

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Objektivita výsledkov merania základných parametrov nohy pomocou 3D  
skenera RS Scan Tiger**

Diplomová práca

(magisterská)

Autor: Bc. Barbora Tavačová, Fyzioterapie

Vedúci práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Olomouc, 2020

**Meno a priezvisko autora:** Bc. Barbora Tavačová

**Názov diplomovej práce:** Objektivita výsledkov merania základných parametrov nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger

**Pracovisko:** Katedra fyzioterapie

**Vedúci diplomovej práce:** Mgr. Ondřej Laštovička

**Rok obhajoby diplomovej práce:** 2020

**Abstrakt:**

Kvantitatívny popis tvaru nohy je dôležitý v medicínskej a fyzioterapeutickej praxi, ale aj pre ergonomický dizajn obuvi a ortopedických pomôcok. Existuje veľké množstvo metód hodnotiacich tvar a štruktúru nohy. Cieľom práce bolo posúdiť objektivitu výsledkov merania základných parametrov nohy u zdravých jedincov pomocou 3D skenera RS Scan Tiger. Do výskumu bolo zapojených 42 dospelých študentov. Každému z nich bola opakovane skenovaná pravá noha 3 rôznymi hodnotiteľmi. Objektivita merania bola stanovená prostredníctvom medzitriedneho korelačného koeficientu, štandardnej chyby merania a minimálnej detekovateľnej zmeny.

Rozdiely medzi výsledkami meraní boli pre všetky parametre štatisticky nevýznamne ( $p > 0,061$ ), medzitriedny korelačný koeficient vždy presiahol hranicu 0,800. Podľa našich výsledkov je tak 3D skener RS Scan Tiger pre dané parametre objektívny, pričom najväčšiu zhodu sme dosiahli pri stanovení dĺžky nohy a naopak najmenšia zhoda bola pri stanovení výšky mediálneho oblúka nohy.

**Kľúčové slová:** 3D skenovanie, noha, objektivita

Súhlasím s požičiavaním diplomovej práce v rámci knižničných služieb.

**Author's first name and surname:** Bc. Barbora Tavačová

**Title of the master thesis:** Objectivity of the results of the basic foot characteristics measurements by the RS Scan Tiger 3D scanner

**Department:** Department of Physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Ondřej Laštovička

**The year of presentation:** 2020

**Abstract:**

Quantitative description of foot shape is important in medical practice, physiotherapy, and for ergonomic design of footwear and orthotic devices. There are a variety of methods for foot shape and structure assessment. The aim of this thesis was to determine the objectivity of the results of basic foot characteristics measurements by the RS Scan Tiger 3D scanner in healthy adults. Forty-two adult subjects participated in the study. A 3D scan of the right foot of every subject was repeatedly made by three different researchers. Objectivity of the results was determined by intraclass correlation coefficient, standard error of measurement and minimal detectable change.

Differences between measurements were not statistically significant for any basic foot characteristics ( $p > 0,061$ ), and the intraclass correlation coefficient was always higher than 0,800. Based on the results the RS Scan Tiger 3D scanner is objective for given characteristics. The greatest agreement between measurements was for foot length, while the lowest objectivity was found in the assessment of medial arch height.

**Keywords:** 3D scanning, foot, objectivity

I agree the thesis paper could be lent within library service.

Prehlasujem, že som diplomovú prácu spracovala samostatne pod vedením Mgr. Ondřeje Laštovičky, uviedla všetky použité literárne a odborné zdroje a dodržiavala zásady vedeckej etiky.

V Olomouci dňa .....

Ďakujem Mgr. Ondřejovi Laštovičkovi za pomoc a cenné rady, ktoré mi poskytol pri spracovaní diplomovej práce.

Práca bola realizovaná v rámci Interného grantu Fakulty telesnej kultúry s názvom „*Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze*“ (IGA\_FTK\_2019\_007) ako súčasť práce „*Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger*“.

# Obsah

1	ÚVOD .....	9
2	PREHLAD POZNATKOV .....	10
2.1	Opakovateľnosť a objektivita vo výskume.....	10
2.2	Anatómia a kineziológia nohy .....	13
2.2.1	Kosti a kĺby nohy .....	13
2.2.2	Svaly nohy .....	14
2.2.3	Nožné klenby.....	15
2.2.4	Funkcia nohy .....	17
2.2.5	Ontogenéza.....	17
2.3	Deformity nohy.....	20
2.3.1	Poruchy klenby nohy.....	21
2.3.2	Deformity prstov .....	23
2.3.3	Metatarzalgie .....	24
2.4	Meranie základných parametrov nohy .....	25
2.4.1	Klasické metódy .....	25
2.4.2	3D skener.....	30
3	CIELE A HYPOTÉZY .....	31
3.1	Hlavný cieľ .....	31
3.2	Výskumné hypotézy .....	31
3.3	Výskumné otázky .....	32
4	METODIKA .....	33
4.1	Charakteristika výskumného súboru .....	33
4.2	Kompletný postup merania.....	33
4.3	Štatistické spracovanie dát.....	35
5	VÝSLEDKY .....	37
5.1	Výsledky ku štatistickej hypotéze $H_{01}$ a výskumným otázkam $V_{1a}$ a $V_{1b}$ .....	37

5.2	Výsledky ku štatistickej hypotéze $H_{02}$ a výskumným otázkam $V_{2a}$ a $V_{2b}$ .....	38
5.3	Výsledky ku štatistickej hypotéze $H_{03}$ a výskumným otázkam $V_{3a}$ a $V_{3b}$ .....	39
5.4	Výsledky ku štatistickej hypotéze $H_{04}$ a výskumným otázkam $V_{4a}$ a $V_{4b}$ .....	40
6	DISKUSIA.....	41
7	ZÁVERY .....	46
8	SÚHRN .....	47
9	SUMMARY.....	48
10	REFERENČNÝ ZOZNAM .....	49
11	PRÍLOHY .....	57

## **ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK**

**AH** – výška klenby, výška mediálneho oblúka nohy (arch height)

**AL** – dĺžka klenby, dĺžka mediálneho oblúka (arch length)

**ANOVA** – analýza rozptylu

**DIP** – distálny interfalangeálny kĺb

**FL** – dĺžka nohy (foot length)

**FW** – šírka nohy (foot width)

**ICC** – medzitriedny korelačný koeficient

**MDC** – minimálna detekovateľná zmena

**MTP** – metatarzofalangeálny

**MTT** – metatarz

**PIP** – proximálny interfalangeálny kĺb

**SEM** – štandardná chyba merania



# 1 ÚVOD

Štruktúra, funkcia a poruchy nohy sú predmetom veľkého záujmu nielen pre vedcov, ale aj klinických pracovníkov vďaka jej kľúčovej úlohe pre postúru a lokomóciu (Reeser, Susman, & Stern, 1983). Pri obyčajnej chôdzi je chodidlo dôležitou časťou tela. Je prvým kontaktom človeka so zemou, tlmí náraz, tvorí oporu tela, prenáša sily medzi zemou a dolnou končatinou, prispôsobuje sa nerovným povrchom, podieľa sa na udržiavaní rovnováhy a je dôležitým zdrojom veľkého množstva senzorických informácií (Chen, Nigg, Hulliner, & Koning, 1995). S rozvojom civilizácie, ktorý zahŕňa napríklad aj vývin obuvi, sa zintenzívnili výskyt bolesti chodidiel a nôh. V mnohých prípadoch obuv obmedzuje nohu, čo dáva za vznik rôznym ťažkostiam, zvyčajne ako následok jej zlého dizajnu a nevhodného výberu (Sarghie, Costea, & Liute, 2013).

Funkcia nohy je podmienená jej anatomickou stavbou (Riegrová, Přidalová, & Ulbrichová, 2006). Klinické meranie parametrov nohy je kľúčovou zložkou hodnotenia jej funkčnosti (Gates, Arden, McCulloch, & Bowen, 2015), pričom na zistenie základných rozmerov sa používa veľké množstvo rôznych metód. Digitalizované meranie je preferované vďaka jeho presnosti a efektívnosti (Son, Baek, & Lee, 2012), metóda 3D skenovania nohy vykazuje tiež vyššiu presnosť ako klasické antropometrické meranie, digitálne alebo atramentové odtlačky (Lee, Lin, & Wang, 2014). Konvenčné metódy navyše zvyčajne zaberajú veľa času a sú príliš závislé od subjektivity vyšetrujúceho, čo je dôvodom ich nízkej reprodukovateľnosti (Son et al., 2012). Laserové 3D skenery zaznamenávajú dáta oveľa rýchlejšie a vo zvýšenej miere sa využívajú v ergonomických a klinických štúdiách (Hill, Naemi, Branthwaite, & Chockalingam, 2017).

Využitie 3D skenovacích technológií na vytvorenie digitalizovaného zobrazenia častí ľudského tela má potenciál pomôcť zmeniť spôsob navrhovania a výroby mnohých produktov. V prípade nohy, kvantitatívny popis jej tvaru je dôležitý pre ergonomický dizajn obuvi, ortéz, ortopedických vložiek do topánok a tiež pre výskum a klinické zhodnotenie deformít nohy (Telfer & Woodburn, 2010). Existuje niekoľko druhov 3D skenerov od rôznych výrobcov. Jednotlivé prístroje využívajú na výpočet základných parametrov nohy rôzne algoritmy. Jedným z takýchto prístrojov je 3D skener RS Scan Tiger.

## 2 PREHLAD POZNATKOV

### 2.1 Opakovateľnosť a objektivita vo výskume

Hodnotenie výsledkov v zdravotníckych vedách sa môže týkať hodnotenia rádiogramov alebo iných zobrazovacích metód, biopsie, laboratórnych testov, nálezov pri fyzikálnom vyšetrení alebo skóre dotazníkov. Základnou podmienkou všetkých výsledkov je, že sú platné, spoľahlivé a reprodukovateľné (de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006). Platnosť výsledkov, alebo ich validita, je vyjadrená ako tesnosť zhody medzi nameranou hodnotou veličiny a jej pravou hodnotou. Spoľahlivosť metódy, alebo jej opakovateľnosť, čiže reliabilita, vyjadruje tesnosť zhody medzi za sebou nasledujúcimi výsledkami meraní získanými tou istou metódou, s identickým testovacím materiálom za rovnakých podmienok. Reprodukovateľnosť, alebo objektivita, vyjadruje tesnosť zhody medzi individuálnymi výsledkami meraní získanými tou istou metódou, s identickým testovacím materiálom, ale za rôznych podmienok, napríklad pokiaľ opakované merania vykonávajú rôzni výskumníci (Kružlicová, 2015).

Opakované merania môžu byť ovplyvnené biologickou variáciou probandov, pretože aj stabilné charakteristiky často podliehajú minimálnym zmenám či už počas dňa alebo zo dňa na deň. Ďalším zdrojom odlišných výsledkov však môže byť merací prístroj sám. V neposlednom rade môže byť výsledok merania ovplyvnený konkrétnym hodnotiteľom (de Vet et al., 2006). Konzistencia výsledkov medzi výskumníkmi nám dovoľuje stanoviť daný systém za objektívny a dokazuje, že môže byť použitý na zber dát nezávisle od individuálneho hodnotiteľa. Aby však bola zachovaná správnosť výsledkov, musí byť okrem spoľahlivosti prístroja dodržaná dostatočná edukácia hodnotiteľa (González-García, Martínez, Santasmarinas, & Ruano, 2016).

Objektivita výskumu je rozhodujúca pre dôveru verejnosti vo vedu. V akademickej literatúre a každodennej praxi sa pojmy objektívny a objektivita používajú v rôznych zmysloch. Objektivita je používané ako heslo. Keď označíme osobu, metódu alebo výsledok ako objektívne, odporúčame tak ostatným, že na danú osobu, metódu alebo výsledok sa môžu spoľahnúť (Jukola, 2017).

Na stanovenie objektivity sa používa niekoľko parametrov, vďaka ktorým môžeme určiť relatívnu a absolútnu zhodu výsledkov. Relatívna zhoda vyjadruje veľkosť vzťahu

medzi opakovanými meraniami tým, že kvantifikuje koreláciu medzi nimi. Na rozdiel od toho absolútna zhoda vyjadruje variabilitu výsledkov jednotlivých meraní (Šerbetar, 2015).

Jedným z parametrov relatívnej zhody je medzitriedny korelačný koeficient (ICC), ktorý získame pomocou techník hodnotiacich analýzu rozptylu. ICC meria koreláciu výsledkov v rámci skupiny pri opakovaných meraniach toho istého subjektu. Napriek tomu, že analýza rozptylu (ANOVA) je metóda, ktorá sa používa ako prostriedok kvantifikácie rozdielu medzi skupinami subjektov, je možné ju použiť aj na stanovenie veľkosti rozdielu medzi jednotlivými hodnotiteľmi jednej skupiny subjektov. Jednoduchá ANOVA stanovuje celkový rozptyl, rozptyl medziskupinový a vnútroskupinový. Pri opakovaných meraniach hodnotí ANOVA celkový rozptyl, rozptyl medzi jednotlivcami, medzi hodnotiteľmi a zvyškový rozptyl, z čoho následne vieme stanoviť ICC (Šerbetar, 2015).

Existuje niekoľko typov ICC. Klasické delenie podľa Shrouta a Fleissa (1979) popisuje 6 základných. Ich nomenklatúra obsahuje 2 indexy, z ktorých prvý informuje o použiteľnom modeli (jednofaktorový – dvojfaktorový) a druhý o počte meraní/hodnotiteľov. McGraw a Wong (1996) doplnili delenie ICC na 10 typov, kde okrem vyššie spomínaných faktorov rozdelili ICC aj podľa konzistencie alebo absolútnej zhody výsledkov (Koo & Li, 2016).

Čím väčší je rozdiel medzi nameranou hodnotou a hodnotou skutočnou, tým väčšia je chyba merania. Index chyby je štandardná odchýlka merania každého hodnotiteľa, zatiaľ čo štandardná odchýlka všetkých chýb pri meraní jednej veličiny je označovaná ako štandardná chyba merania (SEM). SEM patrí medzi parametre hodnotiace absolútnu zhodu. K týmto parametrom patrí aj minimálna detekovateľná zmena (MDC). MDC predstavuje najmenšiu zmenu výsledku, ktorá je nezávislá od chyby merania a je spôsobená skutočnou zmenou výsledku a nie vplyvom merania. Výpočet MDC závisí od SEM a preto je vyjadrená v rovnakých jednotkách merania so spoľahlivosťou 90 % alebo 95 % (Šerbetar, 2015).

Je všeobecne známe, že funkcia nohy sa do istej miery odvíja od jej tvaru. Napriek množstvu spoločných anatomických charakteristík sa tvar a biomechanika nohy medzi jednotlivcami významne líšia. Najčastejším zdrojom variability je predovšetkým mediálna klenba nohy. Na akékoľvek hodnotenie nohy je potrebné použiť platný, spoľahlivý a objektívny postup (Razeghi & Batt, 2002). Hoci existuje množstvo klinických metód, neexistuje všeobecný súhlas o tom, ktorá z nich je najvhodnejšia. Údaje o ich reliabilite či

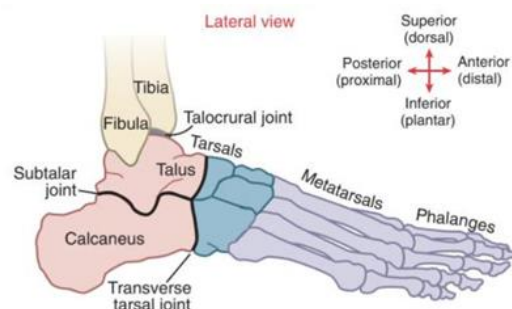
objektivite sa v jednotlivých výskumoch líšia, pre niektoré dokonca tieto charakteristiky ani nie sú známe (de Mits et al., 2011).

## 2.2 Anatómia a kineziológia nohy

Ľudská noha je unikátna štruktúra. Je tvorená početnými kosťami, kĺbmi a spevnená tromi vrstvami väzov (Wright, Ivanenko, & Gurfinkel, 2012). Má základné usporiadanie ako ruka, dokonca v prvom štádiu psychomotorického vývoja plní rovnako ako ruka úchopovú funkciu (Skaličková-Kováčiková, 2016). Postupne sa ale vzhľadom ku svojej hlavnej opornej funkcií pri vzpriamenom stoji a chôdzi mení a môžeme na nej nájsť početné funkčné rozdiely (Dylevský, 2009). Funkcia nohy je podmienená jej anatomickou stavbou, ktorá je daná usporiadaním kostí do klenbových oblúkov. Hovoríme pritom o funkcii statickej a dynamickej (Riegrová et al., 2006).

### 2.2.1 Kostí a kĺby nohy

Kostená štruktúra nohy je komplikovaná (**Obrázok 1**) (Véle, 2006). Tarsálne kosti tvoria zadnú časť nohy zvanú tarsus – priehlavok. Patrí sem 7 pomerne masívnych kostí nepravidelného tvaru. Členková kosť – talus sa spája s kosťami lýtky. Má približne kubický tvar, pripomína nepravidelný zhora oploštený hranol s dlhou osou orientovanou v predozadnom smere. Pätná kosť – calcaneus je najväčšia a najmasívnejšia zo všetkých kostí nohy. Tvoria zadný a dolný oddiel, ktorý reprezentuje kostený podklad päty. Má tvar štvorbokého hranola. Člnková kosť – os naviculare je krátka, predozadne oploštená kosť, ktorá leží na palcovom okraji nohy, vysoko vo vnútornom oblúku nožnej klenby. Klinovité kosti – ossa cuneiformia sú 3 kosti spojené s kosťou člnkovou, prvým až štvrtým metatarzom (MTT) a kockovitou kosťou. Vnútrná klinovitá kosť je najväčšia, stredná je najmenšia. Kockovitá kosť – os cuboideum je krátka kosť, ktorá svojim tvarom skôr pripomína klin vložený na malíčkovej strane medzi pätnú kosť a bázu štvrtého a piateho metatarzu (Dylevský, 2009).



**Obrázok 1.** Celková organizácia kostí, hlavných kĺbov a oblastí nohy (upravené podľa Neumann, 2009)

Metatarzálne kosti tvoria strednú časť nohy označovanú ako predpriehlavok. Stavbou, vývojom a osifikáciou sú podobné metakarpálnym kostiam ruky. Každá z piatich metatarzálnych kostí sa skladá z troch častí. Širší proximálny úsek je označovaný ako báza, kosť pokračuje pretiahnutým štíhlym telom a na jeho koniec nasadá hlavička (Čihák, 2011).

Články prstov sú anatomicky usporiadané podobne ako články prstov ruky. Hlavný rozdiel spočíva v tom, že články prstov na nohe sú výrazne menšie. Palec má články dva, ostatné prsty sú trojčlánkové. Bazálny článok je u každého prsta najdlhší a najmohutnejší. Stredný článok je o niečo kratší a slabší, koncový článok je značne redukovaný a podobá sa nepravidelnej, priečne rozšírenej doštičke (Dylevský, 2009).

Medzi kosťami nohy je vytvorených niekoľko desiatok kĺbných spojení. Z funkčného hľadiska je síce pohyb v mnohých z nich značne obmedzený, ale určitý pružiaci efekt spojený s drobnými posunmi musí byť pre správnu funkciu nohy zachovaný (Dylevský, 2009).

### **2.2.2 Svaly nohy**

Svaly zodpovedné za funkciu nohy sa dajú rozdeliť do dvoch skupín. Prvú skupinu tvoria dlhé „vonkajšie“ svaly, lokalizované v oblasti lýtko a predkolenia. Druhou skupinou sú krátke svaly nachádzajúce sa v oblasti vlastnej nohy – „vnútorné“ svaly nohy (Véle, 2006). Dlhé svaly, ovládajúce pohyby nohy a prstov nohy sú uložené na ventrálnej strane predkolenia (m. tibialis anterior), na jeho dorzálnej strane (m. triceps surae, m. plantaris, m. tibialis posterior), ale aj na strane laterálnej (mm. peronei) (Dylevský, 2009).

Vlastné svaly nohy môžeme rozdeliť celkovo do 5 skupín – chrbtové, palcové, malíčkové, stredné a mm. interossei a lumbricales (Hudák & Kachlík, 2017) Funkciou svalov na chrbte nohy je extenzia palca a prstov. Patrí sem m. extensor hallucis brevis a m. extensor digitorum brevis. Oba svaly sú štíhle, ploché, uložené pod šľachami dlhých extenzorov prichádzajúcich z prednej strany predkolenia (Čihák, 2011).

Svaly palca zahŕňajú 3 svaly – m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis a m. adductor hallucis (Čihák, 2011). Palec nohy nie je svojim rozsahom ani významom svojich pohybových schopností porovnateľný s palcom ruky, ale ako okrajový a masívny prst má pomerne zásadný význam pre stabilizáciu vnútornej klenby v stoji. Palcové svaly sú totiž významne aktívované pri adaptácii nohy na tvar terénu a tiež zabezpečujú odvinutie päty v koncovej fáze kroku (Dylevský, 2009).

Svaly malíčka tvoria malú a funkčne nie príliš významnú svalovú skupinu piateho prsta nohy. Patrí sem *m. abductor digiti minimi*, *m. flexor digiti minimi* a *m. opponens digiti minimi*. Väčšinou zrastajú v jednotný svalový komplex, takže izolované funkcie sa len ťažko charakterizujú (Dylevský, 2009). Svaly strednej skupiny (*m. flexor digitorum brevis*, *m. quadratus plantae*) sa podieľajú predovšetkým na udržaní pozdĺžnej klenby nohy. Podporu priečnej klenby tvoria *musculi interossei* (Hudák & Kachlík, 2017).

### 2.2.3 Nožné klenby

Aby bolo teleso stabilné, potrebuje byť podopreté v troch bodoch a jeho ťažisko musí ležať medzi týmito bodmi. Na nohe bývajú tiež popisované 3 oporné body – hrbol pätej kosti a hlavičky prvého a piateho metatarzu. Medzi týmito bodmi sú vytvorené 2 systémy klenieb – pozdĺžny a priečny (Dylevský, 2009). Klenby nohy sú architektonické štruktúry, ktoré zapájajú všetky súčasti nohy – kĺby, väzy a svaly, do jednotného systému. Vďaka zmene ich kriviek a elasticity sa môže noha prispôbovať nerovnostiam povrchu (Kapandji, 2002).

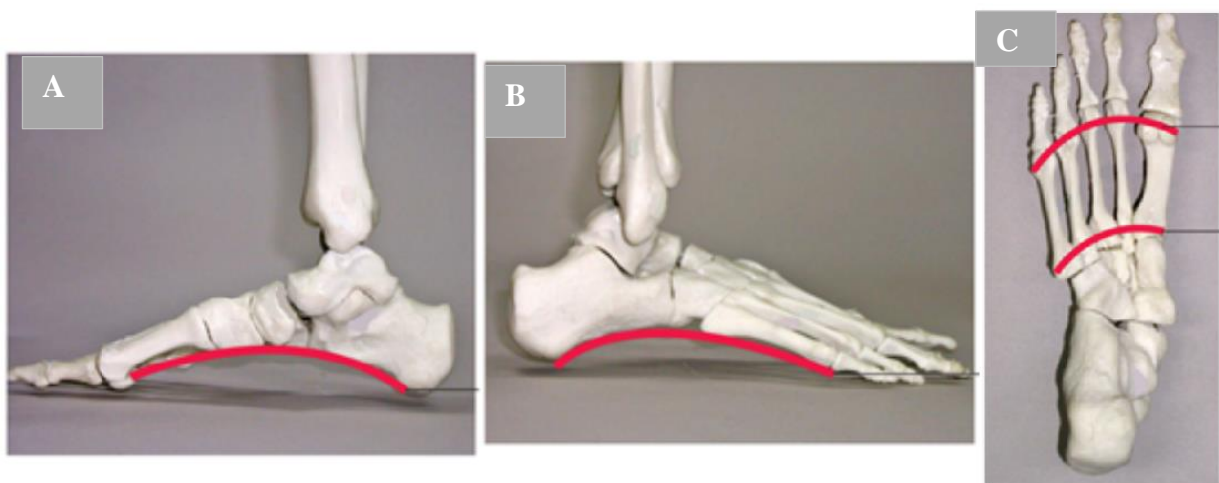
#### **Mediálna klenba** (Chyba! Nenašiel sa žiaden zdroj odkazov.A)

Mediálny, tzv. palcový pozdĺžny oblúk tvorí päť kostí. V anteroposteriornom smere sú to: prvý metatarz, *os cuneiforme mediale*, *os naviculare*, talus a *calcaneus*. Vrcholom oblúka je *os naviculare* (Dylevský, 2009). Podľa Kapandjeho (2002) si mediálna klenba udržiava svoj konkávny tvar len vďaka väzom a svalom. Medzi väzy spevňujúce kosti patria *ligamentum cuneometatarsale*, *cuneonaviculare*, *calcaneonaviculare plantare* a *talocalcaneare*, z ktorých najdôležitejšie sú posledné dve uvádzané. Zo svalov má pre klenbu veľký význam predovšetkým *m. tibialis posterior*, ktorý ťahá *os naviculare* dozadu a dole pod hlavicu talu. Už nenápadné skrátenie tohto svalu spôsobí zmenu smeru osi navikulárnej kosti, čoho následkom predná časť klenby klesá. Druhým dôležitým svalom je *m. peroneus longus*. Svojim ťahom flektuje spojenie prvého metatarzu a *os cuneiforme mediale* a tento ťah sa ďalej prenáša na *os naviculare*. Najviac zo všetkých svalov preklenuje klenbu *m. flexor hallucis longus* a má tak veľký vplyv na jej zakrivenie. Svojim priebehom zabezpečuje stabilizáciu talu a kalkanea a bráni tak prepadu mediálnej klenby. Posledným významným svalom je *m. abductor hallucis*, ktorý podobne ako predchádzajúci sval preklenuje celú klenbu a podieľa sa na udržaní napätia medzi jej koncami.

## Laterálna a priečna klenba (Chyba! Nenašiel sa žiaden zdroj odkazov.B, 2C)

Laterálny tzv. malíčkový pozdĺžny oblúk vytvárajú články 4. a 5. prstu, IV. a V. metatarz, os cuboideum a calcaneus. Vrcholom klenutia je predná časť kalkanea. V porovnaní s mediálnym oblúkom je ten laterálny nižší a rigidnejší (Dylevský, 2009). Kapandji (2002) uvádza, že práve vďaka rigidite môže laterálna klenba plniť svoju funkciu – prenos propulzívnej sily vytváranej činnosťou m. triceps surae. Rigidita je podmienená silou ligamentum plantare longum. Jeho hlboké aj povrchové vlákna preventívne bránia spodnému otváraní kalkaneocuboidálneho a cubometatarzálneho skĺbenia pod hmotnosťou tela. Aktívna pevnosť je podporená činnosťou svalov – m. peroneus longus, m. peroneus brevis a m. abductor digiti minimi.

Podľa Čiháka (2011) tvoria hlavičky I. až V. metatarzu prednú priečnu klenbu, klenutie je však vytvorené po celej dĺžke nohy a najnápadnejšie je v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Kapandji (2002) uvádza, že v prednej časti nohy je vrcholom priečnej klenby hlavička II. metatarzu a v zadnej časti je najvyšším bodom os cuneiforme intermediale. Na udržaní klenby sa podieľajú naprieč prebiehajúce systémy plantárnych väzov a tzv. šľachový strmeň, tvorený m. tibialis anterior a m. peroneus longus (Čihák, 2011). V prednej časti je klenba napnutá len jedným svalom – caput transversum m. adductor hallucis. Sval je relatívne slabý a ľahko ochabuje. Táto časť priečnej klenby je často znížená alebo dokonca konvexná, kedy dochádza k vzniku otlakov v oblasti hlavičiek metatarzov (Kapandji, 2002). Úlohou priečnej klenby je poskytovať ochranu mäkkým štruktúram v chodidle a čiastočne absorbovať sily vznikajúce pri prenose telesnej hmotnosti (Riegrová et al., 2006).



**Obrázok 2.** Klenby nohy: A – mediálna klenba, B – laterálna klenba, C – priečna klenba (upravené podľa Prentice & Arnheim, 2012)



## 2.2.4 Funkcia nohy

Podľa Saltzmana a Nawoczenskiho (1995) má ľudská noha 5 základných funkcií. Po prvé je to nosná štruktúra, ktorá dokáže tolerovať značné vertikálne a šmykové sily. Po druhé jej klenutá architektúra ponúka mechanickú výhodu svalom lýtky zdvihnúť telo od zeme a pohnať ho vpred. Po tretie absorbuje a rozptyľuje tlakové vlny vznikajúce pri každom kroku. Po štvrté pomáha udržiavať rovnováhu a odoláva konštantnej náchylnosti tela padať. Po piate noha slúži ako bariéra a zdroj sensorických informácií z vonkajšieho prostredia.

Noha ako bazálny článok ľudského tela však neslúži len k lokomočnému pohybu, ale je aj významným senzitívnym snímačom a jej stav sa významne odráža v demonštrácii posturálnej stability (Riegrová et al., 2006). Povrch chodidla strávi v kontakte s okolitým prostredím oveľa viac času ako akákoľvek iná časť ľudského tela. Mäkké tkanivá chodidla sú špeciálne adaptované, aby nás mohli chrániť pred vznikom zranení. Využívajú 3 mechanizmy. Koža chodidla je hrubšia, aby zabránila mechanickému poškodeniu. Reguluje tiež trecie vlastnosti medzi chodidlom a zemou. V poslednom rade bohatá sieť aferentných nervových zakončení zásobuje CNS nepretržitými informáciami (Saltzman & Nawoczenski, 1995). Somatosenzorické podnety z dolných končatín sú dlho považované za dôležitý zdroj informácií kontroly statickej a dynamickej rovnováhy. Na spätnej väzbe stoja a pohybu sa podieľa niekoľko druhov receptorov. Proprioceptívne informácie zo svalových vretienok svalov v oblasti kolena a členka podávajú informácie o zmene vzájomného uhlového postavenia vzhľadom k trupu. Golgiho šľachové telieska sú zodpovedné za spätnú väzbu o zaťažení tela. Kožné receptory chodidla sú citlivé na dotyk a informujú nás o zmene rozloženia tlaku. Všetky systémy vo vzájomnej spolupráci vytvárajú konečnú informáciu o pozícii tela vzhľadom k povrchu (Kennedy & Inglis, 2002). Stimulácia mechanoreceptorov chodidla pri chôdzi či behu pôsobí na aktivitu motoneurónov inervujúcich svaly dolných končatín. Reflexné deje pri chôdzi sú závislé od úlohy, svalov, fázy krokového cyklu a lokalizácie a intenzity podnetu (Nurse, Hulliger, Wakeling, Nigg, & Stefanyshyn, 2005).

## 2.2.5 Ontogenéza

Noha je spájajúcim článkom medzi telom a zemou a preto zohráva kľúčovú úlohu vo vývoji muskuloskeletálneho systému (Bosch, Gerß, & Rosenbaum, 2010). Vyvíja sa v závislosti na vývoji celkovej motoriky. V každom vývojovom stupni je noha integrovaná do celej telesnej schémy a jej funkcie sa odvíjajú od vývojového stupňa (Skaličková-

Kováčiková, 2016). V detstve je muskuloskeletálny systém podrobený obrovskému vývojovému procesu (Bosch et al., 2010). Dieťa sa rodí s nohami, ktorých kosti, väzy a svaly nemajú definitívnu pevnosť a silu (Lewitová, 2016). Aby mohli naplniť požiadavky pre lokomóciu, rastúce nohy podliehajú základným štrukturálnym zmenám. Tieto zmeny sú nutné pre fyziologický rozvoj chodidla (Bosch et al., 2010).

Tvar a štruktúra detského chodidla sú pri pôrode určené najmä mäkkým tkanivom (Mickle, Steele, & Munro, 2008). Každé dieťa sa rodí s vytvorenou pozdĺžnou aj priečnou nožnou klenbou. Klenby sú však málo odolné voči zaťaženiu. Nachádzajú sa v nich tukové vankúšiky, ktoré majú funkciu „prirodzenej ortopedickej vložky“ a chránia detskú nohu pred možným preťažením a deformáciou. Poskytujú tiež ochranu proti teplotným výkyvom. Detská noha preto vyzerá ako plochá (Riegrová et al., 2006).

Tvar nohy sa rapídne mení aj pri premene chrupavky na kosť. Detská noha rastie najrýchlejšie v priebehu prvých troch rokov života, kontinuálne sa mení v priemere až do 5–6. roku veku, kedy nadobúda rysy dospelaj nohy (Mickle et al., 2008). Do veku 6 mesiacov je noha úchopovým orgánom, je tak rovná funkcií ruky. Až v 3. trimesone sa noha stáva súčasťou opornej funkcie dolnej končatiny a funkčne sa teda od ruky zásadne líši (Skaličková-Kováčiková, 2016). Prvotné koordinované pohyby dieťaťa vytvárajú tlakové a ťahové sily, ktoré sú dôležité pre náležité zmeny tvaru kostí a svalov pre následné záťažové podmienky. Bez týchto vývojových procesov by telo nezvládlo zvýšené požiadavky vzpriameného stoja a chôdze. Nožné klenby sa vytvárajú aktívnou prácou prstov a chodidla počas vertikalizácie a chôdze (Lewitová, 2016).

Podľa Goulda et al. (1989) sa klenba vyvíja najrýchlejšie do 3 rokov života, rýchlejšie u detí s podporou klenby. Vývoj sa dokončuje okolo 8. roku života. Osifikácia dôležitej nosnej štruktúry nohy sustentaculum tali začína v 5. roku a trvá približne 2 roky. Rao a Joseph (1992) považujú za kritické obdobie vytváranie klenby vek 6 rokov. Formovanie normálnej mediálnej klenby je podľa Goulda et al. (1989) závislé na dobrom postavení sustentaculum tali, na ideálnom napnutí šliach m. tibialis posterior a m. peroneus longus a ligamentum deltoideum, na nezúženej Achilovej šľache a dobre umiestnenom spodnom kalkaneonavikulárnom ligamente. Do vývoja nohy a jej funkcie ďalej vstupujú faktory ako genetické predpoklady, vrodené deformity, psychomotorický vývoj, pohybové možnosti a športová aktivita, obuv a použitá ortotika (Vondrašová, 2016).

Keďže noha sa počas vývoja rýchlo mení, je potrebné poznať nejaké normy, aby bolo možné dostatočne včas odhaliť jej patológiu. Dnes sa diagnostika správneho vývoja detskej nohy opiera predovšetkým o klinické vyšetrenie a zhodnotenie plantogramu. Röntgenový snímok nohy je indikovaný až pri výraznejších ťažkostiach pacienta alebo pri diagnostických rozpakoch (Adamec, 2005). Existujúce klinické metódy popisu morfológie nohy sú limitované tým, že sú zvyčajne iba dvojrozmerné, s nízkym rozlíšením, malou presnosťou a nereprezentujú presne viacrozmerné a komplexné zmeny počas vývoja. Použitie 3D skenovacej technológie poskytuje možnosť lepšie porozumieť morfológickým zmenám v detstve s vyšším rozlíšením a potenciálne relevantnejšími 3D rozmermi. 3D skenovanie môže byť použité na kvantifikáciu zmien tvaru nohy v každom bode jej povrchu (Varga, Price, & Morrison, 2020).

## 2.3 Deformity nohy

Porucha správnosti funkcie nohy, či už statickej, tak dynamickej, vedie ku zmenám stereotypu chôdze človeka a k modifikáciám jeho motorických predpokladov. Následne sa tieto zmeny odrazia v stave dolných končatín, v oblasti panvy a dolnej časti trupu. Táto závislosť je platná aj obrátene (Riegrová et al., 2006). Vzhľadom k tomu, že diplomová práca je zameraná na statické hodnotenie nohy, bude táto kapitola zameraná na jej statické deformity.

Príčinou vzniku statických deformít nohy je na prvom mieste nevhodná obuv. Ľudia nosia rôzne typy obuvi nie len za účelom ochrany nohy, ale hlavne ako súčasť odevu. Pravidelné nosenie topánok môže spôsobiť veľa problémov. Väčšina z nich je zapríčinená nosením obuvi nesprávnej veľkosti alebo nevhodného tvaru. Takéto nevhodné topánky vedú k vzniku biomechanických dysfunkcií a napokon dajú za vznik rozličným ťažkostiam (Manna, Pradhan, Ghosh, Kar, & Dhara, 2001). Podľa Rapiho (2016) má na vznik statických deformít vplyv aj genetická rodinná záťaž a dedičný tvar nohy. Ako ďalší výrazný aspekt popisuje nadváhu, ktorá sama o sebe spôsobuje preťaženie celej nohy a u predisponovaných jedincov opäť vedie k vzniku deformít.

Deformity môžeme rozdeliť na deformity palca, kam patrí hlavne hallux valgus a hallux rigidus, ďalej deformity prstov nohy, kde radíme predovšetkým digitus hammatous a digitus malleus. Veľkú podskupinu tvoria metatarzalgie a samostatnou kategóriou sú aj poruchy nožnej klenby, ktorá môže byť zvýšená alebo znížená (Rapi, 2016).

Vo výskume a klinickom hodnotení zdravotného stavu nohy sa zvyšuje potenciál využitia 3D skenovacej technológie (Telfer & Woodburn, 2010). Zatiaľ je však málo štúdií popisujúcich využitie komerčne dostupných 3D skenerov na hodnotenie deformít nohy (Ganesan et al., 2018). De Mits et al. (2010) skúmali pomocou 3D skenera zmeny štruktúry nohy u pacientov s reumatoidnou artritídou, Chen, Chen, Lew, Hsieh, Yang a Tang (2003) hodnotili stav plochonožia, podobne ako Pfeiffer, Kotz, Ledl, Hauser a Sluga (2006). Ganesan et al. (2018) sa zamerali zase na to, či je možné 3D skener využiť na zistenie a hodnotenie závažnosti a stupňa vysokej nohy.

### 2.3.1 Poruchy klenby nohy

#### Plochá noha

Plochá noha je široký pojem, ktorý popisuje zníženie pozdĺžnej klenby nohy s valgozitou päty (Kolář, 2009). Je obvykle používaný k popisu nepresne určenej zmesi anatomických variácií rovnako ako nevýrazných tvarových zmien (Dungl, 2005). Oploštenie mediálneho oblúka je univerzálnym nálezom plochej nohy a je bežný ako pre detskú tak aj dospelú populáciu (Harris et al., 2004). Skutočná incidencia plochonožia je neznáma primárne preto, že chýba všeobecne platná dohoda na presných klinických alebo radiografických kritériách definujúcich plochú nohu. Základom tejto dilemy je neprítomnosť univerzálne akceptovanej definície čo je „normálne“ v porovnaní s „priemerom“ výšky pozdĺžnej klenby (Mosca, 2010).

Riegrová et al. (2006) rozdeľujú plochú nohu podľa veľkosti deformity do 4 stupňov:

1. stupeň – noha, ktorej tvar je ešte zachovaný, ale po námahe dochádza k pocitu únavy a bolesti,
2. stupeň – ochabnutá noha, ktorej pozdĺžny oblúk klesá pri zaťažení, po odľahčení sa klenba sama vráti do normálneho postavenia,
3. stupeň – noha, ktorej mediálny oblúk ostáva trvalo oploštený, noha je však voľná a dá sa pasívne tvarovať do normálneho tvaru,
4. stupeň – plochá noha s fixovanou deformitou, päta je valgózna, predonožie sa rozširuje, palec je tlačný do valgózneho postavenia, chôdza je nepružná.

Tachdjian (1990) rozlišuje vrodenú a získanú plochú nohu. Aj keď je toto rozdelenie do značnej miery umelé, stále sa používa. Vrodená plochá noha je najčastejšie spôsobená zmenou tvaru a postavenia jednotlivých kostí podieľajúcich sa na vytváraní pozdĺžnej klenby, príčinou získanej plochej nohy môže byť ochabnutie ligament, svalová slabosť alebo dysbalancie, kontraktúry či artróza (Dungl, 2005).

V detskom veku patrí plochá noha k najčastejším diagnózam v ambulancií ortopéda či fyzioterapeuta (Halabchi, Mazaheri, Mirshahi, & Abbasian, 2013). Prevalencia flexibilnej plochej nohy v predškolskom veku je 21–57 %. Aj keď prevalencia s vekom klesá, plochá noha môže viesť k ďalším muskuloskeletálnym ťažkostiam alebo sa stať zdrojom bolesti (Lin, Lai, Kuan, & Chou, 2001). Etiopatogeneticky je najjednoduchšie detskú plochú nohu rozdeliť

na primárnu a sekundárnu. Ako primárna sa označuje plochá noha, ktorá sa vyskytuje u inak celkom zdravých detí. Ako sekundárna je tak označená tá, ktorá je prejavom inej pridruženej choroby, ako napríklad vrodené chyby skeletu nohy, vrodená polohová chyba pes calcaneovalgus alebo ako súčasť obrazu vrodených porúch spojiva ako je Marfanov syndróm. Tieto stavy sú diagnostikované buď hneď v pôrodnici alebo veľmi skoro na ortopedických kontrolách v rámci screeningu. Získaná sekundárna plochá noha môže byť súčasťou neurogénnych ochorení alebo myopatií (Adamec, 2005). Plochá noha u detí je najčastejšie asymptomatická, ťažkosti sa objavujú až v adolescentnom veku. Jedná sa o únavu a bolesť na vnútornej strane nohy, ktorá sa šíri na prednú stranu predkolenia (Kolář, 2009.)

U dospelých sa plochá noha rozvíja na základe dlhodobého preťažovania. Môže sa vyvinúť z detskej plochej nohy alebo na nohe pôvodne nedeformovanej. Okrem dlhodobého pôsobenia statickej záťaže sa na vzniku plochonožia podieľa aj nosenie nevhodnej obuvi alebo hormonálna nerovnováha (Kolář, 2009). Pacienti sa sťažujú na bolesti subtalárnej oblasti pri chôdzi aj v stoji, ktoré sa šíria pod a pred vonkajší členok do oblasti sinus tarsi. Predonožie je v prvých fázach držané v supinácii ťahom m. tibialis anterior, zvýšené napätie tohto svalu sa prejaví bolestivosťou prednej strany lýtky. S poklesom klenby sa predonožie stáča do abdukcie a m. tibialis anterior pôsobí ako pronátor. V konečnej fáze sa tvar kostí prispôsobuje týmto zmenám a v kĺboch progreduje artrotická degenerácia (Dungl, 2005). V objektívnom náleze nachádzame valgozitu pätej kosti, vonkajšia hrana päty stráca kontakt s podložkou, predonožie je v abdukcií a pronácií. Súčasťou nálezu sú otlaky a varixy. Pri chôdzi chýba odvíjanie chodidla od podložky, došľap je tvrdý (Kolář, 2009).

### Vysoká noha

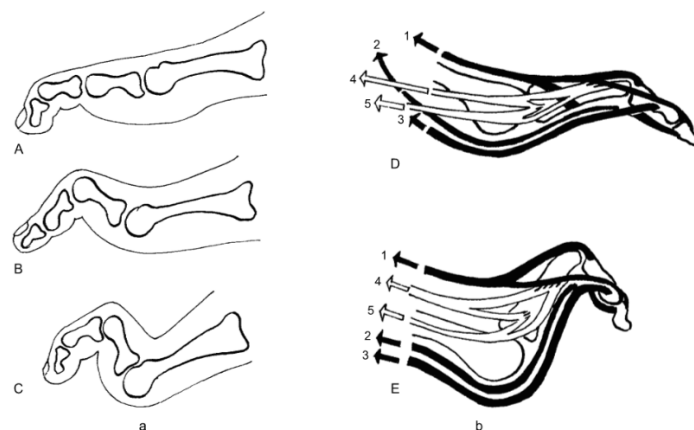
Vysoká noha predstavuje abnormálne vykľutie pozdĺžnej klenby nohy (Riegrová et al., 2006). Etiológia je väčšinou neurologická a zahŕňa veľké množstvo niekedy značne odlišných ochorení so spoločným menovateľom výslednej dysbalancie svalov nohy. V klinickom obraze sa vysoká noha môže prejavovať tromi formami. Najľahším stupňom je pes cavus, ktorý sa vyznačuje plantárnou flexiou predonožia s preťažením I. a V. metatarzu a prechádza postupne z jednoduchej tvarovej odchýlky po rigidnú deformitu s pazúrovitými prstami a ťažkými plantárnymi otlakmi (Dungl, 2005). Vysoká rigidná noha nemá v stoji žiadny kontakt stredonožia s podložkou a nie je príliš schopná absorbovať nárazy. Medzi príčiny vzniku patrí skrátenie m. tibialis posterior a mm. peronei, nerovnováha MTP kĺbov, insuficiencia mm. interossei a celková nerovnováha krátkych svalov nohy (Riegrová et al.,

2006). Druhý stupeň poruchy – pes cavovarus vzniká plantárnou flexiou I. MTT pri elevácii klenby, I. MTT je oproti ostatným pronovaný. Pri došľape sa noha správa ako tripod – predonožie sa stáča do supinácie a päta ju nasleduje uchýlením do varozity. Treťou formou je pes kalkaneocavus. Táto deformita je menej častá, vyskytuje sa prevažne u chabých obn a je spôsobená slabosťou m. triceps surae (Dungl, 2005).

### 2.3.2 Deformity prstov

Hallux valgus je najčastejšou získanou deformitou prstov. Termín prvýkrát použil Hueter v roku 1871 a definoval ho ako statickú „subluxáciu“ v I. metatarzofalangeálnom (MTP) kĺbe charakterizovanú laterálnou deviáciou palca a mediálnou deviáciou I. metatarzu. Na príčine sa podieľa tvar kĺbných plôch I. MTP kĺbu. Hlavička je malá, jamka na báze I. metatarzu je plytká a vzhľadom k ťahu šliach okolo kĺbu tiež náchylná k sklzu. Palec je ťahaný do valgozity a pronácie šľachou m. extensor hallucis longus a m. adductor hallucis (Rapi, 2016). Okrem valgóznej a rotačnej deformity palca a varozity hlavičky I. metatarzu patrí do objektívneho nálezu aj zosilnenie kĺbneho puzdra a zhrubnutá bursa nad mediálnou plochou hlavičky I. MTT, rozvoj artrózy MTP kĺbu, prepád II. – IV. MTT do planty a relatívne zníženie pozdĺžnej klenby. Pri funkčnom vyšetrení chýba využitie palca v opore a pri chôdzi viazne odvíjanie nohy od podložky, chýba odraz z palca (Kolář, 2009). Noha s vbočeným palcom spôsobuje značné bolesti pri chôdzi v obuvi, zhoršuje sa jej pružnosť a zvyšuje únavnosť (Riegrová et al., 2006).

Statické deformity ostatných prstov sa vyskytujú často a v rôznych podobách, väčšinou ako súčasť komplexného poškodenia predonožia. Najčastejšie sa vyvíja deformita 2. prstu, ale deformované môžu byť všetky, s rôznym stupňom poškodenia. Z klinického hľadiska rozlišujeme 3 základné typy deformít – kladivkové, pazúrovité a paličkové prsty (Obrázok 3). Za vznik sú zodpovedné prevažne mechanické vplyvy alebo kontraktúry pri dysbalanciách dlhých a krátkych svalov nohy (Dungl, 2005). Podľa Riegrovej et al. (2006) pri týchto deformitách postupne dochádza k začervneniu, opuchu kĺbov a neskôr vznikajú otlaky a kurie oká.



**Obrázok 3.** Statické deformity prstov: A - paličkový prst, B – kladivkový prst, C – pazúrovitý prst; ťah svalov na prstoch nohy: D – normálny stav, E – kladivkový prst (1 – m. extensor digitorum longus, 2 – m. flexor digitorum longus, 3 – m. flexor digitorum brevis, 4 – mm. interossei, 5 – m. lumbricalis (Dungl, 2005, 1011)

### 2.3.3 Metatarzalgie

Ide o spoločný názov pre bolestivé afekcie prednej časti nohy distálne od Lisfrankovho kĺbu. Ich etiológia je rôzna. Príčinou bolesti môžu byť rôzne poškodenia jednotlivých anatomických štruktúr predonožia ako fixované plantárne prominencie hlavičiek metatarzov, Mortonova neuralgia, zlomeniny z preťaženia, plantárna fibromatóza, poúrazové stavy, jazvy, nádory či afekcie sezamských kostí. Bolesti môžu byť spôsobené aj manifestáciou systémových ochorení ako je reumatoidná artritída, dna, psoriáza či ateroskleróza (Dungl, 2005). Metatarzalgie zapríčinené dlhodobým preťažovaním nohy v stoji, pri chôdzi či nesprávnou obuvou sú spojené so vznikom priečne plochej nohy. Ku klinickému obrazu patrí rozšírená predná časť nohy, hlavičky II. – IV. MTT prominujú do planty, sú palpačne bolestivé a na koži v mieste tlaku hlavičiek často vznikajú otlaky. Palec nachádzame v abdukčnom postavení, malíček je v addukcii. Zvýšeným ťahom extenzorov prstov dochádza k flekčným deformitám prstov (Kolář, 2009).



## 2.4 Meranie základných parametrov nohy

Existuje veľké množstvo štúdií popisujúcich rôzne metódy merania základných rozmerov nohy (Witana, Xiong, Zhao, & Goonetilleke, 2006). Najväčšie nezhody v otázke ich reliability, validity či objektivity sú pri určení výšky mediálnej klenby (AH) nohy. Medzi nepriame metódy určenia AH patrí hodnotenie odtlačkov nohy a fotografické analýzy, k priamym môžeme zaradiť antropometrické a radiografické techniky (Saltzman, Nawoczenski, & Talbot, 1995).

### 2.4.1 Klasické metódy

#### Antropometrické meranie – podometria

Manuálny zber antropometrických dát priamym meraním pomocou dĺžkových meradiel je tradičným postupom (Lee, Lin, & Wang, 2011). Metódy antropometrie sú štandardizované, takže sú celosvetovo porovnateľné. Pri meraní sa vychádza z presne definovaných antropometrických bodov, ktoré je na základe znalosti anatómie potrebné na tele probanda presne vypalpovať. K základným používaným inštrumentom patria rôzne typy antropometrov, posuvných meradiel, výškomerov či kaliperov (Riegrová et al., 2006). Presnosť merania môže byť ovplyvnená kvalitou meracích inštrumentov (Lee et al., 2011). Podľa Chiromu, Philipa, Attaha a Dibala (2015) je antropometrické meranie vysoko objektívne a spoľahlivé v rukách skúseného odborníka.

Medzi základné merané parametre patria:

dĺžka nohy (FL) – meraná od najposteriornejšieho bodu kalkaneu po špičku najdlhšieho prsta,

šírka nohy (FW) – vzdialenosť meraná medzi najlaterálnejším a najmediálnejším bodom chodidla v oblasti hlavičiek metatarsov,

dĺžka klenby (AL) – vzdialenosť od najposteriornejšieho bodu päty po hlavičku prvého metatarsu,

výška klenby (AH) – vzdialenosť najvyššieho miesta mediálneho oblúka nohy od podložky.

Hawes et al. zaznamenali pri meraní výšky klenby pomocou digitálneho kalipera vynikajúcu reliabilitu aj objektivitu u asymptomatických pacientov. Saltzman, Nawoczenski a Talbot (1995) udávajú pri rovnakom postupe dobrú reliabilitu a iba akceptovateľnú

objektívitu merania výšky klenby u symptomatických ortopedických pacientov. Podľa Cowana, Robinsona, Jonesa, Pollyho a Berreyho (1994) však vzniká pri tomto meraní neakceptovateľná variabilita medzi výskumníkmi, a preto je potrebné hodnotenie klenby podľa výšky klenby objektívnejšie štandardizovať.

výška navikulárnej kosti - vzdialenosť tuberositas ossi navicularis od podložky

Postup merania výšky navikulárnej kosti sa u rôznych autorov líši (Menz & Munteanu, 2005; Sell, Verity, Worrell, Pease, & Wigglesworth, 1994; Rajakaruna, Arulsingh, Raj, & Sinha, 2015; McPoil et al., 2013; Brody, 1982) Štandardne sa NH meria v stoji pri 50% zaťažení oboch dolných končatín a zahŕňa palpáciu tuberositas ossis navicularis. Po napalpovaní sa toto miesto označí a jeho vzdialenosť od podložky je meraná malým posuvným výškomerom (Evans, Scutter, & Iasiello, 2003). Štúdie Saltzmana, Nawoczenskeho a Talbota (1995) preukázali pri meraní výšky navikulárnej kosti iba dobrú reliabilitu a nie príliš veľkú objektívitu. Avšak výsledky Sella, Verityho, Worrella, Peasa a Wiggleswortha (1994) zaručili výbornú reliabilitu aj objektívitu.

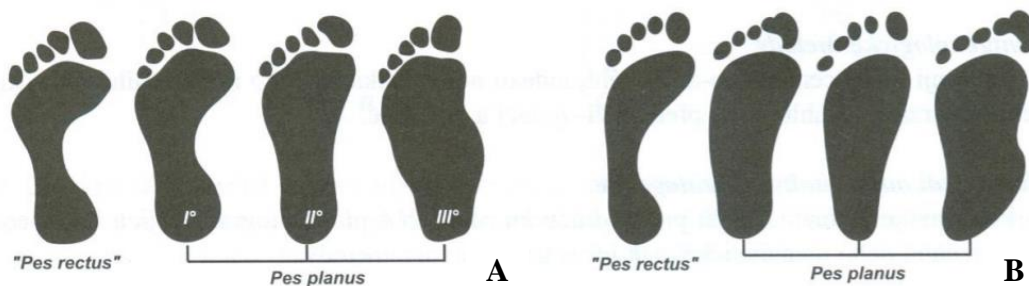
Klinicky je meranie výšky navikulárnej kosti jednoduchým, neinvasívnym a rýchlym spôsobom hodnotenia mediálnej klenby nohy. Vhodnejšie je ale použitie normalizovanej hodnoty, ktorú dostaneme pomerom výšky navikulárnej kosti a dĺžky nohy. Pomocou normalizovanej výšky navikulárnej kosti (NNH) môžeme lepšie porovnávať jedincov s rôznymi veľkosťami nohy a pomáha nám sledovať vývoj nohy počas rastu. Rovnako používaným indexom je aj skrátená normalizovaná výška navikulárnej kosti (NTNH), ktorú vypočítame ako podiel NH a skrátenej dĺžky nohy, definovanej ako dĺžka nohy skrátená o dĺžku prstov (Aboelnasr, Hegazy, Zaghoul, El-Talawy, & Abdelazim, 2018).

### **Hodnotenie odtlačkov nohy - plantografia**

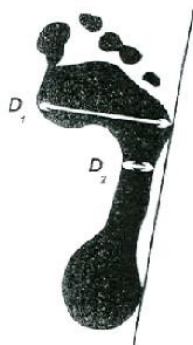
Analýza odtlačkov nohy – plantogramov je jednoduchá, efektívna a ľahko dostupná metóda hodnotenia plochonožia (Kanatli, Yetkin, & Cila, 2001). Plantogram prostredníctvom vzťahov jednotlivých rozmerov a tvarom svojho obrysu informuje o stave klenby nohy. Technika plantografie prešla niekoľkými štádiami evolúcie, od jednoduchých odtlačkov v piesku až do dnešnej doby a využitia piazoelektrických snímačov (Grivas, Dounis, Kyritsis, & Lyritis, 1987). Vytvorenie odtlačku nohy môže v porovnaní s antropometriou ušetriť čas a odtlačok môže byť uložený a použitý pre následnú analýzu (Lee et al., 2011). Využitie plantografie je

nielen v medicíne, ale aj v antropológii a mnohých klinických štúdiách (Silvino, Evanski, & Waugh, 1980).

Na hodnotenie plantografov poznáme veľké množstvo metód, ktoré môžeme rozdeliť na vizuálne (Obrázok 4) a matematické, tzv. indexové (Obrázok 5). Za zmienku tiež stojí Metóda segmentov, Mayerova metóda alebo hodnotenie Clarkovho uhla (Obrázok 6).



**Obrázok 4.** Vizuálne hodnotenie plantogramu podľa Kapandjiho (A) a Srdečného (B) (Riegrová et al., 2006)



**Noha normálne klenutá:**

1. stupeň od 0,1 % do 25 % (N1)
2. stupeň od 25,1 % do 40,0 % (N2)
3. stupeň od 40,1 % do 45,0 % (N3)

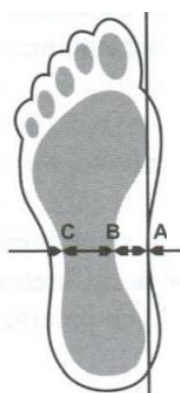
**Noha plochá:**

1. stupeň od 45,1 % do 50,0 % - mierne plochá (P1)
2. stupeň od 50,1 % do 60,0 % - stredne plochá (P2)
3. stupeň od 60,1 % do 100,0 % - veľmi plochá (P3)

**Noha vysoká:**

1. stupeň od 0,1 cm do 1,5 cm – mierne vysoká (V1)
2. stupeň od 1,6 cm do 3,0 cm – stredne vysoká (V2)
3. stupeň od 3,1 cm a viac – veľmi vysoká (V3)

**Chippaux & Šmiřák index**

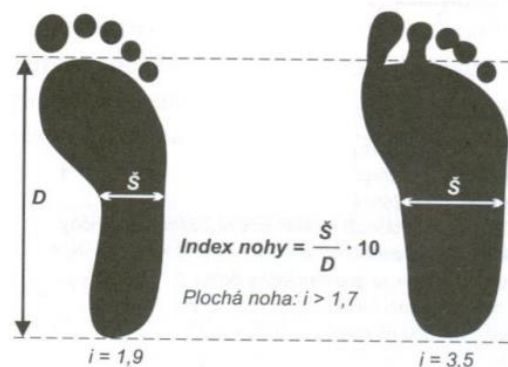


$$\text{Index Ky} = \frac{B - C}{A - C}$$

<i>Pes excavatus</i>	0,00 – 0,25
<i>Norma</i>	0,26 – 0,45
<i>Pes planus I°</i>	0,46 – 0,49
<i>II°</i>	0,50 – 0,75
<i>III°</i>	0,76 – 1,00

<b>Věk:</b> 8 let	0,44 – 0,54
9 let	0,41 – 0,53
10 let	0,40 – 0,53
11 let	0,39 – 0,54

**Sztriter – Godunov index**



$$\text{Index nohy} = \frac{\text{Š}}{D} \cdot 10$$

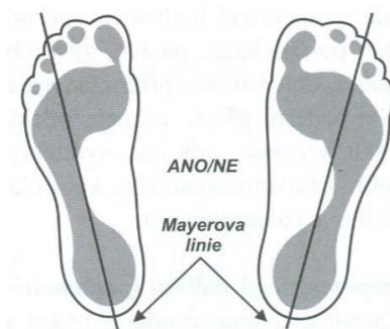
Plochá noha:  $i > 1,7$

**Metóda indexu podľa Srdečného**

**Obrázok 5.** Indexové metódy hodnotenia plantogramu (Riegrová et al., 2006)



- Pes excavatus**
- Odtlačok spojnice chýba, alebo zasahuje len 1. segment
- Normálne klenutá noha**
- Odtlačok vyplní aj 2. segment
- Pes planus I. stupeň**
- Odtlačok zasahuje až po 4. segment
- Pes planus II. stupeň**
- Odtlačok vyplní všetky segmenty
- Pes planus III. stupeň**
- Odtlačok prechádza cez mediálnu dotýčnicu



### Metóda segmentov

### Mayerova metóda



- $\alpha < 44^\circ$  = plochá noha
- $44^\circ < \alpha < 56^\circ$  = normálne klenutá noha
- $\alpha > 56^\circ$  = vysoká noha

### Clarkov uhol

**Obrázok 6.** Ďalšie možnosti hodnotenia odtlačkov nohy (Riegrová et al., 2006)

Všetky plantografické metódy a techniky hodnotia stav mediálnej klenby na základe zmeny šírky odtlačku. Napriek dobrej reliabilite je však ich validita rozporuplná. Podľa Cobeya a Sellu (1981) sú výsledky merania odtlačkov nekonzistentné v porovnaní s radiografickým určením výšky klenby. Hawes et al. (1992) potvrdili tiež nízku koreláciu medzi parametrami získanými pomocou odtlačkov a priamym antropometrickým meraním AH.

### Pedobarografia

V roku 1947 Harris a Beath vykonali obrovský prieskum nohy a jej porúch, pri ktorom vyvinuli vlastnú plantografickú metódu, ktorá okrem tvaru nohy zaznamenáva aj plantárny tlak. Použili gumenú podložku natiahnutú na pevný podporný rám. Podložka má drsnú stranu, tvorenú hranami 3 rôznych výšok uloženými v 2 rovinách. Pri malom tlaku sa odtlačia len tie najväčšie hrany, väčší tlak spôsobí odtlačenie aj tých najnižších hrán. Nevýhodou je, že Harris a Beath podložka zaznamenáva tvar kontaktnej plochy chodidla a rozloženie tlaku iba kvalitatívne (Silvino et al., 1980). Špecializované ambulancie disponujú sofistikovanejšími zariadeniami, tzv. tenzometrickými doskami, ktorých výhodou je, že okrem statického vyšetrenia umožňujú aj dynamickú analýzu (Teyssler & Havlas, 2017). Tieto zariadenia snímajú tlakové pomery chodidla, umožňujú ich analýzu pri hodnotení funkcií nohy, určení

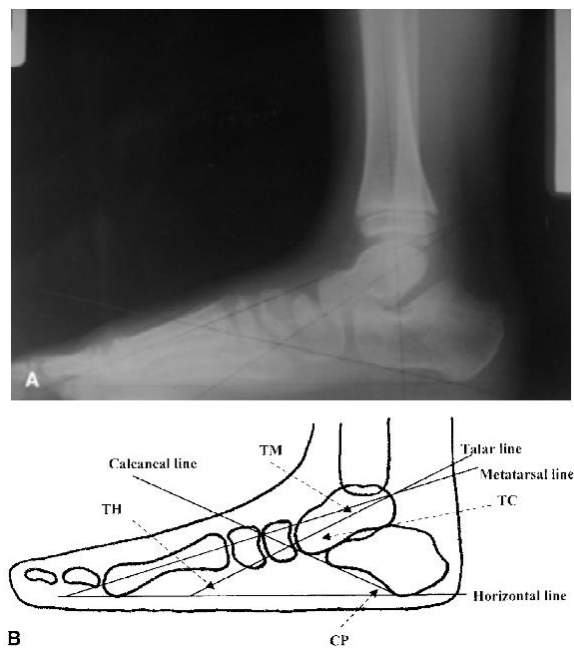
vplyvu rôznych ochorení na zaťažovanie nohy a tým aj na pohybový aparát. Existuje široké spektrum prístrojov rôznych firiem, napr. EMED-SF2-systém, EMED-F01 systém, FootScan, Musgrave Footprint, PedarS5 (Riegrová et al., 2006).



**Obrázok 7.** FootScan systém (RScan International NV, Paal, Belgium)

## Radiografia

Radiologické meranie štruktúr mediálnej pozdĺžnej klenby označili Saltzman et al. (1995) za zlatý štandard medzi metódami hodnotiacimi AH, a to z viacerých dôvodov. Jedným z nich je fakt, že RTG snímok poskytuje jasný a presný obraz skeletálnych zložiek klenby, druhým potom konzistentne vysoká reliabilita radiografických výskumov. Štandardne sú RTG snímky robené v stoji pri rovnomernej záťaži oboch dolných končatín, merané parametre sa však líšia výskum od výskumu. Najčastejšie používané ukazuje Obrázok 8.



**Obrázok 8.** Meranie uhlov na laterálnom RTG snímku (A) a ilustrácia referenčných línií a uhlov (B). TM – uhol talu a prvého metatarzu, TH – uhol talu s horizontálou, TC – laterálny talokalkaneárny uhol, CP – uhol sklonu kalkanea (Kanatli et al., 2001, 226)

## 2.4.2 3D skener

Od roku 1985 bolo vyvinutých veľa systémov využívajúcich biele alebo laserové svetlo na získavanie informácií o ľudskom tele. Za posledných 20 rokov zaznamenala technológia 3D skenovania významný pokrok (Roodbandi, Naderi, Hashenmi-Nejad, Choobineh, Baneshi, & Feyzi, 2017). Rozmach laserového skenovania sa objavil v rôznych aplikáciách (Witana et al., 2006). 3D skenery sa stali bežnými a užitočnými nástrojmi aj na získavanie a zaznamenávanie antropometrických údajov. Vzhľadom na svoju vysokú rýchlosť, ľahké použitie a poskytnutie presných informácií vo vysokej kvalite nahradili tradičné manuálne metódy. Nové metódy sú jednoduché a neinvazívne, dokážu zhromažďovať a uskladňovať informácie v digitálnej forme a poskytujú tak archív pre následné výskumy (Roodbandi et al., 2017). Výhodou 3D skenovania je, že umožní naskenovať veľký počet probandov veľmi rýchlo a výsledky sú početné a účelné (Lee et al., 2014). Jednotlivé softvéry navyše dokážu vytvoriť komplexnú štatistickú analýzu výsledkov (Mauch, Grau, Krauss, Maiwald, & Horstmann, 2008). Nevýhodou metódy je vysoká obstarávacia cena 3D skenera (Lee et al., 2014). Pri automatickom meraní sa tiež stretávame so zložitou skenovaciu systémom a počítačového algoritmu jednotlivých prístrojov (Witana et al., 2006).

V prípade nohy je kvantitatívna charakteristika jej tvaru dôležitá pre množstvo rôznych odvetví, ako napríklad ergonomický dizajn obuvi, výrobu ortéz a vložiek do topánok alebo výskum klinického hodnotenia deformít nohy. Na trhu je dnes viacero systémov, ktoré vedia naskenovať nie len plantárny povrch, ale celú nohu (Telfer & Woodburn, 2010). Z najznámejších môžeme spomenúť Infoot USB (I-Ware Laboratory Co., Ltd., Japan), Easy-Foot-Scan (OrthoBaltic, UAB, Kaunas, Lithuania), Yeti scanner software (Vorum Research Corporation, Vancouver, Canada) alebo 3D skener Tiger (RScan International NV, Paal, Belgium). Zatiaľ však nie sú dostupné informácie o presnosti a spoľahlivosti jednotlivých prístrojov a k nim prislúchajúcim softvérom. Ukazujú sa značné rozdiely medzi nameraným hodnotami jednotlivých parametrov nohy, hoci rozptyl v rozdieloch je relatívne malý (Witana et al., 2006).

### **3 CIELE A HYPOTÉZY**

#### **3.1 Hlavný cieľ**

Cieľom diplomovej práce je posúdiť objektivitu výsledkov merania základných parametrov nohy u zdravých dospelých jedincov pomocou 3D skenera RS Scan Tiger.

#### **3.2 Výskumné hypotézy**

H0<sub>1</sub>: Výsledok merania dĺžky nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger je nezávislý na osobe hodnotiteľa.

H1<sub>1</sub>: Výsledok merania dĺžky nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger závisí od osoby hodnotiteľa.

H0<sub>2</sub>: Výsledok merania šírky nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger je nezávislý na osobe hodnotiteľa.

H1<sub>2</sub>: Výsledok merania šírky nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger závisí od osoby hodnotiteľa.

H0<sub>3</sub>: Výsledok merania dĺžky mediálneho oblúka nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger je nezávislý na osobe hodnotiteľa.

H1<sub>3</sub>: Výsledok merania dĺžky mediálneho oblúka nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger závisí od osoby hodnotiteľa.

H0<sub>4</sub>: Výsledok merania výšky mediálneho oblúka nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger je nezávislý na osobe hodnotiteľa.

H1<sub>4</sub>: Výsledok merania výšky mediálneho oblúka nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger závisí od osoby hodnotiteľa.

### 3.3 Výskumné otázky

V<sub>1a</sub>: Aká je štandardná chyba merania dĺžky nohy 3D skenerom RS Scan Tiger?

V<sub>1b</sub>: Aká je minimálna detekovateľná zmena dĺžky nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger?

V<sub>2a</sub>: Aká je štandardná chyba merania šírky nohy 3D skenerom RS Scan Tiger?

V<sub>2b</sub>: Aká je minimálna detekovateľná zmena šírky nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger?

V<sub>3a</sub>: Aká je štandardná chyba merania dĺžky mediálneho oblúka nohy 3D skenerom RS Scan Tiger?

V<sub>3b</sub>: Aká je minimálna detekovateľná zmena dĺžky mediálneho oblúka nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger?

V<sub>4a</sub>: Aká je štandardná chyba merania výšky mediálneho oblúka nohy 3D skenerom RS Scan Tiger?

V<sub>4b</sub>: Aká je minimálna detekovateľná zmena výšky mediálneho oblúka nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger?



## 4 METODIKA

Výskum s názvom **Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger** bol schválený Etickou komisiou Fakulty telesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (jednacie číslo 72/2018) dňa 18. 12. 2018 (Príloha 1). Zisťovanie objektivity výsledkov 3D skenera RS Scan Tiger bolo súčasťou väčšieho projektu v rámci Interného grantu Fakulty telesné kultury s názvom „*Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze*“ (IGA\_FTK\_2019\_007). Metodika výskumu preto obsahuje väčšie množstvo meraní, z ktorých iba 3 skeny (1 od každého hodnotiteľa) boli využité pre výskum objektivity.

### 4.1 Charakteristika výskumného súboru

Na základe práce Bujanga a Baharuma (2017) bol na určenie validity a reliability stanovený počet probandov na 36. Vzhľadom na zvažovaný 10-percentný pokles vzorku v priebehu merania, bolo do výskumu zapojených celkovo 42 dospelých študentov Fakulty telesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, z toho 21 žien a 21 mužov.

Medzi inkluzívne kritéria patrila schopnosť samostatného stoja. Exkluzívne kritéria zahŕňali bolesť chodidiel a dolných končatín a poruchy zdravotného stavu, ktoré by jednotlivcovi bránili rovnomerne zaťažiť obidve dolné končatiny, prípadne tento stav udržať vhodný čas pre potreby merania. Pred meraním nebola u probandov zisťovaná prítomnosť deformít nohy. Pred samotným meraním boli všetci probandi podrobne oboznámení s jeho priebehom a cieľom a podpísali informovaný súhlas (Príloha 2).

### 4.2 Kompletný postup merania

Meranie prebiehalo v priestoroch Centra kinantropologického výskumu v Olomouci v dňoch 22. 3. – 29. 3. 2019. V úvode bol každý proband oboznámený s priebehom merania a podpísal informovaný súhlas. Ako prvé boli zisťované základné antropometrické charakteristiky (Tabuľka 1). Meranie výšky a hmotnosti bolo zaistené digitálnou lekárskou váhou s výškomerom (Tanita Corporation, Tokio, Japan). Následne začalo meranie pomocou 3D skenera RS Scan Tiger, ktorého základné charakteristiky popisuje Tabuľka 2. Na základe odporúčania výsledkov výskumu Sarghie, Costea a Liute (2013) bola skenovaná vždy len pravá dolná končatina.

**Tabuľka 1. Priemerné antropometrické charakteristiky výskumného súboru (N = 42).**

Priemerný vek (rok)	22,4 ± 1,6
Priemerná výška (cm)	175,0 ± 9,3
Priemerná hmotnosť (kg)	70,6 ± 12,4

**Tabuľka 2. Základné charakteristiky 3D skenera RS Scan Tiger**

Rozmer skenera	730 x 430 x 320 (d x š x v, mm)
Rozmer prístroja s podložkami a opierkou ruky	755 x 832 x 1216 (d x š x v, mm)
Rozmer skenovacej plochy	400 x 200 x 180 ± 5 (d x š x v, mm)
Hmotnosť	26 kg
Čas skenovania	5 – 15 s
Štandardná chyba merania	0,5 mm
Kamery	8 jednofarebných, 1 farebná
Softvér	3D scan – modul, automatický výpočet šírky nohy, dĺžky nohy a výšky a dĺžky klenby

Podľa Pantaziho a Vasilescu (2016) môžu byť výsledky laserového skenovania ovplyvnené osvetlením, prachom, smetím či možnými stopami potu na skenovacej ploche. Z toho dôvodu bol skener umiestnený vždy v rovnakej časti miestnosti, ďalej od okien, aby bolo čo najlepšie zabezpečené rovnaké osvetlenie miestnosti. Počas skenovania boli svetlá v miestnosti zhasnuté. Pred každým meraním bola skenovacia plocha dôkladne očistená. Pred každým postavením na 3D skener sa proband najskôr postavil na 2 osobné váhy a snažil sa rozložiť hmotnosť rovnomerne na obe končatiny. Následne bolo toto rozloženie skontrolované daným hodnotiteľom, ktorý ho prípadne inštruoval, ako správne rozloženie dosiahnuť. Proband dostal pokyn, aby si dané nastavenie čo najlepšie zapamätal. Počas skenovania chodidla prostredníctvom prístroja RS Scan Tiger proband stál vzpriamene s rozložením hmotnosti rovnomerne (50:50) na obe končatiny, podľa nácviku na dvoch

váhach. Pred meraním mu boli dané nasledujúce pokyny:

- Postavte sa ľavou nohou na podložku a pravú nohu umiestnite približne do stredu plochy skenera.
- Rozložte hmotnosť rovnomerne na obe končatiny, ako ste si nacvičili na 2 váhach.
- Chyťte sa opierky pravou rukou, ľavá ruka je voľne vedľa tela.
- Dívajte sa pred seba.
- Nehýbte sa.
- Počas skenovania nerozprávajte.

Po ukončení skenovania bol každý sken vizuálne skontrolovaný, aby sme sa uistili, že boli zachytené správne rozmery. Až po vizuálnej kontrole proband opatrne zostúpil zo skenera. V prípade, že skener zaznamenal parameter AH v inom mieste, ako v oblasti klenby, bol u daného probanda robený náhradný sken.

Každý proband absolvoval najskôr 1 skúšobný sken, aby sa oboznámil s priebehom skenovania. Nasledovali 3 hodnotené skeny, ktoré vykonal hodnotiteľ číslo 1. Po 3. platnom skene si proband mohol v krátkej prestávke pozrieť 3D sken svojej nohy. Štvrtý hodnotený sken urobil hodnotiteľ číslo 2, ktorý si následne odviezol probanda na antropometrické meranie. Po tomto meraní proband absolvoval posledný hodnotený sken, urobený hodnotiteľom číslo 3. Meranie 1 probanda trvalo celkovo 15 minút. Po každom probandovi boli dôkladne vydezinfikované všetky dotykové plochy bezalkoholovými dezinfekčnými utierkami.

### **4.3 Štatistické spracovanie dát**

Normálne rozdelenie bolo overené pomocou Shapiro-Wilkovho testu a z-testu s použitím šikmosti a špicatosti, podľa odporúčania Kima (2013). Aby sme stanovili objektivitu (na základe prvého merania hodnotiteľa A a meraní hodnotiteľov B a C) skenera, vyhodnotili sme na základe pravidiel pre určenie spoľahlivosti (Koo & Li, 2016) medzitriedny korelačný koeficient (dvojfaktorový zmiešaný model s využitím jedného merania (hodnotiteľa) a posúdením absolútnej zhody) s 95% intervalom spoľahlivosti.

Okrem toho sme ako indikátor absolútnej spoľahlivosti vyhodnotili aj minimálnu detekovateľnú zmenu (MDC) s 95 % intervalom spoľahlivosti s využitím nasledujúceho vzorca:

$$MDC95 = 1.96 \times SEM \times \sqrt{2},$$

kde SEM je štandardná chyba merania vypočítaná ako druhá odmocnina z celkového priemeru štvorcov odchýlok prevzatého z analýzy rozptylu (ANOVA) pre opakované merania a 1,96 je z-hodnota z normálneho rozdelenia pre 95 % interval spoľahlivosti.

Z dôvodu vzniku nelogických dát a chýbajúcich údajov pri meraní probandov s absenciou nožnej klenby boli pre jednotlivé parametre vyhodnocované namerané hodnoty 40–42 subjektov.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky ku štatistickej hypotéze $H_{01}$ a výskumným otázkam $V_{1a}$ a $V_{1b}$

$H_{01}$ : Výsledok merania dĺžky nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger je nezávislý na osobe hodnotiteľa.

Výsledky testu ANOVA (Tabuľka 3) ukázali, že medzi výsledkami merania dĺžky nohy 3D skenerom RS Scan Tiger získanými 3 rôznymi hodnotiteľmi nie je signifikantný rozdiel ( $p = 0,061$ ). Na základe hodnoty  $ICC = 0,997$  tak prijímame nulovú hypotézu  $H_{01}$ .

Štandardná chyba merania dĺžky nohy 3D skenerom RS Scan Tiger je 1,1 mm a minimálna detekovateľná zmena je 3,1 mm.

**Tabuľka 3. Výsledky testu ANOVA pre parameter FL**

Zdroj variability	Súčet štvorcov odchýlok	Počet stupňov voľnosti	Priemer štvorcov odchýlok	F
Variabilita medzi triedami	6,778	2	3,389	2,898
Reziduálna variabilita	95,889	82	1,169	
Celková variabilita	102,667	84	1,222	

## 5.2 Výsledky ku štatistickej hypotéze $H_{02}$ a výskumným otázkam $V_{2a}$ a $V_{2b}$

$H_{02}$ : Výsledok merania šírky nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger je nezávislý na osobe hodnotiteľa.

Výsledky testu ANOVA (Tabuľka 4) ukázali, že medzi výsledkami merania šírky nohy 3D skenerom RS Scan Tiger získanými 3 rôznymi hodnotiteľmi nie je signifikantný rozdiel ( $p = 0,526$ ). Na základe hodnoty  $ICC = 0,959$  tak prijímame nulovú hypotézu  $H_{02}$ .

Štandardná chyba merania šírky nohy 3D skenerom RS Scan Tiger je 1,7 mm a minimálna detekovateľná zmena je 4,8 mm.

**Tabuľka 4. Výsledky testu ANOVA pre parameter FW**

Zdroj variability	Súčet štvorcov odchýlok	Počet stupňov voľnosti	Priemer štvorcov odchýlok	F
Variabilita medzi triedami	3,921	2	1,960	,648
Reziduálna variabilita	248,079	82	3,025	
Celková variabilita	252,000	84	3,000	

### 5.3 Výsledky ku štatistickej hypotéze H<sub>03</sub> a výskumným otázkam V<sub>3a</sub> a V<sub>3b</sub>

H<sub>03</sub>: Výsledok merania dĺžky mediálneho oblúka nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger je nezávislý na osobe hodnotiteľa.

Výsledky testu ANOVA (Tabuľka 5) ukázali, že medzi výsledkami merania dĺžky mediálneho oblúka nohy 3D skenerom RS Scan Tiger získanými 3 rôznymi hodnotiteľmi nie je signifikantný rozdiel ( $p = 0,661$ ). Na základe a hodnoty ICC = 0,991 tak prijímame nulovú hypotézu H<sub>03</sub>.

Štandardná chyba merania dĺžky mediálneho oblúka nohy 3D skenerom RS Scan Tiger je 1,3 mm a minimálna detekovateľná zmena je 3,5 mm.

**Tabuľka 5. Výsledky testu ANOVA pre parameter AL**

Zdroj variability	Súčet štvorcov odchýlok	Počet stupňov voľnosti	Priemer štvorcov odchýlok	F
Variabilita medzi triedami	1,350	2	,675	,416
Reziduálna variabilita	126,650	78	1,624	
Celková variabilita	128,000	80	1,600	

#### 5.4 Výsledky ku štatistickej hypotéze $H_{04}$ a výskumným otázkam $V_{4a}$ a $V_{4b}$

$H_{04}$ : Výsledok merania výšky mediálneho oblúka nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger je nezávislý na osobe hodnotiteľa.

Výsledky testu ANOVA (Tabuľka 6) ukázali, že medzi výsledkami merania výšky mediálneho oblúka nohy 3D skenerom RS Scan Tiger získanými 3 rôznymi hodnotiteľmi nie je signifikantný rozdiel ( $p = 0,504$ ). Na základe hodnoty  $ICC = 0,802$  tak prijímame nulovú hypotézu  $H_{04}$ .

Štandardná chyba merania výšky mediálneho oblúka nohy 3D skenerom RS Scan Tiger je 1,3 mm a minimálna detekovateľná zmena je 3,5 mm.

**Tabuľka 6. Výsledky testu ANOVA pre parameter AH**

Zdroj variability	Súčet štvorcov odchýlok	Počet stupňov voľnosti	Priemer štvorcov odchýlok	F
Variabilita medzi triedami	2,217	2	1,108	,691
Reziduálna variabilita	125,117	78	1,604	
Celková variabilita	127,333	80	1,592	



## 6 DISKUSIA

Existuje veľké množstvo aktuálnych aj potenciálnych aplikácií 3D skenovania nohy v komerčnej, klinickej aj výskumnej sfére (de Mits et al., 2010; Chen et al., 2003; Mauch, Grau, Krauss, Maiwald, & Horstmann, 2009; Menz, Auhl, Ristevski, Frescos, & Munteanu, 2014; Varga, Price, & Morrison, 2020). Bolo zistené, že údaje získané 3D technológiou sú presnou reprezentáciou nohy a zároveň sú vo všeobecnosti porovnateľné s údajmi nameranými manuálne (Telfer & Woodburn, 2010). Stále však chýbajú informácie o spoľahlivosti a objektivite jednotlivých zariadení (de Mits et al., 2010). Vzhľadom k situácii bola naša práca zameraná na doplnenie neexistujúcich informácií o vhodnosti 3D skenera RS Scan Tiger pre jeho ďalšie využitie v klinických a výskumných aplikáciách.

Zisťovanie objektivity výsledkov merania pomocou 3D skenera RS Scan Tiger bolo súčasťou práce „Validita a reliabilita výstupov 3D skenera RS Scan Tiger“. Táto práca bola realizovaná ako súčasť Interného grantu Fakulty telesnej kultúry s názvom „Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze“ (IGA\_FTK\_2019\_007). Medzi skúmané údaje patrila dĺžka nohy, šírka nohy, dĺžka a výška mediálneho oblúka nohy. Z celkového počtu 126 skenov bolo potrebné robiť opravu len v 5 prípadoch. Pre každý meraný parameter nohy (FL, FW, AH, AL) bola zvlášť vypočítaná hodnota ICC, stanovená SEM a MDC.

ICC všetkých parametrov bolo v rozmedzí 0,80–0,99. Najväčšia zhoda výsledkov bola pri meraní dĺžky nohy (ICC = 0,997). K podobným výsledkom dospeli aj de Mits et al. (2010) pomocou Infoot 3D (I-Ware Laboratory Co., Ltd, Osaka, Japan). Dĺžka nohy je jednoznačne definovaná ako vzdialenosť medzi najzadnejším bodom nohy a krajným bodom najdlhšieho prsta (Herbaut, Foissac, Jurca, & Guéguen, 2016) a preto jej meranie pre skener nepredstavuje žiadny problém.

Rovnako jednoznačne je určená aj šírka nohy, ako vzdialenosť medzi najmediálnejším bodom hlavičky 1. metatarzu a najlaterálnejším bodom hlavičky 5. metatarzu. Napriek tomu dochádza pri klasických postupoch jej merania k veľkým nepresnostiam. Pri antropometrickom meraní sa hlavičky metatarzov síce ľahko napalpujú, ale priložením kaliperu dochádza k stlačeniu mäkkých tkanív, čo spôsobí, že rozmery šírky nohy sú v porovnaní s 3D skenerom o niečo menšie. Rovnaký problém je aj pri digitálnych či atramentových odtlačkoch, keďže plantárny tlak je na okrajoch nohy menší a nemusí byť na odtlačku zaznamenaný. Pri opakovanom meraní dosahuje ICC pre digitálny kaliper hodnotu

0,84 a pre atramentové odtlačky je hodnota ICC = 0,93 (Lee et al., 2014). 3D skener RS Scan Tiger však dosiahol pri meraní šírky nohy hodnotu ICC až 0,959. K rovnakému výsledku dospel aj Lee et al. pomocou Infoot 3D skenera (I-Ware Laboratory Co., Ltd., Osaka, Japan).

Druhý najlepší výsledok dosiahol 3D skener RS Scan Tiger pri meraní dĺžky mediálneho oblúka nohy. Tento rozmer, označovaný niekedy aj ako skrátaná dĺžka nohy, je meraný od najzadnejšieho bodu päty po hlavičku 1. metatarzu. Pre parameter dĺžky mediálneho oblúka sme dosiahli lepší výsledok (ICC = 0,991) ako už vyššie spomínaný Infoot 3D skener (ICC = 0,959), čo môže byť spôsobené rozdielnym softvérom, ktorý stanovuje presnú lokalizáciu stredu hlavičky 1. metatarzu. S rovnakým problémom sa stretávame pri klasickom antropometrickom meraní, keďže hlavička metatarzu je oblá a hodnotiteľ nemusí označiť na meranie vždy presne rovnaký bod (Lee et al., 2014). V antropometrickom meraní je práve dĺžka mediálneho oblúka jedným z najmenej objektívnych parametrov. Hoci Witana et al. (2006) dosiahli aj pri antropometrickom meraní ICC = 0,994; vo väčšine prípadov sa táto hodnota pohybuje v nižších číslach v rozmedzí 0,74–0,92 (Lee et al., 2014; Hill et al., 2017; Mall, Hardaker, Nunley, & Queen, 2007; Williams & McClay, 2000).

Najnižšia hodnota ICC pre výsledky merania pomocou 3D skenera RS Scan Tiger (ICC = 0,802) bola zistená pri meraní výšky mediálneho oblúka nohy. Môže to byť spôsobené odlišným zhodnotením stredu nohy pri inštruovaní probanda, aby sa postavil stredom nohy na úroveň bielej čiary na ploche skenera. Odchýlka v nastavení mohla spôsobiť rozdielny výpočet najvyššieho bodu klenby skenerom. Ďalšou možnosťou je, že táto odchýlka v nastavení nezohráva žiadnu úlohu, a rozdiely vo výsledkoch sú spôsobené nedokonalým algoritmom skenera na stanovenie najvyššieho miesta mediálneho oblúka. V aktualizovanej verzii, nainštalovanej počas merania, bol algoritmus upravený tak, že AH môže byť stanovená v rozsahu 25–60 % dĺžky nohy (Tom Van Rooy, emailová odpoveď, 12.12.2018). Infoot 3D je pri meraní AH zdravých jedincov o niečo objektívnejší, Ballester et al. (2017) dosiahli hodnotu ICC = 0,985 a de Mits et al. (2010) dokonca ICC = 0,990. Obe štúdie však boli robené na podstatne menšom vzorku (8, resp. 10 probandov), čo mohlo ovplyvniť výsledok v ich prospech.

V porovnaní s objektivitou výsledkov získaných pomocou rôznych indexov vypočítaných na základe odtlačkov nohy, kde sa hodnota ICC pre jednotlivé indexy stanovujúce AH pohybuje v rozmedzí 0,605–0,975 (Papuga & Burke, 2011), je na tom 3D skener RS Scan

Tiger o niečo lepšie. Lepšiu objektivitu dosahuje 3D skener aj v porovnaní s tradičným antropometrickým meraním, pre ktoré Mall et al. (2007) stanovili hodnotu ICC = 0,917.

Napriek tomu, že 3D skenovacia technológia sa zdá byť veľmi precízna a spoľahlivá (Lee, Lin, & Wang, 2014), pri našom meraní sme narazili na problém pri meraní jedincov s poruchou nožnej klenby. To potvrdili aj Son, Baek a Lee (2012), ktorí tvrdia, že pokiaľ je noha výrazne plochá, skener nedokáže mediálny oblúk nohy vyhodnotiť a algoritmus skenera je nepoužiteľný. V našom výskume sa tak stalo u 2 probandov, ktorí boli následne zo štatistického spracovania niektorých parametrov vylúčení. Najnižšia klenba, akú skener namerál bola vysoká 12 mm. To vedie k otázke a možnosti ďalšieho výskumu, akú najnižšiu hodnotu výšky mediálneho oblúka nohy dokáže skener zachytiť a vyhodnotiť.

Pre AH bola zo všetkých 4 meraných parametrov zistená aj najväčšia štandardná chyba merania. Napriek tomu, že samotná hodnota 1,3 mm pre parameter AH nie je najvyššia, v prepočte na percentá z priemernej hodnoty AH (16,94 mm) je najvýraznejšia. Medzinárodná norma ISO 20685, ktorá bola vytvorená s cieľom zabezpečiť porovnateľnosť výsledkov merania 3D skenovacími systémami s výsledkami získanými manuálne vyžaduje, aby bol maximálny rozdiel stredných hodnôt 2 mm. Všetky moderné skenery uvádzajú chybu merania menej ako 1 mm (Telfer & Woodburn, 2010). Konkrétne 3D skener RS Scan Tiger udáva štandardnú chybu merania 0,5 mm. Táto hodnota však predstavuje len technickú schopnosť skenera, bez zohľadnenia ľudského faktora hodnotiteľa. SEM pre všetky merané parametre podľa nášho protokolu je v rozmedzí 1,1–1,7 mm. V porovnaní s Infoot 3D (I-Ware Laboratory Co., Ltd, Osaka, Japan), u ktorého sa SEM pre dané parametre pohybuje v rozmedzí 0,45–0,78 mm (de Mits et al., 2010), sú tieto hodnoty o niečo vyššie. Výskum de Mitsa et al. (2010) bol však robený len na 10 probandoch, takže výsledky nie sú úplne porovnateľné. Lepšie ako 3D skener RS Scan Tiger sa preukázal bezdotykový digitálny 3D skener Virtual Orthotics (Virtual Orthotics, NSW, Australia), ktorého SEM sa pohybuje v rozmedzí 0,45–1,13 mm (Carroll, Annabell, & Rome, 2011)

Pre tradičné antropometrické metódy sa štandardná chyba merania základných parametrov nohy podľa Ballejera et al. (2017) pohybuje v rozmedzí 0,5–2,8 mm. Williams a McClay (2000) však udávajú pre meranie kaliperom SEM iba 0,56–1,17 mm. Luximon, Goonetilleke a Zhang (2005) navrhli 2 metódy ako získať 3D tvar nohy z 2D obrazu a pri oboch udávajú chybu merania len 1,02–1,37 mm.

Minimálna detekovateľná zmena určuje najmenší rozdiel, aký je možné zachytiť pri opakovaných meraniach. Iba rozdiely väčšie ako MDC možno s určitostí považovať za reálnu zmenu meraného subjektu (Carroll et al., 2011). Pre parameter AH sme vypočítali MDC = 3,5 mm. Minimálna rozlišovacia schopnosť skenera je však 1 mm. Vo výsledkoch udávame hodnoty desatinným číslom, lebo ide o priemernú hodnotu celej skúmanej skupiny probandov. Keby sme ale chceli pomocou 3D skenera hodnotiť napríklad priebeh terapie plochej nohy u jednotlivca, musela by byť po terapií klenba vyššia minimálne o 4 mm, aby sme mohli usúdiť na pozitívny efekt terapie. Výrazne lepší výsledok dosiahol Infoot 3D skener, ktorý pre AH udáva MDC iba 1,26 mm. Najvhodnejší sa však ukázal byť bezdotykový digitálny 3D skener Virtual Orthotics (Virtual Orthotics, NSW, Australia), ktorý udáva MDC pre AH iba 1,11 mm (Carroll et al., 2011). Napriek tomu, že pre parametre FL, FW aj AH je pre Infoot 3D MDC nižšia, pri parametri AL vykazuje nezvyčajne vysokú hodnotu (MDC = 7,63), ktorú autori štúdie bližšie nevysvetľujú.

V rámci stanovenia objektivity prístroja boli do výskumu zaradení len zdraví jedinci. Do budúcnosti by bolo vhodné doplniť informácie o spoľahlivosti a objektivite prístroja aj pri hodnotení jednotlivých deformít, ako napríklad de Mits et al. (2011), ktorí po stanovení reliability a validity skenera Infoot 3D u zdravých jedincov (de Mits et al., 2010) rovnaký výskum vykonali aj u jedincov s reumatoidnou artritídou. Vďaka výskumu Borchersa, Boona, Josepha, Smitha a Reibera (1995) vieme, že 3D skener je možné použiť aj u pacientov s poruchou citlivosti dolných končatín, ako sú napríklad pacienti s diabetes mellitus.

Norma ISO 7250 o základnom meraní ľudského tela určuje, že rozmery nohy majú byť zisťované v stoji pri 50% rozložení hmotnosti medzi končatiny (Telfer & Woodburn, 2010). To sme sa snažili zabezpečiť nácvikom správneho rozloženia hmotnosti skúškou 2 váh pred každým skenovaním. Napriek tomu nevieme zaručiť, že takéto rozloženie bolo na 100% dodržané aj pri samotnom skenovaní, keďže skener túto informáciu neposkytuje. Napriek tomu, že noha bola dlho považovaná za pevnú oporu ľudského tela, bola vyvinutá primárne na chôdzu a preto je dynamickým mechanizmom (Rodgers, 1988). Vhodným doplnením výskumu by preto bolo doplnenie merania nohy v rozličnom zaťažení – v sede, rozloženie hmotnosti 10:90 alebo 100% zaťaženie jednej dolnej končatiny. Williams a McClay (2000) totiž prišli na to, že objektivita antropometrického merania pomocou posuvného kalípera sa líši podľa zaťaženia končatiny. Lepšie výsledky dosiahli pri meraní základných parametrov nohy v pri 10% zaťažení (ICC = 0,804–0,924) v porovnaní s 90% zaťažením (ICC = 0,608–

0,719). 3D skener je tiež možné použiť na hodnotenie zmien tvaru a objemu nohy pred a po záťaži (Kunde, Sterzing, & Milani, 2007).

Náš výskum bol veľmi úzko zameraný na jedincov rovnakej vekovej kategórie. Vek je jedným z faktorov, ktorý ovplyvňuje štruktúru nohy. S pribúdajúcim vekom sa mení sila a pohyblivosť kĺbov nohy, preto výsledky výskumov robených na mladšej populácii nemusia úplne zodpovedať a byť platné aj pre starších ľudí (Menz & Munteanu, 2005). Deformity nôh sú tiež častým problémom u detí. Až 90% z nich tvoria návštevy doktora z dôvodu plochej nohy (Halabchi et al., 2013). Spôľahlivosť, platnosť a objektivita rôznych metód na stanovenie plochonožia je testovaná prevažne na dospeljej populácii a je len málo informácií o ich použiteľnosti u detí (Scholz et al., 2017).

Výskum merania základných parametrov nohy pomocou 3D skenera RS Scan Tiger nám ukázal, že takéto meranie je rýchle, spoľahlivé, objektívne a efektívne. Tento skener je preto podľa môjho názoru vhodný na ďalšie využitie či už vo výskume ako aj v klinickej praxi. Z pohľadu fyzioterapie je 3D skener dobrým pomocníkom na diagnostiku porúch nožnej klenby a následnú kontrolu a hodnotenie efektu terapie. V spolupráci s ortotikom-protetikom je možné využiť informácie z 3D skenera na výrobu individuálne na mieru upravených ortopedických pomôcok, ako sú napríklad špecializované vložky do topánok pri rôznych poruchách dolných končatín.

## **7 ZÁVERY**

Na základe výsledkov môžeme tvrdiť, že merania pomocou 3D skenera RS Scan Tiger sú pri hodnotení zdravých dospelých jedincov pre všetky sledované parametre nohy objektívne. Pri dodržiavaní rovnakého testovacieho protokolu nezáleží na tom, ktorý hodnotiteľ meranie vykonáva.

## 8 SÚHRN

Ľudská noha je komplexná štruktúra, ktorá plní statické aj dynamické funkcie. V rámci toho je potrebné, aby bola pevná, ale zároveň pružná. Zložitá anatómia a kineziológia nohy sú zodpovedné za vznik rôznych deformít. Najčastejšími deformitami sú poruchy klenby, ktorá môže byť zvýšená alebo znížená. Nesprávna funkcia nohy sa môže následne prejaviť zníženou kvalitou pohybových stereotypov celých dolných končatín, či dokonca panvy a chrbtice.

Na diagnostiku nohy a jej porúch bolo vyvinutých veľa techník a metód s rozdielnou platnosťou, spoľahlivosťou a objektivitou. Medzi klasické metódy radíme najmä antropometrické meranie, atramentové alebo digitálne odtlačky a radiografické metódy. V dnešnej dobe je vďaka moderným technológiám možné získať antropometrické údaje aj pomocou 3D skenovania. Tento spôsob zbierania údajov je rýchly, jednoduchý a efektívny. Na trhu je dostupné množstvo rôznych značiek a typov skenerov. Je však stále málo informácií o spoľahlivosti a objektivite ich výsledkov.

Cieľom tejto diplomovej práce bolo ako súčasť väčšieho projektu zistiť objektivitu výsledkov merania pomocou 3D skenera RS Scan Tiger. Do výskumu bolo zapojených 42 dospelých probandov bez zdravotných ťažkostí a deformít dolných končatín. Každému probandovi bola opakovane skenovaná pravá noha. Hodnotenú boli vždy 3 skeny zhotovené 3 rôznymi hodnotiteľmi.

Výsledky ukázali, že meranie 3D skenerom RS Scan Tiger je objektívne pre všetky hodnotené parametre nohy. Rozdiely medzi nameranými hodnotami boli štatisticky nevýznamné. Najobjektívnejšie je meranie dĺžky nohy, po ktorom nasleduje dĺžka mediálneho oblúka nohy a šírka nohy. Najväčšie rozdiely medzi výsledkami boli zaznamenané pri meraní výšky mediálneho oblúka nohy.

## 9 SUMMARY

The human foot is a complex structure with both static and dynamic functions. Due to these varied functions it is necessary for the foot to be both compact and flexible. The complicated anatomy and kinesiology of the foot are responsible for the development of a variety of foot deformities. The most common are deformities of the medial arch, which can be high or flattened. Incorrect foot function can manifest in reduced quality of movement patterns of the lower extremities and even the pelvis or spine.

There are many different techniques and methods for foot diagnostics, but their validity, reliability and objectivity is not the same. Classical methods include anthropometric measurement, ink or digital footprints and radiographic methods. Due to advances in modern technology, we are able to obtain anthropometric measures by 3D scanning. This approach of data collection is fast, simple and effective. The market offers various types and brands of 3D scanners, but there is still little information about the reliability and objectivity of their results.

The aim of this thesis was to determine the objectivity of the results of basic foot characteristics measurements by the RS Scan Tiger 3D scanner as a part of a larger project. Forty-two adults participated in the study. They were healthy and did not have any foot deformities. A 3D scan of the right foot was repeatedly made to all subjects. Three scans from three different researchers were used for statistical analysis.

The results showed that measurements made by the RS Scan Tiger 3D scanner are objective for all of the parameters involved. The differences between measured values were not statistically significant. The most objective measurement is that of foot length, then arch length and foot width. The greatest differences between results were recorded for medial arch height.



## 10 REFERENČNÝ ZOZNAM

- Aboelnasr, E. A., Hegazy, F. A., Zaghloul, A. A., El-Talawy, H. A., & Abdelazim, F. H. (2018). Validation of normalized truncated navicular height as a clinical assessment measure of static foot posture to determine flatfoot in children and adolescents: A cross sectional study. *The Foot*, 37(April), 85–90. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2018.05.001>
- Adamec, O. (2005). Plochá noha v detském věku – Diagnostika a terapie. *Pediatric pro Praxi*, 4, 194–196.
- Balleser, A., Pierola, A., Parrilla, E., Izquierdo, M., Uriel, J., Nacher, B., ... Alemany, S. (2017). Fast, Portable and Low-Cost 3D Foot Digitizers: Validity and Reliability of Measurements. In *8th International Conference and Exhibition on 3D Body Scanning and Processing Technologies* (pp. 218–225). <https://doi.org/10.15221/17.218>
- Borchers, R. E., Boone, D. A., Joseph, A. W., Smith, D. G., & Reiber, G. E. (1995). Numerical Comparison of 3D Shapes: Potential for Application to the Insensate Foot. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 7(1).
- Bosch, K., Gerß, J., & Rosenbaum, D. (2010). Development of healthy children's feet-Nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. *Gait and Posture*, 32(4), 564–571. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.003>
- Brody, D. M. (1982). Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America*, 13(3), 541–558.
- Bujang, M. A., & Baharum, N. (2017). A simplified guide to determination of sample size requirements for estimating the value of intraclass correlation coefficient: A review. *Archives of Orofacial Sciences The Journal of the School of Dental Sciences, USM Arch Orofac Sci* (Vol. 12).
- Carroll, M., Annabell, M.-E., & Rome, K. (2011). Reliability of capturing foot parameters using digital scanning and the neutral suspension casting technique. *Journal of Foot and Ankle Research*, 4(9). <https://doi.org/10.1186/1757-1146-4-9>
- Chen, H., Nigg, B. M., Hulliner, M., & Koning, J. De. (1995). influence of sensory input on plantar pressure distribution. *Clinical Biomechanics*, 10(5), 271–274.

- Chen, M. J. L., Chen, C. P. C., Lew, H. L., Hsieh, W. C., Yang, W. P., & Tang, S. F. T. (2003). Measurement of Forefoot Varus Angle by Laser Technology in People with Flexible Flatfoot. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(11), 842–846. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000087455.38062.79>
- Chiroma, S. M., Philip, J., Attah, O. O., & Dibal, N. I. (2015). Comparison of the Foot Height, Length, Breadth and Foot Types between Males and Females Ga'anda People, Adamawa, Nigeria. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences Ver. I*, 14(8), 2279–2861. <https://doi.org/10.9790/0853-14818993>
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I* (3rd ed.). Praha: Grada publishing, a.s.
- Cowan, D. N., Robinson, J. R., Jones, B. H., Polly, D. W., & Berrey, B. H. (1994). Consistency of Visual Assessments of Arch Height among Clinicians. *Foot and Ankle International*, 15(4), 1–5.
- de Mits, S., Coorevits, P., de Clercq, D., Elewaut, D., Woodburn, J. J., & Roosen, P. (2010). Reliability and validity of the Infoot 3D foot digitizer for normal healthy adults. *Footwear Science*, 2(2), 65–75. <https://doi.org/10.1080/19424281003685694>
- de Mits, S., Coorevits, P., de Clercq, D., Elewaut, D., Woodburn, J., & Roosen, P. (2011). Reliability and validity of the INFOOT three-dimensional foot digitizer for patients with rheumatoid arthritis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(3), 198–207. <https://doi.org/10.7547/1010198>
- de Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(10), 1033–1039.
- Dylevský, I. (2009). *Specialni kineziologie* (1.). Praha: Grada Publishing, a.s.
- Evans, A. M., Scutter, S. D., & Iasiello, H. (2003). Measuring the paediatric foot - A criterion validity and reliability study of navicular height in 4-year-old children. *The FootFoot*, 13(2), 76–82. [https://doi.org/10.1016/S0958-2592\(02\)00148-7](https://doi.org/10.1016/S0958-2592(02)00148-7)
- Ganesan, B., Luximon, A., Al-Jumaily, A. A., Yip, J., Gibbons, P. J., & Chivers, A. (2018). Developing a three-dimensional (3D) assessment method for clubfoot-A study protocol. *Frontiers in Physiology*, 8(JAN), 1–11. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.01098>
- Gates, L. S., Arden, N. K., McCulloch, L. A., & Bowen, C. J. (2015). An evaluation of

- musculoskeletal foot and ankle assessment measures. *Working Papers in the Health Sciences*, 1(11), 1–17.
- González-García, I., Martínez, L. C., Santasmarinas, J. V., & Ruano, M. A. G. (2016). Inter-observer Reliability of a Real-time Observation Tool in Handball. *International Journal of Kinesiology and Sports Science*, 4(4). <https://doi.org/10.7575/aiac.ijkss.v.4n.4p.1>
- Gould, N., Moreland, M., Alvarez, R., Trevino, S., Fenwick, J., & Ph, D. (1989). Development of the Child 's Arch. *Foot and Ankle*, 9(5), 2–6.
- Grivas, B., Dounis, E., Kyritsis, G., & Lyritis, G. (1987). The footprint and its usage in the study of the foot The footprint and its usage in the study of the foot. *Acta Orthopaedica Hellenica*, 38(3).
- Halabchi, F., Mazaheri, R., Mirshahi, M., & Abbasian, L. (2013). Pediatric Flexible Flatfoot ; Clinical Aspects and Algorithmic Approach, 23(3), 247–260.
- Harris, E. J., Vanore, J. V, Thomas, J. L., Kravitz, S. R., Mendelson, S. A., Mendicino, R. W., ... Gassen, S. C. (2004). Diagnosis and Treatment of Pediatric Flatfoot. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 43(6). <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2004.09.013>
- Herbaut, A., Foissac, M., Jurca, A., & Guéguen, N. (2016). Determination of optimal shoe dimensions for occasional and regular tennis players. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 230(3), 149–157. <https://doi.org/10.1177/1754337115598678>
- Hill, M., Naemi, R., Branthwaite, H., & Chockalingam, N. (2017). The relationship between arch height and foot length: Implications for size grading. *Applied Ergonomics*, 59, 243–250. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.08.012>
- Hudák, R., & Kachlík, D. (2017). *Memorix anatomie* (4.). Praha/Kroměříž: Triton.
- Jukola, S. (2017). On ideals of objectivity, judgments, and bias in medical research – A comment on Stegenga. *Studies in History and Philosophy of Science Part C :Studies in History and Philosophy of Biological and Biomedical Sciences*, 62, 35–41. <https://doi.org/10.1016/j.shpsc.2017.02.001>
- Kanatli, U., Yetkin, H., & Cila, E. (2001). Footprint and radiographic analysis of the feet. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(2), 225–228.

- Kapandji, I. A. (2002). *The Physiology of the Joints Volume 2 Lower Limb* (5th ed.). London: Churchill Livingstone.
- Kennedy, P. M., & Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *The Journal of Physiology*, 538(Pt 3), 995–1002. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013087>
- Kim, H.-Y. (2013). Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (2) using skewness and kurtosis. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(1), 52.
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kružlicová, D. (2015). *Chemometria* (1.). Trnava: Univerzita sv. Cyrila a Metoda.
- Kunde, S., Sterzing, T., & Milani, T. L. (2007). The influence of body position and physical activity on foot dimensions measured by a foot scanning system. *Proceedings of the Footwear Biomechanics Symposium*, (July 2007), 43–44.
- Lee, Y.-C., Lin, G., & Wang, M.-J. J. (2011). Evaluating the Differences among the Four Foot Dimension Measurement Methods. In *Proceedings of the 10th WSEAS international conference on Instrumentation, measurement, circuits and systems* (pp. 51–55). World Scientific and Engineering Academy and Society (WSEAS).
- Lee, Y.-C., Lin, G., & Wang, M.-J. J. (2014). Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(44).
- Lewitová, C. M. H. (2016). O dětských nohách. *Umění Fyzioterapie*, 1(1), 5–7.
- Mall, N. A., Hardaker, W. M., Nunley, J. A., & Queen, R. M. (2007). The reliability and reproducibility of foot type measurements using a mirrored foot photo box and digital photography compared to caliper measurements. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 40, 1171–1176. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.04.021>
- Manna, I., Pradhan, D., Ghosh, S., Kar, S. K., & Dhara, P. (2001). A Comparative Study of Foot Dimension between Adult Male and Female and Evaluation of Foot Hazards due to Using of Footwear. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science* (Vol. 20).

- Mauch, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., & Horstmann, T. (2008). Foot morphology of normal, underweight and overweight children. *International Journal of Obesity*, 32(7), 1068–1075. <https://doi.org/10.1038/ijo.2008.52>
- Mauch, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., & Horstmann, T. (2009). A new approach to children's footwear based on foot type classification. *Ergonomics*, 52(8), 999–1008.
- McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Abeler, M. G., Devereaux, K. J., Flood, L. J., Merriman, S. E., ... Wilson, K. (2013). The Optimal Method to Assess the Vertical Mobility of the Midfoot: Navicular Drop versus Dorsal Arch Height Difference? *Clin Res Foot Ankle*, 1(January), 1. <https://doi.org/10.4172/crfa.1000104>
- Menz, H. B., Auhl, M., Ristevski, S., Frescos, N., & Munteanu, S. E. (2014). Evaluation of the accuracy of shoe fitting in older people using three-dimensional foot scanning. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-3>
- Menz, H. B., & Munteanu, S. E. (2005). Validity of 3 Clinical Techniques for the Measurement of Static Foot Posture in Older People. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(8). Retrieved from [www.jospt.org](http://www.jospt.org)
- Mickle, K. J., Steele, J. R., & Munro, B. J. (2008). Is the foot structure of preschool children moderated by gender? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 28(5), 593–596.
- Mosca, V. S. (2010). Flexible flatfoot in children and adolescents. *Journal of Children's Orthopaedics*, 4(2), 107–121. <https://doi.org/10.1007/s11832-010-0239-9>
- Nurse, M. A., Hulliger, M., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., & Stefanyshyn, D. J. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 496–506. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.12.003>
- Pantazi, M., & Vasilescu, M. (2016). 3D imaging capture of the foot and data processing for a database of anthropometric parameters. In *ICAMS Proceedings of the International Conference on Advanced Materials and Systems*.
- Papuga, M. O., & Burke, J. R. (2011). The reliability of the associate platinum digital foot scanner in measuring previously developed footprint characteristics: A technical note. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 34(2), 114–118.
- Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., & Sluga, M. (2006). Prevalence of flat foot in

- preschool-aged children. *Pediatrics*, 118(2), 634–639.
- Prentice, W., & Arnheim, D. (2012). *Essentials of athletic injury management* (10th ed.). McGraw-Hill Higher Education. Retrieved from <https://accessphysiotherapy.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2427&sectionid=189225930>
- Rajakaruna, R. D., Arulsingh, W., Raj, J. O., & Sinha, M. (2015). a Study To Correlate Clinically Validated Normalized Truncated Navicular Height To Brody'S Navicular Drop Test in Characterizing Medial Arch of the Foot. *BMR Medicine*, 2(1), 1–7.
- Rao, U. B., & Joseph, B. (1992). The Influence Prevalence of Fotwear of Flat ON THE as of. *The Jurnal of Bone & Joint Surgery*, 74(4), 525–527.
- Rapi, J. (2016). Statické deformity přednoží–diagnostika a terapie. *Umění Fyzioterapie*, 2, 9–16.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification : a critical review of current methods. *Gait and Posture*, 15, 282–291.
- Reeser, L. A., Susman, R. L., & Stern, J. T. (1983). Electromyographic studies of the human foot: Experimental approaches to hominid evolution. *Foot and Ankle*, 3(6), 391–407.
- Riegrová, J., Přidalová, M., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*. Olomouc: Hanex.
- Rodgers, M. M. (1988). Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running. *Physical Therapy*, 68(12).
- Saltzman, C. I., & Nawoczenski, D. A. (1995). Complexities of Foot Architecture as a Base of support. *Foot/Ankle Therapy & Research*, 21(6).
- Saltzman, C. L., Nawoczenski, D. A., & Talbot, K. D. (1995). Measurement of the Medial Longitudinal Arch. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(January).
- Sarghie, B., Costea, M., & Liute, D. (2013). Anthropometric Study of the Foot Using 3D Scanning Method and Statistical Analysis. In *International Symposium in KNitting and Apparel - ISKA 2013* (pp. 20–23).
- Scholz, T., Zech, A., Wegscheider, K., Lezius, S., Braumann, K.-M., Sehner, S., & Hollander,

- K. (2017). Reliability and Correlation of Static and Dynamic Foot Arch Measurement in a Healthy Pediatric Population. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 107(5).
- Sell, K. E., Verity, T. M., Worrell, T. W., Pease, B. J., & Wigglesworth, J. (1994). Two Measurement Techniques for Assessing Subtalar Joint Position: *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(3).
- Šerbetar, I. (2015). Establishing Some Measures of Absolute and Relative Reliability of a Motor Tests. *Croatian Journal of Education*, 17(1), 37–48.
- Silvino, N., Evanski, P. M., & Waugh, T. R. (1980). The Harris and Beath Footprinting Mat : Diagnostic Validity and Clinical Use. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 151.
- Skaličková-Kovačiková, V. (2016). Dětská noha a její problémy, principy rehabilitace. *Umění Fyzioterapie*, 1(1), 21–24.
- Son, J., Baek, S.-Y., & Lee, K. (2012). *Automatic Measurement of Dimensions of 3D Foot Scan Data*.
- Telfer, S., & Woodburn, J. (2010). *The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot*.
- Teyssler, P., & Havlas, V. (2017). Plochá noha u dítěte. *Pediatrics Pre Prax*, 18(2), 72–75.
- Varga, M., Price, C., & Morrison, S. C. (2020). Three-dimensional foot shape analysis in children: A pilot analysis using three-dimensional shape descriptors. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s13047-020-0373-7>
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2.)*. Triton.
- Vondrašová, P. (2016). Kinezioterapie versus podologie dětské nohy. *Umění Fyzioterapie*, 1(1), 37–40.
- Williams, D. S., & McClay, I. S. (2000). Measurements Used to Characterize the Foot and the Medial Longitudinal Arch: Reliability and Validity. *Physical Therapy*, 80(9).
- Witana, C. P., Xiong, S., Zhao, J., & Goonetilleke, R. S. (2006). Foot measurements from three-dimensional scans: A comparison and evaluation of different methods.

*International Journal of Industrial Ergonomics*, 36(9), 789–807.

Wright, W. G., Ivanenko, Y. P., & Gurfinkel, V. S. (2012). Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of Neurophysiology*, 107(5), 1513–1521.



# 11 PRÍLOHY

## Príloha 1. Vyjadrenie etickej komisie



Fakulta  
tělesné kultury

### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 22. 11. 2018 byl projekt diplomové práce

**Autor /hlavní řešitel/:** Bc. Eliška Vlachová

**Spoluřešitelé:** Bc. Kristýna Haroková ; Bc. et Bc. Barbora Tavačová

s názvem

**Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **72/ 2018**  
dne: **18. 12. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

za EK FTK UP  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

## Príloha 2. Informovaný súhlas



Univerzita Palackého  
v Olomouci

Fakulta  
tělesné kultury

### Informovaný souhlas

**Název studie (projektu): Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

**Podpis účastníka:** \_\_\_\_\_

Datum:

Podpis řešitele pověřeného touto studií: \_\_\_\_\_

*Bc. Eliška Vlachová*

### Príloha 3. Priebeh merania

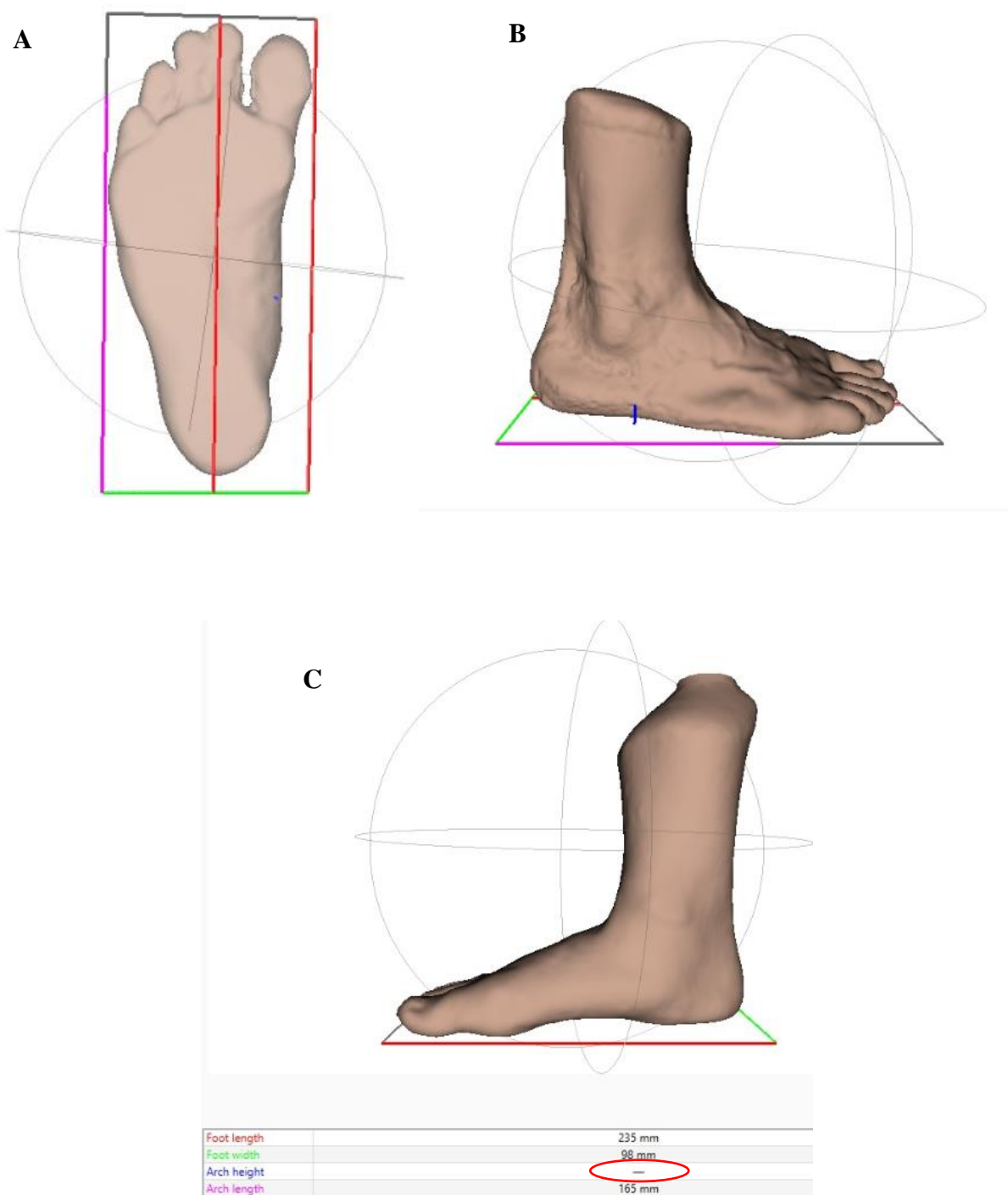


**Obrázok 9.** Skúška 2 váh (archív autora)

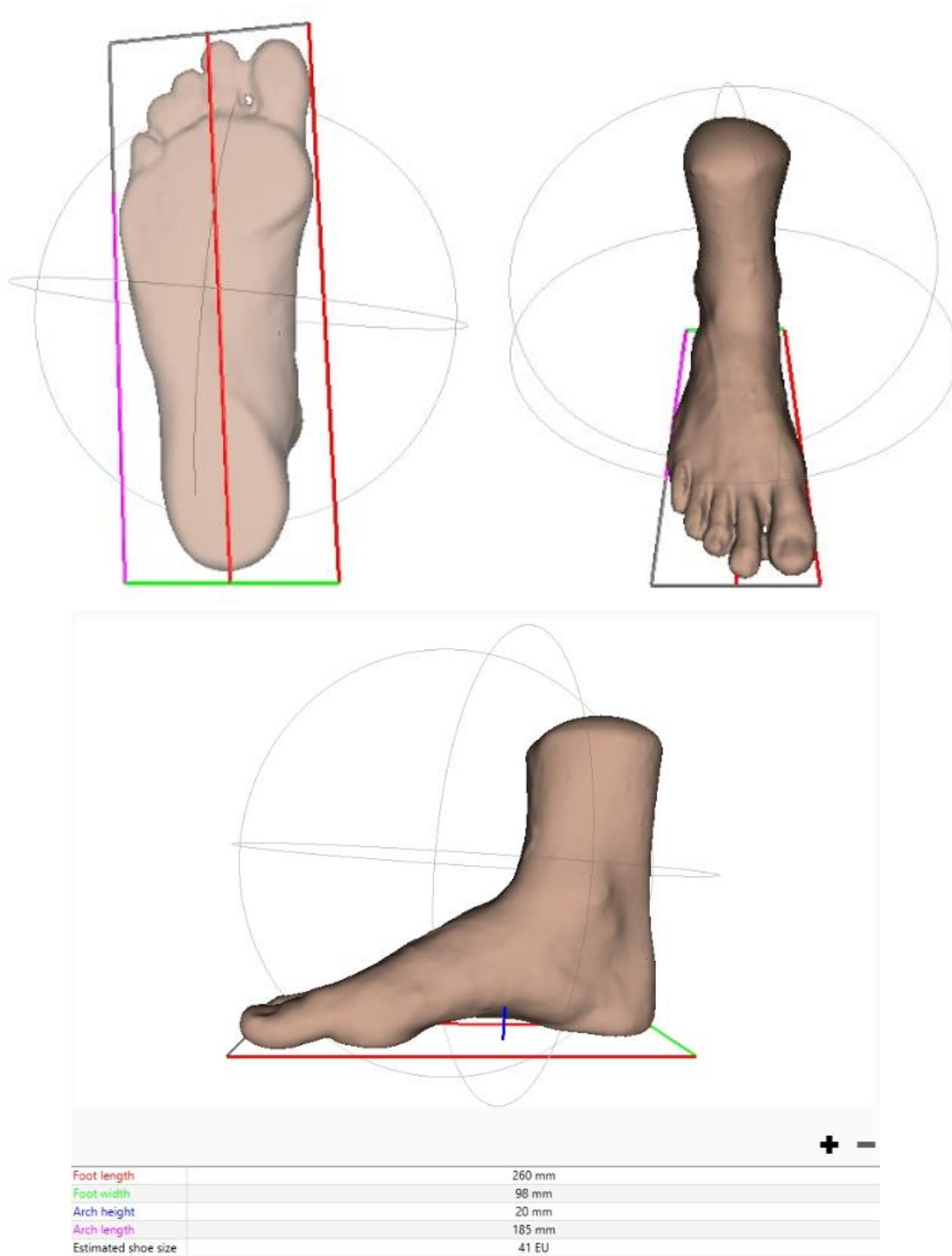


**Obrázok 10.** Meranie pomocou 3D skenera RS Scan Tiger (archív autora)

**Príloha 4.** Ukážka výsledkov 3D skenera RS Scan Tiger



**Obrázok 11.** Chyby 3D skenera: A - zle odmeraná dĺžka nohy; B - výška mediálneho oblúka meraná na nesprávnom mieste; C - neschopnosť skenera zaznamenať výšku mediálneho oblúka nohy (archív autora)



**Obrázok 12.** Dobře zhotovený sken (archív autora)