

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**INTRA-RATER RELIABILITA VÝSLEDKŮ ZÍSKANÝCH POMOCÍ
3D SKENERU RS SCAN TIGER PŘI MĚŘENÍ NOHY**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Kristýna Haroková, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Bc. Kristýna Haroková

Název diplomové práce: Intra-rater reliabilita výsledků získaných pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger při měření nohy

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt:

Získání přesných a spolehlivých parametrů nohy je klíčové pro výrobu individuálně přizpůsobených ortopedických stélek, ortéz či obuvi. Cílem diplomové práce bylo posoudit intra-rater reliabilitu výsledků získaných 3D skenerem RS Scan Tiger (RSscan International NV, Paal, Belgium) při měření parametrů nohy u zdravých dospělých jedinců. Studie se zúčastnilo 42 probandů (21 žen a 21 mužů) s průměrným věkem $22,4 \pm 1,6$ let, tělesnou výškou $175,0 \pm 9,3$ cm a tělesnou hmotností $70,6 \pm 12,4$ kg. U každého jedince byly stejným terapeutem provedeny 3 skeny pravé nohy. K posouzení relativní intra-rater reliability byl zvolen vnitrotřídní korelační koeficient. K posouzení absolutní intra-rater reliability byly vybrány standardní chyba měření a minimální detekovatelná změna.

Statisticky významné ($p < 0,001$) výsledky diplomové práce ukazují vnitrotřídní korelační koeficient větší než 0,9 u tří ze čtyř parametrů nohy. Standardní chyba měření sledovaných parametrů nohy nepřesáhla hodnotu 1,4 mm. 3D skener RS Scan Tiger se tedy zdá být dostatečně spolehlivý pro opakované použití jedním terapeutem v klinické praxi, například při návrhu obuvi, ortéz či ortopedických stélek.

Klíčová slova: 3D skenování, noha, intra-rater reliabilita

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Kristýna Haroková

Title of the master thesis: Intra-rater reliability of the results obtained with the use of the 3D scanner RS Scan Tiger for foot measurements

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Ondřej Laštovička

The year of presentation: 2020

Abstract:

Obtaining precise and reliable foot parameters is key for the production of individually adapted orthopaedic insoles, braces or shoes. The objective of the thesis was to assess the intra-rater reliability of the results obtained from the 3D scanner RS Scan Tiger (RSscan International NV, Paal, Belgium) during measurement of the foot parameters of healthy adult individuals. The study involved 42 probands (21 women and 21 men) of average age 22.4 ± 1.6 years, height 175.0 ± 9.3 cm and body weight 70.6 ± 12.4 kg. The same therapist scanned the right foot of each individual 3 times. The intra-class correlation coefficient was selected for assessment of the relative intra-rater reliability. The standard error of measurement and minimum detectable change were selected for assessment of the absolute intra-rater reliability.

The statistically significant ($p < 0.001$) results of the thesis show an intra-class correlation coefficient greater than 0.9 in three of four foot parameters. The standard error of measurement of the monitored foot parameters did not exceed 1.4 mm. The RS Scan Tiger 3D scanner thus seems to be adequately reliable for recurrent use by one therapist in clinical practice, for instance, when designing shoes, braces or orthopaedic insoles.

Keywords: 3D scanning, foot, intra-rater reliability

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Ondřeje Laštovičky, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 15. července 2020

.....

Děkuji Mgr. Ondřeji Laštovičkovi za odborné vedení, cenné rady a věcné připomínky, které mi poskytl při zpracování magisterské práce. Také děkuji doc. Mgr. Romanu Cuberkovi, Ph. D. za statistické zpracování dat.

Práce byla realizována v rámci Interního grandu Fakulty tělesné kultury s názvem „*Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze*“ (IGA_FTK_2019_007) jako součást práce „*Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger*“.

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	MĚŘENÍ VE VÝZKUMU	10
	2.1. Chyby měření	10
	2.2. Reliabilita (spolehlivost).....	12
	2.2.1. Typy reliability	12
	2.2.2. Způsoby vyjádření reliability.....	13
3	VÝZNAM LIDSKÉ NOHY	17
4	CHARAKTERISTIKA 3D SKENERŮ	19
	4.1. Hlavní parametry skenerů.....	19
	4.2. Klasifikace 3D skenerů.....	20
	4.3. Princip laserové triangulace, laserový triangulační senzor	21
	4.4. 3D SKENERY NOHY	22
	4.4.1. Statické vs. dynamické 3D skenování nohy	22
	4.4.2. Proces a způsoby snímání nohy 3D skenerem.....	23
	4.4.3. Přesnost a spolehlivost vybraných 3D skenerů nohy.....	26
	4.4.4. Použití 3D skenerů nohy.....	27
	4.4.5. Výhody a nevýhody 3D skenerů nohy.....	30
5	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	31
	5.1. Hlavní cíl diplomové práce.....	31
	5.2. Dílčí cíle	31
	5.3. Výzkumné otázky	31
6	METODIKA	33
	6.1. Výzkumný soubor.....	33
	6.2. Sběr dat	33
	6.3. Statistické zpracování dat	35
7	VÝSLEDKY	37

7.1. Výsledky k výzkumným otázkám V _{1a} , V _{1b} a V _{1c}	37
7.2. Výsledky k výzkumným otázkám V _{2a} , V _{2b} a V _{2c}	38
7.3. Výsledky k výzkumným otázkám V _{3a} , V _{3b} a V _{3c}	39
7.4. Výsledky k výzkumným otázkám V _{4a} , V _{4b} a V _{4c}	40
8 DISKUZE	41
9 ZÁVĚR	49
10 SOUHRN	50
11 SUMMARY	51
12 REFERENČNÍ SEZNAM	52
13 PŘÍLOHY	65

Přehled použitých zkratk

3D	Trojrozměrný
AH	Výška mediálního oblouku nohy (Arch height)
AL	Délka mediálního oblouku nohy (Arch length)
ANOVA	Model analýzy rozptylu (Analysis of variance)
CI	Interval spolehlivosti (Confident interval)
DKK	Dolní končetiny
FL	Délka nohy (Foot length)
FW	Šířka nohy (Foot width)
ICC	Vnitrotřídní korelační koeficient
LTS	Laserové triangulační senzory
MDC	Minimální detekovatelná změna
SEM	Standardní chyba měření

1 ÚVOD

Měření výsledků terapie je podstatnou součástí rehabilitace (Huijbregt, Myers, Kay, & Gavin, 2002). Poskytuje informace o reakci pacienta na léčbu a může sloužit ke stanovení cílů terapie (Bialocerkowski & Bragge, 2008). Základní a důležitou vlastností každého měření je jeho reliabilita a validita (Mohajan, 2017), které snižují riziko výskytu zaujatosti hodnotitelů v kvalitativním výzkumu (Singh, 2014). Dobrá reliabilita a validita zvyšují důvěryhodnost (Koo & Li, 2016) a kvalitu metody měření (Kimberlin & Winterstein, 2008).

Poměrně častou problematikou v rehabilitaci, která vyžaduje důkladné vyšetření a zhodnocení, jsou potíže nohou zahrnující různé dysfunkce a deformity (Thabet, Trucco, Salvi, Wang, & Abboud, 2011). Zanedbané potíže nohou se mohou řetězit a způsobit bolesti ve vyšších segmentech pohybového aparátu (Buchtelová & Vaníková, 2010; Maršáková & Pavlů, 2012). Pro eliminaci těchto obtíží lékaři často volí konzervativní přístup léčby ve formě individuálně přizpůsobených stélek, ortéz, případně přizpůsobené obuvi (Thabet et al., 2011). Nicméně pro výrobu individuálně přizpůsobených ortopedických podpurných pomůcek je nutné získat přesné informace o tvaru nohou jedince. V minulosti byl tvar nohy měřen pouze tradičními metodami. Nicméně tento způsob měření může být časově náročný a u deformovaného tvaru nohy nedokáže vždy dosáhnout přesných výsledků (Lee, Baek, & Park, 2017). V současnosti jsou zlatým standardem při získávání 3D tvaru nohy laserové skenery nohy (Rogati, Leardini, Ortolani, & Caravaggi, 2019), které jsou rychlejší a přesnější metodou ve srovnání s tradičními metodami měření (De Mits et al., 2010; De Mits et al., 2011).

3D skenery nohy jsou využívány při klinickém hodnocení deformit nohou, výrobě ergonomického designu obuvi, ortéz a stélek (Telfer & Woodburn, 2010; Lee, Lin, & Wang, 2014). Dále se 3D skenery využívají u různých diagnóz, jako je například revmatoidní artritida (De Mits et al., 2011), diabetes mellitus (Jones et al., 2019) či plochá noha (Oh & Suh, 2017). Nyní jsou v praxi používány 3D skenery nohy od různých výrobců, u nichž řada studií potvrdila vysokou spolehlivost při získávání parametrů nohy (Carroll, Annabell, & Rome, 2011; De Mits et al., 2010; Lee et al., 2014). Jedním z novějších 3D skenerů nohy dostupných na trhu je RS Scan Tiger, který na rozdíl od ostatních skenerů měří automaticky, tedy bez externích značek.

2 MĚŘENÍ VE VÝZKUMU

Sběr dat je klíčovou součástí výzkumného procesu. Zahrnuje měření, které lze definovat jako přiřazení číselných hodnot pozorování s cílem kvantifikovat jevy (Šerbetar, 2015). Dle Chráska (2016) je pro posouzení měření důležitá praktičnost, validita (platnost) a reliabilita (spolehlivost). Praktičnost měření představuje jednoduchost, hospodárnost, úspornost, snadnou proveditelnost, malou časovou náročnost, malé nároky na kvalifikaci osoby provádějící měření a další (Chráska, 2016). Měření je považováno za validní, pokud přístroj skutečně měří proměnnou, kterou má podle předpokladu měřit (Chráska, 2016; Carmines & Zeller, 1979). Předpokladem dobré validity je dostatečně vysoká reliabilita (Chráska, 2016). Měření lze považovat za reliabilní, jestliže je stejného výsledku dosaženo opakovaným měřením stejné entity (Wright & Feinstein, 1992). Reliabilní měření jsou stabilní v čase, vykazují přiměřenou úroveň variability měření (Rothstein, 1985) a jsou dostatečně citlivá (přesná) k detekci minimálního klinicky důležitého rozdílu. Čím je měření citlivější, tím snazší je detekovat zlepšení po intervencích nebo zhoršení v průběhu času (Lexell & Downham, 2005).

2.1. Chyby měření

Ve skutečnosti bezchybné měření neexistuje v žádné oblasti vědeckého výzkumu (Carmines & Zeller, 1979). Teorie měření předpokládá, že bez ohledu na zvolený druh měření vzniká vždy určité množství chyb (Bartlett & Frost, 2008; Šerbetar, 2015), jejichž minimalizace během sběru dat je kriticky důležitá pro jakýkoliv výzkumný postup (Atkinson & Nevill, 1998). Chyba měření je popsána jako důvod změny skutečného skóre během testování (Nunnally & Bernstein, 1994). Součet chybového a skutečného skóre tvoří každé skóre získané měřicím přístrojem během standardního výzkumu (Kimberlin & Winterstein, 2008).

Chyby měření lze podle příčiny rozdělit na hrubé, náhodné a systematické (Mohajan, 2017). Hrubé chyby měření jsou způsobené závažným porušením pracovního postupu. Jsou tedy snadno rozeznatelné a jejich původ musí být odstraněn (Reichenbacher & Einax, 2011). Náhodné chyby měření jsou základním problémem spolehlivosti, protože vznikají vždy při měření jakéhokoliv jevu. Tyto chyby jsou nepředvídatelné (Bruton, Conway, & Holgate, 2000; Carmines & Zeller, 1979) a liší se svou velikostí v každém skóre (Bialocerkowski & Bragge, 2008). Jejich příčinu nelze přímo stanovit kvůli

náhodným změnám parametru nebo systému měření (Sharma, Kumar, & Kumar, 2017). Naopak systematické chyby měření jsou předvídatelné a mají v každém skóre stejnou velikost (Mohajan, 2017; Portney & Watkins, 2000). Dělí se dále na instrumentální, environmentální, pozorovací (způsobené nesprávným pozorováním, špatným odečtem na přístroji aj.) a teoretické chyby (způsobené zjednodušením modelového systému) (Mohajan, 2017). Náhodné a systematické chyby jsou přítomny při jakémkoliv měření a dohromady tvoří celkovou chybu měření (Allen & Yen, 1979; Bialocerkowski & Bragge, 2008).

Chybu měření může zapříčinit testující osoba, testovaná osoba, přístroj nebo vlivy vnějšího prostředí (Mohajan, 2017; Sharma et al., 2017).

a) Testující může zapříčinit chybu měření svou únavou, neopatrností či svými dovednostmi a kompetencemi při provádění měření. Pro redukci těchto chyb je důležité, aby testující byl dobře odpočatý, důsledný, měl v měření dostatečnou praxi a dodržoval standardizované měřicí protokoly (Mohajan, 2017; Wright & Feinstein, 1992).

b) Pacient může neúmyslně přispět k náhodné chybě v důsledku bolesti, nervozity, rozptýlení či nedostatečného porozumění instrukcím. Minimalizaci těchto chyb může zajistit průběh měření v tichém prostředí, jasné, jednoduché a standardizované pokyny pro pacienta a vyzkoušení si daného úkolu jednou či dvakrát před samotným měřením (Bialocerkowski & Bragge, 2008).

c) Chyby způsobené zařízením mohou nastat z důvodu nedostatečné kalibrace, zahřátí nebo provozu v neoptimálních podmínkách (Domholdt, 2005). Riziko výskytu těchto chyb lze snížit pravidelným servisem a kalibrací zařízení podle pokynů výrobce. Dále použitím stejného zařízení v sériových měřeních a dodržáním vhodného způsobu manipulace a skladování zařízení (Bialocerkowski & Bragge, 2008).

d) Vlivy vnějšího prostředí, které mohou měření ovlivnit, zahrnují např. tlak, teplotu, vlhkost, prach, vibrace, hluk, elektrostatické nebo magnetické pole. Pro prevenci vzniku těchto chyb měření je potřeba v laboratoři zajistit např. konstantní vlhkost, teplotu a nepřítomnost vnějšího elektrostatického či magnetického pole v okolí přístroje (Mohajan, 2017).

2.2. Reliabilita (spolehlivost)

Před použitím jakéhokoliv měřicího přístroje v rámci výzkumu či klinické aplikace musí být stanovena jeho reliabilita (Koo & Li, 2016). Reliabilitu lze definovat jako konzistentnost měření nebo výkonu jednotlivce při testu (Safrit, 1989). Podrobněji je pak spolehlivost popisována např. jako poměr variability mezi skóre jednotlivých subjektů k celkové variabilitě všech skóre vzorku (Kottner & Streiner, 2011). Spolehlivost přímo souvisí s chybovou složkou skóre – čím větší je chyba, tím nižší je spolehlivost (Baumgartner, 1995). Hodnocení spolehlivosti se především zaměřuje na stanovení množství náhodných chyb v měření (Portney & Watkins, 2000), protože mají větší tendenci přispívat k celkové chybě než chyby systematické (Atkinson & Nevill, 1998), které dle Mohajana (2017) ovlivňují validitu. Pro odhad spolehlivosti lze použít model analýzy rozptylu (ANOVA), který rozděluje variabilitu dat do dvou kategorií: rozdíly mezi skupinami a rozdíly uvnitř skupin (Bartlett & Frost, 2008).

2.2.1. Typy reliability

Existuje mnoho statistických postupů používaných při odhadu spolehlivosti, které lze obecně klasifikovat do dvou typů spolehlivosti: stabilita v čase a vnitřní konzistence (Bajpai & Bajpai, 2014; Baumgartner, 1989).

Bialocerkowski a Bragge (2008) popisují tři často používané typy hodnocení spolehlivosti v rehabilitaci: test-retest, intra-rater a inter-rater reliabilitu.

„Test-retest“ reliabilita (spolehlivost opakovaného testu) posuzuje konzistenci měření zaznamenaného nástrojem při opakovaném podání testu na stejném subjektu za stejných podmínek. Obecně svědčí o spolehlivosti v situacích, během kterých terapeuti nezasahují do procesu měření nebo efekt terapeutů je zanedbatelný, např. dotazníky (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2000). Jednotlivá testování by měla být realizována s dostatečným časovým rozestupem. Při příliš krátkém rozestupu roste riziko vzniku únavy či procesu učení. Naopak při nadměrně velkém rozestupu může dojít ke skutečným změnám měřené proměnné (DeVon et al, 2007).

„Intra-rater“ reliabilita (opakovatelnost) taktéž hodnotí konzistenci měření při dvou či více opakování testu za stejných podmínek, ale oproti „test-retest“ reliability je měření zaznamenáno jedním terapeutem, nikoliv nástrojem. U tohoto typu spolehlivosti je potřeba vzít v úvahu dobu mezi měřeními, protože terapeut může být ovlivněn výsledkem

prvního měření, který má ještě v „živé“ paměti (Portney & Watkins, 2000). Dále výsledky vyhodnocení intra-rater reliability musí být interpretovány s ohledem na úroveň dovedností měřitele (Domholdt, 2005).

„Inter-rater“ reliability (objektivita) hodnotí konzistenci měření prováděného dvěma nebo více terapeuty na stejné skupině subjektů (Koo & Li, 2016; Portney & Watkins, 2000) za stejných podmínek. Pokud je test spolehlivý, skóre obou měřitelů bude pro každého jednotlivého pacienta identické. Intra-rater i inter-rater reliability jsou obecně používány v rámci fyzických testů (např. aktivní rozsah extenze zápěstí) (Bialocerkowski & Bragge, 2008).

2.2.2. Způsoby vyjádření reliability

Baumgartner (1989) identifikoval relativní a absolutní vyjádření reliability, které lze zobrazit prostřednictvím několika jejich ukazatelů. Pro co nejpřesnější interpretaci spolehlivosti je doporučováno spolehlivost vyjádřit více než pouze jedním ukazatelem míry spolehlivosti (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, 2000; Lexell & Downham, 2005).

Relativní spolehlivost

Relativní spolehlivost je míra, do jaké se opakovaná měření u jednotlivců shodují (Atkinson & Nevill, 1998). Tvoří poměr celkové variability (mezi subjekty/měření) a individuální variability (uvnitř subjektu/měření), který vytváří koeficient spolehlivosti (Šerbetar, 2015).

Běžně používanými ukazateli relativní spolehlivosti jsou Pearsonův korelační koeficient (Pearsonova r) a vnitrotřídní korelační koeficient (ICC). Pearsonův korelační koeficient je nejoblíbenější forma korelace, která se používá k výpočtu korelace mezi dvěma sadami měření (Šerbetar, 2015). Nicméně nevýhodami tohoto koeficientu je, že klinikům neposkytuje náhled na systematické chyby (Vaz, Falkmer, Passmore, Parsons, & Andreou, 2013), je velmi závislý na vzorku (Atkinson & Nevill, 1998) a nedá se použít u více než dvou sad měření (Thomas & Nelson, 2001). Proto je místo Pearsonova korelačního koeficientu často uváděn vnitrotřídní korelační koeficient (Vaz et al., 2013).

Vnitrotřídní korelační koeficient (ICC) je široce používaný index spolehlivosti pro hodnocení test-retest, intra-rater a inter-rater reliability (Koo & Li, 2016). Používá se často k výpočtu korelace mezi více než dvěma sadami měření (Lexell & Downham, 2005) na stejném subjektu (Bartlett & Frost, 2008; Šerbetar, 2015), kdy mezi nimi odráží jak

míru korelace, tak i jejich vzájemnou shodu (Koo & Li, 2016). ICC je vyjadřován hodnotou od 0 (nespolehlivé měření) do 1 (dokonalá spolehlivost) (de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006). Odhad ICC získaný ze studie spolehlivosti je pouze očekávanou hodnotou skutečného ICC, proto je vhodnější vyhodnotit úroveň spolehlivosti na základě 95% intervalu spolehlivosti (95 % CI) odhadu ICC, nikoli samotného odhadu ICC (Koo & Li, 2016). Dle Koo a Li (2016) by odhady ICC a jejich 95 % CI měly být ve studiích vždy uváděny. Stejní autoři klasifikují ICC, na základě jeho 95 % CI odhadu, do 4 stupňů:

- Hodnoty $< 0,5$ = nízká spolehlivost
- Hodnoty mezi $0,5-0,75$ = střední spolehlivost
- Hodnoty mezi $0,75-0,9$ = dobrá spolehlivost
- Hodnoty $> 0,9$ = vynikající spolehlivost

Existuje celkem 10 forem ICC (McGraw & Wong, 1996; Koo & Li, 2016). Každá forma zahrnuje odlišné předpoklady při jejím výpočtu, tudíž může poskytnout odlišné výsledky při její aplikaci na stejný soubor dat než ostatní formy ICC. Proto by ve studii měla být vždy specifikována forma ICC, která byla při výpočtu použita (Koo & Li, 2016). Stejní autoři doporučují ve studiích spolehlivosti využít osvědčený postup vykazování ICC zahrnující informace o softwaru, modelu, typu (výběr typu) a definici.

Velikost ICC závisí na variabilitě ve vzorku (mezi subjekty) (Šerbetar, 2015; Weir, 2005). To znamená, že její přiřazení k jiným populacím může být nejednoznačné. Dalším nedostatkem tohoto koeficientu je, že jeho hodnoty neposkytují informace o množství jednotlivých změn nebo chyb ve skóre (Weir, 2005).

Absolutní spolehlivost

Absolutní spolehlivost je míra, v jaké se opakovaná měření u jednotlivců liší (Atkinson & Nevill, 1998) – čím méně se liší, tím vyšší je spolehlivost (Bruton et al., 2000). Týká se tedy variability způsobené náhodnou chybou (Baumgartner, 1989). Absolutní spolehlivost není závislá na vzorku, protože rozsah individuálních skóre není započítán (Šerbetar, 2015). Ukazatelem absolutní spolehlivosti je např. standardní chyba měření (SEM) a minimální detekovatelná změna (MDC) (Šerbetar, 2015; Vaz et al., 2013).

Standardní chyba měření (SEM) je standardní odchylka všech chyb v jednom měření. Představuje stabilitu nebo variabilitu odezvy a definuje rozsah skóre, které lze očekávat v opakovaném testu (Šerbetar, 2015). Hopkins (2000) označuje SEM jako míru

variace uvnitř subjektu, která je považována za „náhodnou změnu v míře, kdy je jeden jedinec mnohokrát testován“ (Hopkins, 2000, 2). Čím větší je velikost vzorku, tím je SEM menší (Altman & Bland, 2005; Tang, Zhang, & Zhang, 2019), což znamená větší spolehlivost (Bruton et al., 2000). SEM lze také použít k odhadu minimální detekovatelné změny (MDC) (Schwenk, Gogulla, Englert, Czempik, & Hauer, 2012).

Nejběžnější způsob výpočtu citovaný ve sportovní vědecké literatuře je pomocí rovnice (Baumgartner, 1989):

$$SEM = SD \times \sqrt{(1 - ICC)},$$

kde SD je standardní směrodatná odchylka vzorku a ICC je vypočtený vnitrotřídní korelační koeficient (Atkinson & Nevill, 1998).

SEM může být taktéž definována rovnicí:

$$SEM = \sqrt{WMS},$$

kde WMS je průměrná čtvercová hodnota uvnitř subjektu odebraná z analýzy rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření (Lexell & Downham, 2005).

Minimální detekovatelná změna (MDC) je nejmenší mírou změny skóre, která je způsobena skutečnou změnou skóre a nikoli chybou v měření (Beckerman et al., 2001; Šerbetar, 2015). Nastavuje hranici minimální detekovatelné skutečné změny, kterou lze pomocí nástroje měřit (Vaz et al., 2013). Skóre změny lze považovat za skutečnou změnu, je-li větší než hodnota MDC (Šerbetar, 2015; van Kampen et al., 2013). Tento ukazatel absolutní spolehlivosti je pro kliniky významný, protože dokáže vyhodnotit účinnost terapeutických intervencí (Goldberg, Casby, & Wasielewski, 2011) a odhalit tak, zda došlo ke skutečnému pokroku v měřené schopnosti (Šerbetar, 2015). Dále je MDC kvantifikována ve stejných jednotkách jako nástroj pro hodnocení, proto je vhodná pro snadnou klinickou interpretaci (Vaz et al., 2013).

Výpočet MDC závisí na SEM, proto je MDC také vyjádřena v původních měrných jednotkách se spolehlivostí 90 % nebo 95 %. To znamená, že pokud je rozdíl ve skóre větší než MDC, existuje 95% pravděpodobnost, že rozdíl nebyl způsoben chybou nebo variací, ale byl výsledkem skutečného rozdílu v měření (Šerbetar, 2015).

Obecný vzorec pro výpočet MDC dle de Vet et al. (2006) je vyjádřený jako:

$$MDC_{95} = 1.96 \times SEM \times \sqrt{2},$$

kde 1,96 v MDC_{95} rovnici představuje z-skóre na 95% úrovni spolehlivosti, zatímco multiplikátor druhá odmocnina 2 je obsažena, protože se uvažuje měření ve 2 časových bodech.

Obecnou výhodou ukazatelů absolutní spolehlivosti oproti ukazatelům relativní spolehlivosti je snazší extrapolace výsledků studií absolutní spolehlivosti na nové jedince a porovnání spolehlivosti mezi různými nástroji měření (Atkinson & Nevill, 1998).

3 VÝZNAM LIDSKÉ NOHY

Noha je v tradiční čínské medicíně považována za druhé srdce člověka (Xiong, Zhao, Jiang, & Dong, 2010). Jedná se o nedílný článek lidského těla, který je součástí funkčních řetězců a ovlivňuje celkové držení těla a řízení pohybu (Maršáková & Pavlů, 2012). Obě nohy dohromady zahrnují jednu čtvrtinu z celkového počtu kostí v těle (Kanaani et al., 2010). Kostěná část nohy společně s vazivovou (pasivní) a svalovou (aktivní) podporou tvoří dvě podélné klenby, mediální a laterální, a jednu méně patrnou příčnou klenbu nožní (Chan & Rudins, 1994). Nožní klenby při dostatečné elasticitě vazů a svalů fungují jako pružiny, které svým mírným zploštěním oblouků při kontaktu chodidla se zemí a následným obnovením svého normálního tvaru umožňují pružný nášlap (Frowen, O'Donnell, & Burrow, 2010). Podle výšky oblouku lze nohu rozdělit na plochou, normální a vysoce klenutou (Dahle, Mueller, Delitto, & Diamond, 1991; Ganesan & Ranganathan, 2018).

Dle Dylevského (2009) má noha dvě hlavní funkce: statickou (nosnou), kdy nese hmotnost těla a dynamickou (lokomoční), kdy umožňuje přesun této hmotnosti a následně chůzi. Saltzman a Nawoczenski (1995) uvádí pět hlavních funkcí lidské nohy, které chůzi usnadňují:

- 1) Jedná se o nosnou konstrukci, která snese značné svislé a smykové síly.
- 2) Plní funkci páky, kdy klenutá struktura nohy propůjčuje lýtkovým svalům mechanickou výhodu, která jim umožňuje zvednout tělo od země a pohánět jej dopředu.
- 3) Absorbuje a rozptyluje nárazové vlny šířené každým krokem.
- 4) Vyrovnává tělo a odolává jeho stálému sklonu k pádu.
- 5) Noha plní ochrannou funkci, kdy slouží jako bariéra a zdroj senzoričkových informací o vnějším prostředí.

Jedná se tedy o komplexní a flexibilní strukturu, která dále usnadňuje úsporu energie (Frowen et al., 2010) a zajišťuje funkci opěrnou, úchopovou, propioceptivní a termoregulační (Lewitová, 2016).

Pokud noha neplní dostatečně své funkce, může to vést k řetězení funkčních poruch a změnám na všech úrovních pohybového systému (Maršáková & Pavlů, 2012). Následkem pak může být hrubé narušení pohybového stereotypu a vznik obtíží v oblasti pánve, bederní páteře, popř. horní krční páteře. Konkrétně nefunkční klenba nožní je

zdrojem zkreslené aferentace (Buchtelová & Vaníková, 2010), která vede ke zhoršení stability, což může zapříčinit častější výskyt úrazů (Maršáková & Pavlů, 2012).

V současnosti se problémy s nohama běžně vyskytují u široké skupiny lidí (Thabet et al., 2011), proto je podstatné nohu důkladně vyšetřit (Maršáková & Pavlů, 2012). Dle Thabeta et al. (2011) se jedná o poruchy různého stupně, od jednoduchých poruch až po složitější onemocnění a deformity kloubů. Jejich řešení je nejčastěji zahájeno konzervativním přístupem. Ten obvykle představuje aplikaci volně prodejných nebo individuálně přizpůsobených ortopedických stélek, ortéz, či terapeutické obuvi, jejichž účelem je zmírnit bolesti, zlepšit funkce nohy a zajistit korekci deformit (Thabet et al., 2011). Nicméně výroba přizpůsobených vložek, ortéz a obuvi vyžaduje získání přesných rozměrů nohy. To dokáže zajistit 3D skener nohou, který lze současně využít k vyhodnocení deformit nohou (De Mits et al., 2010; Stanković, Huysmans, Danckaers, Sijbers, & Booth, 2020; Thabet, Trucco, Salvi, Wang, & Abboud, 2014).

4 CHARAKTERISTIKA 3D SKENERŮ

3D skener je zařízení, jehož účelem je převedení skutečného objektu do digitální podoby (Tóth & Živčák, 2014). Je schopen pomocí sady senzorů snímat data o tvaru, vzhledu (tj. barvě) a odrazivosti nezakrytého povrchu objektu různých velikostí – od velikosti mince po velikost budovy (Bellocchio, Borghese, Ferrari, & Piuri, 2012; Ebrahim, 2015; Tóth & Živčák, 2014). 3D skener má zorné pole podobné kuželu, ve kterém shromažďuje informace o vzdálenosti povrchů. Většinou jediný sken nestačí k vytvoření úplného 3D modelu objektu, proto je zapotřebí více skenů z mnoha různých úhlů (Ebrahim, 2015).

Aplikace 3D skenerů je velmi rozmanitá a jejich vlastnosti mohou být odlišné. Nicméně všechny 3D skenery fungují na stejném obecném principu, kdy z určitého typu záření odraženého od povrchu skenovaného objektu získávají tzv. mračno bodů. Spojením bodů mračna přímkami je vytvořen polygonový síťový model a následně výsledný 3D model (Bellocchio et al., 2012; Ebrahim, 2015).

3D systémy se využívají např. v reverzním inženýrství, kontrole kvality, architektuře, multimédiích, umění, medicíně (Tóth & Živčák, 2014), strojírenství, vědě, armádě a oděvním průmyslu (Piperi, Galantucci, Kaçani, Shehi, & Spahiu, 2014).

4.1. Hlavní parametry skenerů

3D skener lze hodnotit z hlediska přesnosti, rozlišení, rychlosti, flexibility, robustnosti, použitelnosti a invazivity (Bellocchio et al., 2012).

- *Přesnost* je index, který udává rozdíl mezi skutečnou a změřenou hodnotou (Mendřický & Keller, 2015). Přesnost samotného skeneru se může lišit v závislosti na objektu a metodě použité ke skenování (Luximon & Goonetilleke, 2004).
- „*Rozlišení* naskenovaných dat udává nejkratší možnou vzdálenost, jakou dané zařízení dokáže změřit“ (Mendřický & Keller, 2015, 36). Vyšší rozlišení skeneru znamená lepší schopnost systému zachytit drobné detaily na měřeném objektu (Mendřický & Keller, 2015).
- *Rychlost* je definována jako čas potřebný k měření daného prvku. Může být dána počtem bodů získaných během skenování za sekundu (Bellocchio et al., 2012; Mendřický & Keller, 2015).

- *Flexibilita* systému je schopnost přizpůsobit se při měření různým podmínkám, např. materiálu, velikosti skenovaného objektu atd. (Bellocchio et al., 2012).
- *Robustnost* popisuje citlivost systému na podmínky prostředí (Bellocchio et al., 2012).
- *Použitelnost* systému popisuje technické znalosti uživatele potřebné pro správné používání skeneru (Bellocchio et al., 2012).
- *Invazivita* je schopnost systému poškodit skenovaný předmět. Např. dopadající světlo může změnit povrch objektu nebo mechanický kontakt mezi skenerem a skenovaným objektem může poškodit křehký předmět (Bellocchio et al., 2012).

4.2. Klasifikace 3D skenerů

Klasifikace dělí 3D skenery do dvou základních kategorií: kontaktní a bezkontaktní skenery (Bellocchio et al., 2012; Ebrahim, 2015). Bezkontaktní 3D skenery se na rozdíl od kontaktních 3D skenerů během skenování objektu nedotýkají, ale jeho tvar snímají prostřednictvím určitého druhu záření. Díky tomu lze bezkontaktní 3D skenery využít při skenování křehkých nebo nadměrně velkých objektů (např. krajiny a budovy) (Bellocchio et al., 2012). Navíc také dokážou získat vysoce přesné mračno bodů (Ebrahim, 2015). Bezkontaktní 3D skenery lze dále rozdělit na aktivní, pasivní, transmisivní a reflexivní.

Nejčastěji používanými aktivními bezkontaktními 3D skenery jsou v současnosti laserové nebo optické 3D skenery (Tóth & Živčák, 2014; Zeman, 2018). Oba typy skenerů patří mezi představitele reflexních optických technologií skenování, které objekt snímají pomocí světla, např. laseru nebo strukturovaného světla (Sansoni, Trebeschi, & Docchio, 2009). Jejich přesnost je omezena při skenování lesklých, průhledných či zrcadlicích se objektů (Ebrahim, 2015).

Laserové 3D skenery využívají ke snímání povrchu objektu laserový paprsek, který je po odrazu od objektu zachycen. Na základě doby návratu světelného paprsku a úhlu dopadu je stanovena poloha skenované oblasti v prostoru (Tóth & Živčák, 2014). Jedná se o velmi přesné 3D skenery, jejichž délková přesnost činí $\pm 0,025$ mm až 0,05 mm a opakovatelnost měření jednoho bodu v prostoru až 0,02 mm (Zeman, 2018).

Optické 3D skenery ke snímání povrchu objektu používají optické záření o vlnové délce mezi 100 nm a 300 μ m (Bellocchio et al., 2012). Pracují na fotografickém principu, kdy je objekt skenován z několika úhlů. Následně dochází ke spojení těchto snímků, čímž

vzniká digitalizovaný 3D obraz objektu (Tóth & Živčák, 2014). Dle Zemana (2018) jsou tyto 3D skenery vhodné pro rychlé skenování s texturou s přesností až $\pm 0,1$ mm, což značí nižší přesnost ve srovnání laserovými 3D skenery. Toto tvrzení potvrdily výsledky studie autorů Tótha a Živčáka (2014), kteří srovnávali přesnost měření objektu laserovým a optickým 3D skenerem. Na druhou stranu optické 3D skenery urychlí proces měření (Zeman, 2018).

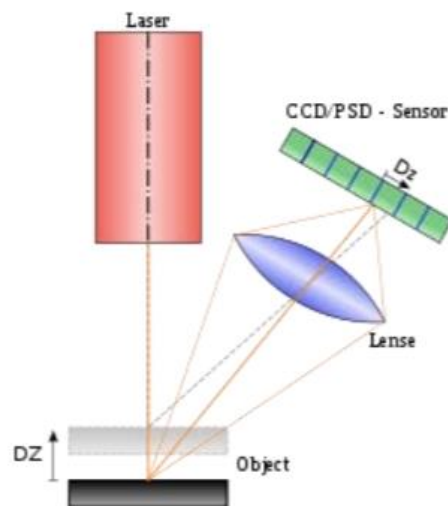
Laserové i optické 3D skenery využívají různé způsoby technologií 3D skenování. Převážně však používají princip triangulace (Ebrahim, 2015; Rocchini, Cignoni, Montani, Pingi, & Scopigno, 2001). Aktivní triangulační systémy se obecně vyznačují svou relativní rychlostí a dobrou přesností, která závisí na úhlu mezi vyzařovaným světlem a přímkou pohledu, a také na poměru mezi vzdáleností emitoru/senzoru a vzdáleností objektu. Dále jejich přesnost může být ovlivněna okolním osvětlením (Bellocchio et al., 2012), snímáním objektů s lesklým povrchem, s nízkou mírou odrazivosti povrchu či s významnými podpovrchovými rozptyly (Bernardini & Rushmeier, 2002). Konkrétním příkladem jsou např. 3D skenery nohy, které jsou převážně založeny na principu laserové triangulace, kdy povrch nohy snímají pomocí laserových triangulačních senzorů (Lee et al., 2017; Novak, Babnik, Možina, & Jezeršek, 2014). Ve skutečnosti mnoho 3D skenerů kombinuje více než jednu techniku 3D skenování, čímž vzniká univerzálnější skenovací systém (Bellocchio et al., 2012; Ebrahim, 2015).

4.3. Princip laserové triangulace, laserový triangulační senzor

V systému laserové triangulace laserový emitor promítá laserový paprsek na povrch objektu a využívá kameru k vyhledání umístění laserového bodu. V závislosti na tom, jak daleko laser zasáhne povrch, se laserová tečka objeví na různých místech zorného pole kamery. Tato technika se nazývá triangulace, protože laserová tečka, kamera a laserový emitor tvoří trojúhelník (obrázek 1). Při triangulaci je známa délka jedné strany trojúhelníku, vzdálenost mezi kamerou a laserovým emitorem a úhel rohu laserového emitoru. Úhel rohu kamery lze zjistit na základě umístění laserové tečky v zorném poli kamery. Tyto tři informace plně určují tvar i velikost trojúhelníku a udávají umístění rohu laserového bodu trojúhelníku (Ebrahim, 2015). Obecný postup laserové triangulace má dva kroky. Během prvního kroku jsou odečtením dvou snímků (jeden pořízený se

zapnutým laserem, druhý bez něj) identifikovány pixely obrazu, které jsou pod vlivem laserového paprsku. Ve výsledném obrázku se k identifikaci požadovaných pixelů používá prahový filtr. Ve druhém kroku jsou vyřešeny rovnice triangulace a virtuální model je uložen pro export nebo vizualizaci (Acosta, García, & Aponte, 2006).

Laserový triangulační senzor (LTS) je obecně vybaven jedinou kamerou a linkovým laserem. Nicméně jeden LTS nedokáže získat přesné informace o povrchu celé nohy, protože jedna jediná kamera může způsobit okluze (tzn. vzájemně neviditelná plocha objektu) (Lee et al., 2017). Proto moderní 3D skenery nohy obsahují více LTS složených z duálních kamer, které snižují množství okluzí. To umožňuje přesněji rekonstruovat objekty s vlnitou geometrií povrchu (So, Michieletto, & Menegatti, 2012). LTS mohou vykonávat rotační nebo lineární pohyb (Lee et al., 2017).



Obrázek 1. Princip laserového triangulačního senzoru (jsou zobrazeny dvě polohy objektů) (Ebrahim, 2015, 327).

4.4. 3D SKENERY NOHY

3D skenery mohou povrch nohy snímat pomocí strukturovaného světla nebo laseru (Lee et al., 2017; Rogati et al., 2019). Lze je rozdělit na statické a dynamické 3D skenery nohy (Telfer & Woodburn, 2010).

4.4.1. Statické vs. dynamické 3D skenování nohy

Zatímco statický 3D skener měří nohu v klidové pozici, dynamický 3D skener dokáže zachytit 3D tvar nohy během pohybu (Telfer & Woodburn, 2010). Během chůze

dynamický 3D skener osvětluje nohu jedince a videokamera zaznamenává sled snímků, které jsou následně zpracovány za účelem rekonstrukce tvaru povrchu nohy (Thabet et al., 2011).

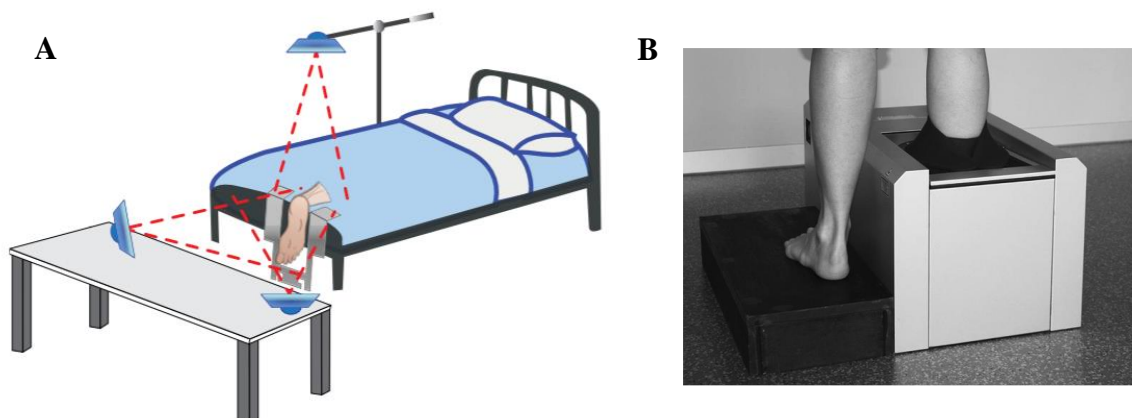
Ve skutečnosti jsou antropometrická data nohy obvykle měřena pouze ve statických pozicích (Schmeltzpfenning, Plank, Krauss, Aswendt, & Grau, 2009). Nicméně řada studií ukazuje značné rozdíly v 3D tvaru nohy získaném ve statické a dynamice jak u dětí, tak i dospělých (Barisch-Fritz, Schmeltzpfenning, Plank, & Grau, 2014; Schmeltzpfenning et al., 2009). Thabet et al. (2011) ve své studii zjistili, že při skenování v dynamických podmínkách je délka nohy průměrně o 9 mm větší než při statických podmínkách. Tento výsledek naznačuje, že použití dynamických údajů o nohách poskytuje přesnější výsledky při navrhování vložek vyrobených na míru. Autoři Thabet et al. (2011) a Yoshida, Saito, Aoki, Kouchi a Mochimaru (2012) tedy doporučují vyrábět obuv a ortopedické podpory nohy na základě dynamického 3D skenování, protože jsou převážně používány v dynamických podmínkách, tzn. při chůzi nebo běhu.

4.4.2. Proces a způsoby snímání nohy 3D skenerem

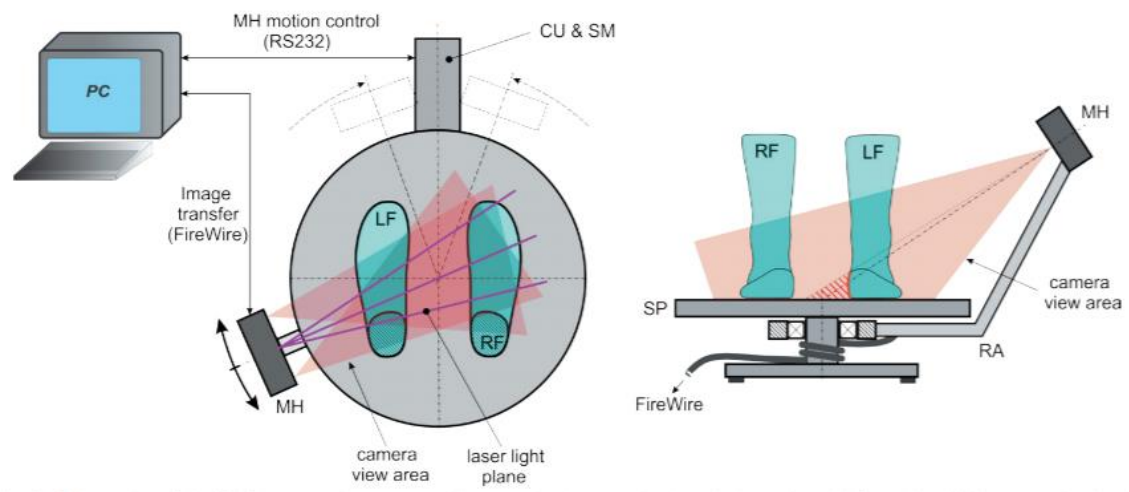
Většina 3D skenerů nohy používá celkem 8 kamer a 4 linkové lasery (Lee et al., 2017). Příkladem je nožní skener YETI™ I (Vorum Research Company, Vancouver, British Columbia, Canada), který shromažďuje povrchová data na několika řezech po celé délce nohy. Čtyři lasery září na povrch linii světla a osm kamer poté zachycuje obrazy odraženého laserového světla v každé sekci podél povrchu, které se použijí ke stanovení 3D souřadnic bodů v každé sekci (Witana, Xiong, Zhao, & Goonetilleke, 2006). Celý 3D tvar nohy je snímán pohybem celé sestavy kamer projektorů podél podélné osy nohy (od prstů k patě) (Novak et al., 2014).

3D skenery nohy umožňují skenování buď jedné nohy, nebo obou nohou zároveň (Obrázek 2 a 3). Stejně tak některé skenery snímají pouze dorsální či plantární stranu nohy, zatímco jiné celý povrch nohy (dorsální i plantární stranu). Např. Novak et al. (2014) ve své práci skenovali pouze dorsální povrch obou nohou současně pomocí rotačního LTS, kdežto Lee et al. (2017) využili ke snímání celého povrchu jedné nohy rotační i lineární LTS.

Nohu lze skenovat v zatíženém i nezatíženém stavu. Nicméně určité studie prokázaly odlišný tvar nohy při nulovém, polovičním či plném zatížení nohy (Tsung, Zhang, Fan, & Boone, 2003; Xiong, Goonetilleke, Zhao, Li, & Witana, 2009). Například výsledky studie Tsung et al. (2003) ukázaly, že větší zatížení nohy významně zvětšilo kontaktní plochu, délku nohy, šířku nohy a šířku zánoží, zatímco snížilo průměrnou výšku, výšku oblouku a úhel oblouku. Skenování nohy v nezatíženém stavu lze využít například u miminek a malých dětí (Ganesan, 2018).



Obrázek 2. Příklady skenování jedné nohy v nezatíženém (A) (Algar & Guldberg, 2013, 38) a zatíženém stavu (B) (De Mits et al., 2011, 200).



Obrázek 3. Příklad skenování obou nohou současně pomocí rotační měřící hlavy: MH = měřící hlava, CU = řídicí jednotka, SM = krokový motorový pohon, RA = otočné rameno, SP = stojící plošina, RF = pravá noha, LF = levá noha (Novak et al., 2014, 686).

Na základě digitálního 3D modelu nohy jsou definovány a extrahovány rozměry nohou (Witana et al., 2006; Lee & Wang, 2015; Zhao, Xiong, Bu, & Goonetilleke, 2008). Orientační body na povrchu nohy jsou umístěny buď ručně (Sarghie, Costea, & Liute, 2013; Witana et al., 2006), nebo automaticky (Liu, ShangGuan, Lin, & Jiang, 2008). Na základě umístění těchto bodů lze zjistit délkové, šířkové, výškové, obvodové i úhlové rozměry nohy (tabulka 1), které se používají např. pro navrhování obuvi, ortéz či různých typů ponožek (Sarghie et al., 2013).

Většina studií uvádí pouze lineární rozměry nohy a zřídka hodnotí také obvod nohou z důvodu složitosti jeho výpočtu. Přitom obvodové parametry nohy jsou stejně tak významné. Při získání obvodových parametrů ze skenovaných dat musí počítačem generovaná data simulovat manuální měření získaná pomocí jednoduché pásky (Zhao et al., 2008). Proto Zhao et al. (2008) navrhuje algoritmus, který simuluje kolem nohy tvar pásky jako při manuálních měření, čímž je možné získat obvody nohou ze skenovaných dat spolehlivě a relativně rychle.

Tabulka 1. Přehled vybraných antropometrických rozměrů nohy zjistitelných z digitálního 3D modelu nohy dle autorů De Mits et al. (2010), Pantazi a Vasilescu (2016), Taha, Aris, Ahmad, Hassan a Sahim (2014), Tsung et al. (2003), Witana et al. (2006) a Xiong et al. (2009).

Délkové parametry (mm)	Šířkové parametry (mm)	Výškové parametry (mm)	Obvodové parametry (mm)	Úhlové parametry (°)
Délka nohy	Šířka nohy	Výška nohy	Obvod přes střed nohy	Úhel patní kosti nohy
Délka mediálního oblouku nohy	Šířka paty	Výška paty	Obvod přes patu	Úhel mediálního oblouku nohy
Délka laterálního oblouku nohy	Šířka zánoží	Výška mediálního oblouku nohy	Obvod přes kotníky	Úhel 1. prstu
Délka prstu	Šířka středonoží	Výška nejlaterálnějšího bodu na malleolus lateralis	Obvod přes hlavičky metatarsů	Úhel 5. prstu
		Výška nejmediálnějšího bodu na malleolus medialis	Obvod střední části nohy	
		Výška os naviculare		

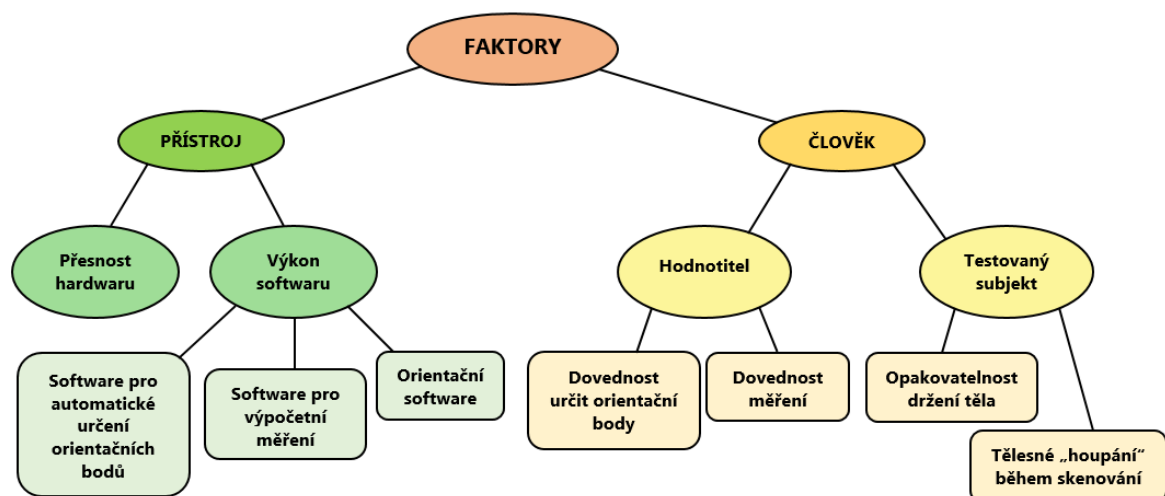
4.4.3. Přesnost a spolehlivost vybraných 3D skenerů nohy

Moderní 3D skenery nohou mohou získat přesné a opakovatelné digitální modely nohy (Telfer & Woodburn, 2010). Nicméně každý 3D skener nohy od různého výrobce poskytuje různou přesnost a spolehlivost (tabulka 2).

Tabulka 2. Přehled přesnosti a spolehlivosti 3D skenerů nohy od různých výrobců

Typ 3D skeneru nohy	Přesnost	Relativní spolehlivost
INFOOT (I-Ware Laboratory Co., Ltd, Osaka, Japan)	SEM = 0,3-2,75 mm (De Mits et al., 2010) SEM = 0,31-5,9 mm (De Mits et al., 2011) SEM = 0,6-3,0 mm (Ballester et al., 2017)	ICC = 0,382-0,999 (De Mits et al., 2010) ICC = 0,609-0,999 (De Mits et al., 2011) ICC = 0,981-0,999 (Ballester et al., 2017)
FotoScan (Precision 3D Ltd, Weston-super-mare, UK)	< 0,5 mm (dle výrobce)	ICC = 0,964-0,999 (Menz, Auhl, Ristevski, Frescos, & Munteanu, 2014) ICC = 0,73-0,99 (Hassan et al., 2020)
Virtual Orthotics (Virtual Orthotics, NWS, Australia)	SEM = 0,3-1,13 mm; SEM = 0,4-1,13 mm (Carroll et al., 2011)	ICC1 = 0,96-0,99; ICC2 = 0,95-0,99 (Carroll et al., 2011)

Kouchi et al. (2012) představují faktory ovlivňující přesnost antropometrického měření metodou 3D skenování (obrázek 4).



Obrázek 4. Faktory ovlivňující přesnost antropometrických dat získaných z 3D snímku dle Kouchi et al. (2012)

4.4.4. Použití 3D skenerů nohy

V podiatrii a obuvnickém průmyslu je přesné získání tvaru nohy klíčové pro navrhování individuálně přizpůsobených ortéz a obuvi pro různé kategorie lidí, jako jsou například zdraví jedinci, sportovci, jedinci s problémy nohou či pacienti s diabetem (Rogati et al., 2019). Proto se 3D skenery nohy využívají při návrhu a výrobě individuálně přizpůsobené obuvi (De Mits et al., 2011; Lee et al., 2014), stélek a ortéz, při klinickém hodnocení deformací nohy (Telfer & Woodburn, 2010; Lee et al., 2014) či v rámci výzkumu. Tyto systémy mohou také pomoci sledovat změny nohou v průběhu času nebo hodnotit účinek terapie ve výzkumu či v klinické praxi (De Mits et al., 2010).

Hodnocení deformit nohy a prstů

3D skenery nohou lze využít k zobrazení a měření nohou s různými patologiemi a deformitami (De Mits et al., 2010; Stanković et al., 2020). Byly provedeny studie, které se zabývají hodnocením patologií nohy u pacientů s revmatoidní artritidou nebo u deformit jako jsou pes equinovarus, „plochonoží“, vysoko klenutá noha či hallux valgus pomocí 3D skeneru.

De Mits et al. (2012) použili 3D skener INFOOT (I-Ware Laboratory Co., Ltd, Osaka, Japan) ke kvantifikaci závažnosti struktury nohou u pacientů s revmatoidní artritidou. Výsledky studie ukázaly, že na snímcích byly nalezeny významné rozdíly mezi zdravými jedinci a jedinci s revmatoidní artritidou, a to i bez přítomnosti kloubní eroze (na rentgenu viditelné destrukce kloubních struktur). To naznačuje, že změny na nohou nemusí nutně souviset s bolestí nohou a zdravotním postižením jedince. Dle autorů je skener INFOOT cenným nástrojem k detekci deformit nohou ve stádiu, kdy ještě nejsou eroze přítomné.

Ganesan (2018) ve své práci hodnotí efekt terapie na postavení pes equinovarus u dětí do dvou let pomocí 3D skeneru Kinect a termografie (Ganesan, 2018). Autor dospěl k závěru, že tato metoda může být užitečná pro kvantifikaci závažnosti deformity pes equinovarus, předpovídání relapsů a sledování průběhu léčby. Nicméně spolehlivost a validita této metody je dle autorů potřeba ověřit dalším výzkumem.

Dále řada studií využívá 3D skener k vyhodnocení „plochonoží“ buď z 2D (Chen et al., 2003; Oh & Suh, 2017; Pfeiffer, Kotz, Ledl, Hauser, & Sluga, 2006), nebo 3D informací (Chang et al., 2012; Stanković et al., 2020). Například Pfeiffer et al. (2006)

zkoumali pomocí laserového 3D skeneru prevalenci „plochonoží“ u dětí předškolního věku, kdy „plochonoží“ určili na základě úhlu zánoží. Dále autoři Oh a Suh (2017) klasifikovali výšku mediálního oblouku nohou na základě horizontálního řezu nohy extrahovaného z 3D dat. Taktéž Chen et al. (2003) hodnotili „plochonoží“ z 2D informací na základě varózního úhlu přednoží odlitku nohy.

Hodnocení ploché nohy z 3D informací využili autoři Chang et al. (2012) a Stanković et al. (2020). Chang et al. (2012) hodnotili „plochonoží“ u dětí předškolního věku na základě výpočtu objemu mediálního oblouku digitálního 3D modelu nohy. Stanković et al. (2020) navrhli expertní systém pro objektivní a personalizovanou identifikaci 3D abnormalit tvaru nohy pomocí 3D statistického modelování tvaru nohy. Tato metoda porovnává naskenovanou nohu jedince s předlohou zdravé nohy a detekuje případné odchylky, jejichž lokalitu přímo zvýrazní. Přestože tato metoda nebyla schopna u několika málo jedinců deformity odhalit, mohla by se v budoucnu ukázat jako užitečná pro vyhodnocení deformit nohou. Autoři ve své studii použili 3D skener RS Scan Tiger.

Výroba stélek, ortéz a protéz

V oblasti ortotiky a protetiky je 3D model nohy používán při návrhu individuálně přizpůsobených stélek, nožních ortéz (foot orthoses = FO) (Kirby, Spooner, Scherer, & Schuberth, 2012), kotníkových ortéz (ankle-foot orthoses = AFO) a vlastních protetických objímek. Proces výroby stélek a ortéz zahrnuje 3D skenování nohy, návrh a rekonstrukci modelu stélky či ortézy pomocí počítačem podporovaného navrhování (CAD) a 3D tisk navrženého modelu (Algar & Guldborg, 2013; Chen, Jin, Wensman, & Shih, 2016; Oh & Suh, 2017; Salles & Gyi, 2012). Někteří výrobci provádí 3D sken přímo z pěnového boxu s plantárním otiskem nohy klienta, který slouží jako vodítko při výrobě ortopedické podpůrné pomůcky (Telfer & Woodburn, 2010).

Mezi softwarové programy, které jsou schopné navrhnout ortopedické stélky či ortézy přímo na základě digitálního 3D modelu nohy, patří např. Orthomodel (Delcam PLC, Birmingham, UK) nebo Automated Orthotic Manufacturing System (Sharp Shape, CA, USA). Tyto programy umožňují přizpůsobit ortézu či stélku tvaru nohy a zároveň umožňuje výrobcům kontrolovaně měnit tvar a tloušťku ortézy (výhoda oproti tradičním antropometrickým metodám). Další jejich výhodou je propojení s technologiemi, které zajišťují výrobu navržené ortopedické pomůcky, čímž se sníží počet kroků v procesu výroby produktu a také eliminuje spoustu možných zdrojů lidských chyb (Telfer

& Woodburn, 2010). 3D tisk neboli aditivní výroba (AM) vytváří trojrozměrný objekt postupným nanášením tenkých vrstev materiálu na sebe (Piperi et al., 2014).

Využití v obuvnickém průmyslu

3D skenery nohy lze využít při výrobě individuálně přizpůsobené obuvi terapeutické (De Mits et al., 2011), sportovní (Taha et al., 2014) aj. V současnosti je nejběžnější způsob výroby obuvi založen na obuvnickém kopytu (Telfer & Woodburn, 2010), což je pevný 3D model nohy, kolem kterého se bota vyrábí (Cheng & Perng, 2000). Proces výroby obuvnického kopyta je obdobný jako při výrobě ortéz a stélek na míru. Nejdříve je pomocí 3D skenování získán 3D model nohy, podle kterého je následně v programu CAD vytvořen návrh 3D modelu obuvnického kopyta. Nakonec je navržené obuvnické kopyto 3D tiskem vyrobeno. Teprve poté mohou být vyrobeny další komponenty boty (svršek, podrážka, stélka, mezipodešev, pata atd.) (Rout, Zhang, Khandual, & Luximon, 2010; Xiong et al., 2010).

3D skener lze také využít přímo v prodejně obuvi pro správný výběr obuvi, kde je zákazníkovi proveden 3D sken jeho nohy. Následně tzv. porovnávací algoritmus vypočítá geometrický rozdíl mezi rozměry nohy a vnitřním objemem obuvi pro celý sortiment vybraných modelů obuvi. Poté jsou zákazníkovi navrženy nejlépe odpovídající modely obuvi (Novak et al., 2014).

Využití ve výzkumu

Využití 3D skeneru ve výzkumu je široké. Lze je použít ve výzkumných institucích, na univerzitách nebo ve zdravotnických zařízeních (Sarghie et al., 2013). Existuje řada studií, která zkoumá přesnost, reliabilitu a validitu 3D skenerů nohou (De Mits et al., 2010; De Mits et al., 2011; Rogati et al., 2019). Jiné studie posuzují vliv různých faktorů na tvar nohou, jako je např. BMI, pohlaví, věk, míra zatížení (Kim & Do, 2014; Lee & Wang, 2015; Mauch, Grau, Krauss, Maiwald, & Horstmann, 2008; Stanković et al., 2018; Price & Nester, 2016; Tsung et al., 2003). Např. Stanković et al. (2018) zjistili, že pohlaví, věk, BMI, frekvence sportovní aktivity a velikost obuvi významně ovlivňují 3D tvar nohy. Některé z těchto studií se následně zaměřují na rozdělení tvarů nohou do kategorií (Krauss, Grau, Mauch, Maiwald, & Horstmann, 2008; Lee & Wang, 2015). Další studie se snaží vyvinout nové přesné nízkonákladové 3D skenery, které by bylo možné v praxi využít (Ma & Luximon, 2014; Novak et al., 2014; Rogati et al., 2019). Parrilla et al. (2015) dokonce popisují nový přístup k odhadu

3D tvaru nohy pomocí aplikace chytrého telefonu. Přestože je spolehlivost této metody nižší než u špičkových 3D skenerů nohy, její využití je přijatelné např. v obuvnickém průmyslu.

4.4.5. Výhody a nevýhody 3D skenerů nohy

Použití 3D skeneru nohy má jako řada jiných zařízení své výhody i nevýhody. Nevýhod je však podstatně méně. Autoři Ma a Luximon (2014) mezi nevýhody řadí nadměrnou velikost a vysokou pořizovací cenu 3D skenerů nohy. Nicméně v současnosti již existují studie, které se pokusily vyvinout poměrně přesný nízkonákladový 3D skener nohy (Ma & Luximon, 2014). Výhody tedy významně převažují. Jedná se o neinvazivní zařízení, které může získat informace o povrchu, objemu a průřezu nohy během pár sekund u velkého počtu účastníků, což svědčí o jeho efektivitě (Telfer & Woodburn, 2010). Ačkoliv se stále používají tradiční metody pro měření rozměrů nohy, 3D skenování poskytuje rychlejší, objektivnější, spolehlivější (Stanković et al., 2016) a přesnější postup měření, protože je méně ovlivněný lidskou chybou než manuální měření (Lee et al., 2014; Taha et al., 2014). Navíc 3D sken lze uložit a v případě potřeby odeslat e-mailem (Telfer & Woodburn, 2010). Může být tedy studován ještě dlouho po odchodu subjektu, zatímco manuální měření má limitovanou kapacitu pro konstrukci nového měření (Robinette & Daanen, 2006). 3D skener lze také použít k získání digitálních stop nohy (Fan, Fan, Li, Lv, & Luo, 2011; Papuga & Burke, 2011). K dalším výhodám 3D skenerů nohy patří robustnost (Telfer & Woodburn, 2010), přenosnost, snadná použitelnost ve všech typech klinických nastavení a možnost automatického provedení měření pomocí počítačové technologie (Ganesan, 2018).

5 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

5.1. Hlavní cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je posoudit intra-rater reliabilitu výsledků získaných 3D skenerem RS Scan Tiger při měření parametrů nohy u zdravých dospělých jedinců.

5.2. Dílčí cíle

Cílem diplomové práce je posoudit intra-rater reliabilitu výsledků získaných 3D skenerem RS Scan Tiger při měření délky nohy u zdravých dospělých jedinců.

Cílem diplomové práce je posoudit intra-rater reliabilitu výsledků získaných 3D skenerem RS Scan Tiger při měření šířky nohy u zdravých dospělých jedinců.

Cílem diplomové práce je posoudit intra-rater reliabilitu výsledků získaných 3D skenerem RS Scan Tiger při měření délky mediálního oblouku nohy u zdravých dospělých jedinců.

Cílem diplomové práce je posoudit intra-rater reliabilitu výsledků získaných 3D skenerem RS Scan Tiger při měření výšky mediálního oblouku nohy u zdravých dospělých jedinců.

5.3. Výzkumné otázky

V_{1a}: Jaký je vnitrotřídní korelační koeficient při měření délky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger?

V_{1b}: Jaká je standardní chyba měření délky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger?

V_{1c}: Jaká je minimální detekovatelná změna délky nohy, kterou je 3D skener RS Scan Tiger schopen zjistit?

V_{2a}: Jaký je vnitrotřídní korelační koeficient při měření šířky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger?

V_{2b}: Jaká je standardní chyba měření šířky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger?

V_{2c}: Jaká je minimální detekovatelná změna šířky nohy, kterou je 3D skener RS Scan Tiger schopen zjistit?

V_{3a}: Jaký je vnitrotřídní korelační koeficient při měření délky mediálního oblouku nohy 3D skenerem RS Scan Tiger?

V_{3b}: Jaká je standardní chyba měření délky mediálního oblouku nohy 3D skenerem RS Scan Tiger?

V_{3c}: Jaká je minimální detekovatelná změna délky mediálního oblouku nohy, kterou je 3D skener RS Scan Tiger schopen zjistit?

V_{4a}: Jaký je vnitrotřídní korelační koeficient při měření výšky mediálního oblouku nohy 3D skenerem RS Scan Tiger?

V_{4b}: Jaká je standardní chyba měření výšky mediálního oblouku nohy 3D skenerem RS Scan Tiger?

V_{4c}: Jaká je minimální detekovatelná změna výšky mediálního oblouku nohy, kterou je 3D skener RS Scan Tiger schopen zjistit?

6 METODIKA

Tato práce je součástí většího projektu v rámci Interního grandu Fakulty tělesné kultury s názvem „*Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze*“ (IGA_FTK_2019_007). Metodika uvedená v této práci popisuje první část projektu hodnotící intra-rater reliabilitu.

Návrh práce s názvem **Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger** byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci dne 18. prosince 2018 pod jednacím číslem 72/2018 (Příloha 2).

6.1. Výzkumný soubor

Na základě doporučení Bujanga a Baharuma (2017) byla stanovena minimální velikost testovaného souboru na 36 probandů (18 žen, 18 mužů). Výzkumu se celkem zúčastnilo 42 zdravých studentů (21 žen a 21 mužů) Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci s průměrným věkem $22,4 \pm 1,6$ let, tělesnou výškou $175,0 \pm 9,3$ cm a tělesnou hmotností $70,6 \pm 12,4$ kg. Každý proband byl seznámen s účelem a průběhem měření. Kritériem pro vyloučení z výzkumu byla bolest v oblasti chodidla nebo dolní končetiny, například úraz, patní ostruha, kořenové dráždění nebo jiný stav, který by bránil rovnoměrnému zatížení obou dolních končetin (DKK) při statickém postoji či chůzi. Každý proband se zúčastnil měření pouze jedenkrát po dobu patnácti minut.

6.2. Sběr dat

Měření proběhlo v laboratoři Centra kinantropologického výzkumu Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v březnu 2019. Pro získání základních rozměrů nohy byl použit laserový 3D skener RS Scan Tiger (Příloha 4), jehož základní charakteristika je uvedena v tabulce 3. 3D skener nohy byl vždy umístěn na stejné místo s nižším přístupem světla, protože světlo vstupující do skeneru může snížit spolehlivost měření (Grimmer, Eskofier, Schlarb, & Hornegger, 2011; Pantazi & Vasilescu, 2016). Z tohoto důvodu byla místnost zatemněna žaluziemi a veškeré osvětlení bylo během skenování zhasnuto.

Před měřením byl každý proband podrobně informován o průběhu výzkumu a svým podpisem vyjádřil souhlas ke zpracování osobních i naměřených dat (Příloha 3). Na

počátku samotného měření byla změřena tělesná hmotnost a výška probanda digitální lékařskou váhou s výškometrem (Tanita Corporation, Tokio, Japan) (Příloha 5, obrázek 5A, 5B). Poté byly jedním terapeutem provedeny 4 skeny nohy. Jelikož jsme na základě výsledků studie Sarghie et al. (2013) nepředpokládali žádné statisticky významné rozdíly mezi antropometrickými rozměry levé a pravé nohy naměřenými 3D skenerem, zvolili jsme skenování pouze pravé nohy. Skenovaná dolní končetina byla odhalena až po úroveň kolene. Před každým skenováním byla skenovací plocha důkladně vyčištěna z důvodu přítomnosti prachových částic či potu, které mohou ovlivnit přesnost naskenovaných údajů (Pantazi & Vasilescu, 2016).

Tabulka 3. Základní charakteristika 3D skeneru RS Scan Tiger (příloha 4)

Rozměr skeneru	730 mm x 430 mm x 320 mm (d x š x v)
Rozměr přístroje s podložkami a opěrkou ruky	755 mm x 832 mm x 1216 mm (d x š x v)
Rozměr skenovací plochy	400 mm x 200 mm x 180 ± 5 mm (d x š x v)
Počet nohou, které lze skenovat	1
Čas skenování	5-15 s
Standardní chyba měření	0,5 mm
Kamery	8 jednobarevných, 1 barevná
Software	3D-scan modul s automatickým výpočtem délky nohy, šířky nohy, délky a výšky mediálního oblouku nohy
Výstupní formát	STL
Hmotnost	26 kg

První sken byl označen jako zkušební z důvodu seznámení probanda s průběhem skenování. Další 3 skeny byly zařazeny do výzkumu ke zpracování. Při skenování nohy jsme zvolili pozici stoj s rovnoměrným 50% zatížením obou DKK. Pro minimalizaci chyby způsobené asymetrickým zatížením DKK byl proband před každým skenováním instruován k nacvičení rovnoměrného rozložení tělesné hmotnosti na dvou osobních mechanických váhách (Příloha 5, obrázek 6). Váhy byly umístěny přibližně 30 cm před 3D skenerem.

Při každém pokusu skenování terapeut probanda instruoval: „Postavte se levou nohou na podložku a pravou nohu umístěte přibližně do středu plochy skeneru. Rozložte váhu rovnoměrně na obě DKK tak, jak jste si dříve nacvičili na dvou váhách. Pravou rukou se chytňte opěrky, levou horní končetinu nechte volně svěšenou podél těla, dívejte se před sebe a nehýbejte se. Po dobu skenování nemluvte“.

Data pravé nohy byla 3D skenerem RS Scan Tiger zaznamenána pomocí programu Footscan 9 (RSscan International NV, Paal, Belgium). Zkoumanými parametry 3D skeneru jsou délka nohy, šířka nohy, výška mediálního oblouku a délka mediálního oblouku nohy (Příloha 6, obrázek 12). Po každém pokusu skenování byla na skenu vizuálně zkontrolována přítomnost všech parametrů a určení vrcholu mediálního oblouku nohy. V případě, že některý parametr nohy nebyl na skenu zaznamenán nebo byl označen nesmyslně (např. vrchol mediálního oblouku nohy na malíkové straně nohy nebo s velkou odchylkou od skutečného nejvyššího bodu oblouku), byl proveden nový náhradní sken (Příloha 6, obrázek 10A, 10B, 10C, 11B). Po každém probandovi byly váhy, digitální lékařská váha i všechny kontaktní plochy 3D skeneru důkladně otřeny bezalkoholovými desinfekčními utěrkami. Následně byla data jednotlivých skenů společně s osobními daty měřeného jedince přepsána do předem vytvořené tabulky v MS Excel (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA).

Před statistickým zpracováním byla naskenovaná data opět zkontrolována. V případě chybného změření či určení výšky a délky mediálního oblouku nohy u některých probandů byly tyto konkrétní nepřesné parametry vyloučeny ze statistického zpracování dat. Přesto všechny sledované parametry splnily kritérium minimálního počtu 36 účastníků výzkumu.

6.3. Statistické zpracování dat

Závěrečné statistické zpracování dat bylo provedeno pomocí softwaru SPSS 22.0 (SPSS, Chicago, IL, USA). Hladina významnosti byla u všech testů stanovena na $p = 0,05$. Relativní spolehlivost byla vyjádřena vnitrotřídním korelačním koeficientem (ICC) na základě absolutně shodného dvoufaktorového modelu se smíšeným efektem s 95% intervalem spolehlivosti (95% CI). Jako ukazatel absolutní spolehlivosti byla zvolena standardní chyba měření (SEM) a minimální detekovatelná změna (MDC).

Standardní chyba měření byla vypočítána dle vzorce:

$$SEM = \sqrt{WMS},$$

kde WMS je průměrná čtvercová hodnota uvnitř subjektu převzatá z analýzy rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření.

Pro výpočet minimální detekovatelné změny při 95% CI (MDC_{95}) byl použit vzorec:

$$MDC_{95} = 1,96 \times SEM \times \sqrt{2},$$

kde hodnota 1,96 je Z skóre spojené s 95% CI.

7 VÝSLEDKY

7.1. Výsledky k výzkumným otázkám V_{1a}, V_{1b} a V_{1c}

Statisticky významné výsledky ($p < 0,001$) testu ANOVA ukazují, že neexistuje signifikantní rozdíl ($p = 0,078$) mezi porovnávanými výsledky tří měření délky nohy získanými jedním terapeutem pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger.

Vnitrotřídní korelační koeficient při měření délky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger dosáhl hodnoty 0,998. Na základě tohoto výsledku můžeme tvrdit, že 3D skener RS Scan Tiger prokázal při měření délky nohy vynikající relativní intra-rater reliabilitu.

Standardní chyba měření délky nohy prostřednictvím 3D skeneru RS Scan Tiger je 0,9 mm a minimální detekovatelná změna je 2,6 mm. Na základě těchto dvou údajů můžeme říct, že absolutní intra-rater reliabilita při měření délky nohy je ve srovnání s ostatními měřenými parametry nohy nejvyšší.

Tabulka 4. Výsledky testu ANOVA pro parametr FL

Zdroj variability	Součet čtvercových odchylek	Počet stupňů volnosti	Průměr čtvercových odchylek	F
Variabilita mezi třídami	4,302	2	2,151	2,631
Reziduální variabilita	67,032	82	,817	
Celková variabilita	71,333	84	,849	

7.2. Výsledky k výzkumným otázkám V_{2a}, V_{2b} a V_{2c}

Statisticky významné výsledky ($p < 0,001$) testu ANOVA ukazují, že neexistuje signifikantní rozdíl ($p = 0,834$) mezi porovnávanými výsledky tří měření šířky nohy získanými jedním terapeutem pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger.

Vnitrotřídní korelační koeficient při měření šířky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger dosáhl hodnoty 0,982. Na základě tohoto výsledku můžeme tvrdit, že 3D skener RS Scan Tiger prokázal při měření šířky nohy vynikající relativní intra-rater reliabilitu.

Standardní chyba měření šířky nohy prostřednictvím 3D skeneru RS Scan Tiger je 1,2 mm a minimální detekovatelná změna je 3,2 mm.

Tabulka 5. Výsledky testu ANOVA pro parametr FW

Zdroj variability	Součet čtvercových odchylek	Počet stupňů volnosti	Průměr čtvercových odchylek	F
Variabilita mezi třídami	,492	2	,246	,182
Reziduální variabilita	110,841	82	1,352	
Celková variabilita	111,333	84	1,325	

7.3. Výsledky k výzkumným otázkám V_{3a}, V_{3b} a V_{3c}

Statisticky významné výsledky ($p < 0,001$) testu ANOVA ukazují, že neexistuje signifikantní rozdíl ($p = 0,755$) mezi porovnávanými výsledky tří měření délky mediálního oblouku nohy získanými jedním terapeutem pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger.

Vnitrotřídní korelační koeficient při měření délky mediálního oblouku nohy 3D skenerem RS Scan Tiger dosáhl hodnoty 0,992. Na základě tohoto výsledku můžeme tvrdit, že 3D skener RS Scan Tiger prokázal při měření délky mediálního oblouku nohy vynikající relativní intra-rater reliabilitu.

Standardní chyba měření délky mediálního oblouku nohy prostřednictvím 3D skeneru RS Scan Tiger je 1,2 mm a minimální detekovatelná změna je 3,3 mm.

Tabulka 6. Výsledky testu ANOVA pro parametr AL

Zdroj variability	Součet čtvercových odchylek	Počet stupňů volnosti	Průměr čtvercových odchylek	F
Variabilita mezi třídami	,797	2	,398	,282
Reziduální variabilita	113,203	80	1,415	
Celková variabilita	114,000	82	1,390	

7.4. Výsledky k výzkumným otázkám V_{4a}, V_{4b} a V_{4c}

Statisticky významné výsledky ($p < 0,001$) testu ANOVA ukazují, že neexistuje signifikantní rozdíl ($p = 0,355$) mezi porovnávanými výsledky tří měření výšky mediálního oblouku nohy získanými jedním terapeutem pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger.

Vnitrotřídní korelační koeficient při měření výšky mediálního oblouku nohy 3D skenerem RS Scan Tiger dosáhl hodnoty 0,737. Na základě tohoto výsledku můžeme tvrdit, že 3D skener RS Scan Tiger prokázal při měření výšky mediálního oblouku nohy střední relativní intra-rater reliabilitu hraničící s dobrou relativní intra-rater reliabilitou.

Standardní chyba měření výšky mediálního oblouku nohy prostřednictvím 3D skeneru RS Scan Tiger je 1,4 mm a minimální detekovatelná změna je 4,0 mm. Na základě těchto dvou údajů můžeme říct, že absolutní intra-rater reliabilita při měření výšky mediálního oblouku nohy je ve srovnání s ostatními měřenými parametry nohy nejnižší.

Tabulka 7. Výsledky testu ANOVA pro parametr AH

Zdroj variability	Součet čtvercových odchylek	Počet stupňů volnosti	Průměr čtvercových odchylek	F
Variabilita mezi třídami	4,317	2	2,158	1,050
Reziduální variabilita	160,350	78	2,056	
Celková variabilita	164,667	80	2,058	

8 DISKUZE

3D skenery nohy lze využít k navrhování individuálně přizpůsobených stélek, ortéz, obuvi, při hodnocení deformit a také k monitorování změn nohou v průběhu času nebo k hodnocení účinku terapie ve výzkumu či v klinickém prostředí. Proto jsou vysoká přesnost a spolehlivost těchto zařízení nepostradatelné (De Mits et al., 2010; De Mits et al., 2011; Lee et al., 2014; Telfer & Woodburn, 2010). V této diplomové práci byly porovnány parametry pravé nohy ze tří skenů změřených jedním terapeutem pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger. Sledovanými parametry nohy byla délka nohy (FL), šířka nohy (FW), délka mediálního oblouku nohy (dále jen délka oblouku, AL) a výška mediálního oblouku nohy (dále jen výška oblouku, AH), které byly hodnoceny z hlediska ICC, SEM a MDC.

Hodnoty ICC sledovaných parametrů nohy ukázaly střední až vynikající intra-rater reliabilitu (ICC = 0,737-0,998). Téměř srovnatelných hodnot ICC pro délku nohy, šířku nohy a délku oblouku ve svých studiích dosáhli De Mits et al. (2010) (ICC = 0,949-0,998), De Mits et al. (2011) (ICC = 0,975-0,999) a Lee et al. (2014) (ICC = 0,95-0,98) pomocí 3D skeneru INFOOT. Také Carroll et al. (2011) a Menz et al. (2014) vykazují velmi podobné hodnoty ICC pro délku a šířku nohy pomocí 3D skenerů Virtual Orthotics (ICC = 0,99) a FotoScan (ICC = 0,968-0,999). Na druhou stranu studie Carroll et al. (2011), De Mits et al. (2010) a De Mits et al. (2011) na rozdíl od 3D skeneru RS Scan Tiger taktéž prokázaly vynikající relativní spolehlivost u výšky oblouku.

3D skener RS Scan Tiger, ve srovnání s manuálním měřením, v této práci prokázal vynikající relativní intra-rater reliabilitu u tří ze čtyř parametrů nohy, zatímco manuální měření ve studii Witana et al. (2006) ukazují vynikající relativní intra-rater reliabilitu u všech čtyř stejných parametrů nohy (ICC1 = 0,992-0,998; ICC2 = 0,978-0,997). Taktéž Ballester et al. (2017) prokázal vynikající intra-rater relativní reliabilitu při měření délky a šířky nohy pomocí tradičních antropometrických metod měření (ICC = 0,998 a 0,990). Dále Lee et al. (2014) dosáhl podobného výsledku (ICC 0,98) při měření délky nohy digitálním kaliperem. Naopak digitální kaliper prokázal střední až dobrou spolehlivost při měření délky oblouku (ICC = 0,74) a šířky nohy (ICC = 0,84). Ostatní metody měření nohy jako je inkoustová a digitální stopa ve studii Lee et al. (2014) prokázaly střední až vynikající relativní spolehlivost. Konkrétně inkoustová stopa ukázala nižší relativní spolehlivost (ICC = 0,68) při měření délky oblouku ve srovnání s 3D skenerem RS Scan

Tiger. Nicméně při měření délky a šířky nohy hodnoty ICC ukazovaly na vynikající relativní spolehlivost (ICC = 0,91 a 0,93) stejně jako digitální stopa, která vynikající spolehlivost prokázala u délky nohy, šířky nohy a délky oblouku (ICC = 0,97, 0,98 a 0,97). Srovnání relativní intra-rater reliability 3D skeneru nohy RS Scan Tiger s tradičními metodami měření naznačuje, že obě metody jsou srovnatelně spolehlivé při měření parametru délky a šířky nohy. Zatímco při měření délky oblouku se zdá být spolehlivější 3D skener RS Scan Tiger. Nicméně je potřeba si uvědomit, že „náš“ 3D skener nohy byl porovnáván se studii, které neměřily stejný vzorek probandů. Proto by bylo vhodné provést studii, ve které by byla porovnána reliabilita měření parametrů získaných 3D skenerem RS Scan Tiger a tradičními antropometrickými metodami u stejného vzorku probandů. Dá se však tvrdit, že 3D skener RS Scan Tiger je rychlejší metodou získávání kompletního 3D tvaru nohy než tradiční metody měření nohy.

Přestože byly získány poměrně vysoké hodnoty ICC, je potřeba mít na paměti, že neposkytují informace o množství jednotlivých změn nebo chyb ve skóre (Weir, 2005). Z hlediska přesnosti měření a hodnocení změn v průběhu času či účinku terapie jsou důležitějšími ukazateli spolehlivosti SEM a MDC. Ma a Luximon (2014) uvádí, že laserový 3D skener poskytuje velmi přesné měření s velmi malou chybou měření od 0,5 do 1 mm. Taktéž výrobce uvádí přesnost 3D skeneru RS Scan Tiger 0,5 mm. Nicméně tato hodnota představuje pouze technickou schopnost skeneru a nezohledňuje lidský faktor chyby měření. Je také pravděpodobné, že výrobce stanovil přesnost skeneru na základě skenování objektu s jednoduchým geometrickým tvarem. To by znamenalo, že při skenování objektu se složitým a rozmanitým tvarem, jako je lidská noha, se může přesnost skeneru mírně lišit. To by odpovídalo výsledkům této práce, kdy nejmenší standardní chyba měření byla zjištěna u délky nohy, která činí 0,9 mm. SEM ostatních parametrů nohy je vyšší než 1 mm.

Domnívám se, že tyto vyšší hodnoty SEM (než 0,5 mm) mohly být způsobeny nerovnoměrným zatížením nohou při každém měření. Dle studií Tsung et al. (2003) a Xiong et al. (2009) dochází při větším zatížení nohy k vyšším hodnotám délky a šířky nohy a nižším hodnotám výšky oblouku. Proto jsme skenování nohy prováděli ve stoje s rovnoměrným rozložením 50 % tělesné hmotnosti na každé noze na základě doporučení normy ISO 7250 (Telfer & Woodburn, 2010). Ačkoliv si všichni probandi před každým skenováním ozřejmili rovnoměrné zatížení nohou na dvou váhách, nelze s jistotou tvrdit,

že stejné rozložení váhy aplikovali při skenování. Navíc přesnost také závisí na schopnosti měřeného jedince opakovaně zaujmout stejnou pozici a stát nehybně během skenování (Kouchi et al., 2012; Sarghie et al., 2013). Dalšími faktory, které mohly ovlivnit přesnost měření nohy, jsou světlo a znečištění desky skeneru. Ačkoliv jsme se tyto faktory snažili co nejvíce minimalizovat (Grimmer et al., 2011; Sarghie et al., 2013), je možné, že v případě světla mohlo mít počasí vliv na přesnost skenování. Přece jen odstín a intenzita světla procházející přes zatažené žaluzie může být rozdílná v závislosti na tom, zda je venku slunečno či zataženo. Taktéž eliminace nečistot na skenovací desce nemusela být dostatečná. Přestože jsme desku skeneru pravidelně otírali desinfekčními utěrkami, noha probanda před skenováním žádným způsobem očištěna nebyla, jak tomu bylo např. ve studii Lee et al. (2014). Je tedy pravděpodobné, že přesnost skeneru mohla ovlivnit nějaká nečistota přichycená na povrchu nohy probanda.

Výsledky této práce ukázaly, že délkové a šířkové parametry nohy, tzn. délka nohy, šířka nohy a délka oblouku, byly při měření 3D skenerem spolehlivější, než výška oblouku. Tento výsledek jsme předpokládali, protože tyto parametry jsou pravděpodobně pro 3D skener jednodušší změřit vzhledem k jejich přesně stanoveným bodům. Například Witana et al. (2006) délku nohy jasně definuje od pternionu až po špičku nejdelšího prstu, délku oblouku definuje od pternionu k nejmediálnějším bodu hlavičky 1. metatarsu a šířku nohy (FW) definuje jako maximální horizontální šířku chodidla (Witana et al., 2006). Jak už bylo zmíněno, hodnota ICC výšky oblouku změřené 3D skenerem RS Scan Tiger (ICC = 0,737) je menší než ICC výšky oblouku změřené manuálními technikami (ICC = 0,994) (Witana et al., 2006) či 3D skenerem Virtual Orthotics (Virtual Orthotics, NWS, Australia) (ICC = 0,96) (Carroll et al., 2011). Také hodnoty SEM a MDC výšky oblouku 3D skenerem RS Scan Tiger jsou vyšší než SEM (SEM1 = 0,32; SEM2 = 0,4) a MDC (MDC1 = 0,89; MDC2 = 1,11) výšky oblouku 3D skenerem Virtual Orthotics (Carroll et al., 2011). Domnívám se, že nižší hodnota ICC a vyšší hodnoty SEM a MDC výšky oblouku by mohly být způsobeny nedokonale vytvořeným algoritmem pro výpočet tohoto parametru nohy. Víme, že nejvyšší bod výšky oblouku je softwarem obtížně identifikovatelný (Telfer et al., 2012). Navíc 3D skener RS Scan Tiger určuje vrchol AH mezi 25-60 % délky nohy na základě výpočtu křivky algoritmu (Tom Van Rooy, emailová komunikace, 12. 12. 2018). Toto široké rozpětí určení vrcholu klenby a složitost výpočtu pravděpodobně mohly ovlivnit míru přesnosti výsledků. Další možnou příčinou, která mohla přispět ke snížení spolehlivosti měření výšky oblouku, je skutečnost, že

během měření byl vrchol AH u některých jedinců určen mimo nejvyšší bod klenby. K chybě měření mohlo taktéž dojít špatným umístěním středu nohy, které dle instrukcí mělo být v místě bílé čárky desky skeneru. Pokud při každém pokusu skenování byl střed nohy umístěn v různých odchylkách od bílé čárky, mohlo to vést k odlišnému algoritmickému zhodnocení AH v každém pokusu.

Dále je nutno brát v úvahu, že u probandů s nižším klenutím nohy, u kterých není zcela patrná křivka s vrcholem, se může stát, že vrchol klenby nebude identifikovatelný. Son, Baek a Lee (2012) zjistili, že algoritmus nemůže u extrémně ploché nohy určit linii mediálního oblouku ze skenovaných dat. Tento problém nastal u jednoho probanda (Příloha 6, obrázek 9), u kterého 3D skener nebyl schopen určit výšku jeho klenby. Při skenování jiného probanda skener také nebyl schopen zachytit nejvyšší bod (Příloha 6, obrázek 10A, 10B), přestože klenba byla viditelná a dle klinického měření 50 mm vysoká (část výzkumu zkoumající validitu výsledků 3D skeneru RS Scan Tiger). Parametr AH obou probandů byl ze statistického zpracování dat vyřazen. Hodnotila se tedy AH u 40 probandů. U ostatních probandů byl vrchol klenutí naměřen 12 mm a více. To naznačuje, že 3D skener pod určitou výšku klenby není schopen tento parametr zachytit. Z tohoto důvodu by bylo vhodné zahájit další výzkum, který by se touto problematikou zabýval a zjistil by nejmenší detekovatelný vrchol klenby. Byla by to užitečná informace pro potenciálního uživatele 3D skeneru, který by tak mohl předpokládat, zda je tento 3D skener schopen změřit jeho požadovanou výšku oblouku.

Přestože všechny pozorované délkové parametry nohy vykazují vynikající relativní spolehlivost, z hlediska ICC, SEM a MDC nejlepších výsledků dosáhla délka nohy. Hodnota SEM délky nohy získané 3D skenerem RS Scan Tiger je menší než 1 mm. Podobného výsledku, i když nepatrně lepšího, dosáhl 3D skener INFOOT ve studiích De Mits et al. (2010) (SEM = 0,78 mm) a De Mits et al. (2011) (SEM = 0,79 mm). Naopak větší hodnoty SEM než jedna při měření délky nohy dosáhl 3D skener Virtual Orthotics (SEM = 1,3 mm).

Na druhou stranu SEM šířky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger (SEM = 1,2 mm) přesáhla hodnotu 1 mm na rozdíl od hodnot SEM 3D skenerů INFOOT (SEM = 0,69 mm) i Virtual Orthotics (SEM1 = 0,73 mm; SEM2 = 0,74 mm). Může to být dáno tím, že 3D skener RS Scan Tiger skutečně měří šířku nohy v její nejširší části. To jsme si ověřili u probanda, který při jednom pokusu skenování zaujal pozici s výrazně

větší abdukci palce (Příloha 6, obrázek 8) než při dalších dvou pokusech. 3D skener tedy změřil větší hodnotu šířky nohy při tomto pokusu. To vedlo k odlišným hodnotám FW jednotlivých skenů a pravděpodobně i ke snížení spolehlivosti tohoto parametru nohy. Taktéž délka nohy může být ovlivněna pokrčením prstů při skenování. Nicméně toto chybné postavení prstů je na 3D skenu patrnější, tudíž si jej terapeut může snáze všimnout a udělat náhradní sken tak, jak to bylo v našem případě (Příloha 6, obrázek 10C). Na základě této zkušenosti se domnívám, že spolehlivost při měření šířky nohy může být více ovlivněna postavením nohy na skeneru než délka nohy. V každém případě doporučuji při každém pokusu skenování téže nohy dbát důraz na její stejné postavení a okamžitě po jejím skenování zkontrolovat tvar 3D modelu nohy.

V případě délky mediálního oblouku nohy 3D skener RS Scan Tiger prokazuje vyšší přesnost (SEM = 1,2 mm) ve srovnání s 3D skenerem INFOOT (SEM = 2,75 mm) (De Mits et al., 2010). Přesto je 3D skener RS Scan Tiger méně přesný při měření délky mediálního oblouku nohy než délky nohy. Pravděpodobně to může být způsobeno tím, že 3D skener může délku oblouku výjimečně chybně určit. To se nám stalo u jednoho z probandů, kdy byl distální bod určující délku mediálního oblouku nohy posunut za hlavičku 1. metatarsu až do poloviny palce (Příloha 6, obrázek 11A). Proto byl parametr AL tohoto jedince ze statistického zpracování dat vyřazen. Hodnotila se tedy délka oblouku u 41 probandů. Pro zajištění co největší přesnosti doporučuji vizuálně kontrolovat barevně graficky znázorněnou délku a výšku mediálního oblouku ihned po změření každého skenu nohy a před statistickým zpracováním dat. V případě špatného určení těchto parametrů nohy je pak potřeba provést nový náhradní sken. Nevýhodou však je, že přímký znázorňující velikost parametrů jsou napevno dány nehledě na to, zda se skenuje pravá či levá noha. To znamená, že při skenování obou nohou skener u jedné nohy znázorní délku nohy na malíkové straně a délku oblouku na palcové straně, zatímco u druhé nohy je znázornění naopak (Příloha 6, obrázek 8, 10C, 11A, 12). Proto by bylo z hlediska vizuální kontroly výhodnější, kdyby přímký znázorňující velikost jednotlivých parametrů byly u pravé i levé nohy zrcadlově. Zejména znázornění délky oblouku na palcové straně pravé i levé nohy by přispělo k rychlejší vizuální kontrole a pravděpodobně i k větší přesnosti výsledků.

Ačkoli nejvyšší hodnota SEM 3D skeneru RS Scan Tiger činila 1,4 mm, pro přidělování velikosti a výrobu přizpůsobené obuvi je akceptovatelná (Lee, Lee, & Choi, 2005). Taktéž autoři Ballester et al. (2017) považují SEM 1,2-1,8 mm jako

akceptovatelnou při výrobě ortéz. To naznačuje, že 3D skener RS Scan Tiger může být dostatečně spolehlivý při získání parametrů nohy pro výrobu obuvi, stélek či ortéz. Nicméně jedná se o spolehlivý nástroj, který měří parametry nohy pouze ve statické poloze. To se může zdát jako nedostatečné vzhledem k tomu, že při chůzi dochází ke změnám některých parametrů nohy (Telfer et al., 2012; Thabet et al., 2011; Yoshida et al., 2012). V tomto případě by bylo vhodné statické měření nohy 3D skenerem RS Scan Tiger doplnit o dynamické 3D snímání nohy tak, jako to ve své studii provedli Kimura, Mochimaru a Kanade (2011) při výrobě obuvi.

Taktéž hodnoty MDC jednotlivých parametrů nohy jsou v této práci vyšší než v jiných studiích. MDC délky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger je větší než MDC délky nohy 3D skenerem INFOOT (De Mits et al., 2010), ale menší než MDC délky nohy 3D skenerem Virtual Orthotics (Carroll et al., 2011). MDC šířky nohy 3D skenerem RS Scan Tiger je větší než MDC šířky nohy 3D skenerem INFOOT (De Mits et al., 2010) a Virtual Orthotics (Carroll et al., 2011). Naopak MDC délky klenby 3D skenerem RS Scan Tiger je menší než MDC délky klenby 3D skenerem INFOOT (De Mits et al., 2010). Jak už bylo dříve zmíněno MDC výšky klenby 3D skenerem RS Scan Tiger je větší než MDC výšky klenby 3D skenerem Virtual Orthotics (Carroll et al., 2011). MDC je důležitým ukazatelem spolehlivosti, protože ukazuje schopnost přístroje detekovat změny v čase (Campanini & Merlo, 2009). Za skutečné změny lze považovat pouze odchylky větší než MDC (Carroll et al., 2011). Toho lze využít při hodnocení terapie u jedinců s „plochonožím“. Například studie Mulligana a Cooka (2013) hodnotila efekt tréninku krátkých svalů nohy na morfologii a dynamickou funkci podélné klenby. Bylo zjištěno zvýšení mediálního oblouku nohy v zatížení v průměru o 1,8 mm za 4 týdny cvičení a o 2,2 mm za 8 týdnů cvičení. To znamená, že 3D skener RS Scan Tiger pravděpodobně není schopen tyto změny zachytit, protože minimální zlepšení musí být o 4 mm, abychom mohli s jistotou tvrdit, že se jedná o efekt terapie, a ne o chybu měření. Předpokládám tedy, že tento skener není vhodný pro měření minimálních změn výšky oblouku menších než 4 mm. Dále je potřeba dodat, že v této diplomové práci jsou hodnoty MDC představeny v desetinných číslech, protože uvádím výsledné hodnoty celé skriningové skupiny. V případě prezentace MDC hodnot u konkrétního probanda je potřeba desetinná čísla zaokrouhlit nahoru na čísla celá. Například při měření parametru šířky nohy není minimální detekovatelná změna konkrétního jedince 3,2 mm, ale 4 mm, takže změna šířky nohy vlivem efektu terapie musí být větší než 4 mm.

Na základě výsledků této práce se 3D skener RS Scan Tiger zdá být dostatečně spolehlivý pro použití k opakovanému měření jednou osobou v klinické praxi. Dle mého názoru lze 3D skener RS Scan Tiger použít zejména při výrobě obuvi, ortéz a stélek, při které jsou hodnoty SEM = 1,2-1,4 mm akceptovatelné. 3D skener RS Scan Tiger tedy doporučuji zejména výrobcům obuvi, ortéz či stélek a vědeckým pracovníkům, kteří jej chtějí využít ve výzkumu například ke sledování vlivu různých faktorů (diagnóza, různý typ obuvi, národnost, věk aj.) na tvar nohy. Menší úspěšnost jeho využití spatřuji při hodnocení efektu terapie zaměřené na „plochonoží“. V tomto případě by muselo být zlepšení výšky klenby alespoň o 4 mm, aby jej 3D skener mohl zachytit a terapeut považovat za úspěch léčby. Taktéž jej nespátřuji dostatečně využitelný pro fyzioterapeuty vzhledem k jeho ceně a vysokým hodnotám MDC jednotlivých parametrů nohy. Dle mého názoru si fyzioterapeut ve své klinické praxi plně vystačí s tradičními vyšetřovacími postupy, které jsou levnější, poměrně spolehlivou a naprosto dostačující alternativou, ačkoliv stále subjektivní. Pokud by však byly zajištěny podmínky zvyšující přesnost 3D skeneru a byl vyvinutý přesný a spolehlivý software se schopností detekovat a hodnotit konkrétní deformity nohy, mohl by se tento 3D skener stát cenným objektivním nástrojem jak pro ortopedy, tak pro fyzioterapeuty, kteří se specializují na problematiku nohy.

Například Stanković et al. (2020) navrhli expertní systém založený na konceptech odlehle detekce pro posouzení plného 3D tvaru nohy, pomocí kterého by 3D skener nohy dokázal detekovat a definovat deformity nohou včetně „plochonoží“. Tento expertní systém pro hodnocení tvaru nohy se skládá ze dvou hlavních částí. První částí je sestavení statistického modelu tvaru zdravé nohy. Ten současně se zadanými údaji o jedinci (věk, BMI, velikost obuvi, aj.) zajistí odhad, jak by měla zdravá noha konkrétního jedince vypadat. Druhou částí je porovnání tohoto modelu nohy s naskenovanou nohou jedince pomocí algoritmu. Tento expertní systém zajišťující automatickou a objektivní analýzu 3D tvarů nohou byl testován na 3D skeneru RS Scan Tiger. Výsledky ukazují, že tato metoda by mohla být užitečná v poskytnutí úplnější analýzy tvaru a deformit nohy. Nicméně pro realizaci a potvrzení spolehlivosti této metody jsou potřeba provést další studie.

Výzkum této práce byl založen na 42 zdravých mladých dospělých jedincích. Výsledky tedy nelze vztáhnout na jedince jiných věkových kategorií (např. děti a seniory) nebo jedince s obtížemi či deformitami nohou. Proto by bylo vhodné provést

studii na testování intra-rater reliability výsledků získaných 3D skenerem RS Scan Tiger při hodnocení parametrů nohy u jedinců různých věkových kategorií a jedinců s deformitami nohy tak, jak je to např. ve studii Hassan et al. (2020) řešící reliabilitu u dětí a dospívajících s Downovým syndromem, či studii De Mits et al. (2011) hodnotící jedince s revmatoidní artritidou. Jelikož se pravděpodobně jedná o první práci, která zkoumá intra-rater reliabilitu výsledků získaných 3D skenerem RS Scan Tiger při měření nohy, bylo by rovněž vhodné výsledky této práce potvrdit dalším výzkumem zabývajícím se stejnou problematikou.

9 ZÁVĚR

Výsledky sledovaných parametrů nohy ukázaly střední relativní intra-rater reliabilitu u výšky mediálního oblouku nohy a vynikající relativní intra-rater reliabilitu u délky nohy, šířky nohy a délky mediálního oblouku nohy. Nejnížší hodnoty ukazatelů absolutní intra-rater reliability byly zjištěny u délky nohy, následně u šířky nohy a délky mediálního oblouku nohy. Nejvyšší hodnoty ukazatelů absolutní spolehlivosti byly prokázány u výšky mediálního oblouku nohy. Výsledky ukazují nejvyšší intra-rater reliabilitu u délky nohy a nejnižší intra-rater reliabilitu u výšky mediálního oblouku nohy získaných pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger. Na základě těchto výsledků můžeme parametry nohy získané 3D skenerem RS Scan Tiger považovat za dostatečně spolehlivé při opakovaném měření nohy u zdravé dospělé populace jednou osobou.

10 SOUHRN

Měření a hodnocení nohy je nedílnou součástí rehabilitace, protože různé poruchy nohy (dysfunkce, deformity) mohou vést k jejich řetězení a vzniku obtíží ve vyšších segmentech pohybového systému (Maršáková & Pavlů, 2012). Jako léčbu obtíží nohou lékaři často volí konzervativní přístup pomocí volně prodejných nebo individuálně přizpůsobených ortopedických stélek, ortéz, či terapeutické obuvi, které mají za účel zmírnit bolest, zlepšit funkce nohy a zajistit korekci deformit (Thabet et al., 2011). Nicméně pro výrobu na míru přizpůsobených ortopedických podpurných pomůcek je potřeba získat přesné rozměry nohou. To dokáže zajistit 3D skener nohy (De Mits et al., 2010; Stanković et al., 2020; Thabet et al., 2014), který je neinvazivní, rychlou a efektivní metodou (Telfer & Woodburn, 2010). Navíc poskytuje objektivnější, spolehlivější (Stanković et al., 2016) a přesnější výsledky při měření nohy než tradiční metody (Lee et al., 2014; Taha et al., 2014). Nicméně před použitím jakéhokoliv měřicího přístroje v praxi musí být nejdříve stanovena jeho spolehlivost (Koo & Li, 2016), která je ukazatelem kvality (Kimberlin & Winterstein, 2008) a důvěryhodnosti daného přístroje (Koo & Li, 2016).

Tato práce se zabývá stanovením intra-rater reliability výsledků získaných pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger, který je poměrně novým 3D skenerem nohy na trhu. Výzkumu se zúčastnilo 42 zdravých dospělých jedinců, u kterých byla stejným terapeutem opakovaně skenována pravá noha. K posouzení relativní intra-rater reliability byl zvolen vnitrotřídní korelační koeficientu. Absolutní intra-rater reliability byla vyjádřena pomocí standardní chyby měření a minimální detekovatelné změny.

Parametry nohy získané 3D skenerem RS Scan Tiger ukázaly střední až vynikající relativní intra-rater reliability. Taktéž ukázaly dostatečnou úroveň absolutní intra-rater reliability pro použití 3D skeneru v klinické praxi. Nejvyšší intra-rater reliability prokázala délka nohy. Naopak nejnižší intra-rater reliability byla zjištěna u výšky mediálního oblouku nohy. Na základě výsledků této práce lze tvrdit, že 3D skener RS Scan Tiger se zdá být dostatečně spolehlivý zejména při návrhu přizpůsobené obuvi, ortéz či ortopedických stélek.

11 SUMMARY

Measurement and assessment of the foot is an integral part of rehabilitation because various foot disorders (dysfunction, deformity) may lead to their chaining and the occurrence of problems in the higher segments of the locomotion system (Maršáková & Pavlů, 2012). Physicians often opt for conservative foot treatment using over-the-counter or individually adapted orthopaedic insoles, braces, or therapeutic shoes with the objective to relieve pain, improve foot functions and ensure deformity correction (Thabet et al., 2011). Nevertheless, for the production of custom orthopaedic support devices, it is necessary to obtain precise foot dimensions. This can be done using a 3D foot scanner (De Mits et al., 2010; Stanković, Huysmans, Danckaers, Sijbers, & Booth, 2020; Thabet, Trucco, Salvi, Wang, & Abboud, 2014), which is a non-invasive, quick and effective method (Telfer & Woodburn, 2010). Moreover, it provides more objective, more reliable (Stanković et al., 2016) and more precise results during measurement of the foot than the traditional methods (Lee et al., 2014; Taha et al., 2014). Nevertheless, prior to use of any measuring instrument in practice, it is first necessary to determine its reliability (Koo & Li, 2016), which is a quality indicator (Kimberlin & Winterstein, 2008) and the trustworthiness of the given instrument (Koo & Li, 2016).

This work concerns determining the intra-rater reliability of the results obtained using the RS Scan Tiger 3D Scanner, which is a 3D foot scanner relatively new on the market. 42 healthy adults participated in the research and the same therapist repeatedly scanned their right feet. An intra-class correlation coefficient was chosen to assess the relative intra-rater reliability. The absolute intra-rater reliability was expressed using the standard error of measurement and minimum detectable change.

The foot parameters gained using the RS Scan Tiger 3D Scanner showed moderate to excellent relative intra-rater reliability. They also showed an adequate absolute intra-rater reliability level for use of the 3D scanner in clinical practice. The length of the foot proved the highest intra-rater reliability. On the contrary, the lowest intra-rater reliability was ascertained in the height of the medial arch of the foot. Based on the results of this work, it is possible to state that the RS Scan Tiger 3D scanner seems to be adequately reliable particularly in the design of custom-made shoes, braces or orthopaedic insoles.

12 REFERENČNÍ SEZNAM

- Acosta, D., García, O., & Aponte, J. (2006, September). Laser triangulation for shape acquisition in a 3D scanner plus scan. In *Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference (CERMA'06)* (Vol. 2, pp. 14-19). IEEE.
- Algar, D., & Guldberg, A. (2013). Insole modeling using kinect 3d sensors. *Gothenburg: Chalmers University of Technology*. Retrieved 5. 3. 2020 from the World Wide Web: <http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/183534/183534.pdf>
- Allen, M. J., & Yen, W. M. (1979). Introduction to measurement theory. Monterey, CA: Brooks.
- Altman, D. G., & Bland, J. M. (2005). Standard deviations and standard errors. *Bmj*, 331(7521), 903. Retrieved 11. 12. 2019 from the World Wide Web: http://karlin.mff.cuni.cz/~turcic/sd_sem.pdf
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports medicine*, 26(4), 217-238. Retrieved 10. 12. 2019 from the World Wide Web: <https://link.springer.com/content/pdf/10.2165/00007256-199826040-00002.pdf>
- Bajpai, S., & Bajpai, R. (2014). Goodness of measurement: Reliability and validity. *International Journal of Medical Science and Public Health*, 3(2), 112-115.
- Ballester, A., Piérola, A., Parrilla, E., Izquierdo, M., Uriel, J., Nácher, B., & Alemany, S. (2017). Fast, portable and low-cost 3D foot digitizers: Validity and reliability of measurements. In *Proceedings of 3DBODY. TECH 2017 8th International Conference and Exhibition on 3D Body Scanning and Processing Technologies* (pp. 218-225). Retrieved 14. 3. 2020 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/profile/Alfredo_Ballester/publication/320333591_Fast_Portable_and_Low-Cost_3D_Foot_Digitizers_Validity_and_Reliability_of_Measurements/links/59e9c5410f7e9bc89bcad7d3/Fast-Portable-and-Low-Cost-3D-Foot-Digitizers-Validity-and-Reliability-of-Measurements.pdf
- Barisch-Fritz, B., Schmeltzpfenning, T., Plank, C., & Grau, S. (2014). Foot deformation during walking: differences between static and dynamic 3D foot morphology in developing feet. *Ergonomics*, 57(6), 921-933.

- Bartlett, J. W., & Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 31(4), 466-475.
- Baumgartner, T. A. (1989). Norm-referenced measurement: Reliability. In: *MJ SafritTM Wood. Measurement concepts in physical education and exercise science. Champaign (IL): Human Kinetics*, 45-72.
- Baumgartner, T. A. (1995). Objectivity and reliability of the 90-degree push-up for college students. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 66 (Supp.), A-47.
- Beckerman, H., Roebroek, M. E., Lankhorst, G. J., Becher, J. G., Bezemer, P. D., & Verbeek, A. L. M. (2001). Smallest real difference, a link between reproducibility and responsiveness. *Quality of Life Research*, 10(7), 571-578.
- Bellocchio, F., Borghese, N. A., Ferrari, S., & Piuri, V. (2012). *3D surface reconstruction: multi-scale hierarchical approaches*. Springer Science & Business Media.
- Bernardini, F., & Rushmeier, H. (2002, June). The 3D model acquisition pipeline. In *Computer graphics forum* (Vol. 21, No. 2, pp. 149-172). Oxford, UK: Blackwell Publishers Ltd. Retrieved 17. 3. 2020 from the World Wide Web: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/1467-8659.00574?casa_token=MAMFnO06sL4AAAAA:a6QJGAJBPi-dM_xilMkVOqXKekO_H_jSsXfWhQkWmh9ztUZr88qDRyGpApZj6ci8m2PfrS0haq3nW0iMZQ
- Bialocerkowski, A. E., & Bragge, P. (2008). Measurement error and reliability testing: Application to rehabilitation. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 15(10), 422-427.
- Bruton, A., Conway, J. H., & Holgate, S. T. (2000). Reliability: what is it, and how is it measured?. *Physiotherapy*, 86(2), 94-99.
- Buchtelová, E., & Vaníková, K. (2010). Rehabilitace v oblasti chodidla u dětí školního věku. *Rehabilitácia*, 47(3), 145-152.

- 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 Science*, *12*(1).
- Campanini, I., & Merlo, A. (2009). Reliability, smallest real difference and concurrent validity of indices computed from GRF components in gait of stroke patients. *Gait & posture*, *30*(2), 127-131.
- Carmines, E. G., & Zeller, R. A. (1979). *Reliability and validity assessment* (Vol. 17). Sage publications.
- 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*(1), 9.
- Dahle, L. K., Mueller, M., Delitto, A., & Diamond, J. E. (1991). Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *14*(2), 70-74.
- De Mits, S., Coorevits, P., De Clercq, D., Elewaut, D., Woodburn, J., & Roosen, P. (2010). Reliability and validity of the Infoot 3D foot digitizer for normal healthy adults. *Footwear Science*, *2*(2), 65-75.
- 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.
- De Mits, S., Mielants, H., De Clercq, D., Woodburn, J., Roosen, P., & Elewaut, D. (2012). Quantitative assessment of foot structure in rheumatoid arthritis by a foot digitizer: detection of deformities even in the absence of erosions. *Arthritis care & research*, *64*(11), 1641-1648.
- de Vet, H. C., 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.
- DeVon, H. A., Block, M. E., Moyle-Wright, P., Ernst, D. M., Hayden, S. J., Lazzara, D. J., Savoy, S. M., & Kostas-Polston, E. (2007). A psychometric toolbox for testing validity and reliability. *Journal of Nursing scholarship*, *39*(2), 155-164.

- Domholdt, E. (2005). *Physical therapy research. Principles and applications*. WB Saunders Company: Philadelphia.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Grada Publishing as.
- Ebrahim, M. A. B. (2015). 3D laser scanners' techniques overview. *Int J Sci Res*, 4(10), 323-331.
- Fan, Y., Fan, Y., Li, Z., Lv, C., & Luo, D. (2011). Natural gaits of the non-pathological flat foot and high-arched foot. *PloS one*, 6(3). Retrieved 1. 4. 2020 from the World Wide Web: <https://journals.plos.org/plosone/article/file?id=10.1371/journal.pone.0017749&type=printable>
- Frowen, P., O'Donnell, M., & Burrow, J. G. (2010). *Neale's Disorders of the Foot*. Elsevier Health Sciences.
- Ganesan, B. (2018). *Developing a three-dimensional (3D) assessment method for clubfoot* (Doctoral dissertation).
- Ganesan, S., & Ranganathan, R. (2018). Design and development of customised split insole using additive manufacturing technique. *International Journal of Rapid Manufacturing*, 7(4), 295.
- Goldberg, A., Casby, A., & Wasielewski, M. (2011). Minimum detectable change for single-leg-stance-time in older adults. *Gait & posture*, 33(4), 737-739.
- Grimmer, R., Eskofier, B., Schlarb, H., & Hornegger, J. (2011). Comparison and classification of 3D objects surface point clouds on the example of feet. *Machine Vision and Applications*, 22(2), 235-243.
- Hassan, N. M., Buldt, A. K., Shields, N., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Munteanu, S. E. (2020). Reproducibility of foot dimensions measured from 3-dimensional foot scans in children and adolescents with Down syndrome. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13(1), 1-9.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine*, 30(1), 1-15.

- Huijbregts, M. P., Myers, A. M., Kay, T. M., & Gavin, T. S. (2002). Feature articles-systematic outcome measurement in clinical practice: challenges experienced by physiotherapists. *Physiotherapy Canada*, 54(1), 25-31.
- Chan, C. W., & Rudins, A. (1994). Foot biomechanics during walking and running. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 69, No. 5, pp. 448-461). Elsevier. Retrieved 19. 4. 2020 from the World Wide Web: [https://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196\(12\)61642-5/fulltext](https://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196(12)61642-5/fulltext)
- Chang, H. W., Lin, C. J., Kuo, L. C., Tsai, M. J., Chieh, H. F., & Su, F. C. (2012). Three-dimensional measurement of foot arch in preschool children. *Biomedical engineering online*, 11(1), 76.
- Chen, M. J., Chen, C. P., Lew, H. L., Hsieh, W. C., Yang, W. P., & Tang, S. F. (2003). Measurement of forefoot varus angle by laser technology in people with flexible flatfoot. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 82(11), 842-846.
- Chen, R. K., Jin, Y. A., Wensman, J., & Shih, A. (2016). Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—a review. *Additive Manufacturing*, 12, 77-89.
- Cheng, F. T., & Perng, D. B. (2000). A systematic approach for developing a foot size information system for shoe last design. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(2), 171-185.
- Chráska, M. (2016). *Metody pedagogického výzkumu: Základy kvantitativního výzkumu, 2., aktualizované vydání*. Grada Publishing as.
- Jones, P. J., Bibb, R. J., Davies, M. J., Khunti, K., McCarthy, M., Fong, D. T., & Webb, D. (2019). A fitting problem: Standardising shoe fit standards to reduce related diabetic foot ulcers. *Diabetes research and clinical practice*, 154, 66-74
- Kanaani, J. M., Mortazavi, S. B., Khavanin, A., Mirzai, R., Rasolzadeh, Y., & Mansurizadeh, M. (2010). Foot anthropometry of 18-25 years old Iranian male students. *Asian Journal of Scientific Research*, 3(1), 62-69.
- Kim, N. S., & Do, W. H. (2014). Classification of elderly women's foot type. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 38(3), 305-320.

- Kimberlin, C. L., & Winterstein, A. G. (2008). Validity and reliability of measurement instruments used in research. *American journal of health-system pharmacy*, 65(23), 2276-2284.
- Kimura, M., Mochimaru, M., & Kanade, T. (2011). 3D measurement of feature cross-sections of foot while walking. *Machine Vision and Applications*, 22(2), 377-388.
- Kirby, K. A., Spooner, S. K., Scherer, P. R., & Schuberth, J. M. (2012). Foot orthoses. *Foot & ankle specialist*, 5(5), 334-343.
- 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.
- Kottner, J., & Streiner, D. L. (2011). The difference between reliability and agreement. *Journal of clinical epidemiology*, 64(6), 701-702.
- Kouchi, M., Mochimaru, M., Bradtmiller, B., Daanen, H., Li, P., Nacher, B., & Nam, Y. (2012). A protocol for evaluating the accuracy of 3D body scanners. *Work*, 41(Supplement 1), 4010-4017. Retrieved 24. 3. 2020 from the World Wide Web: <https://content.iospress.com/download/work/wor0064?id=work%2Fwor0064>
- Krauss, I., Grau, S., Mauch, M., Maiwald, C., & Horstmann, T. (2008). Sex-related differences in foot shape. *Ergonomics*, 51(11), 1693-1709.
- Lee, M. J., Baek, S. H., & Park, S. Y. (2017, September). 3D foot scanner based on 360 degree rotating-type laser triangulation sensor. In *2017 56th Annual Conference of the Society of Instrument and Control Engineers of Japan (SICE)* (pp. 1065-1070). IEEE.
- Lee, H., Lee, K., & Choi, T. (2005, July). Development of a low cost foot-scanner for a custom shoe tailoring system. In *7th Symposium on Footwear Biomechanics*. Retrieved 19. 4. 2020 from the World Wide Web: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.457.1187&rep=rep1&type=pdf>
- 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(1), 44.

- Lee, Y. C., & Wang, M. J. (2015). Taiwanese adult foot shape classification using 3D scanning data. *Ergonomics*, 58(3), 513-523.
- Lewitová, C. M. H. (2016). O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*, 2, 5-8.
- Lexell, J. E., & Downham, D. Y. (2005). How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. *American journal of physical medicine and rehabilitation*, 84(9), 719.
- Liu, B., ShangGuan, N., Lin, J., & Jiang, K. (2008). Transferring Landmarks to Individual Foot Using Deformable Template Models. In *2008 The 9th International Conference for Young Computer Scientists* (pp. 677-682). IEEE.
- Luximon, A., & Goonetilleke, R. S. (2004). Foot shape modeling. *Human Factors*, 46(2), 304-315.
- Ma, X., & Luximon, A. (2014). 3D foot prediction method for low cost scanning. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(6), 866-873.
- Maršáková, K., & Pavlů, D. (2012). DIAGNOSTIKA FUNKCE NOHY V DENNÍ PRAXI. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékarství*, 19(4).
- 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.
- McGraw, K. O., & Wong, S. P. (1996). Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological methods*, 1(1), 30.
- Mendřický, R., & Keller, P. (2015). 3D skenery pro použití v průmyslu. Retrieved 20. 3. 2020 from the World Wide Web: https://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/54325.pdf
- 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), 3.
- Mohajan, H. K. (2017). Two criteria for good measurements in research: Validity and reliability. *Annals of Spiru Haret University. Economic Series*, 17(4), 59-82.

- Mulligan, E. P., & Cook, P. G. (2013). Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual therapy, 18*(5), 425-430.
- Novak, B., Babnik, A., Možina, J., & Jezeršek, M. (2014). Three-dimensional foot scanning system with a rotational laser-based measuring head. *Strojniški vestnik- Journal of Mechanical Engineering, 60*(11), 685-693.
- Nunnally, J. C., & Bernstein, I. H. (1994). *Psychometric Theory 3rd Ed.* New York: McGraw Hill.
- Oh, S. Y., & Suh, D. (2017). Producing the insoles for flat feet of senior men using 3D systems based on 3D scanning, 3D modeling, and 3D printing. *The Research Journal of the Costume Culture, 25*(3), 270-284.
- Pantazi, M., & Vasilescu, A. M. (2016). 3D Imaging Capture of the Foot and Data Processing for a Database of Anthropometric Parameters. In *International Conference on Advanced Materials and Systems (ICAMS)* (pp. 387-392). The National Research & Development Institute for Textiles and Leather-INCOTEX. Retrieved 22. 3. 2020 from the World Wide Web: http://icams.ro/icamsresource/2016/proceedings/III_Innovative_Technologies_13.pdf
- 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.
- Parrilla, E., Ballester, A., Solves-Camallonga, C., Nácher, B., Puigcerver, A. S., Uriel, J., Pierola, A., González, J. C., & Alemany, S. (2015). Low-cost 3D foot scanner using a mobile app. *Footwear Science, 7*(sup1), S26-S28. Retrieved 22. 3. 2020 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/profile/Alfredo_Ballester/publication/278678575_Low-cost_3D_foot_scanner_using_a_mobile_app/links/5633920e08ae75884112173c/Low-cost-3D-foot-scanner-using-a-mobile-app.pdf
- Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., & Sluga, M. (2006). Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics, 118*(2), 634-639.

- Piperi, E., Galantucci, L. M., Kaçani, J., Shehi, E., & Spahiu, T. (2014, November). From 3D foot scans to footwear designing and production. In *6th INTERNATIONAL CONFERENCE OF TEXTILE*. Retrieved 24. 3. 2020 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/profile/Erald_Piperi/publication/270883633_From_3D_foot_scans_to_footwear_designing_production/links/54b6e9780cf2bd04be337e02/From-3D-foot-scans-to-footwear-designing-production.pdf
- Portney, L. G., Watkins, M. P. (2000). *Foundations of clinical research. Applications to practice*. Prentice Hall Health, Upper Saddle River, New Jersey.
- Price, C., & Nester, C. (2016). Foot dimensions and morphology in healthy weight, overweight and obese males. *Clinical Biomechanics*, 37, 125-130.
- Reichenbacher, M., & Einax, J. W. (2011). *Challenges in analytical quality assurance*. Springer Science & Business Media.
- Robinette, K. M., & Daanen, H. A. (2006). Precision of the CAESAR scan-extracted measurements. *Applied Ergonomics*, 37(3), 259-265.
- Rocchini, C. M. P. P. C., Cignoni, P., Montani, C., Pingi, P., & Scopigno, R. (2001). A low cost 3D scanner based on structured light. In *Computer Graphics Forum* (Vol. 20, No. 3, pp. 299-308). Oxford, UK and Boston, USA: Blackwell Publishers Ltd. Retrieved 3. 4. 2020 from the World Wide Web: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/1467-8659.00522?casa_token=LfzmTliAAZQAAAAA:nlpZZopA0hPkOkNI3R4XsntofTwTGFJPtB8J15RjDBtqgdDA91EezbSVb8BrOsJUXdE2m9YxDduFa74Ovg
- Rogati, G., Leardini, A., Ortolani, M., & Caravaggi, P. (2019). Validation of a novel Kinect-based device for 3D scanning of the foot plantar surface in weight-bearing. *Journal of foot and ankle research*, 12(1), 46.
- Rothstein, J. (1985). *Measurement and clinical practice: theory and application*. Churchill Livingstone: New York.
- Rout, N., Zhang, Y. F., Khandual, A., & Luximon, A. (2010). 3D foot scan to custom shoe last. *Special Issue of International Journal of Computer and Communication Technology*, 1(2-4), 14-18.

- Safrit, M. J. (1989). *Measurement concepts in physical education and exercise science* (pp. 119-36). T. M. Wood (Ed.). Champaign: Human Kinetics Books.
- Salles, A. S., & Gyi, D. E. (2012). The specification of personalised insoles using additive manufacturing. *Work*, 41(1), 1771-1774.
- Saltzman, C. L., & Nawoczenski, D. A. (1995). Complexities of foot architecture as a base of support. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 354-360.
- Sansoni, G., Trebeschi, M., & Docchio, F. (2009). State-of-the-art and applications of 3D imaging sensors in industry, cultural heritage, medicine, and criminal investigation. *Sensors*, 9(1), 568-601.
- Sarghie, B., Costea, M., & Liute, D. (2013). Anthropometric study of the foot using 3D scanning method and statistical analysis. In *Proceedings of the International Symposium in Knitting and Apparel, Isai, Romania* (Vol. 2122). Retrieved 24. 6. 2019 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/profile/Sarghie_Bogdan/publication/242019927_AN_THROPOMETRIC_STUDY_OF_THE_FOOT_USING_3D_SCANNING_METHOD_AND_STATISTICAL_ANALYSIS/links/0046351cbf4ba89ac3000000.pdf
- Sharma, A., Kumar, N., & Kumar, A. (2017). Instrumental Measurement Errors, Their Sources and Remedies. Retrieved 2. 2. 2020 from the World Wide Web: <http://ijoes.vidyapublications.com/paper/Vol25/22-Vol25.pdf>
- Schmeltzpfenning, T., Plank, C., Krauss, I., Aswendt, P., & Grau, S. (2009). Dynamic foot scanning: A new approach for measurement of the human foot shape while walking. *Footwear Science*, 1(1), 28-30.
- Schwenk, M., Gogulla, S., Englert, S., Czempik, A., & Hauer, K. (2012). Test–retest reliability and minimal detectable change of repeated sit-to-stand analysis using one body fixed sensor in geriatric patients. *Physiological measurement*, 33(11), 1931.
- Singh, A. S. (2014). Conducting case study research in non-profit organisations. *Qualitative Market Research: An International Journal*, 17, 77-84.
- So, E. W. Y., Michieletto, S., & Menegatti, E. (2012, November). Calibration of a dual-laser triangulation system for assembly line completeness inspection. In *2012 IEEE*

- International Symposium on Robotic and Sensors Environments Proceedings* (pp. 138-143). IEEE.
- Son, J., Baek, S.-Y., & Lee, K. (2012). *Automatic Measurement of Dimensions of 3D Foot Scan Data*.
- Stanković, K., Booth, B. G., Danckaers, F., Burg, F., Vermaelen, P., Duerinck, S., Sijbers, J., & Huysmans, T. (2018). Three-dimensional quantitative analysis of healthy foot shape: a proof of concept study. *Journal of foot and ankle research*, *11*(1), 8.
- Stanković, K., Danckaers, F., Booth, B. G., Burg, F., Duerinck, S., Sijbers, J., & Huysmans, T. (2016). Foot abnormality mapping using statistical shape modelling. In *Proceedings of 7th International Conference on 3D Body Scanning Technologies, 30 nov-1 dec, 2016, Lugano, Switzerland* (pp. 70-79). Retrieved 23. 5. 2020 from the World Wide Web: <http://www.3dbodyscanning.org/cap/papers/2016/16070stankovic.pdf>
- Stanković, K., Huysmans, T., Danckaers, F., Sijbers, J., & Booth, B. G. (2020). Subject-specific identification of three dimensional foot shape deviations using statistical shape analysis. *Expert Systems with Applications*, 113372. Retrieved 23. 5. 2020 from the World Wide Web: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957417420301974?casa_token=BoIPHvXyNu4AAAAA:69BNLc3e0n6YRfP6AIPkWjsVcf-WLWxRILh5j_btI_ZLyRU42E7h5d0fHkg5_96519TTiPi9z0pH
- Šerbetar, I. (2015). Establishing some measures of absolute and relative reliability of a motor test. *Croatian Journal of Education: Hrvatski časopis za odgoj i obrazovanje*, *17*(Sp. Ed. 1), 37-48.
- Taha, Z., Aris, M. A., Ahmad, Z., Hassan, M. H. A., & Sahim, N. N. (2014). A low cost 3D foot scanner for custom-made sports shoes. In *Applied Mechanics and Materials* (Vol. 440, pp. 369-372). Trans Tech Publications Ltd. Retrieved 21. 3. 2020 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/profile/Zulkifli_Ahmad5/publication/288486209_A_Low_Cost_3D_Foot_Scanner_for_Custom-Made_Sports_Shoes/links/56b1543508ae56d7b06a07eb.pdf

- Tang, L., Zhang, H., & Zhang, B. (2019). A note on error bars as a graphical representation of the variability of data in biomedical research: choosing between standard deviation and standard error of the mean. *Journal of Pancreatology*, 2(3), 69-71.
- Telfer, S., Gibson, K. S., Hennessy, K., Steultjens, M. P., & Woodburn, J. (2012). Computer-aided design of customized foot orthoses: reproducibility and effect of method used to obtain foot shape. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93(5), 863-870.
- Telfer, S., & Woodburn, J. (2010). The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot. *Journal of foot and ankle research*, 3(1), 19.
- Thabet, A. K., Trucco, E., Salvi, J., Wang, W., & Abboud, R. J. (2011). A dynamic 3D foot reconstruction system. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 599-602). IEEE.
- Thabet, A. K., Trucco, E., Salvi, J., Wang, W., & Abboud, R. J. (2014). Dynamic 3D shape of the plantar surface of the foot using coded structured light: a technical report. *Journal of foot and ankle research*, 7(1), 5.
- Thomas, J. R., & Nelson, J. K. (2001). *Research methods in physical activity* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Tóth, T., & Živčák, J. (2014). A comparison of the outputs of 3D scanners. *Procedia Engineering*, 69, 393-401.
- Tsung, B. Y. S., Zhang, M., Fan, Y. B., & Boone, D. A. (2003). Quantitative comparison of plantar foot shapes under different weight-bearing conditions. *Journal of rehabilitation research and development*. Retrieved 2. 3. 2020 from the World Wide Web:
http://ira.lib.polyu.edu.hk/bitstream/10397/6811/1/Tsung_Pantar_Foot_Shapes.pdf
- van Kampen, D. A., Willems, W. J., van Beers, L. W., Castelein, R. M., Scholtes, V. A., & Terwee, C. B. (2013). Determination and comparison of the smallest detectable change (SDC) and the minimal important change (MIC) of four-shoulder patient-reported outcome measures (PROMs). *Journal of orthopaedic surgery and research*, 8(1), 40.

- Vaz, S., Falkmer, T., Passmore, A. E., Parsons, R., & Andreou, P. (2013). The case for using the repeatability coefficient when calculating test-retest reliability. *PloS one*, 8(9).
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 231-240.
- 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, J., & Feinstein, A. R. (1992). Improving the reliability of orthopaedic measurements. *J Bone Joint Surg Br*, 74, 287-291.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., Zhao, J., Li, W., & Witana, C. P. (2009). Foot deformations under different load-bearing conditions and their relationships to stature and body weight. *Anthropological Science*, 117(2), 77-88.
- Xiong, S., Zhao, J., Jiang, Z., & Dong, M. (2010). A computer-aided design system for foot-feature-based shoe last customization. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 46(1-4), 11-19.
- Yoshida, Y., Saito, S., Aoki, Y., Kouchi, M., & Mochimaru, M. (2012). Shape completion and modeling of 3D foot shape while walking. In *2012 International Symposium on Optomechatronic Technologies (ISOT 2012)* (pp. 1-3). IEEE.
- Zeman, L. (2018). *Vstřikování plastů: teorie a praxe*. Grada Publishing as.
- Zhao, J., Xiong, S., Bu, Y., & Goonetilleke, R. S. (2008). Computerized girth determination for custom footwear manufacture. *Computers & Industrial Engineering*, 54(3), 359-373.

13 PŘÍLOHY

Příloha 1: Žádost o vyjádření Etické komisi FTK UP



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

✉ tř. Míru 115, 771 11 Olomouc

Žádost o vyjádření Etické komise FTK UP

k projektu výzkumné, habilitační, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger

Forma projektu: Diplomová práce

Autor – hlavní řešitel: Bc. Eliška Vlachová

Spolurešitelé: Bc. Kristýna Haroková, Bc. et Bc. Barbora Tavačová

Školitel (v případě studentské práce): Mgr. Ondřej Laštovička

Vyjádření školitele, vedoucího práce:

SOUHLASÍM S PŘEDKLÁDANÝM PROJEKTEM *Lašt.*

Popis projektu

3D skenování se v dnešní době hojně využívá v různých oborech. V lékařství lze této techniky využít např. v diagnostice plochonoží a následném zhotovení ortopedických stélek. Jedním z řady skenerů dostupných na trhu je i 3D skener Tiger (RSscan International NV, Paal, Belgie). Pomocí tohoto skeneru jsme schopni, podobně jako při využití konvenčních antropometrických metod, zhodnotit postavení chodidla, jeho kontakt s podložkou a některé základní parametry nohy (délka a šířka nohy, výška a délka mediální podélné klenby). Na rozdíl od podoskopu, měření posuvným měřidlem či jiných 3D skenerů jsou však tyto parametry vypočítávány zcela automaticky. Jejich validita ani reliabilita nicméně nebyla prozatím popsána.

Cíl projektu:

- A) Posouzení validity měření základních parametrů nohy získaných pomocí 3D skeneru Tiger ve srovnání s konvenčními metodami měření u zdravých dospělých osob.
- B) Posouzení reliability měření základních parametrů nohy získaných pomocí 3D skeneru Tiger ve srovnání s konvenčními metodami měření u zdravých dospělých osob.

Metodika: Vyšetření bude probíhat v laboratořích CKV FTK UP. Měření budou základní parametry nohy (délka a šířka nohy, výška a délka mediální podélné klenby) nejprve pomocí antropometrických metod, následně s využitím 3D skeneru Tiger. Měření bude provedeno u každého probanda 2x (dopoledne a odpoledne), 3 výzkumníky, vyšetřována bude pouze jedna noha.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Během výzkumu budou použity pouze neinvazivní metody. Uvedené měřicí přístroje jsou majetkem FTK UP v Olomouci (Katedra přírodních věd v kinantropologii) a mají příslušné certifikace.

Etické aspekty výzkumu

Do výzkumu nebudou zahrnuty děti, těhotné ženy, kojící ženy, duševně nemocní, ani vězni či jedinci z málo rozvinutých zemí.

Informovaný souhlas přiložen k žádosti

V Olomouci dne: 21. 11. 2018

Podpis autora:

Příloha 2: Vyjádření etické komise FTK UP



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 Maříák, 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

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 3: Informovaný souhlas pacienta



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

Příloha 4: Informační leták 3D skeneru nohy RS Scan Tiger



rs scan powered by 

www.rsscan.com



Tiger

High quality 3D scanner designed for orthotists, footwear manufacturers and designers. With this scanner you can scan these objects: last, feet, foam boxes or even hands.

Tech.info:

- + 9 cameras: 8 monochrome + 1 color
- + Output format: STL

Software:

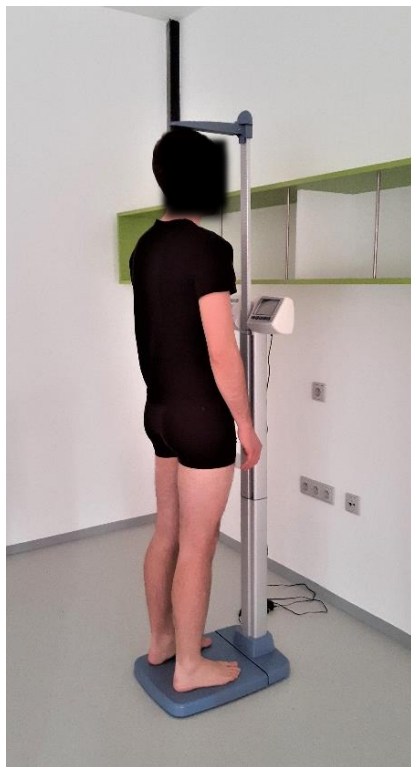
- + 3D-scan module
- + automated length, width, arch-height calculation



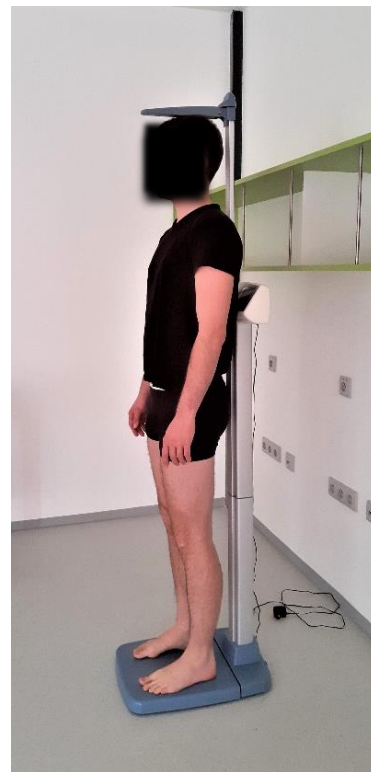
Number of feet	1
Dimensions* (scanner body)	730 x 430 x 320 28.74" x 5.90" x 12.59"
Dimensions* (with handle and steps)	755 x 832 x 1216 29.72" x 32.75" x 47.87"
Weight	26 kg 57,32 lbs.
Scanning area*	400 x 200 x 180 ±5
Measurement standard deviation	0,5 mm 0,020"
Scan time	5 - 15 seconds
I/O	1x USB 2.0 (1,8m - cable A-B)
Supply voltage (AC mains)	100 - 240 V AC 50-60 Hz (to external power supply)

* (L x W x H) in mm or inch

Příloha 5: Průběh měření



A



B

Obrázek 5. Měření tělesné hmotnosti (A) a tělesné výšky probanda (B) (archiv autora)



Obrázek 6. Nácvik rovnoměrného rozložení hmotnosti na obou dolních končetinách (archiv autora)



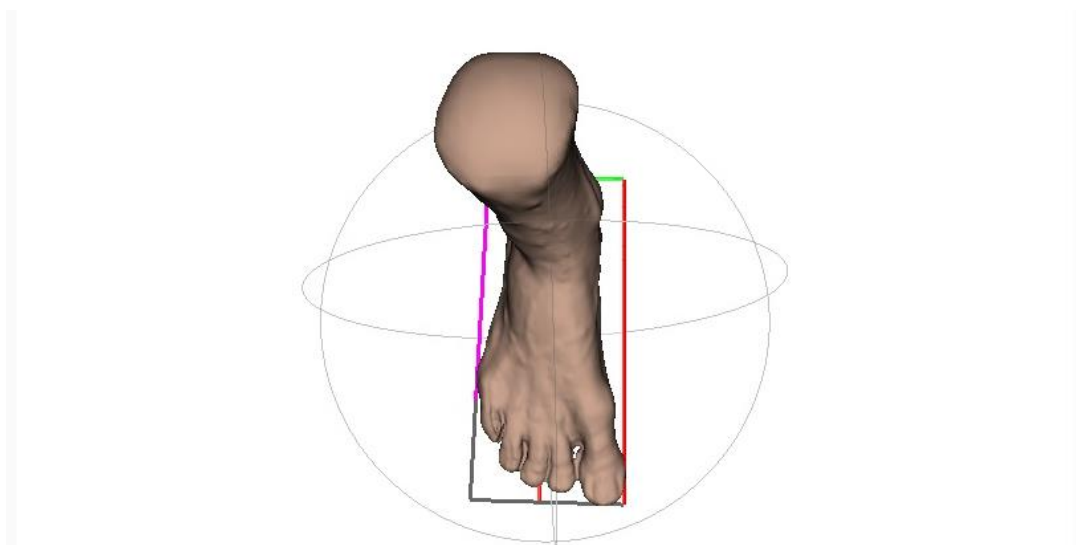
A



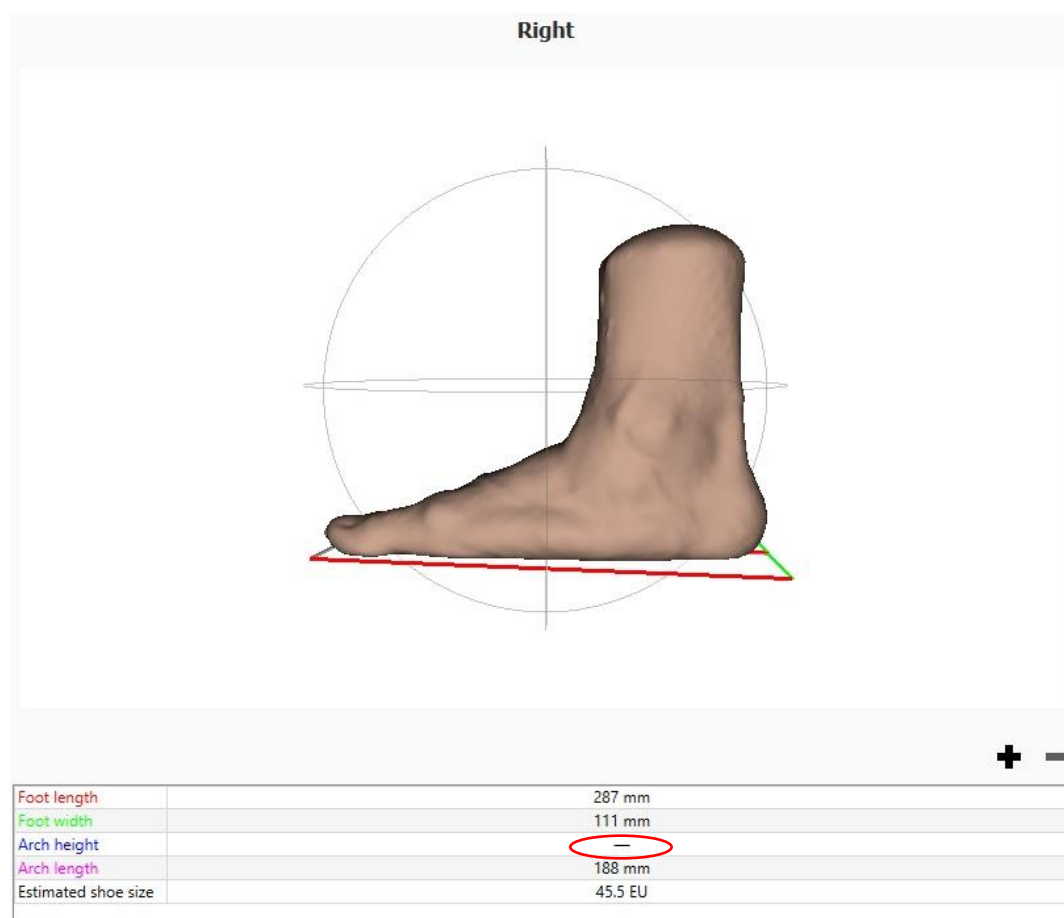
B

Obrázek 7. Pozice probanda během skenování zezadu (A) a z boku (B) (archiv autora)

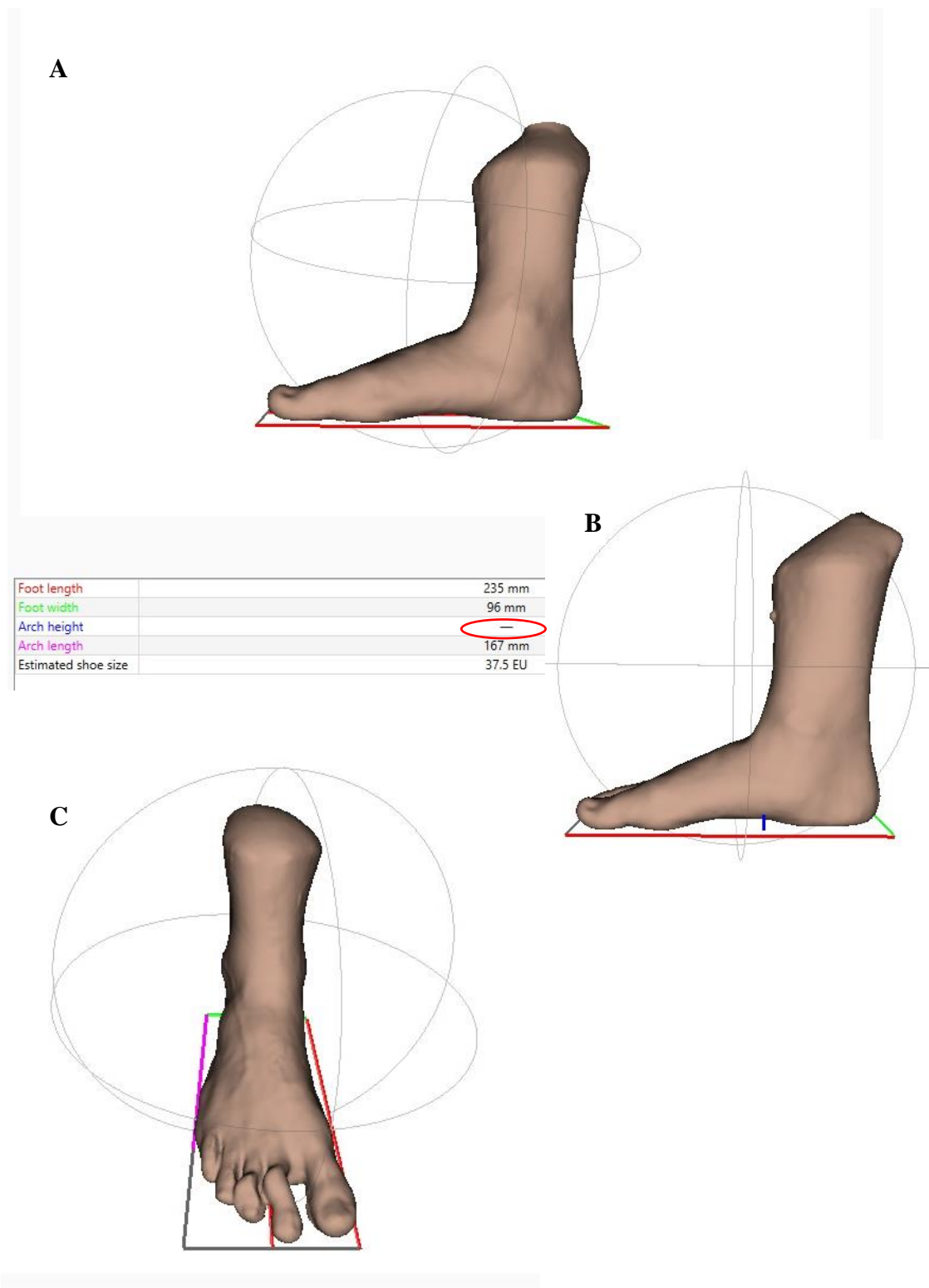
Příloha 6: 3D skeny zobrazené 3D skenerem RS Scan Tiger



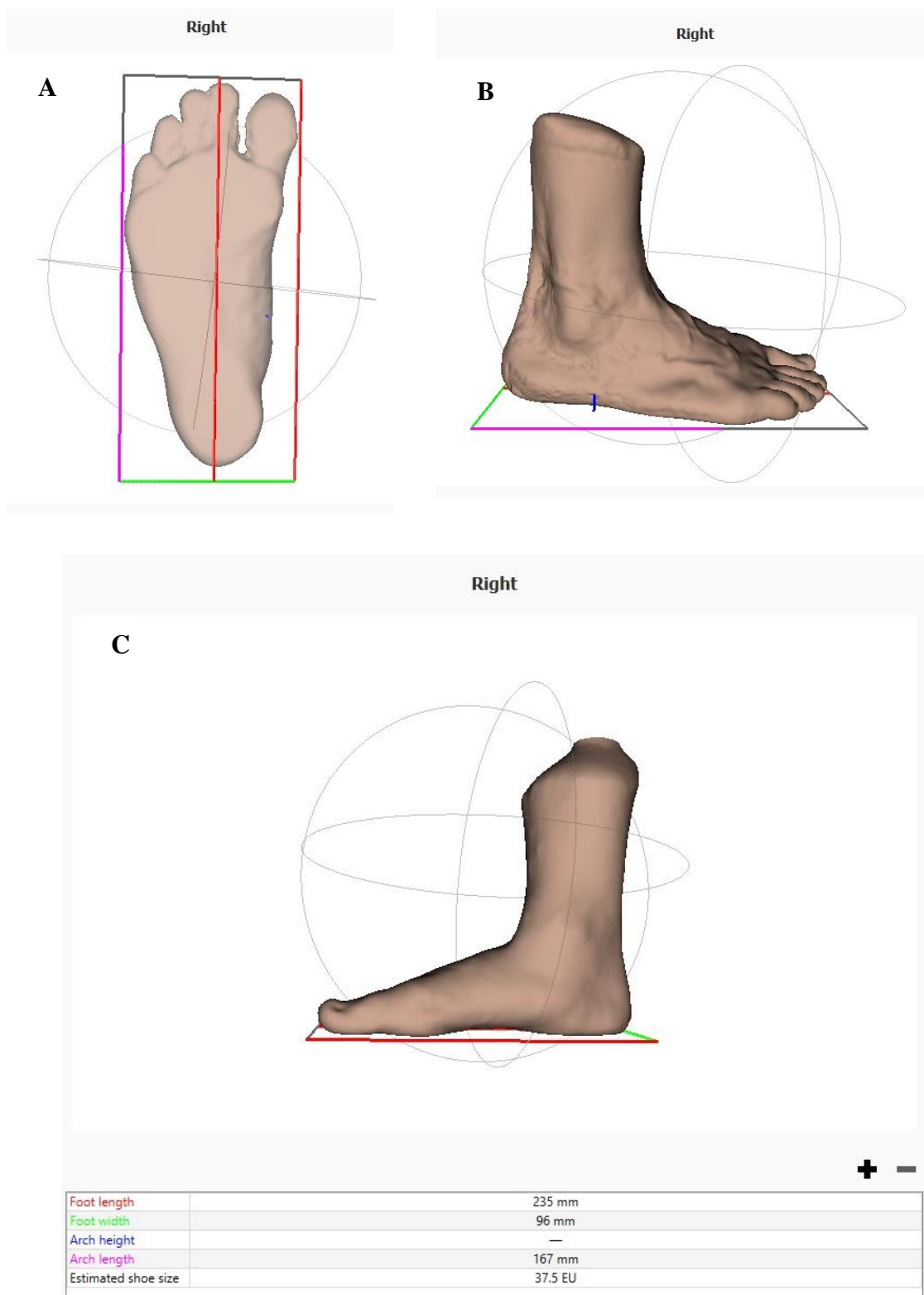
Obrázek 8. Nadměrná abdukce palce při skenování nohy (archiv autora)



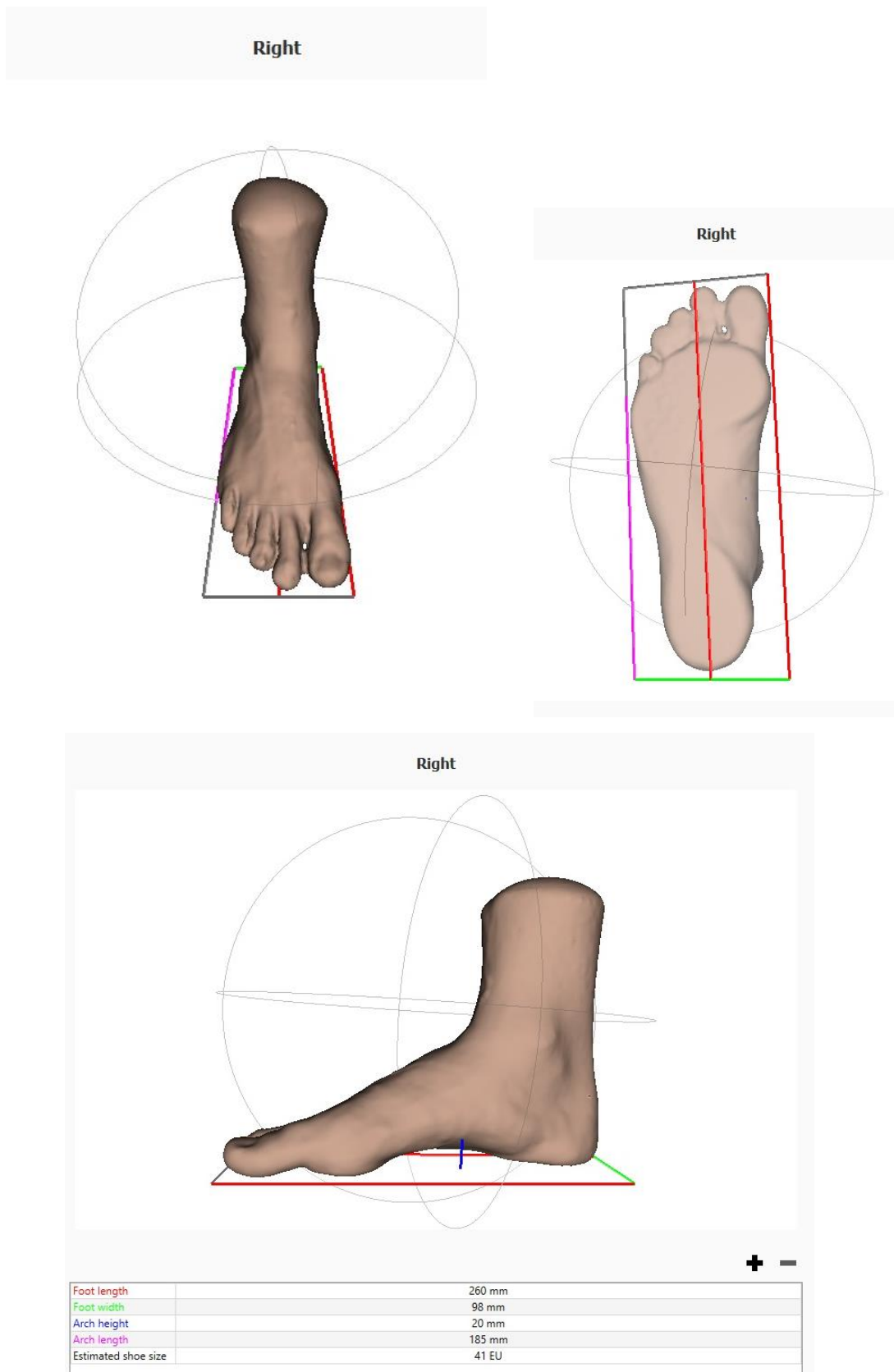
Obrázek 9. Neschopnost 3D skeneru RS Scan Tiger změřit výšku nohy u extrémně ploché nohy (archiv autora)



Obrázek 10. Příklady 3D skenů nohy, místo kterých bylo nutné provést náhradní sken – nezaznamenaná AH probanda X (A), náhradní sken probanda X (B), pokrčení prstů během skenování (C) (archiv autora)



Obrázek 11. Chyby 3D skeneru RS Scan Tiger při měření nohy – chybně určená AL (A), chybně určená AH (B), nezaznamenaná AH (C) (archiv autora)



Obrázek 12. Správně vyhotovený sken nohy 3D skenerem RS Scan Tiger (archiv autora)

Příloha 7: Potvrzení o překladu

POTVRZENÍ O PŘEKLADU ABSTRAKTU A SOUHRNU DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: Bc. Kristýna Haroková

Forma studia: prezenční

Studijní obor: Fyzioterapie

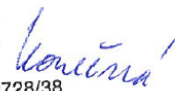
Ročník: 5. ročník

Akademický rok: 2019/2020

Název diplomové práce: Intra-rater reliabilita výsledků získaných pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger při měření nohy

Název překladatelské agentury: SKŘIVÁNEK s.r.o, pobočka Ostrava

■ ■ ■ ■ ■
SKŘIVÁNEK
Skřivánek s.r.o.
Havlíčkovo nábřeží 2728/38
702 00 Ostrava-Moravská Ostrava



Datum: 13.7. 2020

Bc. Andrea Konečná
ředitelka pobočky