. Svalová síla dokáže měnit vzájemnou polohu segmentů. Reakční síla podložky vzniká během stojné fáze krokového cyklu v reakci na sílu svalů dolní končetiny, která se vytváří v uzavřeném kinematickém řetězci mezi podložkou a těžištěm těla. Tyto síly dohromady umožňují vyvolat lokomoční pohyb. Při tomto ději se významně uplatňuje nožní klenba, jelikož se reakční síla podložky soustřeďuje především pod patu a metatarzofalangeální klouby (Vařeka, Vařeková, 2009; Kirtley, 2006).

Během švihové fáze krokového cyklu fungují svaly v otevřeném kinematickém řetězci, což dovoluje volným segmentům zrychlení pohybu. Jejich aktivita sama o sobě nezpůsobuje přesun těžiště těla, tedy ani lokomoční přesun, ale ovlivňují rychlost krokového cyklu a zároveň se podílejí na rovnovážných reakcích (Perry & Burnfield, 2010).

### **3.2.1 Center of pressure (COP)**

Center of Pressure (neboli centrum tlaku, dále jen COP) je působiště vektoru reakční síly podložky. Poloha těžiště je závislá na poloze těžiště a zároveň na aktivitě svalů bérce. Trajektorie COP při chůzi může být výpovědní hodnotou pro posturální stabilitu jedince a mechanismu zatěžování chodidla. V průběhu stojné fáze lze pozorovat odval chodidla právě díky COP, které vykonává pohyb po specifické křivce (Vařeka, Vařeková, 2009; Pribut, 2007; Kirtley, 2006).

Obrázek 3 Trajektorie COP



Zdroj: Kirtley, 2006

Trajektorie COP (viz *Obrázek 3*) začíná při počátečním kontaktu na posterolaterálním okraji paty, pokračuje přes laterální stranu chodidla, kde se stáčí mediálně mezi první a druhý metatarz. Poté vede ještě mediálněji na palec, kde také končí, jelikož zde noha ztrácí kontakt s podložkou (Pribut, 2007; Kirtley, 2006).

Pokud je noha během stojné fáze krokového cyklu v přílišné pronaci, trajektorie COP se posouvá mediálně. Naopak při příliš supinované noze během stojné fáze přesouvá se trajektorie COP laterálně. Rozložení zatížení chodidla se liší u mladších a starších osob. U starších osob se zátěž přesouvá laterálněji, což může mít za následek porušení stability. Zvýšená zátěž prvního metatarzofalangeálního kloubu je způsobena zvýšenou dorzální flexí tohoto kloubu, objevuje se například při vyšší rychlosti chůze. Laterální posun můžeme pozorovat také u hypermobility prvního praprsku, kdy mediální praprsek nedokáže unést takové zatížení (Vařeka, Vařeková, 2009; Kirtley, 2006; Pribut, 2007; Hessert et al., 2005)

## **4 HALLUX VALGUS**

### **4.1 Charakteristika halluxu valgu**

Deformity nohy vznikají sníženou odolností nohy v průběhu života vzhledem k zátěži. Hallux valgus neboli vbočený palec je jednou z nejčastějších statických deformit nohou (přednoží) u dospělých, ale může vznikat i u dětí. Tato deformita se vyskytuje zhruba u 23 % populace ve věku od 18 do 65 let, nad 65 let je to až 36 % (Dungl, 2014; Sosna a kol., 2001; Nix, 2010)

Tato deformita je charakterizována valgózním postavením a rotací palce v metatarzofalangeálním skloubení, varózním postavením a mediální prominencí hlavičky I. metatarzu. Palec je tedy rotován nehtovou ploténkou mediálně (Dungl, 2014).

Faktorů podílejících na jeho vzniku je mnoho, například nošení nevhodné obuvi či špatná zátěž při stožení ale i při odvíjení nohy. Hallux valgus je spojen s dalšími patologickými změnami nohy jako je pokles příčné klenby, rozšíření přednoží nohy, posun sezamských kůstek laterálně či kladívkovými prsty. Dále je hallux valgus spojován s bolestmi nohy, nejvíce pak pod hlavičkami metatarzů (tzn. metatarzalgie), nebo přímo metatarzofalangeálního kloubu palce. Hallux valgus postihuje více ženy, ať už z důvodu větší laxicity vazů, či z nošení nevhodné obuvi (Véle, 2006; Kolář et al., 2009, Sosna a kol., 2001; Koudela, 2004; Kozáková, 2011).

### **4.2 Etiologie halluxu valgu**

Vznik halluxu valgu je dán ochabnutím vazivového a svalového aparátu nohy, což vede ke změně postavení palce nohy. Tuto deformitu doprovází pokles příčné i podélné klenby, to má za následek změnu rozložení tlaku na chodidlo. Změnami rozložení tlaku na chodidlo pak dochází k přetěžování struktur nohy a vzniku bolesti. (Koudela, 2004; Sosna a kol., 2001)

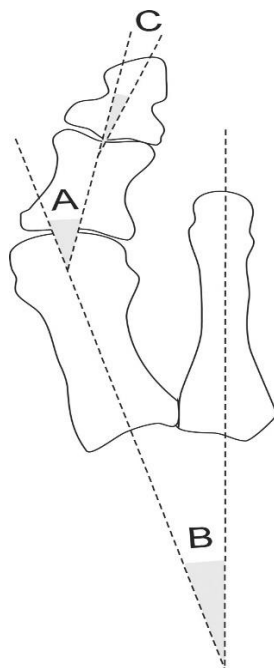
Příčin vzniku je mnoho, nejčastěji je však tato deformita spojována s nošením nevhodné obuvi (úzká a špičatá bota, podpatky). Nevhodná obuv vychyluje palec ze své osy a omezuje činnost svalů palce a celé nohy. Mezi další vlivy patří různé délky I. metatarzu, hypermobilita, dědičnost, plochá noha, dlouhá statická zátěž, ale také traumata kosti, chrupavky nebo luxace kloubu. (Koudela, 2004; Sosna a kol., 2001; Kolář, 2009)

### **4.3 Klasifikace halluxu valgu**

Podle Dungla (2014) nazýváme přednoží valgózním tehdy, pokud je osa periferní části končetiny ve frontální rovině odchýlena zevně a také pokud svírá s osou proximální části úhel

otevřený laterálně. Dle správné anatomické terminologie je postavení varózní, vzhledem k ose nohy procházející II. metatarzem. Hallux valgus lze stanovit z pořízeného RTG snímku. Na RTG snímku lze změřit intermetatarzální úhel (intermetatarsal angle), dále jen IMA (na obr. 5 jako B), a také hallux valgus úhel (hallux valgus angle), dále jen HVA (na obr. 5 jako A). Dále lze měřit také interfalangeální hallux valgus, dále IPA (na obr 5 jako C), který je tvořen osou proximálního a distálního falangu palce. IMA se nachází mezi osou I. a II. metatarzu, HVA se měří mezi osou I. metatarzu a osou proximálního falangu palce. O diagnózu hallux valgus se nejedná, pokud je HVA úhel menší než  $15^\circ$  a IMA úhel menší než  $9^\circ$ . Do  $20^\circ$  HVA a  $11^\circ$  IMA lze mluvit o mírné deformitě hallux valgus. Střední deformitu halluxu valgu můžeme určit z hodnot HVA od  $20$  do  $40^\circ$  a IMA do  $16^\circ$ . HVA nad  $40^\circ$  a IMA nad  $16^\circ$  značí těžký stupeň této deformity (Dungl, 2014; Menz, Munteanu, 2005; Mroczek a kol.,2007).

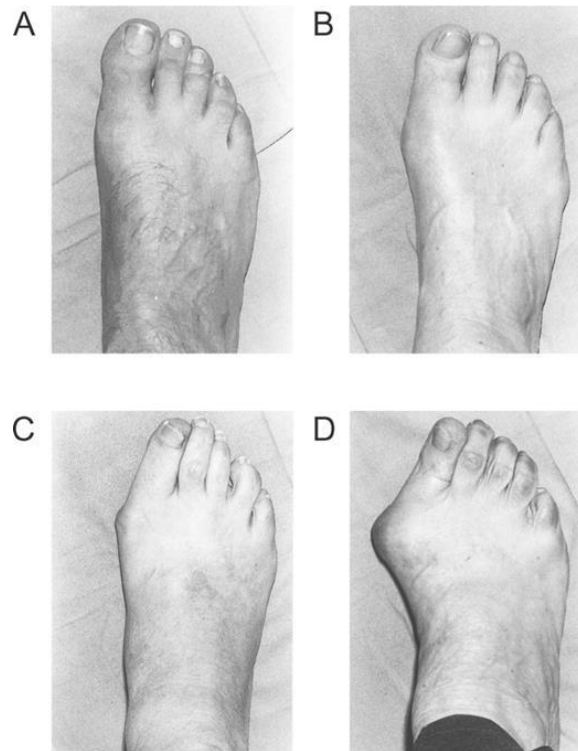
Obrázek 4 Úhel halluxu valgu, B – IMA, A – HVA, C - IPA



Zdroj: Menz, Munteanu, 2005

Hallux valgus lze orientačně určit a klasifikovat i bez RTG snímku dle Manchester scale (Manchesterské škály), která je v klinické praxi využívána jako orientační hodnotící škála této deformity. Manchester scale se skládá z fotografií čtyř standardizovaných typů deformity HV: A. žádný, B. mírný, C. střední a D. těžký (Menz, Munteanu, 2005).

Obrázek 5 Manchesterská škála hodnocení hallux valgus. A: nepřítomný, B: mírný, C: střední, D: těžký



Zdroj: Menz, Munteanu, 2005

Dungl (2014) používá dělení dle Pisaniho (1998):

1. Hallux valgus interphalangeus neboli distální hallux valgus
2. Hallux valgus metatarzofalangeální neboli proximální: u dětí, u dospělých, vzniklý z lokálních příčin, doprovodná deformita, sekundární.

Lokální příčinou vzniku halluxu valgu je nazýván vznik této deformity například vlivem nevhodné obuvi. Nevhodnou obuv lze charakterizovat jako těsnou, s úzkou špičkou, vysokým podpatkem. Doprovodnou deformitou je nazýván vznik deformity jako součást syndromu ploché nohy. Jako sekundární vznik je označován vznik u celkových onemocnění jako symptom (například u revmatické polyartritidy) (Dungl, 2014).

Názory na vznik halluxu valgu se různí, Dungl (2014) ve své knize zmiňuje rozdělení do tří skupin příčin vzniku dle DuVriese (1965):

1. vrozené, predisponující faktory,
2. přímé vlivy, z nichž nejdůležitější je nošení nevhodné obuvi,
3. nepřímé vlivy, představované plochou nohou.

Mezi významné vrozené faktory dle Dunгла (2014) patří konvexní tvar hlavice I. metatarzu, což vede ke snížené stabilitě metatarzofalangeálního kloubu. Dalším významným faktorem přispívajícím ke vzniku halluxu valgu je příliš tupý úhel mezi mediální kostí klínovou a bází I. metatarzu. Pokud je m. adductor hallucis silnější než m. abductor hallucis, přetahuje palec do valgózního postavení. Dělsí I. metatarz je dalším faktorem pro vznik valgózního postavení palce. V neposlední řadě již zmiňovaná slabá muskulatura a chabé vazy nohy jsou častým zapříčiněním vzniku halluxu valgu (Dungl, 2014).

#### **4.4 Hallux valgus a jeho vliv na stoj a chůzi**

Hallux valgus souvisí s dysfunkcí nohy a může vést až k selhání základní opory ve fázi stoje, při absorpci nárazů a přenášení zátěže během chůze. Struktura a funkce nohy jsou důležitými aspekty posturální dynamiky. Stabilizace I. metatarzu je základním předpokladem pro optimální funkci chodidla. Při deformitě hallux valgus selhává dynamická stabilizace prvního paprsku a dochází ke ztrátě kontaktu mezi povrchem metatarzofalangeálního kloubu a sezamskými kůstkami. Zároveň hallux valgus souvisí se selháním funkční centrace kloubu z hlediska posturální ontogeneze. Díky řetězové reakci je možné jedním nefunkčním segmentem způsobit přetížení dalších segmentů a tím změnit pohybový vzorec. (Kozáková, 2011)

Během předšvihové fáze chůze zastává palec velmi důležitou roli, jelikož se účastní odrazu nohy od podložky. Pokud dojde k laterálnímu vybočení palce, naruší se plynulý přenos hmotnosti těla přes první metatarzofalangeální kloub. To má za následek porušení pohybového stereotypu (Menz, Lord, 2005)

## 5 VYŠETŘOVACÍ METODY

### 5.1 Goniometrické vyšetření

Goniometrické vyšetření slouží jako diagnostická metoda pro zjišťování úhlu, ve kterém se kloub nachází, či pro měření rozsahu pohybu v kloubu (aktivně, pasivně). Měření je plošné neboli planimetrické, vyšetřuje se vždy rozsah pohybu kloubu v jedné rovině. K měření se využívá goniometr, který může být z různého materiálu (kov, dřevo, plexisklo), různé konstrukce (pákový, gravitační, kapalinový), různého tvaru (kruh, oblouk, kruh s kruhovou výsečí ve středu) a různé velikosti (podle velikosti vyšetřovaného kloubu). V České republice se vzhledem k nabídce na trhu nejčastěji využívá mechanický dvouramenný goniometr. Dvouramenný goniometr se skládá z těla a dvou ramen. Obě ramena jsou otočná kolem středu goniometru o  $360^\circ$  a vždy jedno rameno je označováno jako pevné a druhé jako pohyblivé. Na obou stranách goniometru jsou obdélníkové výřezy, ve kterých se nachází číselné škály (ve stupních). Podle výchozí polohy kloubu před vyšetřením a také podle způsobu přiložení ramen volíme jednu ze tří možných škál. Výběr škály, podle které budeme hodnotit, nám ulehčují symboly označující polohu ramen goniometru ve výchozí poloze. První škálou je hodnocen rozsah pohybu v kloubu od  $0$  do  $360^\circ$ , druhou škálou od  $0$  do  $180^\circ$  a třetí od  $0$  do  $90^\circ$  (Haladová, Nechvátalová, 2005; Janda, Pavlů, 1993).

Obrázek 6 Symboly škály na goniometru



Zdroj: Janda, Pavlů, 1993

### 5.2 Véle-test

Test dle Véleho neboli Véle-test je screeningový diagnostický nástroj pro klinické hodnocení celkové stability. Autorem testu je Doc. MUDr. František Véle, CSc., který ho vyvinul na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy.

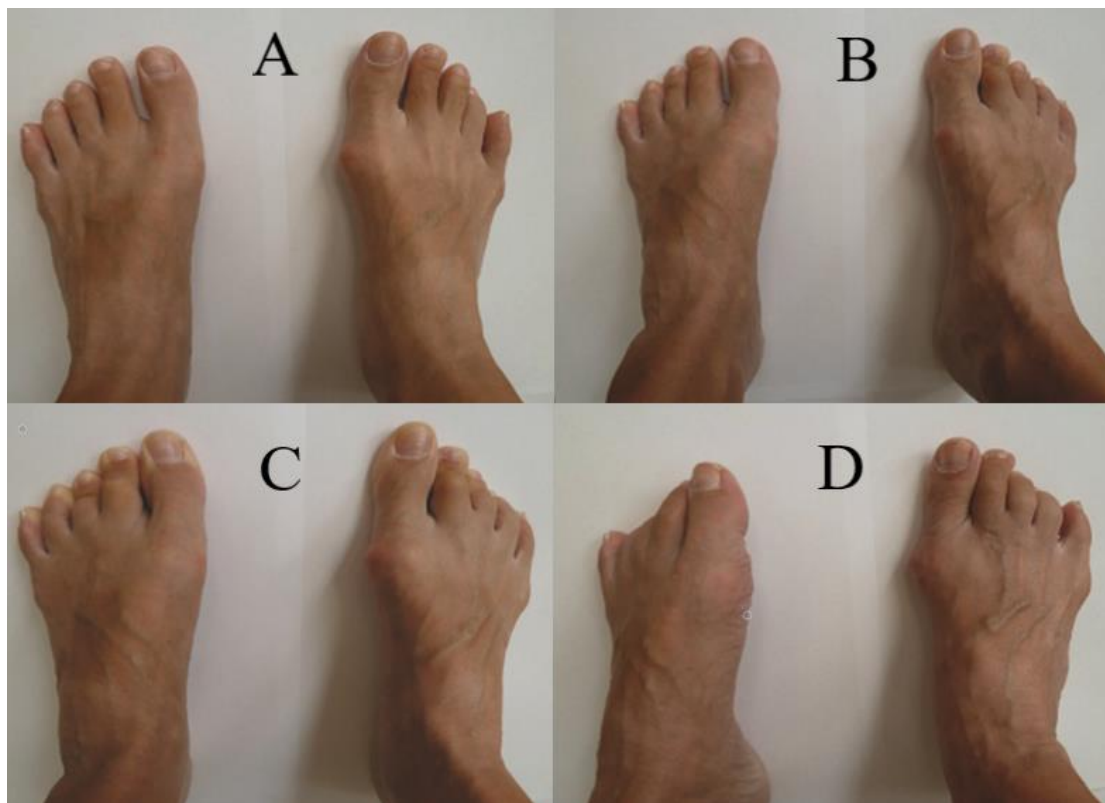
Hodnocení stability/nestability je založeno na sledování spontánních titubací neboli kolísání ve stoji. Titubace však nemusí být vždy viditelné, a proto se Véle rozhodl při hodnocení stability sledovat prstce na nohou, lýtkové svaly a jejich takzvanou „hru šlach“. Podle Véleho se instabilita ve vzpřímeném stoji projevuje nejprve zvýšenou aktivitou v oblasti prstců a s narůstající instabilitou je možné sledovat aktivitu směrem disto-proximálním.



Vyšetřující testuje vyšetřovaného pouhým pohledem. Výchozí pozicí je vzpřímený stoj, jedinou instrukcí pro vyšetřovaného je „postavte se a napřimte se“. Vyšetřující následně pozoruje a vyhodnocuje pozici, formu a chování prstců nohou vyšetřovaného.

Vyhodnocení testu je rozděleno do čtyř stupňů, podle kterých je možné poukázat na míru instability u vyšetřovaného.

Obrázek 7 Věle-test pro hodnocení stability



Zdroj: Věle, Pavlů, 2012

***Stupeň 1 (neboli hodnocení A) = plná, dokonalá stabilita, norma***

Tento stupeň je charakterizován lehkým dotykem prstců na podložce. Prstce jsou uvolněné, není pozorován rozdíl oproti fyziologické pozici. Zároveň není pozorována aktivita svalů v oblasti nohy.

***Stupeň 2 (neboli hodnocení B) = lehce porušená stabilita***

Pokud je stabilita lehce porušena, je možno sledovat přitisknuté prstce na podložku, zároveň ztrácí svoji uvolněnou pozici.

***Stupeň 3 (neboli hodnocení C) = středně porušená stabilita (špatná stabilita)***

Tato porucha stability je charakterizována dráповitým postavením prstů, kdy dochází k zaboření do podložky. Fyziologická pozice je výrazně změněna.

#### ***Stupeň 4 (neboli hodnocení D) = výrazně porušená stabilita***

Při výrazném porušení stability je možné sledovat takzvanou „hru šlach“, výraznou změnu pozice a formy prstů. Současně dochází k pohybům nohy (nohou) ve směrech supinace či pronace.

Po provedení a vyhodnocení testu je možné zvýšit citlivost testování za účelem doplnění testu. Citlivost vyšetření lze zvýšit pomocí zavření očí vyšetřovaného, či lehkým postrčením do zad vyšetřovaného za účelem destabilizace. Také v těchto případech vyšetřující sleduje reakci prstů. Pokud vyšetřující provede postrk za účelem destabilizace, sleduje zároveň čas, za který dojde opět ke stabilizaci. Tyto varianty nejsou brány jako plný Véle-test, jak již bylo zmíněno výše, jsou jen jeho doplněním.

Véle zároveň doplňuje, že pokud se jedná o dobrou stabilitu ve vzpřímeném postoji se zavřenými očima, jeho opěrná základna zaujímá co nejmenší plochu. Paty vyšetřovaného jsou téměř u sebe, vyšetřovaný se opírá pouze o paty a hlavičky prvního a pátého metatarzu. Prsty jsou uvolněné, neopírá se o ně, takže pod ně můžeme vsunout list papíru. Pokud je stabilita lehce porušena, dochází k rozšíření opěrné báze o plochu mezi články prstů a spojnicí metatarzů. Pokud je vyšetřovaný méně stabilní, můžeme sledovat aktivitu m. extensor digitorum brevis. Tento sval se upíná na poslední články prstů nohy blíže ke kloubu, takže při jeho aktivitě je viditelné přitlačení posledních článků k podložce. Pokud je stabilita ještě o něco horší, dochází zároveň s aktivitou m. extensor digitorum brevis k aktivitě m. flexor digitorum longus. Tento sval má úpony opět na posledních člancích prstů nohy, tentokrát však dále od kloubu, což způsobuje přitlačení článků blíže k podložce. To se projeví změnou rýhy mezi posledním a předposledním článkem prstů. Při dalším zhoršení aktivity je aktivita m. flexor digitorum longus ještě větší, a prsty tak nabývají dráповitého tvaru. Další zhoršení stability jsou prstce ještě více dráповitého vzhledu, k tomu je viditelná aktivita svalů na přední ploše lýtky. Aktivita těchto svalů je výrazná, označujeme ji jako hru šlach. Při takto porušené stabilitě tedy pacient nemá paty u sebe a jeho špičky prstů se boří do podložky (Véle, Pavlů, 2012).

### **5.3 FootScan®**

FootScan® je moderní přístroj umožňující provádět analýzu chůze pro běžné, klinické či vědecké využití. Výrobce je belgická firma RScan INTERNATIONAL®. Přístroj slouží

k diagnostice poruch nohy a postury, jeho využití může být v podiatrii, ortopedii, sportovním lékařství, rehabilitačním lékařství, pohybových laboratořích a ve výzkumu.

Analýza chůze je prováděna na tlakové desce, která obsahuje senzory snímající zatížení s frekvencí až 500 Hz. Součástí zařízení je box, kterým jsou převáděny informace do počítače. Systém zaznamenává statické a dynamické tlaky (N/cm<sup>2</sup>) získané během kroku či běhu, zároveň zaznamenává i časové a prostorové parametry. Díky FootScanu® je možné získat informace o průběhu centra tlaku (COP), ose chodidla, rotaci paty, rovnováze chodidla, rotaci chodidla, rotaci přednoží, zatížení jednotlivých částí nohy, inverzi, everzi, flexi, extenzi, aktivitě palce či jeho tuhosti. Na přístroji lze měřit v obuvi i bez ní. Po analýze lze stanovit také ideální parametry pro individuální výrobu stélek do bot (Vařeka, 2010; Preditest; Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu, 2012).

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 6 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je pomocí výzkumných metod definovat změny v rozložení tlaků a posun trajektorie COP během chůze u osob s deformitou hallux valgus a jejich promítnutí do postury ve smyslu stability.

Pro dosažení cíle je nutno splnit následující body:

1. načerpání teoretických znalostí z různých zdrojů o biomechanice nohy a chůze
2. načerpání teoretických znalostí z různých zdrojů o deformitě hallux valgus
3. načerpání teoretických znalostí z různých zdrojů o objektivních diagnostických metodách vyšetření chůze (FootScan®) a stability (Véle-test), dále o Goniometrii.
4. výběr sledovaného souboru a zjištění charakteristických znaků této skupiny
5. sledované subjekty testovat zvolenými metodami a následně analyzovat výsledky testování.

Tyto výsledky budou uceleny, porovnány a diskutovány v závěru práce a zároveň budou konfrontovány s hypotézami této práce.

## 7 HYPOTÉZY

Předpokládám, že:

1. osoby s deformitou HV budou při chůzi více zatěžovat laterální část (3.-5. metatarz) a středonoží než osoby bez HV.
2. osoby s deformitou HV budou při chůzi vyvíjet menší tlak v oblasti palce.
3. osoby s deformitou HV budou při chůzi během stojné fáze zatěžovat palec kratší dobu než osoby bez deformity HV.
4. osoby s deformitou HV budou mít laterální deviaci odvalu chodidla (COP nebude procházet přes palec) v přednoží, tento posun bude přímo úměrný závažnosti deformity (dle hallux valgus úhlu – HVA).
5. u osob s deformitou HV bude snižená stabilita ve stoji úměrná závažnosti deformity (dle hallux valgus úhlu – HVA)

## **8 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU**

Ke zjištění biomechanických změn nohy s deformitou HV a jejich promítnutí do chůze a stability jsme sledovali skupinu 22 osob, skládající se z osob s deformitou HV a z referenční skupiny osob bez deformity HV. Sledované osoby byly sledovány v Centru zdraví Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni. Všechny osoby byly informovány o průběhu a účelu výzkumu a podepsaly písemný souhlas s účastí na výzkumu a použitím získaných dat za účelem zpracování bakalářské práce. Prohlášení o svolení k publikaci těchto údajů podepsané všemi zúčastněnými je uloženo u autora práce.

### **Sledovaný soubor**

Sledovaný soubor dohromady čítá 22 osob, skládá se ze skupiny 16 probandů s deformitou HV a z referenční skupiny 6 probandů bez deformity HV. Probandi byli osloveni na půdě Západočeské univerzity v Plzni, v Lezeckém centru Smíchoff a v rehabilitačních pracovištích v Plzni, ve kterých jsem absolvovala praxe.

Probandi byli vyšetřeni a sledováni mnou, případně kompetentními osobami pomocí vybraných testů a pomocí přístroje FootScan® firmy RSscan International.

Výsledky jsem získala objektivními testy a měřením na použitém přístroji.

### **8.1 Skupina s deformitou hallux valgus**

Probandů s deformitou HV bylo 16. Průměrný věk probandů byl 31 let, více byly zastoupeny ženy v poměru 11:5. Probandi v této skupině měli HV bilaterálně. 11 z 16 probandů mělo větší úhel HV na pravé straně, 5 na levé straně. Dle Manchesterské škály byl počet probandů v této skupině (na straně větší deformity) s mírným stupněm HV do 20° 2, probandů se středním stupněm HV od 20 do 40° bylo 11 a probandi s těžkým stupněm HV nad 40° byli 3.

### **8.2 Referenční skupina bez deformity hallux valgus**

Počet probandů v referenční skupině bez deformity HV byl 6, z toho průměrný věk byl 24 let. V této skupině byly 4 osoby ženského pohlaví a 2 osoby mužského pohlaví.

## 9 METODIKA PRÁCE

Měření probíhalo v Centru zdraví Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni v období od 28.6.2018 do 13.3.2019 většinou v odpoledních hodinách. Místnost Centra zdraví FZS ZČU, která byla využita pro měření se nachází v suterénu, je osvětlena umělým osvětlením. V této místnosti s půdorysem 30 m<sup>2</sup> se nachází vyvýšená vyšetřovací plocha o rozměrech 5,40 x 1,40 m, na které je položena tenzometrická deska FootScan® o rozměrech 107 x 42 cm. Aktivní měřicí plocha je 97,5 x 32,5 cm. FootScan® je propojen s boxem a následně s notebookem. V notebooku je pro výstupní analýzu dat z tenzometrické desky FootScan® využíván program Footscan 7 gait 2nd generation.

Před samotným vyšetřením a měřením byly všechny osoby účastníci se na výzkumu přivítány a byl jim vysvětlen postup testování. Po seznámení s postupem bylo možno přistoupit k vyšetření a měření.

Nejprve bylo u všech testovaných osob provedeno orientační vyšetření aspekcí a palpací na vyšetřovacím lehátku.

Poté bylo provedeno goniometrické měření vsedě na židli. Goniometrem byl měřen úhel (HVA) mezi osou I. metatarzu a osou proximálního falangu ve frontální rovině. Díky goniometrickému měření bylo možné rozdělit probandy do 4 skupin dle Manchesterské škály hodnocení deformity HV – 1. nepřítomný, 2. mírný, 3. střední a 4. závažný.

Následně byli probandi seznámeni s průběhem dynamického měření chůze na přístroji FootScan®. Účelem měření bylo zachytit pro vyšetřované osoby co nejpřirozenější chůzi, proto před měřením nebyli probandi obeznámeni se správnou biomechanikou chůze. FootScan® i vyšetřovací plocha byly před každým testovaným probandem očištěny dezinfekčním prostředkem a vytřeny do sucha z důvodu hygieny a bezpečnosti. FootScan® byl zapojen do napájení a propojen s notebookem, ve kterém byl následně spuštěn program Footscan 7 gait 2nd generation. Testované osoby se nejprve několikrát na boso zatím bez snímání chůze programem prošly po vyšetřovací ploše s FootScanem®, aby se seznámily s povrchem, aby byla jejich chůze (rytmus a rychlost) co nejpřirozenější a zároveň aby byly schopny přejít po ploše FootScanu® levou i pravou nohou. Následně jsme zapnuli snímání chůze v příslušném programu Footscan 7 gait 2nd generation a přistoupili k samotnému měření. Každé měření jsme opakovali třikrát. Ze tří pokusů bylo vybráno jedno měření, které jsme poté vyhodnotili. Probandům bylo měření ukázáno v použitém programu a vysvětleno, co jsme během měření zjistili. Měření na FootScanu® bylo možné určit rozložení tlaků na chodidle během chůze,

sledovat a popsat odval chodidla (COP) a jeho případné odchylky v jeho trajektorii, a také sledovat míru zapojení palce při chůzi. Rozložení tlaků na chodidle a zapojení palce při chůzi jsme vyhodnocovali také pomocí funkce Zone Division v programu Footscan 7 gait 2nd generation, která dokáže automaticky rozdělit chodidlo na 10 oblastí – palec (Toe1), ostatní prsty (Toe 2-5), oblasti metatarzů (Meta 1-5), středonoží (Midfoot), mediální část paty (Heel medial) a poslední oblastí je laterální část paty (Heel lateral). Oblasti jsme museli ručně upravit, jelikož přístroj u některých probandů nerozdělil oblasti správně. Naším měřením jsme sledovali oblasti předonoží, které jsme rozdělili do pěti oblastí: palec, 2.-5. prst, 1.-2. metatarz, 3.-5. metatarz a středonoží. Dále jsme v programu Footscan 7 gait 2nd generation využili funkci Parameter table, ve které jsme sledovali data z tabulky Pressures zones pro výše zmíněných pět oblastí. Z této vygenerované tabulky jsme pracovali s daty:

- Max P = maximální zatížení [N; kp] naměřené v určité oblasti,
- %Contact = celková doba zatížení určité oblasti vzhledem k trvání stojné fáze [%].

Po dynamickém měření na FootScanu® byly testované osoby vyšetřeny dle Véle-testu, který slouží k vyšetření stability ve stoji. Vyšetřované osoby byly seznámeny s průběhem vyšetření, opět jim nebylo předem řečeno, podle čeho bude vyšetření vyhodnocováno, aby byl zachován co nejpřirozenější postoj vyšetřovaného. Následně byly vyšetřované osoby vyzvány k zaujetí vzpřímeného stoje s pohledem směřujícím před sebe, horními končetinami volně svěšenými podél těla, přičemž nohy byly postaveny zhruba na šíři pánve. Při tomto vyšetření jsme sledovali aktivitu prstců (případně hry šlach lýtkových svalů), zda jsou prstce volně položené na podložce či se zarývají do podložky. Následně jsme totéž vyšetření provedli se zavřenýma očima vyšetřované osoby a opět jsme sledovali aktivitu prstců (případně hru šlach). Během tohoto vyšetření byly pořízeny fotografie nohou probandů vždy z co nejpodobnějšího úhlu vůči jejich nohám. Všechny fotografie byly pořízeny stejným mobilním telefonem Apple iPhone SE s 12 megapixelovým fotoaparátem. Všichni probandi souhlasili se zveřejněním pořízených fotografií v této bakalářské práci. Následně byly probandům ukázány fotografie a byl jim na nich vysvětlen princip vyhodnocení jejich stability či míry jejich instability.

Po provedení výše uvedených metod jsme mohli přistoupit k analýze dat a jejich vyhodnocení.



## 10 ZPRACOVÁNÍ DAT

Data potřebná k analýze byla získána metodami popsány v kapitole *Metodika práce*. Z výsledků goniometrického měření byla vytvořena základní orientační *Tabulka 1*, ve které je číselně zaznamenáno zastoupení míry deformity HV u testovaných probandů v HVA úhlech. *Tabulka 1* se nachází v kapitole *Výsledky*.

V programu FootScan 7 byla využita funkce Zone Division, v té funkce Parameter table a následně funkce Pressures zones. Data z programu Footscan 7 gait 2nd generation byla vyhodnocována přímo v programu a poté byla exportována do programu Microsoft Office Excel 2019 ve formě tabulek. V programu Microsoft Excel 2019 byly poté tabulky zpracovány pomocí funkcí, které tento program nabízí.

Zároveň byly vytvořeny snímky obrazovky, ze kterých se poté dělala další obrazová analýza. Určili jsme si základní mezník pro průkaznost laterální deviace COP v přednoží, tím byl průběh COP přes palec – prochází/neprochází

Pro statistickou významnost rozdílu hodnot mezi srovnávanými skupinami (skupina osob s deformitou HV a skupina osob bez deformity HV) jsme si určili procentuelní rozdíl 15 %.

Veškerá analýza dat byla zpracována na osobním notebooku ASUS X507UF-EJ255T. Získaná data jsme analyzovali a následně porovnávali, k nalezení jsou v kapitole *VÝSLEDKY*.

# 11 VÝSLEDKY

## 11.1 Data z goniometrického měření

Goniometrem byl změřen HVA úhel, který je měřitelný z osy I. metatarzu a z osy proximálního falangu palce u nohy. Dle hodnot byla následně vytvořena orientační Tabulka 1, ve které byl každému probandovi přiřazen stupeň Manchester scale (MS) od 1 do 4. Podle této orientační tabulky jsme se poté orientovali při některém z dalších měření.

Tabulka 1 Goniometrické měření (v úhlech) s přiřazeným MS stupněm

HV SKUPINA					
PROBAND Č.	HVA L	MS L	HVA P	MS P	PRŮMĚRNÝ ÚHEL HVA
HV 1	20	2 - Mírný	16	2 - Mírný	18
HV 2	17	2 - Mírný	20	2 - Mírný	18,5
HV 3	25	3 - Střední	18	2 - Mírný	21,5
HV 4	20	2 - Mírný	24	3 - Střední	22
HV 5	18	2 - Mírný	27	3 - Střední	22,5
HV 6	20	2 - Mírný	26	3 - Střední	23
HV 7	28	3 - Střední	20	2 - Mírný	24
HV 8	20	2 - Mírný	28	3 - Střední	24
HV 9	19	2 - Mírný	31	3 - Střední	25
HV 10	22	3 - Střední	33	3 - Střední	27,5
HV 11	24	3 - Střední	32	3 - Střední	28
HV 12	41	4 - Těžký	17	2 - Mírný	29
HV 13	26	3 - Střední	34	3 - Střední	30
HV 14	31	3 - Střední	33	3 - Střední	32
HV 15	32	3 - Střední	40	4 - Těžký	36
HV 16	48	4 - Těžký	43	4 - Těžký	45,5
REFERENČNÍ SKUPINA BEZ HV					
BEZ 1	7	1 - Nepřítomný	8	1 - Nepřítomný	7,5
BEZ 2	8,5	1 - Nepřítomný	7,5	1 - Nepřítomný	8,0
BEZ 3	10	1 - Nepřítomný	9	1 - Nepřítomný	9,5
BEZ 4	9	1 - Nepřítomný	11	1 - Nepřítomný	10,0
BEZ 5	12	1 - Nepřítomný	11	1 - Nepřítomný	11,5
BEZ 6	12	1 - Nepřítomný	12	1 - Nepřítomný	12,0

Zdroj: vlastní

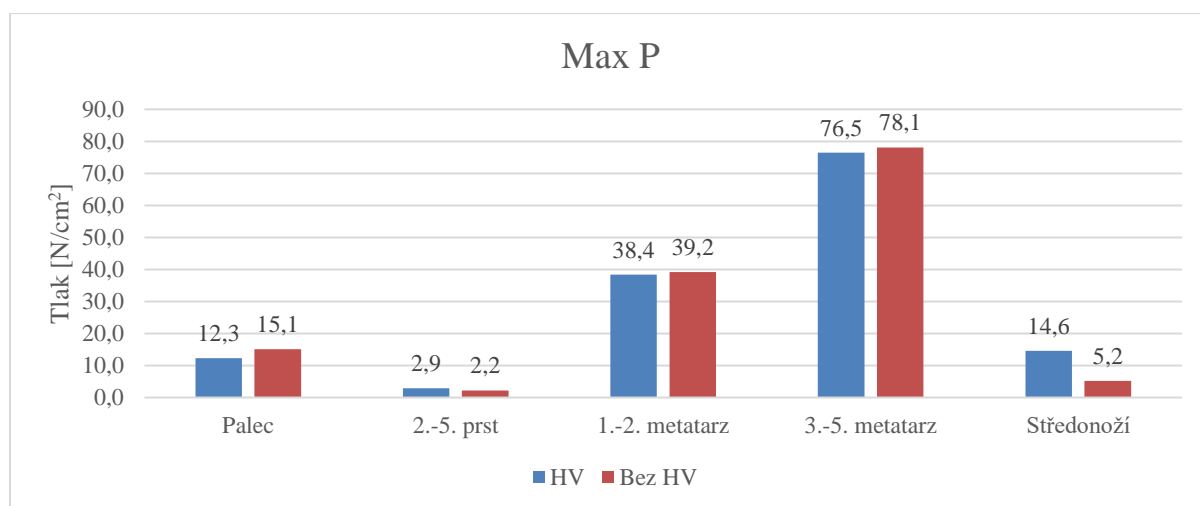
Z Tabulka 1 lze vyčíst, že pouze 7 probandů z 16 (z HV skupiny) mělo stejný stupeň deformity dle MS na levé i pravé straně, zbylých 9 probandů mělo na každé straně odlišný stupeň deformity. Pouze 2 probandi z 16 (z HV skupiny) měli deformitu mírného stupně (na noze s dominantní deformitou). Třetím stupněm, tedy středním, trpělo 11 z 16 probandů s deformitou HV. Těžkým stupněm trpěli 3 z 16 probandů.

## 11.2 Celkové zatížení určité oblasti chodidla – Max P [tlak, N/cm<sup>2</sup>]

Toto měření sloužilo k porovnání naměřených hodnot maximálního tlaku určité oblasti chodidla do podložky mezi skupinou probandů s deformitou HV a bez deformity HV. Měřených oblastí v přednoží a středonoží bylo 5: 1. oblast: palec, 2. oblast: 2.-5. prst, 3. oblast: 1.-2. metatarz, 4. oblast: 3.-5. metatarz a 5. oblast: středonoží.

Z tabulek *Parameter table* jsme získali naměřená data o zatížení dané oblasti vždy z levé a pravé nohy, získaná data byla následně u jednotlivých osob sečtena. Následně jsme data rozdělili do skupiny buď dle výskytu deformity HV (HV, bez HV), nebo dle stupně deformity podle Manchester scale (MS 1, MS 2, MS 3 a MS 4). Z dat v jednotlivých skupinách jsme vypočítali průměrné hodnoty, které jsme poté srovnávali s ostatními skupinami.

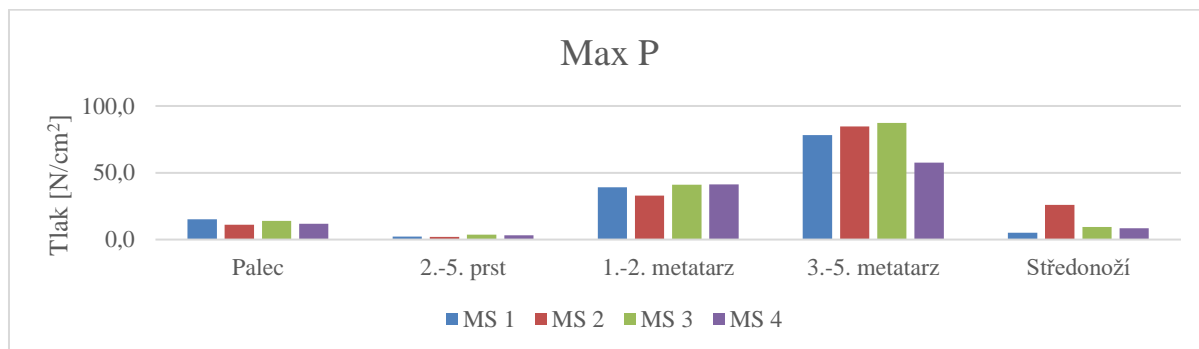
Graf 1 Srovnání zatížení vybraných oblastí chodidla (HV/bez HV)



Zdroj: vlastní

Graf 1 znázorňuje srovnání průměrných hodnot celkového zatížení naměřených v pěti určitých oblastech chodidla v rámci dvou skupin – skupiny s deformitou HV (modrá barva) a referenční skupiny bez HV (červená barva). Při pohledu na tento graf můžeme říci, že jisté významné rozdíly v zatížení určitých oblastí mezi dvěma sledovanými skupinami jsou. Toto lze říci v případě, že rozdíl zatížení dané oblasti byl o více než 15 %. U ostatních měřených oblastí, ve kterých nebyl zjištěn rozdíl zátěže pohybující se od 15 % výše nelze s jistotou říci, že by zjištěné výsledky mezi testovanými skupinami šlo interpretovat jako významné rozdíly.

Graf 2 Srovnání zatížení vybraných oblastí chodidla (dle MS)

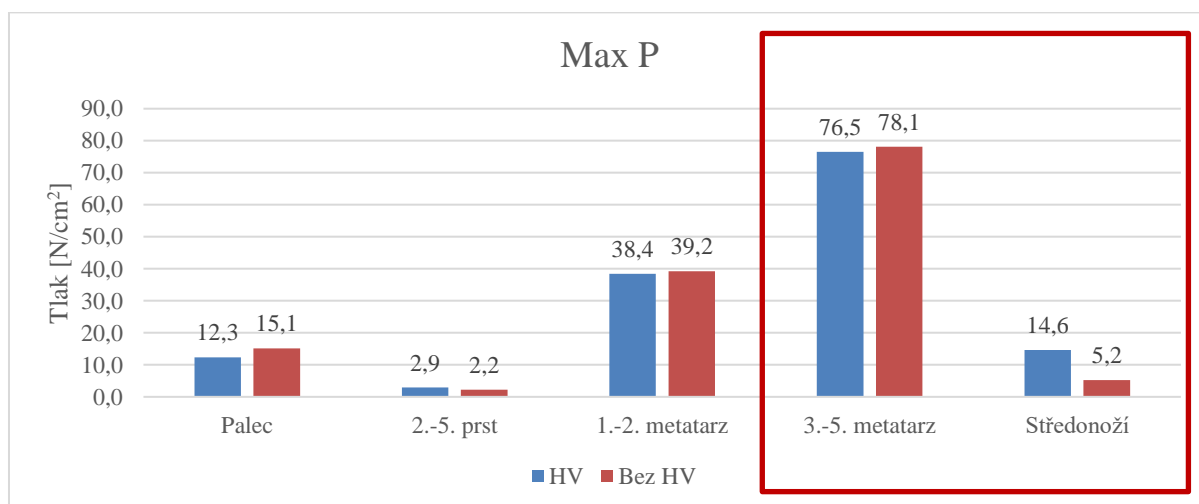


Zdroj: vlastní

Na Graf 2 jsou zachycené hodnoty celkového zatížení pěti oblastí měřených a srovnávaných v rámci čtyř skupin stupně deformity HV dle Manchester scale. Dle zjištěných hodnot nemůžeme s jistotou říci, že míra zatížení určité oblasti v rámci těchto čtyř zkoumaných skupin stoupá či klesá úměrně s mírou deformity.

**H1:** Předpokládám, že osoby s deformitou HV budou při chůzi více zatěžovat laterální část přednoží (3.-5. metatarz) a středonoží než osoby bez HV.

Graf 3 Srovnání zatížení v laterálních oblastech chodidla



Zdroj: vlastní

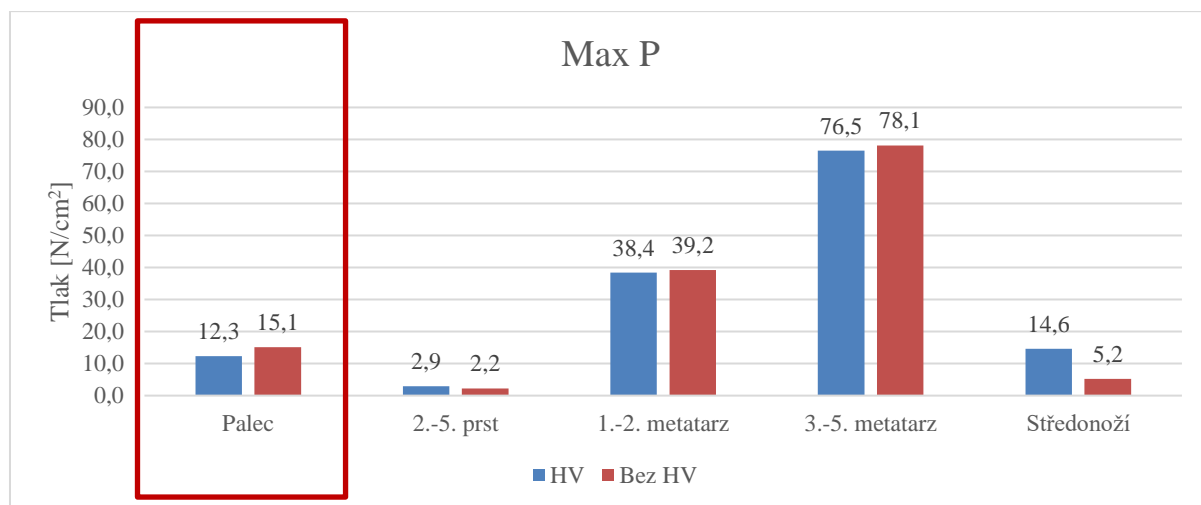
Sledované hodnoty v Graf 3 jsou v červeném rámečku: oblast 3.-5. metatarzu a středonoží. Z grafu je patrné, že osoby s deformitou HV zatěžovaly oblast 3.-5. metatarzu průměrným tlakem  $76,5 \text{ N/cm}^2$ , což je o 2,1 % méně, než bylo změřeno u osob bez deformity HV, u kterých jsme zjistili průměrnou hodnotu zatížení této oblasti tlakem  $78,1 \text{ N/cm}^2$ . Oblast 3.-5. metatarzu je vzhledem k hodnotám naměřeného tlaku lišícím se pouze o 2,1% statisticky nevýznamnou oblastí sledování, proto nemůžeme s jistotou říci, že existují reálné rozdíly

v měření této oblasti při srovnávání osob s deformitou HV a bez deformity HV. Oblast středonoží již znázorňuje statisticky významnější rozdíl. Středonoží bylo oproti přechozí oblasti více zatěžováno osobami s deformitou HV, které ho zatěžovaly tlakem 14,6 N/cm<sup>2</sup>. Osoby bez deformity HV zatěžovaly oblast středonoží tlakem pouze 5,2 N/cm<sup>2</sup>. Naměřené hodnoty se v tomto případě liší o 64,4 %, tedy v tomto případě můžeme říci, že existují reálné rozdíly zatížení v této oblasti mezi porovnávanými skupinami.

**Hypotéza nebyla potvrzena.**

**H2:** Předpokládám, že osoby s deformitou HV budou při chůzi vyvíjet menší tlak v oblasti palce

Graf 4 Srovnání zatížení v oblasti palce nohy



Zdroj: vlastní

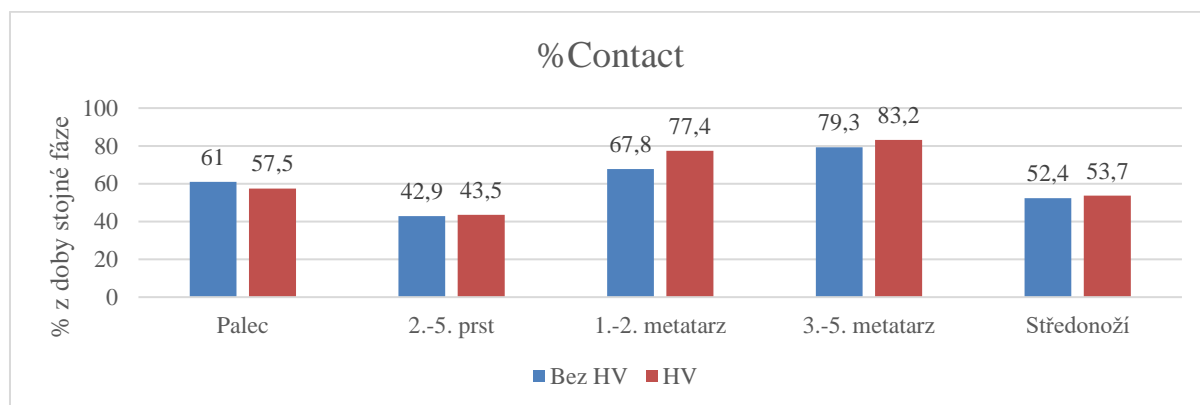
Z Graf 4 jsme zjistili, že osoby bez deformity HV zatěžují oblast palce tlakem 15,1 N/cm<sup>2</sup>. To je o 22,8 % více tlaku na měřenou oblast než u osob s deformitou HV, které průměrně zatěžovaly palec tlakem 12,3 N/cm<sup>2</sup>. Měřené hodnoty se v rámci srovnávaných skupin liší o více než 15 %. Můžeme tedy s jistotou říci, že reálné rozdíly v rámci dvou sledovaných skupin se potvrdily.

**Hypotéza byla potvrzena.**

### 11.3 Délka kontaktu určité oblasti chodidla s podložkou během stojné fáze - %Contact [%]

Při tomto měření jsme zjišťovali percentuelní dobu trvání kontaktu určité oblasti s podložkou z doby trvání stojné fáze. Z naměřených hodnot u každého probanda z levé a pravé strany jsme vypočítali průměr. Průměr jsme následně spočítali i v rámci skupiny (skupina osob s deformitou HV a skupina osob bez deformity HV). Následně jsme vytvořili *Graf 5* pro srovnání hodnot. Měření byly opět ty samé oblasti přednoží a středonoží, jako u měření Max P, pro zodpovězení našich hypotéz jsme se soustředili především na oblast palce.

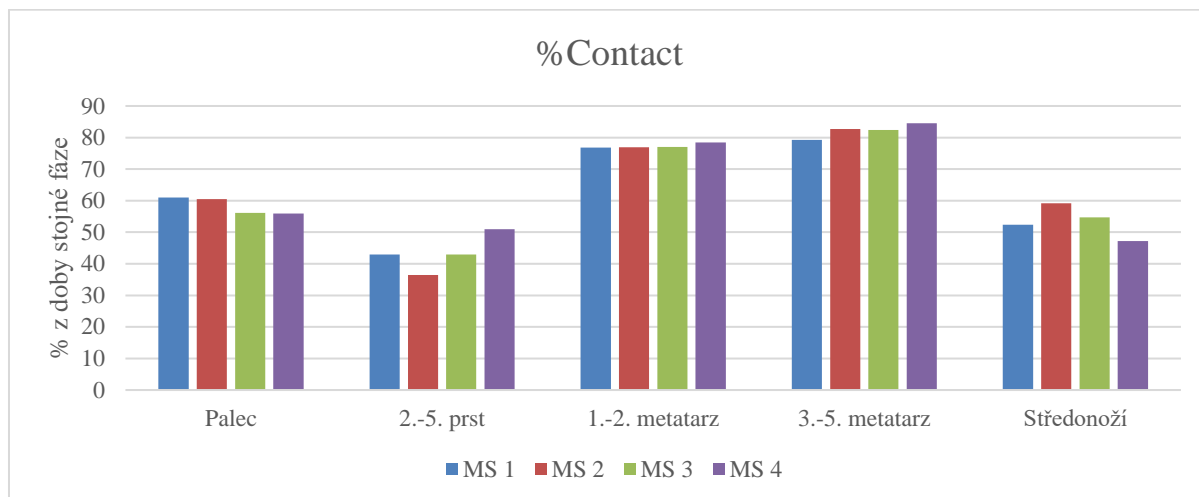
*Graf 5 Srovnání doby trvání kontaktu palce s podložkou (vyjádřeno % z doby stojné fáze, HV/bez HV)*



*Zdroj: vlastní*

Na *Grafu 5* můžeme sledovat srovnání průměrných hodnot doby trvání kontaktu vybraných oblastí chodidla v rámci dvou skupin – skupiny s deformitou HV (modrá barva) a referenční skupiny bez HV (červená barva). Z tohoto grafu můžeme vyčíst, že významnější rozdíl v době trvání kontaktu určité oblasti s podložkou mezi srovnávanými skupinami je pouze v oblasti 1.-2. metatarzu. Ze srovnání této oblasti mezi skupinami vyplývá, že osoby ve skupině s deformitou HV zatěžovaly 1.-2. metatarz o 14,2 % více než osoby ve skupině bez deformity HV. Ostatní měřené oblasti na grafu ukazují, že nebyl zjištěn významnější rozdíl v době trvání kontaktu určité oblasti mezi srovnávanými skupinami, jelikož rozdíl nepřekročil 15 %.

Graf 6 Srovnání doby trvání kontaktu palce s podložkou (vyjádřeno % z doby stejné fáze, dle MS)

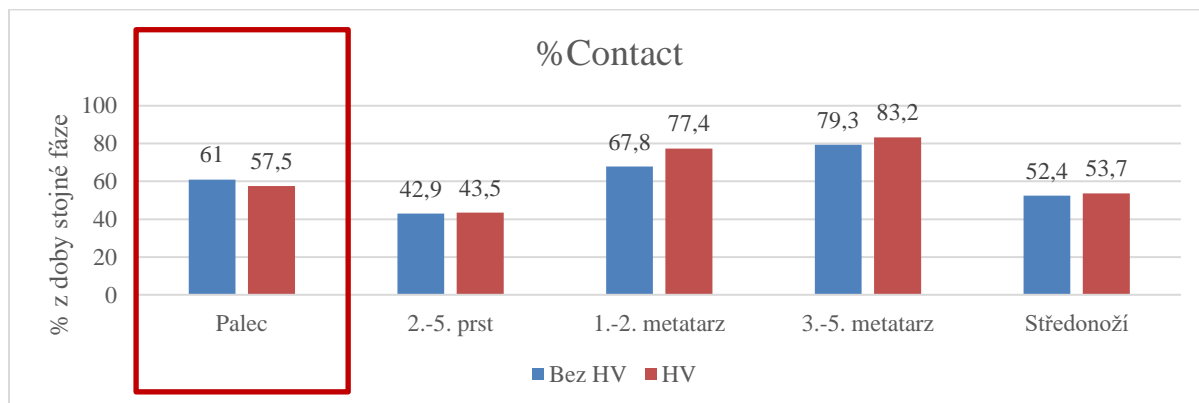


Zdroj: vlastní

V Graf 5 je znázorněné srovnání doby trvání kontaktu vybraných oblastí chodidla v rámci čtyř skupin rozdělených stupně deformity HV dle Manchester scale. Dle zjištěných hodnot nemůžeme s jistotou říci, že doba trvání kontaktu vybraných oblastí chodidla v rámci těchto čtyř zkoumaných skupin stoupá či klesá úměrně s mírou deformity.

**H3:** Předpokládám, že osoby s deformitou HV budou při chůzi během stejné fáze zatěžovat palec kratší dobu než osoby bez deformity HV

Graf 7 Srovnání trvání zatížení palce nohy v rámci stejné fáze



Zdroj: vlastní

Na Grafu 7 jsme sledovali průměrnou dobu kontaktu palce s podložkou, sledovaná oblast je v červeném rámečku. Výsledná čísla jsou procentuelním zastoupením doby kontaktu palce vzhledem k trvání stejné fáze. Z tohoto grafu jsme vyčetli, že skupina osob s deformitou HV kontaktuje podložku v oblasti palce 57,5 % doby z celkové doby stejné fáze. Skupina osob bez deformity HV kontaktuje podložku oblastí palce 61 % doby z trvání celkové stejné fáze.



Skupina osob bez deformity HV tedy kontaktuje tuto oblast o 6,1 % delší dobu než skupina osob bez deformity HV, což není tak statisticky významný rozdíl.

**Hypotéza nebyla vyvrácena.**

## 11.4 COP

V tomto případě jsme statistické údaje vyhodnocovali na základě počtu osob ve skupině krát dva (levá a pravá strana). To znamenalo že ve skupině osob s deformitou HV byl celkový počet 32 chodidel, ze skupiny osob bez deformity HV byl celkový počet chodidel 12. COP jsme hodnotili z dat a snímků získaných z FootScanu® v programu Footscan 7 gait 2nd generation. Snímky jsou k nalezení v přílohách této práce (viz *Příloha 2* a *Příloha 3*). Určili jsme si základní mezník pro průkaznost laterální deviace COP v přednoží, tím byl průběh COP přes palec – prochází/neprochází

**H4:** Předpokládám, že osoby s deformitou HV budou mít laterální deviaci odvalu chodidla (COP nebude procházet přes palec) v přednoží, tento posun bude přímo úměrný závažnosti deformity (dle hallux valgus úhlu – HVA)

Tabulka 2 Hodnocení laterální deviace COP

	HVA úhel		COP přes palec?	
	L	P	L	P
<b>HV skupina</b>				
HV 1	20	16	ano	ano
HV 2	17	20	ano	ano
HV 3	25	18	ano	ne
HV 4	20	24	ano	ne
HV 5	18	27	ano	ne
HV 6	20	26	ne	ano
HV 7	28	20	ano	ano
HV 8	20	28	ne	ne
HV 9	19	31	ano	ne
HV 10	22	33	ano	ano
HV 11	24	32	ne	ano
HV 12	41	17	ano	ano
HV 13	26	34	ano	ne
HV 14	31	33	ano	ano
HV 15	32	40	ano	ano
HV 16	48	43	ne	ano
<b>Referenční skupina bez HV</b>				
BEZ 1	7	8	ne	ano
BEZ 2	8,5	7,5	ne	ne
BEZ 3	10	9	ano	ano
BEZ 4	9	11	ano	ano
BEZ 5	12	11	ano	ano
BEZ 6	12	12	ano	ano

Zdroj: vlastní

Z *Tabulka 2* jsme zjistili, že ve skupině osob s deformitou HV byla v 9 případech z 32 zjištěna laterální deviace COP mimo palec u nohy. Z toho vyplývá, že ve 28,1 % došlo k laterální deviaci COP. V referenční skupině osob bez deformity HV byla také zjištěna laterální deviace u 3 případů z 12, což je v procentuelním vyjádření 25 %. Procentuelní rozdíl v přítomnosti laterální deviace mezi skupinami osob s deformitou HV a bez deformity HV byl 12,4 %, což není prokazatelně statistický rozdíl ale spíše statistický *trend* (pozn. směřování).

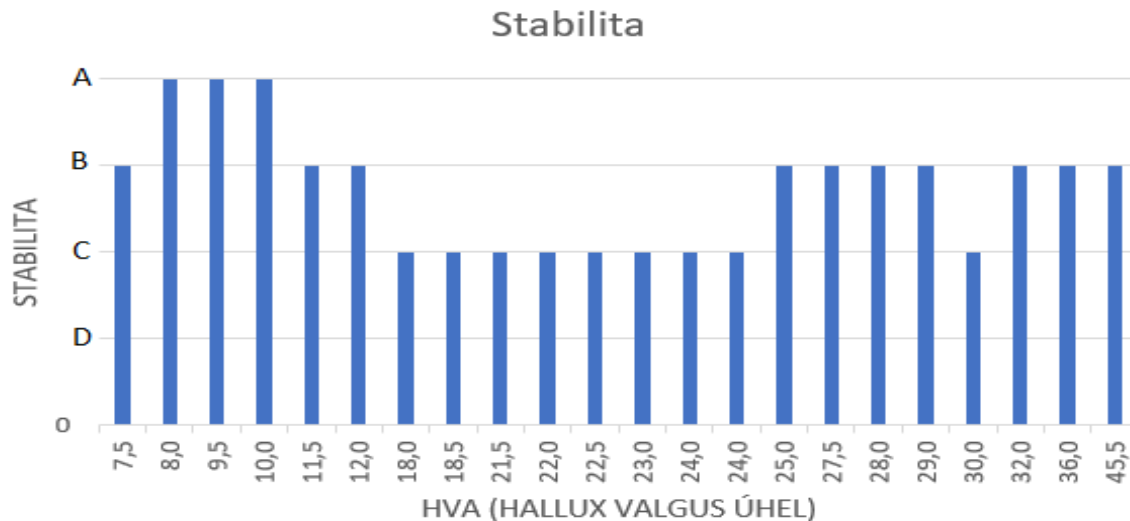
Zároveň nebylo možné prokázat přímou úměru mezi laterální deviací COP a závažností deformity HV, jelikož byly výsledky v rámci testovaných skupin značně variabilní.

**Hypotéza nebyla vyvrácena.**

## 11.5 Stabilita dle Véle-testu

**H5:** Předpokládám, že u osob s deformitou HV bude snížená stabilita ve stoji úměrná závažnosti deformity (dle hallux valgus úhlu – HVA)

Graf 8 Srovnání úměry mezi stabilitou a HVA úhlem

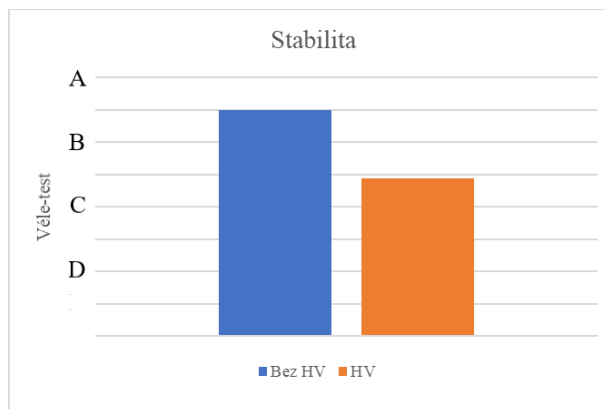


Zdroj: vlastní

Graf 1 znázorňuje míru stability u jednotlivých probandů dle průměru jejich HVA úhlu na levé a pravé noze. Míra stability je znázorněna písmeny A-D dle Véle-testu, přičemž hodnocení A je bráno jako nejlepší stupeň stability a hodnocení D jako nejnižší stupeň stability (detailněji popsáno v teoretické části v kapitole *Véle-test*).

Z tohoto grafu není možné určit úměru mezi stupněm deformity HV a mírou stability, jelikož jsou výsledky v rámci testovaných probandů značně variabilní. Dalo by se mluvit o jistém statistickém *trendu* (pozn. směřování), vzhledem k hojnému zastoupení stability typu A mezi probandy bez deformity HV, avšak spíše bychom se přikláněli k vyvrácení hypotézy z důvodu nejednoznačných výsledků.

Graf 9 Srovnání stability v rámci skupin HV/bez HV



Zdroj: vlastní

V případě hodnocení stability mezi skupinami osob s deformitou HV a bez deformity HV (Graf 9) by bylo možné shledat statisticky významné rozdíly, avšak tento graf nepotvrzuje vyřčenou hypotézu.

**Hypotéza nebyla potvrzena.**

## 12 DISKUZE

Teoretická práce je tvořena většinou informacemi získanými k dané problematice z knižních a časopiseckých zdrojů domácích autorů, doplněna je o poznatky ze zahraničních zdrojů – knih, článků a studií, které nabízí hlubší náhled do problematiky této práce. Poznatky z článků a studií ze zahraničních zdrojů byly čerpány většinou z volně přístupných databází či databází, ke kterým má přístup Západočeská univerzita v Plzni. Z knižních publikací byly pro tuto práci významnými zdroji Vařeka a Vařeková (2009), Véle (2006) a zahraniční autorka Perry (1992) či autoři Gross, Fetto a Rosen (2005).

Jelikož v této práci byl využíván přístroj FootScan®, čerpali jsme také z webových stránek výrobce tohoto přístroje firmy RSScan INTERNATIONAL®, vzhledem k užitečným informacím o přístroji a jeho charakteristice.

Pro zpracování praktické části této práce a splnění jejího rozsahu jsme museli určit pro nás nejdůležitější hodnoty z měření na přístroji FootScan®. Tento proces byl vcelku složitý vzhledem k provázanosti všech získaných dat, která program Footscan 7 gait 2nd generation nabízí. Ze všech provedených měření jsme nakonec vybrali ta nejdůležitější data, díky kterým bylo možné zkoumat zadané hypotézy a odpovídat na ně.

**Diskuze k H1:** „*Předpokládám, že osoby s deformitou HV budou při chůzi více zatěžovat laterální část přednoží (3.-5. metatarz) a středonoží než osoby bez HV.*“  
**a k H2:** „*Předpokládám, že osoby s deformitou HV budou při chůzi vyvíjet menší tlak v oblasti palce.*“

Z našich výsledků (viz *Graf 3*) je možné konstatovat, že hypotéza č. 1 nebyla potvrzena, jelikož jsme zjistili vyšší zatížení jen v jedné ze dvou zkoumaných oblastí – středonoží. Oblast 3.-5. metatarzu byla dle našich výsledků více zatěžována osobami bez HV. Menz et al. (2013) ovšem ve své práci zjistil zvýšenou zátěž v oblasti 3.-5. metatarzu u osob s HV, což původní tvrzení naší hypotézy podporuje. Ke stejnému výsledku ve své práci dospěl Koller et al. (2014). Výsledky našeho měření mohly být ovlivněny věkem probandů s HV, který se pohyboval v průměru kolem 30 let, jelikož byly zjištěny rozdíly v zatížení chodidla při chůzi u mladších a starších osob. Starší jedinci přenášejí váhu více na laterální oblasti chodidla než mladší jedinci (Hessert et al., 2005).

Bryant, Tinley a Singer (1999) uvádějí, že zvýšené zatížení chodidla u měřených subjektů s deformitou HV zjistili naopak v mediální oblasti chodidla pod hlavičkami I., II. a III. metatarzu, nejvýznamnější rozdíly pak konkrétně pod hlavičkou II. metatarzu.

Autoři ve své studii tvrdí, že tyto změny zatížení jsou způsobeny zvýšenou tendencí k pronaci nohy u osob s HV. Příčinou přesunu zátěže pod hlavičky II. a III. metatarzu může být taktéž propadlá příčná klenba, která se velmi často vyskytuje u osob s HV (Wen et al., 2012).

Koller udává, že k přesunu zatížení z palce na jeho MTP kloub koreluje se zvyšujícím se HVA úhlem. V naší práci byla taktéž zjištěna zvýšená zátěž v oblasti I. a II. metatarzu a snížená zátěž palce u osob s HV (viz *Graf 1*). Ke zvýšenému zatížení I. metatarzu může docházet například z důvodu zvýšené dorzální flexe v MTP kloubu palce (Morag, Cavanagh, 1999). Tyto poznatky podporují tvrzení hypotézy č. 2, která byla našimi výsledky potvrzena. V návaznosti na patoanatomické změny u nohy s HV je redukován moment plantární flexe prvního MTP kloubu a tím je snížena schopnost odrazu z palce (Koller, 2014). Vzhledem k přesunu osy palce, která je za fyziologických podmínek v prodloužení osy nohy, je v předšvihové fázi narušen správný přenos hmotnosti přes MTP kloub palce (Menz, Lord, 2006). Důvodem snížené zátěže oblasti palce a tím i snížené schopnosti odrazu palce je podle Hesserta et al. (2005) přenesení zatížení na laterální oblasti chodidla.

V našem měření k hypotéze č. 1 byla zjištěna zvýšená zátěž v oblasti laterálního středonoží u osob s HV (viz *Graf 3*). Pribut (2007) tvrdí, že laterální přesun zatížení lze pozorovat u hypermobility prvního prstku a k extrémnímu laterálnímu přesunu zatížení dochází u varózního přednoží. Galica et al. (2013) naopak ve své práci uvádí, že v oblasti laterálního (ani mediálního) středonoží nedošlo k žádným změnám zatížení v porovnání s osobami bez HV. Své výsledky podkládá tvrzením, že doposud nebyla vytvořena kvalitní studie, která by rozlišovala mediální a laterální oblast středonoží a tedy takové studie nepřinesly relevantní výsledky. Domnívám se, že na výsledky naší studie dokazující zvýšenou zátěž oblasti středonoží může mít vliv za prvé nerozlišená mediální a laterální oblast středonoží. Za druhé mohou být výsledky ovlivněny větším zastoupením probandů ženského pohlaví, vzhledem k poznatku, že ženy mají až 3x větší tendenci k hypermobilitě, a tedy i k větší instabilitě hlezna (Balkó a kol., 2014).

**Diskuze k H3:** „*Předpokládám, že osoby s deformitou HV budou při chůzi během stojné fáze zatěžovat palec kratší dobu než osoby bez deformity HV.*“

V našich výsledcích (viz *Graf 5*) byl zaznamenán rozdíl mezi skupinou osob bez deformity HV a s deformitou HV. Skupina osob bez deformity HV kontaktovala podložku palcem o 6,1 % doby déle během stojné fáze. Zjistili jsme ovšem, že i v kontrolní skupině osob bez HV nebyla délka kontaktu palce s podložkou vždy odpovídající hodnotám ostatních osob z této referenční skupiny.

Koller (2014) ve své studii zaznamenal negativní korelaci mezi HVA a dobou kontaktu palce s podložkou, z čehož vyplývá, že čím větší úhel HV je, tím kratší je doba kontaktu palce s podložkou. Naši hypotézu č. 3 svými výsledky tedy podpořil, nicméně v jeho studii nebyla měřena kontrolní skupina osob bez HV, proto nejsou výsledky zcela objektivní. Wen et al. (2012) i Hida et al. (2017) taktéž popisují ve výsledcích jejich studií zkrácení doby kontaktu palce s podložkou, a naopak prodlouženou dobu zatěžování paty a středonoží.

Více studií na toto téma jsme bohužel nenašli, většinou se studie zabývají spíše srovnáváním zatížení [ $\text{N}/\text{cm}^2$ ] než časovými údaji. Dle mého názoru je to velká škoda, jelikož studie obohacené o toto měření by nám mohly sdělit mnoho zajímavých poznatků například o aktivním či pasivním zatížení palce.

**Diskuze k H4:** „*Předpokládám, že osoby s deformitou HV budou mít laterální deviaci odvalu chodidla (COP nebude procházet přes palec) v přednoží, tento posun bude přímo úměrný závažnosti deformity (dle hallux valgus úhlu – HVA).*“

U této hypotézy bylo těžké určit objektivní měřítko, podle kterého by se dal hodnotit posun COP. Měli jsme k dispozici obrázky s normálním průběhem COP u zdravé nohy a zároveň jsme měli pro srovnání snímky referenční skupiny osob bez HV z FootScanu®. Bylo těžké na základě jednoho obrázku určit mezníky pro hodnocení značně variabilních snímků s COP. Nakonec jsme si určili základní mezník pro průkaznost laterální deviace COP v přednoží, tím byl průběh COP přes palec – prochází/neprochází.

Velice nás překvapily výsledky z referenční skupiny osob bez HV, jelikož značná variabilita průběhu COP se objevila i zde. U tří z dvanácti chodidel nám FootScan® vyhodnotil laterální deviaci COP, v případě percentuelního zastoupení se laterální deviace vyskytla u 25 % probandů ze skupiny bez HV. Tento laterální posun trajektorie COP může být zapříčiněn zvýšenou supinací nohy (Kirtley, 2006). K mediolaterálnímu posunu trajektorie COP může také docházet z důvodu nestabilního kyčelního kloubu, který má vliv na posturální kontrolu. Lidské tělo využívá k vyrovnaní posturální instability strategii kyčelní, kolenní nebo kotníkovou strategii. Pokud jsou oslabené svaly kyčelního kloubu, je narušena také jeho stabilita. V takovém případě tělo musí z principu k vyrovnaní instability využívat jednu ze zbylých dvou strategií, nejčastěji pak kotníkovou (Nashner, McCollum, 1985). V diskuzi k hypotéze č. 1 jsme zmiňovali hypermobilitu jako jednu z příčin zvýšené zátěže na laterální části středonoží. I v tomto případě lze říci, že hypermobilita ovlivňuje instabilitu hlezna. Podle Dungla (2014) je nejčastější laterální nestabilita hlezenního kloubu. Laterální instabilita v takovém případě dovoluje hleznu větší rozsah pohybů do plantární flexe a inverze. V takovém



případě by opět mohlo dojít k většímu přenesení váhy do laterální (fibulární) části chodidla a tím způsobit posun COP laterálně.

Studie Hirjakové a kol. (2018) tento laterální posun přisuzuje mírné obezitě, jelikož u osob obézních dochází k rozložení váhy více do stran. V naší práci jsme ovšem nepřikládali váhu hmotnosti probandů, proto pro nás tato teorie není relevantní.

V případě skupiny osob s HV došlo k laterálnímu posunu ve 28,1 %, což činí rozdíl 12,4 % mezi testovanými skupinami. Tento rozdíl se již blíží statistické významnosti rozdílu, avšak při určení statistické hranice relevance rozdílu 15 % by se tento výsledek dal považovat spíše za statistický trend.

Tato hypotéza nebyla jednoznačně prokázána ani vyvrácena. Nelze ji považovat za rozhodující vzhledem k značné variabilitě výsledků v rámci testovaných skupin.

**Diskuze k H5:** *„Předpokládám, že u osob s deformitou HV bude snižená stabilita ve stoji úměrná závažnosti deformity (dle hallux valgus úhlu – HVA).“*

Tuto hypotézu nebylo možné prokázat, jelikož v rámci celého testovaného souboru byla značná variabilita výsledků. Byl prokázán jistý statistický trend pro úměru mezi stupněm stability a HVA, avšak z výsledků nelze vyhodnotit jasnou průkaznost, že se stoupajícím HVA klesá stabilita.

Ve studii Walaszka et al. (2016) byla taktéž zkoumána úměra mezi stupněm HVA a hodnota posturální stability na ženách s deformitou HV. Studie byla prováděna na tenzometrické desce a hodnocena z výkyvů těžiště těla pomocí zkoumání COP. Studie prokázala významný vliv zvyšujícího se HVA na posturální stabilitu, který by se dal hodnotit jako statisticky významný. Autoři dle výsledků jejich studie dospěli k názoru, že deformita HV přispívá ke globálnímu zhoršení stability a k nárůstu disproporcí mezi výkyvy dvou hlavních rovin mobility těla.

Menz a Lord (2005) ve své práci hodnotí stabilitu/instabilitu během chůze u starších lidí s HV. Tvrdí, že HV může mít špatný vliv na stabilitu při chůzi. Dodávají však, že jejich studie není natolik rozsáhlá, aby se dala brát jako průkazná. Doplňují, že na stabilitu mají vliv i další faktory jako například rozsahy pohybů v ostatních kloubech DKK a páteři, muskulatura či držení nohy. I přesto podle autorů nelze vyloučit vztah mezi sledovanými hodnotami.

## ZÁVĚR

Cílem této práce bylo sledovat vztah mezi deformitou hallux valgus a posturální stabilitou ve stoji a při chůzi na přístroji FootScan® a pomocí Véle-testu pro hodnocení stability. Sledovali jsme, jak ovlivňuje vzrůstající úhel HV rozložení tlaků na chodidle během chůze a jaký má dopad na stabilitu. Dle výsledků naší praktické práce můžeme konstatovat, že tato deformita má předpokládanou úzkou souvislost s poruchami funkce nohy v obou výše zmíněných případech. Pro relevantnost měření je však potřeba brát v potaz více vnějších i vnitřních vlivů, které mohou ovlivnit výsledky práce (hmotnost, velikost nohy, pohlaví, věk, ale i denní doba a psychické faktory).

Zhodnotíme-li validitu dat z přístroje FootScan®, můžeme říci, že jsou objektivní a velkým dílem přispívají k diagnostice patologických odchylek nejen samotné nohy a jejich terapii nejen ve fyzioterapii.

Ačkoliv nedošlo k potvrzení většiny hypotéz, náhled do problematiky deformity HV a jeho působení na další etáže lidského těla, diagnostických metod pomocí tlakové desky a jejího využití v praxi nám práce přinesla. Zároveň jsme zjistili, že krokový cyklus se všemi svými aspekty nelze šablonovitě hodnotit v rámci skupiny dle jednoho nebo více výsledků, jelikož variabilitu lze najít i v několika měřeních jednoho člověka. Probandy jsme měřili a testovali dohromady 3-5 x, při vyhodnocování všech měření byl pozorovatelný výrazný rozdíl mezi naměřenými daty.

Z výsledků našeho měření vyplývá, že rozložení tlaků chodidla se liší v rámci dvou testovaných skupin, v některých oblastech více a v některých méně. Byť jsme měli povědomí o změně rozložení tlaků při výskytu této deformity, naše výsledky a výsledky některých prací zmíněných v diskuzi nám otevřely možnosti dále se v toto směru rozvíjet a vzdělávat. Velmi zajímavých zjištěním bylo, že u dvou probandů s největším úhlem HV nebyl dle Véle-testu prokazatelný takový pokles stability oproti probandům se znatelně menším stupněm této deformity. To samé jsme zjistili u rozložení tlaků chodidla u těchto probandů. Opět v tom mohly hrát roli faktory, které jsme v naší práci nezohlednili.

Všichni měření probandi byli ochotni spolupracovat a aktivně se měření účastnili. Pro některé byla významným zjištěním vůbec přítomnost HV, o které do té doby z důvodu neinformovanosti nevěděli. Většina takových probandů se okamžitě začala zajímat o možnosti terapie a autoterapie. Nahlédnutím do možností fyzioterapie z přístrojového hlediska došlo k rozšíření povědomí probandů o tomto oboru a jeho významu v medicíně.

Námětem pro další výzkum nejen pro nás, ale i pro další studenty či osoby zabývající se problematikou nohy by mohlo být rozšíření testované skupiny probandů, její jednotnost pro vyšší validitu a využití více diagnostických metod a přístrojů k ověření. Jistě by bylo vhodné porovnat také jednotlivé diagnostické přístroje a zhodnotit jejich validitu.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ABRAHAMAS, P., CRAVEN, J., LUMLEY, J. *Illustrated clinical anatomy*. 6th edition. Great Britain: Hodder Education, 2005. s. 390. ISBN-10: 0 340 80743 1, ISBN13: 978 0 340 80743

AMBLER, Z. *Základy neurologie*: [učebnice pro lékařské fakulty]. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, c2006. ISBN 8072624334.

BALKÓ, I., KABEŠOVÁ, H., BALKÓ, Š., KOHLÍKOVÁ, E. Příčiny kloubní hypermobility a její vztah ke sportovní činnosti. In: *Česká kinantropologie*, 2014, roč. 18, č. 4, s. 26-35. ISSN 1211-9261.

BRYANT, A., TINLEY, P., SINGER, K. Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. 1999. *The Foot* 9 (3), 115-119. [online]. [cit. 2019-3-24]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0958259299905382>

DONATELLI, R. Abnormal Biomechanics of the Foot and Ankle. In: *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. 1987. [cit. 20.6.2018] DOI: 10.2519/jospt.1987.9.1.11

DUNGL, P. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. ISBN 8024705508.

DYLEVSKÝ, I., MRÁZKOVÁ, O., DRUGA, R. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada, 2000. ISBN 8071696811.

GALICA, et al. Hallux valgus and plantar pressure loading: the Framingham foot study. In: *Journal of Foot and Ankle Research* 2013, 6:42. [online]. [cit. 2019-3-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3819471/>

GLASOE, M. Ward a kol. Hallux Valgus and the First Metatarsal Arch Segment: A Theoretical Biomechanical Perspective. In: *American Physical Therapy Association* [online]. 1.1.2010. [cit. 20.6.2018] DOI: 10.2522/ptj.20080298

GLASOE, W.M., et al. (1999) Anatomy and biomechanics of the first ray. In: *Phys Ther.* 1999 Sep;79(9):854-9. PMID: 10479786

GROSS, J. M., FETTO, J., SUPNICK, E. R. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.

GÚTH, A. *Vyšetrovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov: učebnica určená pre fyzioterapeutov, rehabilitačných pracovníkov, rehabilitačných asistentov a iných študujúcich v oblasti rehabilitácie*. Bratislava: Liečreh Gúth, 2004. 400 s. ISBN 80-88932-13-0.

HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetrovací metody hybného systému*. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 9788070135167.

HESSERT, M. J., et al. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. In: *BMC Geriatrics*. 2005, vol. 8, no. 5. [online]. [cit. 2019-2-27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15943881>

HIDA, T. et al. Comparison of plantar pressure distribution in patients with hallux valgus and healthy matched controls, *Journal of Orthopaedic Science* (2017), [online]. [cit. 2019-3-22]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jos.2017.08.008>

HIRJAKOVÁ, Z., et al. Postural changes during quiet stance and gait initiation in slightly obese adults. Prague: Institute of Physiology of the Czech Academy of Science. 2018. [online]. [cit. 2019-23-3]. ISSN 1802-9973. Dostupné z: [https://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/67/67\\_985.pdf](https://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/67/67_985.pdf)

HLINKOVÁ, Z. *Vliv palce nohy na stabilitu stoje a chůze*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2008. 90 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.

JANDA, V., PAVLŮ, D. *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 8070131608.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints*. 6th ed., English ed. New York: Churchill Livingstone, 2011. ISBN 97807020-3942-3.

KIRTLEY, C. Chapter 5 - The ground reaction in normal gait. *Clinical Gait Analysis* [online]. Churchill Livingstone, 2006, s. 83-96 [cit. 2019-03-09]. ISBN 9780443100093. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-443-10009-3.50009-6>

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ©2009. xxxi, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. In: *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 152-164. ISSN: 1211-2658

KOLLER, U., et al. Plantar Pressure Characteristics in Hallux Valgus Feet, Published online 11 August 2014 in Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com). [online]. [cit. 2019-3-24]. DOI 10.1002/jor.22707

KOUDELA, K. *Ortopedie*. Praha: Karolinum, 2004. Učební texty (Univerzita Karlova). ISBN 978-80-2460-654-5.

KOZÁKOVÁ, J., et al. Hallux valgus z pohledu fyzioterapeuta: Je hallux valgus pouze deformita palce. In: *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, 2, s. 71-77. ISSN 1211-2658.

KOZÁKOVÁ, J., JANURA, M., SVOBODA, Z., ELFMARK, M., KLUGAR, M. The influence of hallux valgus on pelvis and lower extremity movement during gait. *Acta Univ. Palacki. Olomuc.*, 2011, Gymn., vol. 41, no. [online]. [cit. 2018-12-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Zdenek\\_Svoboda/publication/268291461\\_The\\_influence\\_of\\_hallux\\_valgus\\_on\\_pelvis\\_and\\_lower\\_extremity\\_movement\\_during\\_gait/links/548a8b47cf214269f1ac7de/The-influence-of-hallux-valgus-on-pelvis-and-lower-extremity-movement-during-gait.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Zdenek_Svoboda/publication/268291461_The_influence_of_hallux_valgus_on_pelvis_and_lower_extremity_movement_during_gait/links/548a8b47cf214269f1ac7de/The-influence-of-hallux-valgus-on-pelvis-and-lower-extremity-movement-during-gait.pdf)

KRAČMAR, B., CHRÁSTKOVÁ, M., BAČÁKOVÁ, R. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 9788024633794.

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2004 Praha: Karolinum, 2004; p. 141. ISBN 80-246-0350-0

MACKAY-LYONS, M. 2002. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. In: *Physical Therapy*. 2002; vol. 82, pp. 69-83. ISSN 1538-6724

MCCOLLUM G., NASHNER M. Organizing Sensory Information for Postural Control in Altered Sensory Environments, 1996 In: *Journal of Theoretical Biology.*, 180, 146–169. [online]. [cit. 2018-12-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8759531>

MENZ, H. B., FOTOHABADI, M. R., MUNTEANU, S. E., et al. Plantar pressures and relative lesser metatarsal lengths in older people with and without forefoot pain. In: *Journal of Orthopaedics*, 2013. Res 31:427–433. doi: 10.1002/jor.22229. [online]. [cit. 2019-3-24]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22987209>

MENZ, H. B., LORD, S. R. Gait instability in older people with hallux valgus. In: *Sage journals* [online]. 1.6.2005. [cit. 20.6.2018] DOI: 10.1177/107110070502600610

MENZ, H. B., MORRIS, M. E., LORD, S. R. Foot and Ankle Risk Factors for Falls in Older People: A Prospective Study. In: *The Journals of Gerontology* [online]. 1.8.2006 [cit. 20.6.2018] DOI: <https://doi.org/10.1093/gerona/61.8.866>

MENZ, H. B., MUNTEANU, S. E. Radiographic validation of the Manchester scale for the classification of hallux valgus deformity. In: *Rheumatology* [online]. 2005, vol. 44, no. 8, [cit. 2018-08-20], s. 1061-1066. Dostupné z: <http://rheumatology.oxfordjournals.org/cgi/content/abstract/44/8/1061>

MORAG, E., CAVANGH, P. R. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. In: *Journal of biomechanics*. 1999, vol. 3, no. 4, p. 359-370. [online]. [cit. 2019-3-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10213026>

MROCZEK, J. a kol. Decision Making in the treatment of hallux valgus. In: *Bulletin of the NYU hospital for Joint Diseases* [online]. 2007, 2013, 67(1), 19-23 [cit. 2019-01-09]. Dostupné z: <http://hjdbulletin.org/files/archive/pdfs/520.pdf>

NISHIMURA, A. et al. Does hallux valgus impair physical function?. In: *BMC Musculoskeletal Disord* [online]. 29.5.2018. [cit. 20.6.2018] DOI: 10.1186/s12891-018-2100-0

NIX, S., et al. Prevalence of HV in the general population: a systematic review and meta analysis. In: *Journal of Foot and Ankle Research*, 2010, 3, 21. [online]. [cit. 2019-3-20]. doi:10.1186/1757-1146-3-21

PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. *Gait analysis: normal and pathological function*. Second edition. Grove Road: SLACK, [2010], ©2010. xvi, 551 stran. ISBN 978-1-55642-766-4.

PRASITDUMRONG, I et al. Severe Degeneration of the Media Collateral Ligament in Hallux Valgus: A Histopathologic Study in 12 Consecutive Patients. In: *The Iowa Orthopaedic Journal* [online]. 2013. [cit. 20.6.2018] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3748892/>

PREDITEST. Analýza chůze. 2011[online]. [cit. 2019-2-10]. Dostupné z: <http://www.preditest.cz/?i=258/analyza-chuze>

PRIBUT, S. M. *Dr. Stephen M. Pribut's Sport Pages* [online]. 2003-2006, 09/16/2007 [cit. 2018-12-10]. Dostupný z WWW: <http://www.drpribut.com/sports/spgait.html>

ROSENBAUM, D. A. (1991). *Human motor control*. San Diego, California: Academic Press, Inc. ISBN 9780080571089

RSSCAN. footscan®. 2019. [online]. [cit. 2019-2-10] Dostupné z: <https://rscan.com/footscan/>

SOFISTIKOVANÁ BIOMECHANICKÁ DIAGNOSTIKA LIDSKÉHO POHYBU. Dynamická plantografie. 2012. [online]. [cit. 2019-2-10] Reg. číslo: CZ.1.07/2.3.00/09.0209. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>

SOSNA, A. *Základy ortopedie*. Praha: TRITON, 2001. ISBN 978-80-7254-202-4.

TOPPISCHOVÁ, M., ŠNOPLOVÁ, A. Funkce nohy. In: *Bolest*. 2008, 11(2), 109-111. ISSN 1212-0634. Dostupné také z: <http://www.tigis.cz/>

TOŠNEROVÁ, V. Rehabilitace nohy z vývojového hlediska a některé poúrazové stavy u dětí. In: *Rehabilitácia*, Vol. 33, No.4, 2000, 231-234. ISSN 0375-0922

TREW, M., EVERETT, T. (1997). *Human movement. An introductory text* (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone Inc.

VAŘEKA, I, VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 188 s. Monografie. ISBN 978-80-244-2432-3



VAŘEKA, I., footscan®7 manuál: Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, 2010. Reg. číslo: CZ.1.07/2.3.00/09.0209. [online]. [cit. 2019-2-10]. Dostupné z: [http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/materialy-ke-staeni/cat\\_view/62-manualy-k-micim-pistrojm](http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/materialy-ke-staeni/cat_view/62-manualy-k-micim-pistrojm)

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2010. 188 s. Monografie. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F., PAVLŮ, D. Test dle Véleho, neboli Véle-test- In: *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, Vol. 19, No. 4, 2012, 71-73. ISSN: 1211-2658

VÉLE, F. *Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9

VÉLE, F., PAVLŮ, D. Test dle Véleho, neboli Véle-test. In: *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2012. roč. 19, č. 2, s. 71-73. ISSN 1211-2658.

VYSKOTOVÁ, J. *Úvod do obecné a vývojové kineziologie*. Ostrava: Lékařská fakulta, Ostravská univerzita, 2013. 98 s. ISBN 978-80-7464-420-7

WALASZEK, R., RIDAN, T., WALASZEK, K., BURDACKI, M. The assessment of postural stability of women with hallux valgus. In: *Medical Review* 2015-2016; 14 (1): 48–60. ISSN: 2450-6761. doi: 10.15584/medrev.2016.1.4

WEN, J., DING, Q., YU, Z., SUN, W., WANG, Q., WEI, K. Adaptive changes of foot pressure in hallux valgus patiens. *Gait & Posture*. 2012, vol. 36, no. 3, p. 344-349. [online]. [cit. 2019-2-28]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22555063>

WINTER, D A. *A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of Balance During Standing and Walking*. Waterloo, Canada: University of Waterloo, 1995. s. 56. ISBN 09699420-0-1

WÜLKER, N, MITTAG, F. The Treatment of Hallux Valgus. In: *Dtsch Arztebl Int*. [online]. 7.12.2012. [cit. 20.6.2018] DOI: 10.3238/arztebl.2012.0857

## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	75
Příloha 2 Obrázky z měření na FootScanu + nohy probandů: skupina osob s deformitou HV.....	76
Příloha 3 Obrázky z měření na FootScanu: referenční skupina osob bez deformity HV.....	84
Příloha 4 Véle-test: skupina osob s deformitou HV.....	87
Příloha 5 Véle-test: referenční skupina osob bez deformity HV.....	95

# PŘÍLOHY

## *Příloha 1 Informovaný souhlas*

### **Informovaný souhlas:**

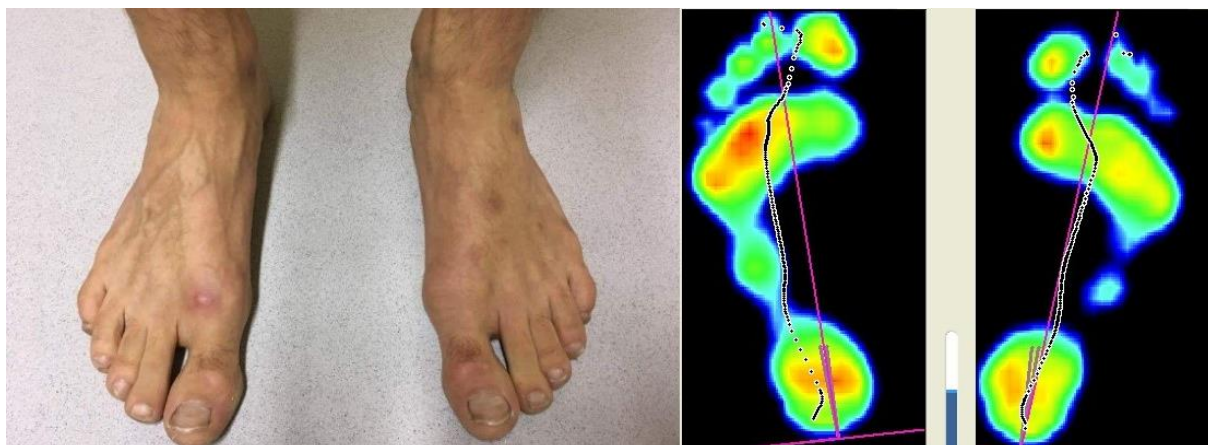
Já ....., souhlasím, že moje osobní údaje, naměřená data a pořízené fotografie mohou být použity pro zpracování praktické části bakalářské práce na téma „Hallux valgus a jeho vztah k postuře“.

V ..... dne .....

Podpis .....

Příloha 2 Obrázky z měření na FootScanu + nohy probandů: skupina osob s deformitou HV

Obrázek 8 HV: Proband č. 1 Footscan



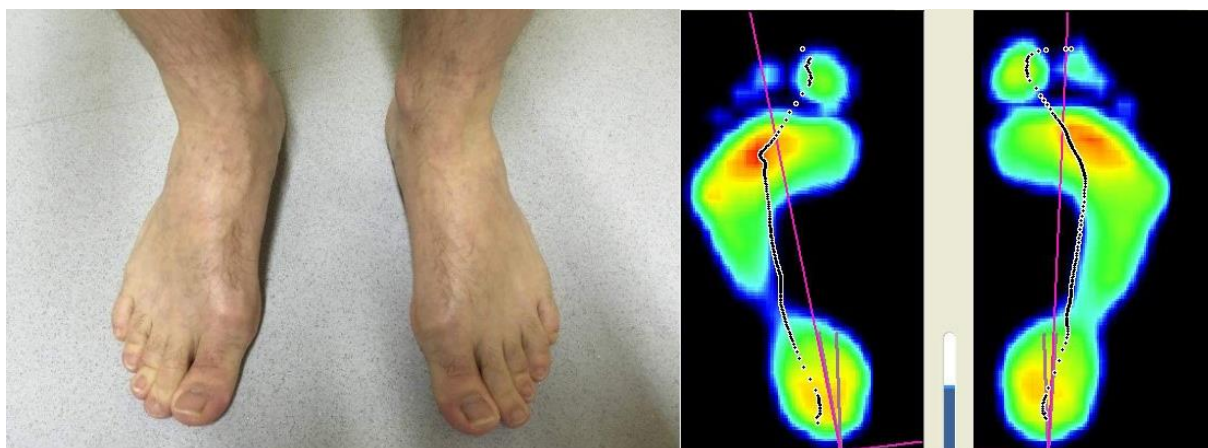
Zdroj: vlastní

Tabulka 3 HV: Proband č. 1

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
<b>HV č. 1</b>	Muž, 25 let	20	16	2/2

Zdroj: vlastní

Obrázek 9 HV: Proband č. 2 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 4 HV: Proband č. 2

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
<b>HV č. 2</b>	Muž, 23 let	17	20	2/2

Zdroj: vlastní

Obrázek 10 HV: Proband č. 3 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 5 HV: Proband č. 3

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 3	Žena, 26 let	25	18	3/2

Zdroj: vlastní

Obrázek 11 HV: Proband č. 4 Footscan



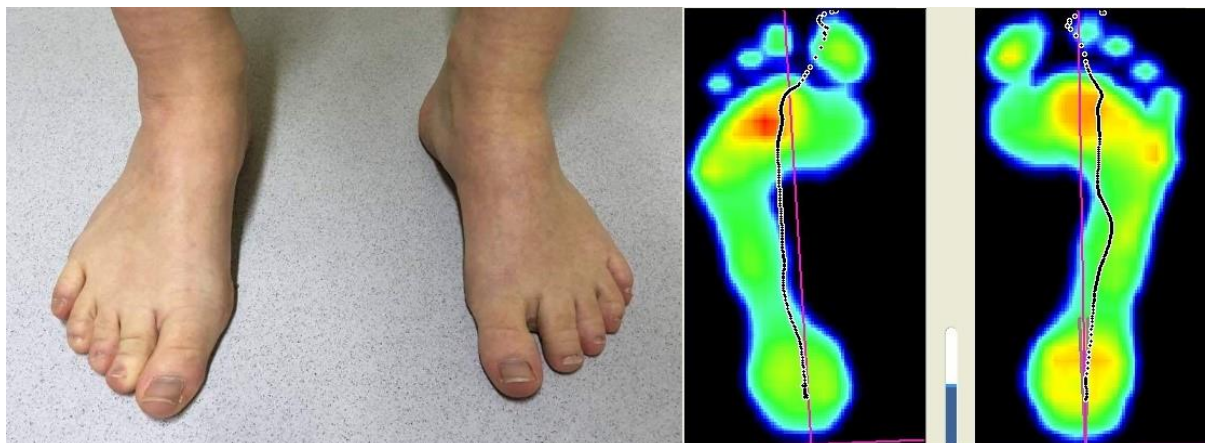
Zdroj: vlastní

Tabulka 6 HV: Proband č. 4

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 4	Muž, 26 let	20	24	2/3

Zdroj: vlastní

Obrázek 12 HV: Proband č. 5 Footscan



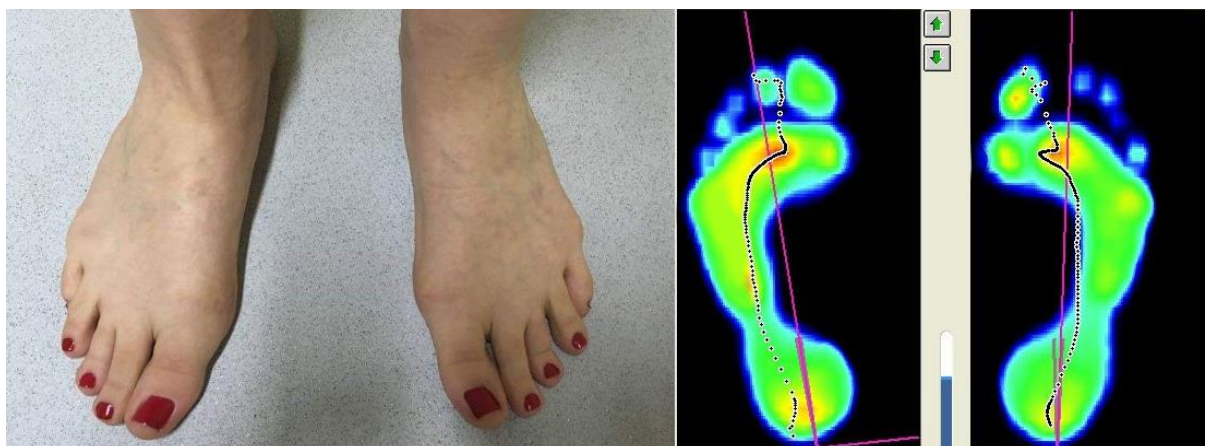
Zdroj: vlastní

Tabulka 7 HV: Proband č. 5

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 5	Žena, 23 let	18	27	2/3

Zdroj: vlastní

Obrázek 13 HV: Proband č. 6 Footscan



Zdroj: vlastní

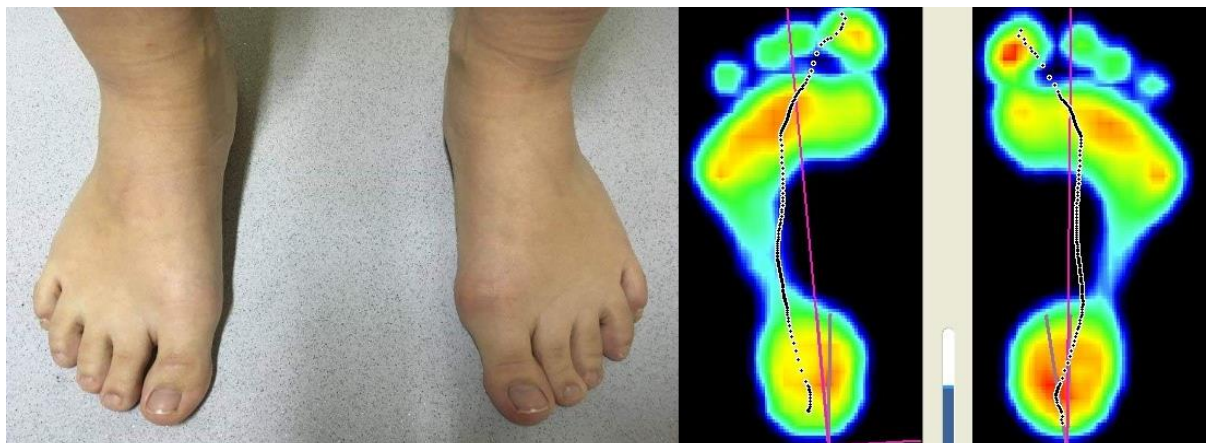
Tabulka 8 HV: Proband č. 6

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 6	Žena, 22 let	20	26	2/3

Zdroj: vlastní



Obrázek 14 HV: Proband č. 7 Footscan



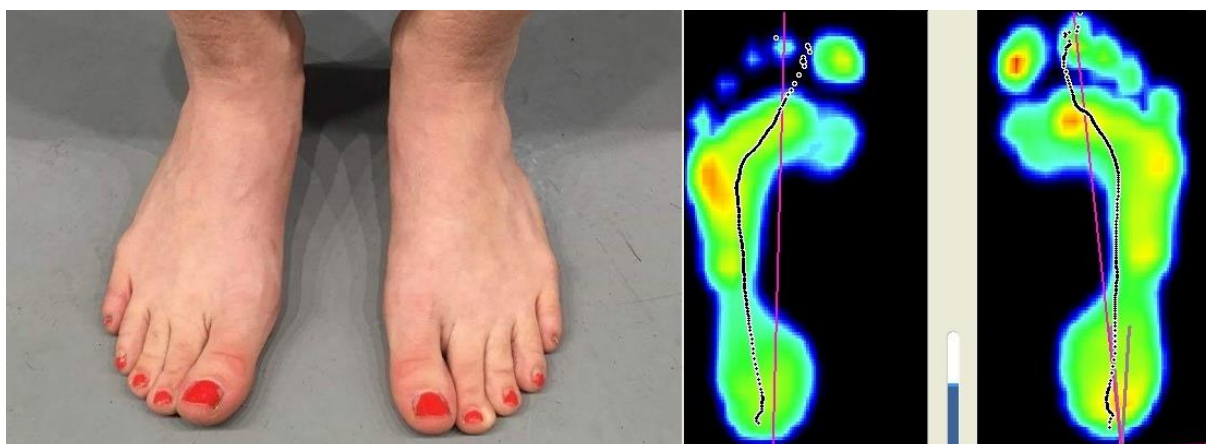
Zdroj: vlastní

Tabulka 9 HV: Proband č. 7

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 7	Žena, 26 let	28	20	3/2

Zdroj: vlastní

Obrázek 15 HV: Proband č. 8 Footscan



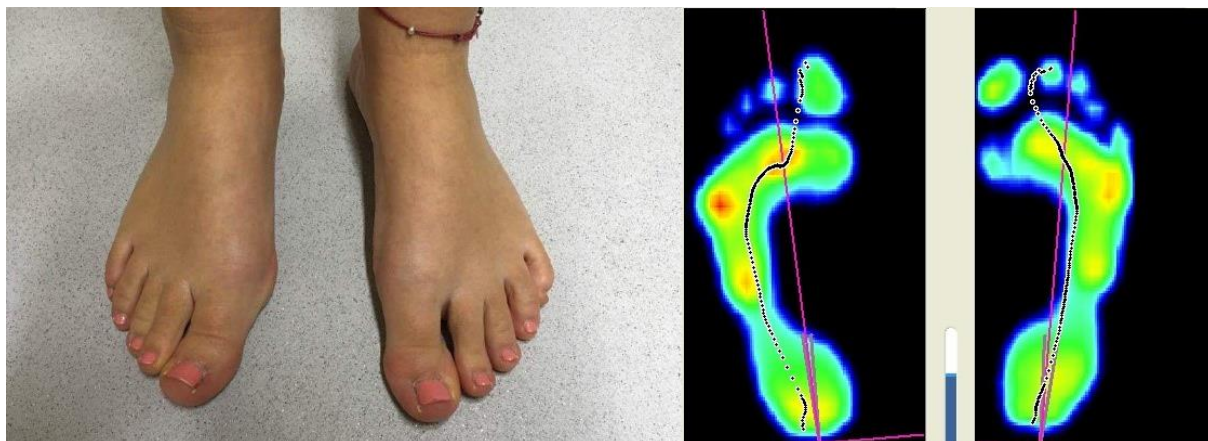
Zdroj: vlastní

Tabulka 10 HV: Proband č. 8

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 8	Žena, 25 let	20	28	2/3

Zdroj: vlastní

Obrázek 16 HV: Proband č. 9 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 11 HV: Proband č. 9

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 9	Žena, 29 let	19	31	2/3

Zdroj: vlastní

Obrázek 17 HV: Proband č. 10 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 12 HV: Proband č. 10

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 10	Muž, 33 let	22	33	3/3

Zdroj: vlastní



Obrázek 18 HV: Proband č. 11 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 13 HV: Proband č. 11

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 11	Žena, 22 let	24	32	3/3

Zdroj: vlastní

Obrázek 19 HV: Proband č. 12 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 14 HV: Proband č. 12

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 12	Žena, 54 let	41	17	4/2

Zdroj: vlastní

Obrázek 20 HV: Proband č. 13 Footscan



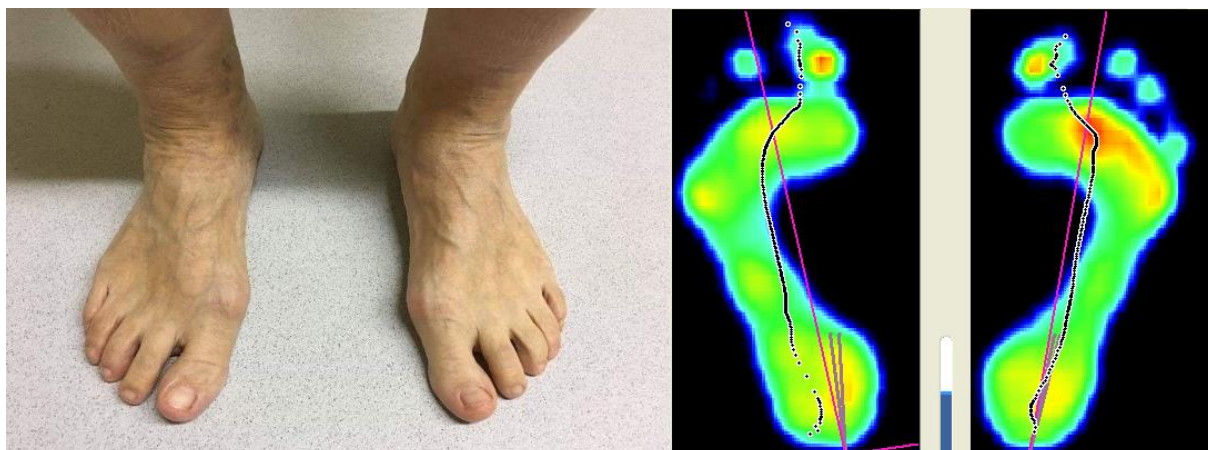
Zdroj: vlastní

Tabulka 15 HV: Proband č. 13

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 13	Žena, 25 let	26	34	3/3

Zdroj: vlastní

Obrázek 21 HV: Proband č. 14 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 16 HV: Proband č. 14

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 14	Žena, 55 let	31	33	3/3

Zdroj: vlastní

Obrázek 22 HV: Proband č. 15 Footscan



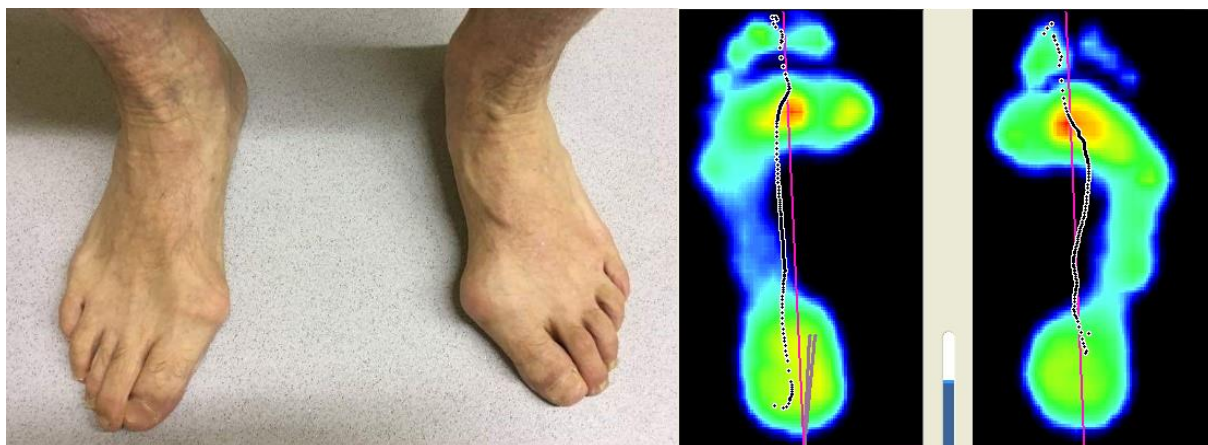
Zdroj: vlastní

Tabulka 17 HV: Proband č. 15

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 15	Žena, 25 let	32	40	3/4

Zdroj: vlastní

Obrázek 23 HV: Proband č. 16 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 18 HV: Proband č. 16

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS L/P
HV č. 16	Muž, 57 let	48	43	4/4

Zdroj: vlastní



*Příloha 3 Obrázky z měření na FootScanu: referenční skupina osob bez deformity HV*

*Obrázek 24 BEZ HV: Proband č. 1 Footscan*



*Zdroj: vlastní*

*Tabulka 19 BEZ HV: Proband č. 1*

<b>Proband</b>	<b>Pohlaví, věk</b>	<b>HVA L</b>	<b>HVA P</b>	<b>MS</b>
<b>BEZ č. 1</b>	Žena, 22 let	7	8	1/1

*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 25 BEZ HV: Proband č. 2 Footscan*



*Zdroj: vlastní*

*Tabulka 20 BEZ HV: Proband č. 12*

<b>Proband</b>	<b>Pohlaví, věk</b>	<b>HVA L</b>	<b>HVA P</b>	<b>MS</b>
<b>BEZ č. 2</b>	Žena, 27 let	8,5	7,5	1/1

*Zdroj: vlastní*

Obrázek 26 BEZ HV: Proband č. 3 Footscan



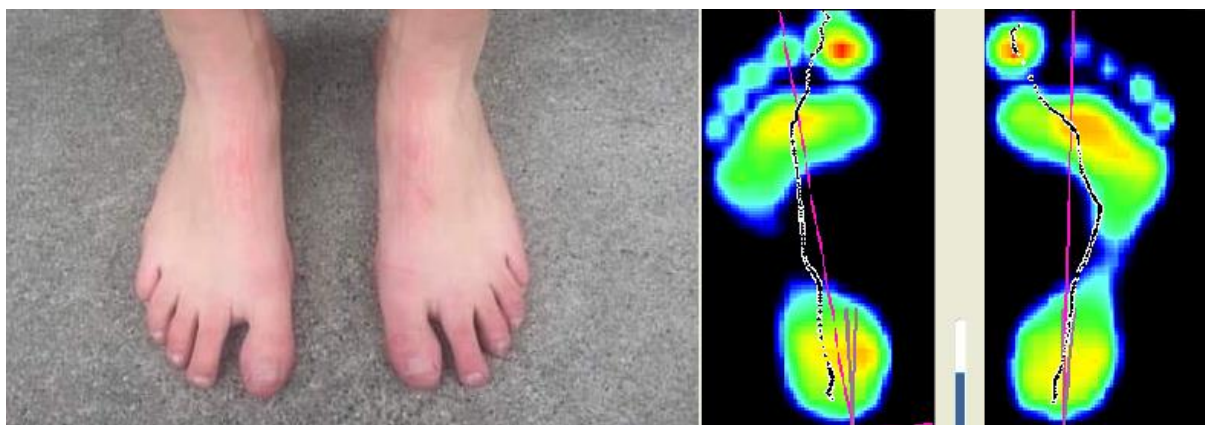
Zdroj: vlastní

Tabulka 21 BEZ HV: Proband č. 3

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS
BEZ č. 3	Muž, 23 let	10	9	1/1

Zdroj: vlastní

Obrázek 27 BEZ HV: Proband č. 4 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 22 BEZ HV: Proband č. 4

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS
BEZ č. 4	Žena, 23 let	9	11	1/1

Zdroj: vlastní

Obrázek 28 BEZ HV: Proband č. 5 Footscan



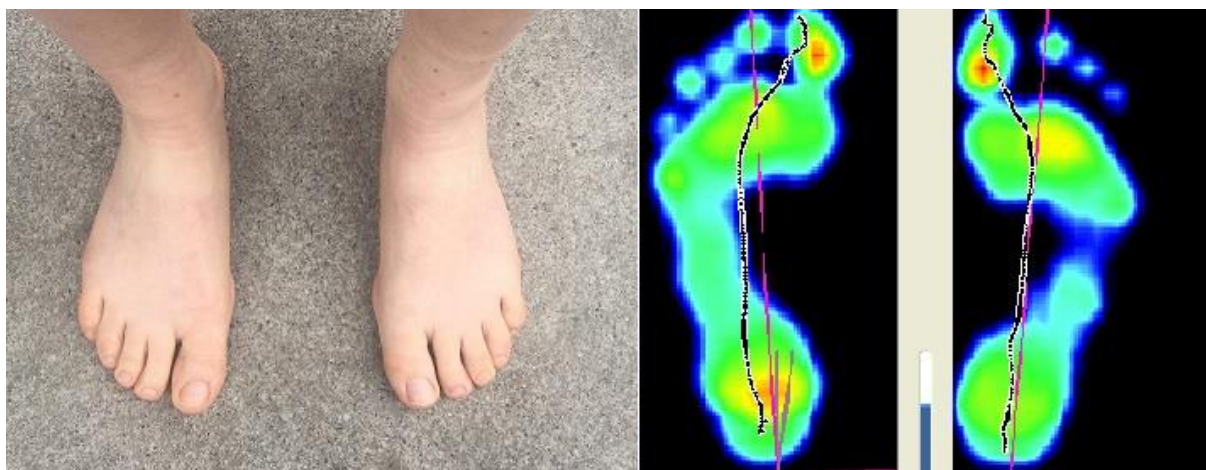
Zdroj: vlastní

Tabulka 23 BEZ HV: Proband č. 5

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS
BEZ č. 5	Muž, 21 let	12	11	1/1

Zdroj: vlastní

Obrázek 29 BEZ HV: Proband č. 6 Footscan



Zdroj: vlastní

Tabulka 24 BEZ HV: Proband č. 6

Proband	Pohlaví, věk	HVA L	HVA P	MS
BEZ č. 6	Žena, 22 let	12	12	1/1

Zdroj: vlastní



*Příloha 4 Věle-test: skupina osob s deformitou HV*

*Obrázek 30 HV: Proband č. 1 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 31 HV: Proband č. 2 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 32 HV: Proband č. 3 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 33 HV: Proband č. 4 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*



*Obrázek 34 HV: Proband č. 5 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 35 HV: Proband č. 6 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 36 HV: Proband č. 7 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 37 HV: Proband č. 8 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 38 HV: Proband č. 9 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 39 HV: Proband č. 10 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 40 HV: Proband č. 11 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 41 HV: Proband č. 12 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*



*Obrázek 42 HV: Proband č. 13 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 43 HV: Proband č. 14 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 44 HV: Proband č. 15 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 45 HV: Proband č. 16 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Příloha 5 Véle-test: referenční skupina osob bez deformity HV*

*Obrázek 46 BEZ HV: Proband č. 1 Véle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 47 BEZ HV: Proband č. 2 Véle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 48 BEZ HV: Proband č. 3 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 49 BEZ HV: Proband č. 4 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*



*Obrázek 50 BEZ HV: Proband č. 5 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*

*Obrázek 51 BEZ HV: Proband č. 6 Věle-test*



*Zdroj: vlastní*