

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VALIDITA VÝSTUPŮ 3D SKENERU RS SCAN TIGER V POROVNÁNÍ
S KONVENČNÍMI ANTROPOMETRICKÝMI METODAMI PŘI VYŠETŘENÍ
NOHY

Diplomová práce
(Magisterská práce)

Autor: Bc. Eliška Vlachová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Eliška Vlachová

Název diplomové práce: Validita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger v porovnání s konvenčními antropometrickými metodami při vyšetření nohy

Pracoviště: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: Znalost validity přístroje je důležitým předpokladem, že zjištěné výsledky budou vypovídající hodnotu a bude je možné interpretovat. Cílem diplomové práce bylo posoudit validitu výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger (RSscan International NV, Paal, Belgie) s hodnotami naměřenými pomocí konvenčních antropometrických metod u zdravých dospělých jedinců. Výzkumu se zúčastnilo 42 probandů (21 mužů a 21 žen) 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. K hodnocení vztahů mezi jednotlivými parametry byl použit Pearsonův korelační koeficient a byly definovány limity shody.

Z výsledků lze usuzovat, že měření 3D skenerem a pomocí konvenčních antropometrických metod vykazuje statisticky významnou ($p < 0,05$) shodu u všech zjišťovaných parametrů. Nejtěsnější vztah obou metod byl pozorován u parametrů: délka nohy, šířka nohy a délka oblouku mediální podélné klenby ($r > 0,9$). Na základě našich výsledků je možné usuzovat, že 3D skener RS Scan Tiger je validním nástrojem pro hodnocení délky oblouku mediální podélné klenby, výšky oblouku mediální podélné klenby, $NTAH_{3D}$ a $NTNH_C$.

Klíčová slova: validita, 3D skenování, antropometrie, noha

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Eliška Vlachová

Title of the master thesis: Validity of outputs from 3D Scanner RS Scan Tiger in comparison with conventional anthropometric measurement during examination of foot

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Ondřej Laštovička

The year of presentation: 2021

Abstract: Knowledge of the device validity is an essential prerequisite so that obtained results are representative and may be interpreted. The thesis aimed to assess the validity of outputs of the 3D scanner RS Scan Tiger (RSscan International NV, Paal, Belgium) by the values measured using conventional anthropometric methods in healthy adults. The research involved 42 subjects (21 men and 21 women) with an average age of 22.4 ± 1.6 years, 175.0 ± 9.3 cm of height, and bodyweight of 70.6 ± 12.4 kg. To evaluate the relationships among individual parameters, we applied Pearson's correlation coefficient and defined the Limits of Agreement.

The assessment of the results of the measurements with the 3D scanner by means of conventional anthropometric methods shows a statistically significant ($p < 0.05$) match for all examined parameters. The two approaches observed the closest relationship for the following parameters: foot length, foot width, and length of the medial longitudinal arch ($r > 0.9$). Based on our results, we may conclude that the 3D scanner RS Scan Tiger is an effective tool to evaluate the length and the height of the medial longitudinal arch, $NTAH_{3D}$ and $NTNH_C$.

Keywords: validity, 3D scanning, anthropometry, foot

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 26. dubna 2021

.....

Děkuji vedoucímu své diplomové práce Mgr. Ondřeji Laštovičkovi za cenné rady a trpělivost při psaní práce. Dále děkuji doc. Mgr. Romanu Cuberkovi, Ph.D. za statistické zpracování dat. Velký dík patří i mé rodině a přátelům, kteří mě podporovali během celého studia.

Práce byla realizována v rámci projektu Interní grantové agentury Univerzity Palackého v Olomouci pod 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	PŘEHLED POZNATKŮ.....	11
2.1	Anatomie nohy.....	11
2.1.1	Klenba nožní.....	12
2.2	Diagnostika plochonoží.....	15
2.2.1	Antropometrické vyšetření.....	15
2.2.2	Hodnocení otisků nohy (plantografie).....	18
2.2.3	Rentgen.....	19
2.2.4	3D zobrazování.....	20
2.2.5	Dynamická pedobarografie (pedografie, plantografie).....	22
2.3	Statistika.....	22
2.3.1	Validita (platnost).....	22
2.3.2	Reliabilita (spolehlivost).....	23
2.3.3	Korelační koeficient.....	24
2.3.4	Limity shody.....	25
2.3.5	Validita a reliabilita u zjišťovaných parametrů nohy.....	25
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY.....	27
3.1	Hlavní cíl práce.....	27
3.2	Dílčí cíle práce.....	27
3.3	Výzkumné otázky.....	27
4	METODIKA.....	29
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	29
4.2	Postup měření.....	30
4.2.1	Měření 3D skenerem RS Scan Tiger.....	30
4.2.2	Antropometrické měření.....	31
4.3	Statistické zpracování dat.....	32
5	VÝSLEDKY.....	34
5.1	Výsledky k výzkumným otázkám V1 _a a V2 _a	34
5.2	Výsledky k výzkumným otázkám V1 _b a V2 _b	35

5.3	Výsledky k výzkumným otázkám V1 _c a V2 _c	36
5.4	Výsledky k výzkumným otázkám V1 _d a V2 _d	37
5.5	Výsledky k výzkumným otázkám V1 _e a V2 _e	38
5.6	Výsledky k výzkumným otázkám V1 _f a V2 _f	39
5.7	Shrnutí výsledků.....	40
6	DISKUZE	41
7	ZÁVĚRY	45
8	SOUHRN	46
9	SUMMARY	47
10	REFERENČNÍ SEZNAM	48
11	PŘÍLOHY	56

SEZNAM ZKRATEK

AH	výška oblouku mediální podélné klenby (Arch height)
AL	délka oblouku mediální podélné klenby (Arch length)
FL	délka nohy (Foot length)
FW	šířka nohy (Forefoot width)
lig.	vaz (ligamentum)
LoA	limity shody (Limits of Agreement)
m.	sval (musculus)
MTP	metatarsophalangeální
NH	výška tuberositas ossis navicularis (Navicular height)
p	hladina významnosti
RTG	rentgen, rentgenový
TMT	Lisfrankův kloub (articulatio tarsometatarsalis)

1 ÚVOD

Určení validity jednotlivých parametrů může přispět k efektivnosti získávání dat. Nové technologie, jako jsou i v této práci zmiňované 3D skenery, mají velký potenciál při zhotovování modelů nohy a následné výrobě stélek do bot nebo obuvi na míru.

Teoretická část popisuje anatomickými poznatky o lidské noze, které jsou rozšířeny o plochonoží. Dále jsou popsány jednotlivé metody měření. Gutiérrez-Vilahú et al. (2015) uvádějí, že existuje mnoho studií, které hodnotí nohu a navrhují analytické metody klinického hodnocení na základě morfologických a biomechanických vlastností. Ty jsou prováděny pomocí různých nástrojů, které měří povrch, tvar a rozložení nohy. Hill et al. (2016) uvádějí, že k určení různých parametrů nohy jsou využívány inkoustové otisky nohou, mapování tlaku, antropometrické měření, zobrazení pomocí rentgenu, digitální fotografie, vizuální hodnocení a 3D skenery. Antropometrické měření nohy je v klinické praxi používáno například k určení optimální velikosti obuvi, v rámci diagnostiky deformit nohy nebo při výrobě ortopedické vložky (Riegerová, Přidalová & Ulbrichová, 2006). Mezi základní zjišťované parametry patří především délka a šířka nohy, popř. hodnocení výšky oblouku mediální podélné klenby.

Vzhledem k časové náročnosti konvenčních antropometrických měření, jsou využívány 3D skenery, ze kterých je možné získat potřebné parametry za krátký čas. Lee et al. (2014) doporučují 3D skener k získávání parametrů nohy (délka a šířka nohy) pro jeho vyšší přesnost ve srovnání s konvenčními antropometrickými metodami. Jedním z nich, je 3D skener RS Scan Tiger, jehož přesnost nebyla dosud zkoumána. Další možností měření lidské nohy je využití radiografie, která je označována za tzv. zlatý standard. Běžně jsou využívány i digitalizované snímky z kamer (O'Meara et al., 2010). V poslední části teorie je rozebírána statistika, kde jsou popsány pojmy jako je validita a korelační koeficient, kterým je hodnocen vztah mezi 3D skenerem a antropometrickým měřením.

Cílem práce je srovnání parametrů získaných pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger s hodnotami naměřenými s využitím konvenčních antropometrických metod u zdravých dospělých jedinců. Hodnoty získané ze snímků mohou být využívány lékaři zabývající se podiatrií. Ze získaných hodnot je možné vypočítat různé podiatrické parametry, indexy a úhly, které jsou užitečné pro klinickou praxi a vyšetřování (Gutiérrez-Vilahú et al.,

2015). V praxi jsou využívány pro řadu aplikací týkajících se ergonomického designu obuvi, protetiky nohy, výroby vložek, výzkumu a klinického posouzení deformit nohy, které jsou spojeny např. s revmatoidní artritidou (Telfer & Woodburn, 2010).

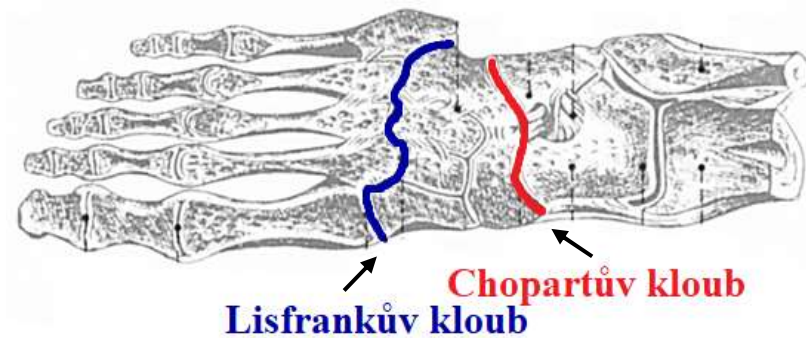
2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Anatomie nohy

Lidská noha se během evolučního vývoje hodně změnila (ztráta úchopové funkce palce, zkrácení prstců, zmohtnění a rozšíření paty) (Kalina, Holibka & Gallo; 2011). Nohu lze rozdělit z funkčního hlediska na tři části: tarsus, metatarsus a články prstců (Dylevský, 2009b). Kostí zánártních je sedm, dále se skládá z pěti kostí nártních, článků prstců a sezamských kůstek (Čihák, 2011). Díky redukci článků prstců, zesílení metatarsů a zmenšení pohyblivosti mezi segmenty je noha oproti ruce uzpůsobena ke vzpřímenému stoji a chůzi (Dylevský, 2009b). Statickou stabilitu zajišťují ligamenta a syndesmóza, která je mezi tibií a fibulou. Dynamickou stabilitu zabezpečuje musculus (m.) peroneus longus et brevis a šlacha m. tibialis posterior (Green, 2020).

Chopartův kloub (Obrázek 1) neboli *articulatio tarsi transversa*, je označován jako funkční jednotka. Kloubní linii tvoří talonavikulární štěrbinu a *articulatio calcaneocuboidea* (Čihák, 2011). Dylevský (2009a) uvádí, že jeho latinské označení vychází z průběhu kloubní štěrbinu, která připomíná ležaté písmeno S. Kloub je zpevněn vazy ležící na dorzální a plantární straně. Dorzálně procházejí *ligamentum talonaviculare* a *ligamentum bifurcatum*. Mezi vazy ležící na plantární straně kloubu jsou řazeny *lig. calcaneonaviculare plantare* a *lig. calcaneocuboideum plantare*). Vazy vyskytující se na plantární straně kloubu pomáhají zpevňovat příčnou klenbu (Čihák, 2011).

Lisfrankův kloub (Obrázek 1) nebo také *articulatio tarsometatarsalis* (TMT) je složen ze tří funkčních jednotek. Těmi jsou: 1. TMT kloub je složen z os *cuneiforme mediale* a báze I. metatarsu. 2. TMT kloub tvoří os *cuneiforme intermedium et laterale* a báze II. a III. metatarsu. 3. TMT kloub je tvořen os *cuboideum* a IV. a V. metatarsu (Dylevský, 2009a). Kloubní pouzdra jsou zpevněna vazy, které probíhají dorzálně, plantárně a mezi kostmi. Mezi tyto vazy jsou řazeny: *ligamenta tarsometatarsalia dorsalia*, *plantaria et interossea* a *ligamenta metatarsalia dorsalia*, *plantaria et interossea*. Vazy ležící na plantárně pomáhají udržovat klenby nohy. Funkčně se toto skloubení zapojuje do pérovacích pohybů (Čihák, 2011). Chopartův a Lisfrankův kloub rozděluje nohu na předonoží, středonoží a zánoží (Dylevský, 2009b).

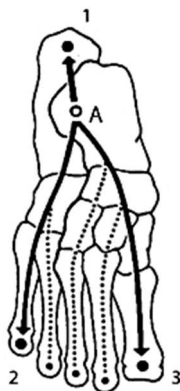


Obrázek 1. Chopartův a Lisfrankův kloub (Dylevský, 2009a, upraveno)

2.1.1 Klenba nožní

Vařeka & Vařeková (2009) ve své práci uvádějí, že klenba nohy se utvořila díky pronatornímu zkrutu nohy. Zánoží (calcaneus a talus) se zastavilo ve vertikále a oblast hlaviček metatarsů dosáhla horizontály. Kalina, Holibka & Gallo (2011) dále uvádějí, že původně byla noha plochá, ale při chůzi po nerovném povrchu vznikla podélná a příčná klenba. U novorozenců je pod vnitřní klenbou tukový polštář, který se s postupem času ztrácí díky zatížení nohy při lezení a chůzi. Během dvou až pěti let tukový polštář zmizí (Halabchi et al., 2013). Nožní klenba se začíná vyvíjet ve věku mezi dvěma až šesti lety, která se strukturálně dotváří kolem dvanáctého až třináctého roku věku (Aenumulapalli, Kulkarni & Gandotra, 2017).

Podélná klenba má dva paprsky – mediální a laterální (Obrázek 2). Mediální paprsek je vyšší a tvoří jej I. metatars, os cuneiforme mediale, os naviculare, talus a calcaneus. Vrchol tvoří os naviculare, která je označována jako klenák. Laterální paprsek je nižší a skládá se z V. metatarsu, os cuboideum a calcaneu (Vařeka & Vařeková, 2009). Postavení kostí je udržováno díky vazům plantární strany nohy (ligamentum plantare longum) a svalům (m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a povrchové krátké svaly plosky), povrchová plantární aponeuróza a šlašitý třmen, který táhne vnitřní stranu vzhůru (Čihák, 2011; Dylevský, 2009b).



Obrázek 2. Mediální a laterální paprsek podélné klenby (Dylevský, 2009b, upraveno)

Příčná klenba se vyskytuje mezi hlavičkami prvního až pátého metatarsu (Dylevský, 2009b). Téměř po celé délce nohy jsou příčná klenutí, která jsou tvořena příčnými oblouky. Přední oblouk, který se vyskytuje v oblasti hlaviček metatarsů, je plochý a je vyplněný měkkými tkáněmi, které leží na podložce. Střední oblouk je nejvýraznější a tvoří jej ossa cuneiformia a os cuboideum. Zadní oblouk je v oblasti os naviculare a os cuboideum (Vařeka & Vařeková, 2009).

Funkci nožní klenby je možno rozdělit na statickou (rozkládá hmotnost těla) a dynamickou (lokomoce). Při statické zátěži je hmotnost rozdělena do tří opěrných bodů (hrbol calcaneu, hlavička prvního metatarsu a hlavička pátého metatarsu) (Dylevský, 2009b). Díky jejímu vysokému stupni pružnosti, poskytuje tlumení dopadu při zatížení a zpětným rázem se z ní vytvořila relativně tuhá páka (Hill et al., 2016). Chůze je díky klenbě přirozená a estetická. Chrání také nohu před zranění (Chun et al., 2017).

Plochá noha

Plochá noha je označení pro abnormální snížení podélné klenby nebo její vymizení (Dungl, 2005). U pes planovalgus chybí mediální část podélné klenby nohy, která je doprovázena zvětšenou valgozitou paty (Kalina, Holibka, & Gallo, 2011). Jde i o 3D deformitu, která se projevuje i pronací zánoží, abdukci středonoží a supinací přednoží (Kinclová, Kaller & Korvas, 2015). Plochonoží se vyskytuje jak u dětí, tak i u dospělých jedinců. U dětí se často jedná o vrozenou plochou nohu. Nohy kojenců se mohou zdát být ploché, avšak to zapříčiňuje přítomnost tukového polštáře (Orji, 2018). Existují dva typy plochonoží: flexibilní a rigidní plochá noha. Flexibilní plochá noha je definována jako zhroucení klenby nohy během stání nebo chůze. Za rigidní plochonoží je považována

trvale fixovaná deformace v ploché poloze bez ohledu na to, zda je zatížena nebo ne (Chang et al., 2012).

Etiologie dětské ploché nohy (*pes planovalgus*) je neznámá. Příčinou může být snížená pevnost vazů či kloubního pouzdra (Aenumulapalli, Kulkarni & Gandotra, 2017). Dále mohou vzniknout nadměrným přetěžováním nohy, které má spojitost s obezitou nebo dlouhodobého nošení nevhodné obuvi. Děti často popisují, že je mají unavené nohy a objevují se bolesti na vnitřní straně nohy (Kalina, Holibka, & Gallo, 2011).

Aenumulapalli, Kulkarni & Gandotra, (2017) zmiňují, že v různých částech světa se prevalence plochonoží u dětí liší. Je to zapříčiněno nepřesnými klinickými údaji nebo definicí ploché nohy na rentgenové (RTG) vyšetření. Z výzkumu z roku 2012 (Shin et al.), kterou autoři zmiňují, vyplývá, že vyšší prevalence výskytu ploché nohy je u dětí ve věku mezi 2.–6. rokem (21–57 %), u dětí na základních školách se tento výskyt snížil (13,4–27,6 %). Prevalence plochonoží u dospělých se pohybuje mezi 5–14 % (Aenumulapalli, Kulkarni & Gandotra, 2017). Naopak Green (2020) uvádí, že se plochonoží u dospělé populace vyskytuje přibližně mezi 20–25 %.

Plochá noha u dospělých je řazena mezi statické deformity nohy, ke které dochází až po ukončení kostního růstu (nejčastěji opakovaným přetížením) nebo se vyvine z dětské ploché nohy. Mediální podélná klenba je propadlá, valgózní pata a zevní okraj nohy je nad podložkou. Z epidemiologického hlediska je tato deformita častější u žen ve věku 40 až 60 let (Kalina, Holibka, & Gallo, 2011). Kolář (2009) řadí mezi rizikové faktory: nadváhu, dlouhodobé stání, úrazy, hormonální změny (těhotenství a klimakterium), vrozené vady pojiva, osteoporózu a podobně. Klinicky se projevuje bolestí hlezenního a subtalárního skloubení (nejvíce pod zevním kotníkem a propaguje se na přední stranu bérce). U pacientů se objevují otoky a varixy (Kalina, Holibka, & Gallo, 2011).

Konzervativní terapie je zaměřena na nošení kvalitní obuvi, stimulaci a facilitaci plosky, pasivní podpoře (individuální ortopedické vložky) nebo je ovlivňována fyzioterapeutickými postupy (senzomotorické cvičení, měkké a mobilizační techniky a fyzikální terapie) (Kalina, Holibka, & Gallo, 2011; Kolář, 2009). Halabchi et al. (2013) zmiňují, že cvičení by mělo být zaměřeno na protahování měkkých tkání (zejména Achillovy šlachy), zlepšení propriocepce a posturální rovnováhy. Operační přístup u dětí

je volen pouze u případů, kdy nebyla úspěšná konzervativní léčba (Kalina, Holibka, & Gallo, 2011). U dospělých je tento přístup zvolen, pokud je plochonoží zdrojem bolesti a omezuje pacienta během běžných denních činností (Kolář, 2009). Green (2020) zmiňuje, že u chirurgické korekce je nejdříve prováděna patní osteotomie, dále se využívá prodloužení patní kosti (operace dle Evanse) nebo tenodéza šlachy m. tibialis posterior a prodloužení Achillovy šlachy.

2.2 Diagnostika plochonoží

Kinclová, Kaller & Korvas (2015) uvádějí, že k hodnocení nožní klenby jsou používány podometrické a plantografické metody. Propracovanější měření poskytuje dynamická plantografie. Techniky, které jsou objektivní pro měření délku podélného oblouku (AL), a to jak přímých, tak nepřímých. Přímé metody přitom zahrnují např. RTG a antropometrické měření, zatímco mezi nepřímé patří hodnocení otisků nohy či fotografické analýzy a přístrojové techniky měřící rozložení tlakových sil na noze. Otisková metoda (plantografie) je jednoduchá, nenákladná a snadno dostupná metoda, ale někteří autoři tvrdí, že kvůli své statické povaze nemusí vždy odrážet skutečnou AL nohy a poskytuje nepřesné výsledky (Riegerová, Přidalová & Ulbrichová, 2006; Yalçın et al., 2010).

Mezi metody, které budou blíže popsány, byly zvoleny ty, které se nejčastěji vyskytující ve výzkumech: antropometrické měření, hodnocení otisků nohy (plantografie), rentgenové metody, 3D zobrazování a dynamická pedobarografie.

2.2.1 Antropometrické vyšetření

Antropometrické měření je metoda, která je levná, jednoduchá, neinvazivní a bezpečná (Aboelnasr et al., 2018). Hojně ji využívají lékaři ve svých ordinacích pro určení typu klenby (vysoká, normální a nízká klenba) (Lee et al., 2014). Toto měření je prováděno i fyzioterapeuty a jsou zjišťovány jak somatické, tak i nutriční parametry vyšetřované osoby. Využívá body na těle, které je možné napalповat prstem a jsou k nim přiřkládána ramena měřidel. K měření jsou používány: pásová míra, pelvimetr, goniometr, posuvné měřidlo apod. (Haladová & Nechvátalová, 2005; Kopecký et al., 2014).

Antropometrické měření nohy je přímé měření povrchových orientačních bodů nebo kostěných výčnělků na noze (Halabchi et al., 2013). Měřenými parametry jsou délka nohy délka nohy (FL), šířka nohy (FW), výška oblouku mediální podélné klenby (AH),

délka oblouku mediální podélné klenby (AL) a výška tuberositas ossis navicularis (NH). Pro lepší názornost jsou tyto parametry znázorněny na Obrázku 3 za výčtem měření.

Nevýhodou antropometrického měření je chybovost, která vyplývá z chyb ze strany měřitele, což může ve výsledku ovlivnit výsledná data (Aboelnasr et al., 2018), nebo měřícího nástroje. Mezi tyto chyby se řadí chybná lokalizace orientačních bodů, síla tlaku palpáce a mechanické chyby (Sikaroudi et al., 2017). Antropometrické zjišťování rozměrů nohy je důležité pro hodnocení rozdílů mezi jedinci s normálním typem nohy a jedinci, u kterých se vyskytuje plochá noha (Orji, 2018).

Měřené parametry nohy

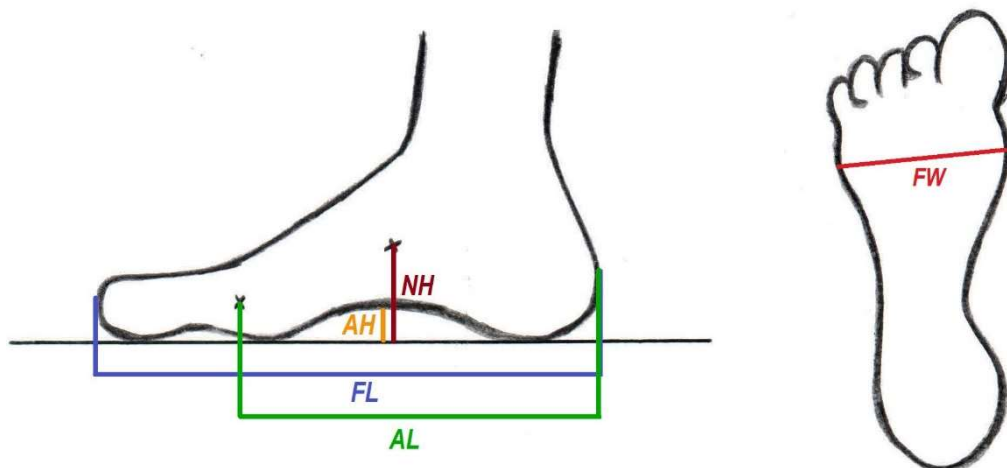
Délka nohy – vzdálenost mezi calcaneem a nejdelším prstcem (Lee et al., 2014). Délka je měřena posuvným měřidlem, kdy celé měřidlo je přiloženo z laterální strany nohy, pevný konec měřidla je přiložen k patě vyšetřované osoby a posuvný konec se dotýká nejdelšího prstce.

Šířka nohy – vzdálenost mezi mediální a laterálním bodem nohy (Orji, 2018). K měření je používáno posuvné měřidlo, kdy jeho pevná část je přikládána z laterální strany nohy. Měří se přes oblast hlaviček metatarsů.

Délka oblouku mediální podélné klenby nohy – vzdálenost mezi calcaneem a kloubní štěrbinou I. MTP článku. měřena posuvným měřidlem, kdy je měřidlo přikládáno z mediální strany nohy. Pevné rameno je přiloženo k patě a posuvné rameno do oblasti kloubní štěrbinu prvního MTP článku (Lee et al., 2014).

Výška oblouku mediální podélné klenby nohy – nevyšší místo klenby. Výška je měřena pomocí výškoměru.

Výška tuberositas ossis navicularis – vzdálenost mezi podložkou a tuberositas ossis navicularis (Salles & Gyi, 2013). Výška je měřena výškoměrem. Tento parametr je v literatuře označován jako Navicular Height (NH) (Hill et al., 2017).



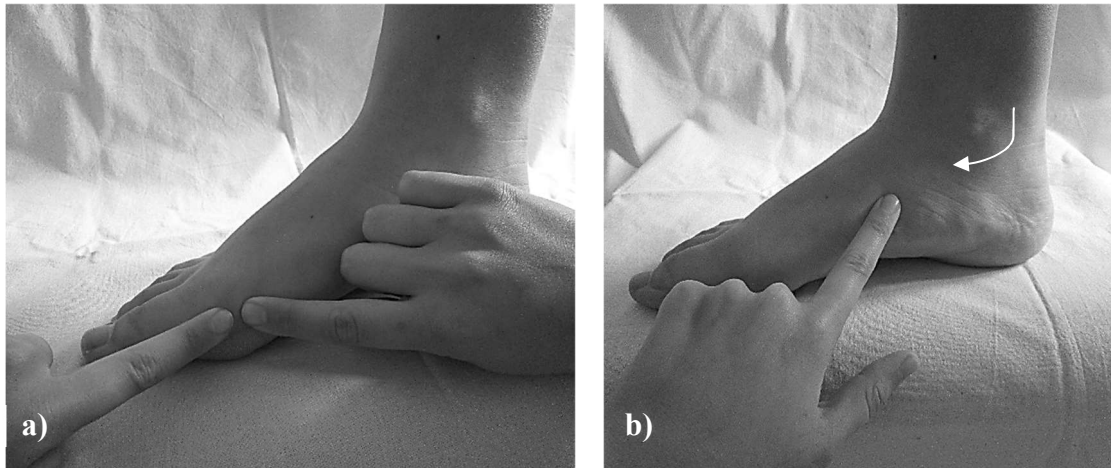
Obrázek 3. Měřené parametry (archiv autora)

Palpace referenčních bodů

Sint Jan (2007) zmiňuje, že vyšetřovaný při palpaci odlehčuje vyšetřovanou končetinu a přenáší váhu na nevyšetřovanou končetinu.

Kloubní štěrbina I. MTP článku palce – vycházeno z anatomického postavení dvou segmentů (I. proximální phalangeální článek a I. metatarsus), které jsou spojeny s MTP kloubem. Lze jej palpat distálním směrem (pokračování z tuberositas ossis navicularis). Záchytným bodem je hlavička I. metatarsu, kdy se za ní nachází zjišťovaná kloubní štěrbina (Obrázek 4a).

Tuberositas ossis navicularis – nachází se na mediální straně os naviculare. Upíná se zde m. tibialis posterior, který podporuje mediální podélnou klenbu nohy. Provedení palpace dle Sint Jana (2007): palpující klečí vedle vyšetřovaného, který má svoji nohu v neutrální pozici. Vyšetřující posouvá prst za vnitřním kotníkem a obkružuje jej (jde tedy šlacha m. tibialis posterior) a pokračuje distálně. První prominující kostí je tuberositas ossis navicularis. Palpace je znázorněna na Obrázku 4b. Naopak podle Hoppenfelda (1976) je prst posouván proximálně po mediální straně I. metatarsu, dokud nenarazí na čnějící kostní hrbol (tuberositas ossis navicularis).



Obrázek 4. Palpace, a) kloubní štěrbina I. MTP kloubu palce, b) tuberositas ossis navicularis (archiv autora)

Výpočet Navicular Height Indexu

Navicular Height Index lze vypočítat na základě znalosti výšky tuberositas ossis navicularis (NH) a délky nohy (Foot Length) nebo délky oblouku mediální podélné klenby (Truncated Foot Length). Jedním z indexů je NNH_{Tot} a druhým NNH_{Ins} (Hill et al., 2017).

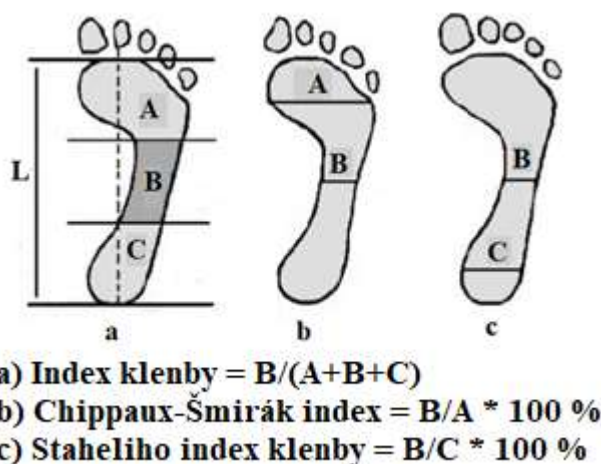
$$NNH_{Tot} = \frac{Navicular\ Height}{Foot\ Length}$$

$$NNH_{Ins} = \frac{Navicular\ Height}{Truncated\ Foot\ Length}$$

2.2.2 Hodnocení otisků nohy (plantografie)

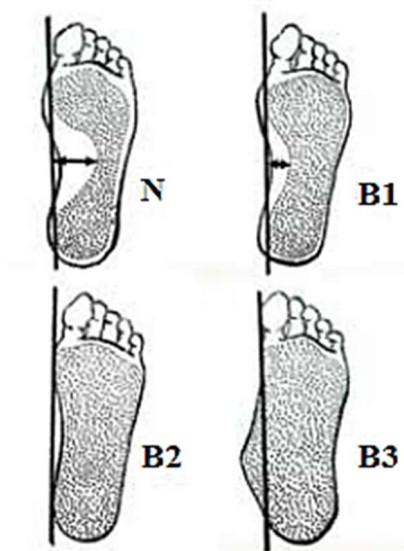
Plantografie je otisková metoda, která stále patří mezi nejpopulárnější metodu pro hodnocení vnitřního podélného oblouku (Halabchi et al., 2013). Chen et al. (2006) uvádějí, že inkoustové otiskové metody jsou sice jednoduchým měřením, ale často časově náročným. Pro hodnocení statického a dynamického zatížení nohy, byly zavedeny hodnotící indexy a úhly (Razeghi & Batt, 2002). Nejpoužívanějšími indexy, kterými je možné určit stav klenby jsou: arch index (index klenby), Chippaux-Šmirak index a Staheliho index klenby (Halabchi et al., 2013). Index klenby je zjišťován jako poměr plochy středonoží vůči celé délce nohy. Poměr největší šířky metatarsů k nejužšímu místu klenby je označován jako Chippaux-Šmirak index. Staheliho index klenby je určen

z poměru mezi nejužším místě klenby a šířkou paty. Pro lepší představu znázorněno na Obrázku 5 (Halabchi et al., 2013).



Obrázek 5. Hodnocení klenby, Halabchi et al., 2013, upraveno)

Plochonoží se dělí na tři stupně podle závažnosti nálezu otisku nohy (plantogramu) ve stoje s rozložením zátěže. První stupeň (B1) má méně vykrojenou mediální podélnou klenbu, ale je stále patrná. Druhý stupeň (B2) v zátěži úplně zmizí a třetí stupeň (B3) má vnitřní okraj otisku konvexní prominencí pokleslé os talus (Obrázek 6) (Adamec, 2005).



Obrázek 6. Typy plantogramu (Adamec, 2005, upraveno)

2.2.3 Rentgen

Rentgenové měření statického postavení nohy jsou podle mnoha autorů považována za tzv. zlatý standard pro hodnocení nohy (Aboelnasr et al., 2018). Halabchi

et al. (2013) však udávají, že rentgenové snímky nejsou pro diagnostiku plochonoží nutné, ale mohou být indikovány jako pomocné vyšetření při neobvyklé bolesti nebo pro chirurgický zákrok. De Mits et al. (2010) uvádějí, že zobrazení pomocí rentgenu je časově náročné, avšak přesné a zobrazuje přítomné deformity nohy.

Snímek je pořizován ve stoje v boční projekci, kdy v přímce leží podélné osy talu, os naviculare, os cuneiforme mediale a první metatars. Na ni je kolmá vertikální osa os naviculare, která jde paralelně s proximálním kloubním povrchem (Dungl, 2005).

Tato metoda je používána k ověření klinického měření nohy. Vyšetření není však vhodné u dětí, kvůli vyšší rizikovitosti účinků ionizujícího záření. Mezi nevýhody je možno zařadit i vysoké náklady pro odesílající lékaře (Aboelnasr et al., 2018).



Obrázek 7. Zobrazení pomocí RTG – měření NH (De Mits et al., 2010, upraveno)

2.2.4 3D zobrazování

V devadesátých letech byly uvolněny první komerční hodnocení 3D skenery nohou, což způsobilo revoluci v měření nohy. Skenery zobrazovaly tvar a povrch nohy ve 3D a dokázali je digitálně změřit. Od té doby byly vyvinuty různé technologie ke shromažďování 3D tvaru nohou, které využívaly laseru, strukturovaného světla a hloubkových senzorů. V poslední době, jsou díky databázím vytvořených pomocí 3D skenerů nohou, vyráběny nové digitizéry nohou, které využívají levnější metody, jako jsou 3D rekonstrukce založené na datech z několika měření (Ballester et al., 2017).

Kompletní 3D skenovací systémy jsou založeny na principu laserové triangulace. Jeden z prvních systému byl měřicí systém vyrobený výzkumnou společností VORUM (Vancouver, Canada). Má čtyři laserové projektory a osm kamer, které měří bočný řez

nohou. Celý 3D tvar nohy je dále skenován pohybem celé sestavy projektorů podél podélné osy nohy (od prstů k patě). Nevýhodou tohoto systému je složitost a vysoká pořizovací cena (Novak et al., 2014).

Nejnovější dostupné technologie pro vytváření 3D snímků nohy lze rozdělit do dvou kategorií, a to na skenery a digitizéry. Skenování je proces, kterým se 3D obrázky převádějí do digitální podoby pomocí optického nebo video zařízení. Zatímco digitalizace zahrnuje 3D tvar s vykreslenými funkcemi a uloženými jako digitální kódy v počítači u skenování jsou zachycena všechna data najednou a u digitalizace probíhá snímání jednotlivých bodů po jednom (Telfer & Woodburn, 2010).

Využití technologie 3D skenování k výrobě digitalizovaných částí lidského těla má potenciál pomoci změnit způsob, jakým je navržena a vyrobena široká škála produktů. 3D skenování se rychle stává standardním měřením geometrie nohy. Analýza schopností 3D skenování nohou ukázalo, že 3D skenery by měly být velmi reliabilní a opakovatelným měřením (Piperi et al., 2014). V poslední době se 3D skenery začaly využívat ke zjišťování různých morfologických informací o lidském těle (Fukano et al., 2018). Znalost přesného 3D tvaru nohou je pro obuv nesmírně důležité, protože správné uložení nohy v botě je důležitým faktorem pohodlí. Špatně padnoucí obuv je hlavní příčinou bolesti, nemocí souvisejících s chodidly a zranění (Novak et al., 2014). Chen et al. (2018) uvádějí, že 3D skenery jsou přesnými technikami při sběru antropometrických dat. Hill et al. (2016) zmiňují ve své práci standardizovaný 3D skener INFOOT 3D skener, model IFU-S-01 (Osaka, Japonsko), u kterého je prokázána téměř dokonalá spolehlivost mezi hodnotiteli a také platnost ve srovnání s klinickým antropometrickým měřením a rentgenovým měřením.

Velkou výhodou skenerů je rychlé získávání dat oproti klinickému měření. Je hojně využíváno v ergonomických a klinických studiích. Další výhodou 3D skenerů je, že oproti RTG vyšetření, není vyšetřovaná osoba vystavena rentgenovým paprskům (Saghazadeh et al., 2015). Některé 3D skenery dokáží skenovat pouze plošku, jiné celou nohu nebo dokonce snímají nohu i dynamicky. Jejich přesnost se pohybuje mezi 0,5–2,0 mm (Salles & Gyi, 2013). Také autoři Telfer & Woodburn (2010) také uvádějí, že u parametrů (délka a šířka nohy) byl stanoven maximální stěžení rozdíl mezi antropometrickým měřením a měřením 3D skenerem na 2 mm. Mezi nevýhody některých skenerů je možno zařadit to, že jejich výsledky mohou být zkresleny kvůli osvětlení skenovací plochy. Další

nevýhodou je vysoká pořizovací cena, která může být rozhodujícím faktorem (Salles & Gyi, 2013)

Lee et al. (2014) uvádějí, že hodnoty naměřené pomocí 3D skeneru byly větší než při měření z inkoustových nebo digitálních otisků. K tomu docházelo na základě vyklenutí měkkých tkání, což vedlo k podcenění rozměrů zobrazovaných otisky.

2.2.5 Dynamická pedobarografie (pedografie, plantografie)

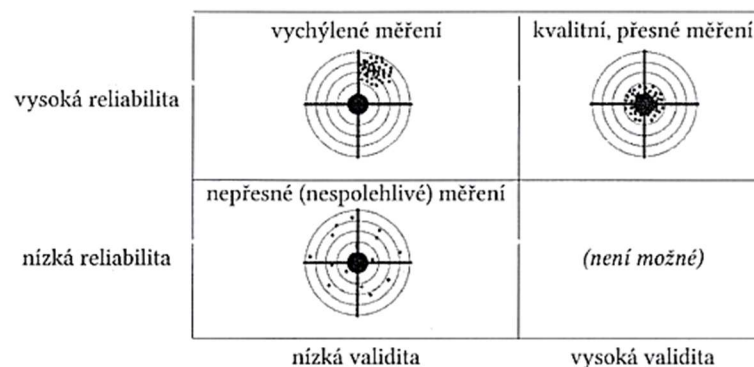
Pedografie umožňuje statické a dynamické hodnocení. Ve statické režimu je možné zobrazit funkci nohy a schopnost rovnováhy ve stoje. Dynamické měření hodnotí zatížení chodidla při chůzi v jednotlivých fázích chůzového cyklu (Genc, 2016). Uvádí se jako spolehlivé měření pro sledování stavu nohy v čase (Kadhim, Holmes & Miller, 2012). Systém se skládá z měřicího zařízení (platforma a senzor), počítače (ukládání dat pro výpočet) a monitoru (Genc, 2016).

Pedografie ukazuje distribuci plantárního tlaku nohy, které je snadno proveditelné a specifické pro každého jedince a jeho nohy. Tohoto vyšetření se využívá pro výrobu ortopedických vložek, které zlepšují kvalitu života pacientů s různými deformitami nohou (Chiriac et al., 2019).

2.3 Statistika

2.3.1 Validita (platnost)

Validita (zjednodušeně řečeno) určuje správnost měření dané veličiny. Jejím nezbytným předpokladem je přitom reliabilita (Obrázek 8). Reliabilitou se určuje spolehlivost a má úzký vztah s validitou, protože reliabilita je potřebným předpokladem validity (Hendl, 2012).



Obrázek 8. Vztah mezi reliabilitou a validitou (Friedrich, 2017)

Experimentálně zaměřený výzkum je nutné prokázat vnitřní a vnější validitou. Vnitřní validita se týká popisu samotné studie. Je u ní zjišťována míra kontroly v rámci experimentu. Mezi faktory, které mohou snížit vnitřní validitu, jsou řazeny chyby přístroje nebo výzkumníka. U přístrojů je nutno dbát na jejich přesnost nebo jejich kalibraci. Nejčastějšími chybami ze strany výzkumníka bývá chybný přepis dat. V rámci vnitřní validity se snažíme prokázat, že je experiment správně navržen a jsou měřeny námi sledované veličiny. Naopak vnější validita se zaměřuje na schopnosti zobecnění výsledků experimentu na celou populaci. Pokud není testovaný soubor zvolen náhodně, nemusí představovat populaci, ze které byl odebrán (Vincent, c2005).

Hendl (2012) dělí validitu na kriteriální, obsahovou a konstruktovou. Kriteriální validita ověřuje shodu výstupu testu se standardizovaným ukazatelem měření. Někdy se označuje jako „zlatý standard“ nebo „kriteriální standard“. Obsahová validita je považována za méně objektivní formu hodnocení validity. Podstatou je doklad, že měření skutečně hodnotí sledovanou charakteristiku nebo jev. Poslední zmiňovanou je konstruktová validita, která hodnotí, zda výstup testu skutečně odráží záměr, pro který měření provádíme. Nejlépe ji lze doložit korelací mezi výstupem testu a jinými proměnnými, které hodnotí stejnou věc. (Dušek et al., 2011b).

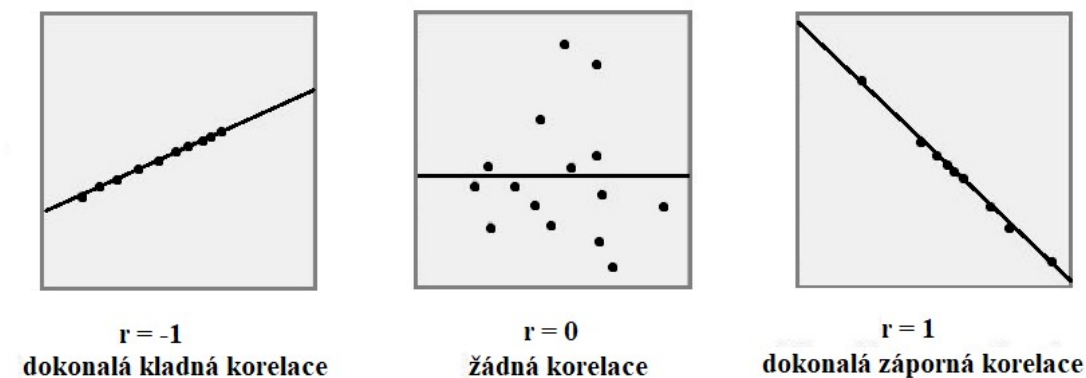
2.3.2 Reliabilita (spolehlivost)

Reliabilita neboli spolehlivost je ukazatel, který změří, jestli jsou výstupy testu stabilní (spolehlivé). To však neznamená, že test, který má velmi dobrou senzitivitu a specifitu v laboratorních podmínkách, může být však nespolehlivý v klinické praxi. Reliabilita má několik přístupů k hodnocení spolehlivosti testů. Prvním hodnocením je metoda opakovaného měření v čase (tzv. test-retest), které je využíváno v situacích, kde je možné klinický test opakovat na jednom jedinci. Druhou metodou je paralelní měření, které je používáno v situaci, kdy jsou k dispozici ekvivalentní varianty testu. Důležitou podmínkou je však bytí alternativních forem testu měřících stejnou veličinu. Třetím hodnocením jsou shody více pozorovatelů, kteří pomocí stejné metody nebo přístroje, hodnotí paralelně stejnou věc. Vysoká shoda mezi hodnotiteli znamená, že je i vysoká reliabilita dané metody či přístroje. Ve statistice je využíván Cohenův koeficient kappa (tzv. inter-observer variability). Dalším zmiňovaným postupem je oddělené hodnocení dílčích výstupů testu, u kterého je sledována míra shody výstupů (tzv. split-half reliability). Poslední zmiňovanou kategorií je hodnocení vnitřní konzistence. Ukazatelem

je Cronbachův koeficient alfa, který nabývá hodnot od 0 do 1. Hodnoty vyšší jak 0,5 ukazují, že testy mají reálný smysl (Dušek et al., 2011).

2.3.3 Korelační koeficient

Korelační koeficient r udává, do jaké míry jsou dvě proměnné příbuzné nebo související (Vincent, c2005). Pohybuje vždy v rozpětí mezi +1,00 a -1,00, je-li korelace nulová (Obrázek 9), není možné předpovědět jednu proměnnou ze druhé (Vincent, c2005).



Obrázek 9. Korelace (Mathematics and Statistics Support Centre, upraveno)

Pearsonův korelační koeficient udává míru lineárních vztahů (Vincent, c2005). Aby bylo možné vypočítat korelační koeficient, je potřeba, aby obě korelované proměnné měly charakter normálního rozložení. Normálního rozložení je možno docílit aplikací normalizující transformace, která převádí hodnotu R na z skóre. Pokud se vyskytují odchylky od normálního rozložení, zeškrtí se rozdělení nebo se vyskytují odlehle hodnoty, které významně zkreslují hodnotu korelačního koeficientu a znehodnocují jeho výpočet (Dušek et al., 2018).

Neparametrický Spearmanův korelační koeficient je využíván tehdy, kdy není vyžadována normalita rozložení hodnot. K výpočtu nejsou používány přímo naměřené párové hodnoty X a Y , ale jsou určeny na základě jejich pořadí, poté je vypočítána hodnota korelace (Dušek et al., 2019). Koeficient popisuje monotónní vztahy (lineární, rostoucí nebo klesající) a je odolný vůči odlehlým hodnotám (Hendl, 2012).

Interpretací hodnot korelačních koeficientů se vyskytuje v literatuře mnoho. Za klasické hodnocení jsou považovány hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu podle Cohena (1988): malý (0,10), střední (0,30) a velký efekt (0,50). Podrobnější hodnotící

škálu určující sílu korelace uvádějí Ahmad et al. (2019): zanedbatelná (0,0–0,3), nízká (0,3–0,5), střední (0,5–0,7), vysoká (0,7–0,9) a vynikající (0,9–1,0).

Hodnoty měření mohou na dvourozměrném grafu vytvořit téměř ideální přímkou. Ta však mívá různý sklon a může maskovat systematické nadhodnocování nebo podhodnocování některého z hodnotitelů (Dušek, Pavlík & Koptíková, 2008). Nevýhodou Pearsonova korelačního koeficientu je ta, že nedokáže detekovat systematické chyby. Proto byly zavedeny limity shody (Weir, 2005).

2.3.4 Limity shody

Autoři Bland a Altman (1986) vymysleli přístup ke zkoumání rozsahu shody mezi dvěma metodami měření, která je založena na grafických technikách a přímočarých výpočtech (Sedgwick, 2013). Rozdíl tohoto skóre mezi zkouškami či testy udává údaj o jejich spolehlivosti. Toto skóre je možné nazvat jako limity shody (z anglického Limits of Agreement, LoA). LoA určují rozsah změny měření jednotlivce mezi dvěma pokusy (Hopkins, 2000) pro zvolenou pravděpodobnost. LoA představují rozdíly mezi opakováním testu u 95 % populace. To znamená, že se dá čekat, že rozdíl mezi jakýmkoliv dvěma testy, by měl ležet v tomto rozmezí (Atkinson & Nevill, 1998).

Dušek, Pavlík & Koptíková (2008) udávají, že při výpočtu limity shody opakovatelnosti měření, je vycházeno z předpokladu, že rozdíly opakovaných měření mají normální rozložení. Limity pro výskyt 95% rozdílů je možno vypočítat jako $\bar{x}_{diff} \pm 1,96 * s_{diff}$, kde \bar{x}_{diff} je průměr a s_{diff} je směrodatná odchylka opakovatelnosti.

2.3.5 Validita a reliabilita u zjišťovaných parametrů nohy

Autoři De Mits et al. (2010) hodnotili validitu a reliabilitu mezi klinickým měřením a 3D digitizérem. Došli k závěru, že obě metody mají velmi dobrou validitu a vynikající reliabilitu. Statistické výsledky ukazují vysokou korelaci pro délky nohy ($r = 0,994$) i šířky nohy ($r = 0,978$) na hladině statistické významnosti $\alpha < 0,001$. Vysoká korelace je i u výšky tuberositas ossis navicularis ($r = 0,750$) na hladině statistické významnosti $\alpha < 0,05$. A hodnoty ICC (interclass correlation coefficient) nabývaly hodnot 0,966–0,998 na hladině statistické významnosti $\alpha < 0,001$.

Chang et al. (2012) hodnotili pomocí Pearsonových korelačních koeficientů vztahy mezi parametry měřených klinicky a 3D skenováním. Mezi oběma sadami parametrů

existují významné korelace. Statistické výsledky ukazují vysokou korelaci jak pro délku nohy ($r = 0,962$), tak pro šířku nohy ($r = 0,859$) mezi klinickým měřením a 3D skenování. Výška tuberositas ossis navicularis je vysoce korelována s indexem objemu nohy ve stoje ($r = 0,712$) na hladině statistické významnosti $\alpha < 0,01$.

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Hlavní cíl práce

Cílem práce je porovnat parametry získané pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger s hodnotami naměřenými s využitím konvenčních antropometrických metod u zdravých dospělých jedinců.

3.2 Dílčí cíle práce

- 1) Porovnat parametry „délka nohy“ naměřené pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím konvenčních antropometrických metod.
- 2) Porovnat parametry „šířka nohy“ naměřené pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím konvenčních antropometrických metod.
- 3) Porovnat parametry „délka oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřené pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím konvenčních antropometrických metod.
- 4) Porovnat parametry „výška oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřené pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím konvenčních antropometrických metod.
- 5) Posoudit vztah mezi výškou oblouku mediální podélné klenby nohy naměřenou 3D skenerem RS Scan Tiger a výškou tuberositas ossis navicularis s využitím konvenčních antropometrických metod.
- 6) Posoudit vztah mezi normalizovanou zkrácenou výškou oblouku mediální podélné klenby nohy naměřenou 3D skenerem RS Scan Tiger a normalizovanou zkrácenou výškou tuberositas ossis navicularis s využitím konvenčních antropometrických metod.

3.3 Výzkumné otázky

VI: Jaká je hodnota Pearsonova korelačního koeficientu?

- a) mezi hodnotami „délka nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím posuvného měřidla?
- b) mezi hodnotami „šířka nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím posuvného měřidla?

- c) mezi hodnotami „délka oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím posuvného měřidla?
- d) mezi hodnotami „výška oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím výškoměru?
- e) mezi hodnotami „výška oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a hodnotami „výška tuberositas ossis navicularis“ naměřenými s využitím výškoměru?
- f) mezi hodnotami „normalizovaná zkrácená výška oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a hodnotami „normalizovaná zkrácená výška tuberositas ossis navicularis“ naměřenými s využitím výškoměru?

V2: Jaké jsou limity shody?

- a) mezi hodnotami „délka nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím posuvného měřidla?
- b) mezi hodnotami „šířka nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím posuvného měřidla?
- c) mezi hodnotami „délka oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím posuvného měřidla?
- d) mezi hodnotami „výška oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a s využitím výškoměru?
- e) mezi hodnotami „výška oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a hodnotami „výška tuberositas ossis navicularis“ naměřenými s využitím výškoměru?
- f) mezi hodnotami „normalizovaná zkrácená výška oblouku mediální podélné klenby nohy“ naměřenými pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger a hodnotami „normalizovaná zkrácená výška tuberositas ossis navicularis“ naměřenými s využitím výškoměru?

4 METODIKA

Výzkum byl schválený Etickou komisí FTK UP v Olomouci (Příloha 1) dne 18. 12. 2018 (jednací číslo 72/2018) s názvem „Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger“.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Hodnocení validity výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger v porovnání s konvenčními antropometrickými metodami bylo součástí projektu, který se také zabýval reliabilitou přístroje a objektivitou výsledků 3D skeneru RS Scan Tiger. Na základě článku Bujanga & Baharuma (2017) byla pro výpočet reliability velikost souboru stanovena na 36 probandů. Pro potvrzení dostatečné velikosti souboru pro výpočet validity bylo použito programu G*Power 3.1.9.2 (Franz Faul, Universität Kiel, Německo). Při hodnotách nastavených na 36 byla výsledná síla testu vypočítána na 99,9 %.

Měření se zúčastnilo 42 studentů Univerzity Palackého v Olomouci ve věku 20–26 let (21 mužů a 21 žen). Výzkumu se mohl účastnit každý, kdo neměl bolest v oblasti nohy nebo v celé dolní končetině jakékoliv etiologie (např. úraz, patní ostruha, kořenové dráždění). Před měřením byli všichni seznámeni s průběhem měření a byl podepsán informovaný souhlas (Příloha 2) s výzkumem a následným využitím získaných dat. V Tabulce 1 jsou uvedeny základní údaje o účastnících měření.

Tabulka 1. Základní charakteristika výzkumné skupiny (N = 42)

Věk	22,4 ± 1,6 let
Výška	175,0 ± 9,2 cm
Váha	70,6 ± 12,3 kg

Měření proběhlo v laboratoři CKV FTK UP v Olomouci ve dnech 22. – 29. 3. 2019. K měření byl používán 3D skener RS Scan Tiger, dvě osobní váhy, malý výškoměr V-372 (Laboratorní a zdravotnická technika, OPTING servis, Ostrava, Česká republika) a posuvné měřidlo (Vývojové laboratoře a dílny Univerzity Palackého, Olomouc, Česká republika).

4.2 Postup měření

Měření se zúčastnily tři výzkumnice, které získaly data pro své práce, které byly součástí většího projektu, který se zabýval jak reliabilitou, tak validitou uváděného přístroje. Pro tento výzkum bylo použito měření třetím fyzioterapeutem (jeden sken a antropometrické měření nohy). Na základě výzkumu autorů Sarghie, Costea & Liute (2013), ve kterém zjistili, že nebyl významný rozdíl ve výsledcích antropometrického měření pravé a levé nohy, bylo měřeno pouze pravá noha.

Schéma měření prováděný třemi fyzioterapeutkami

- 1. *fyzioterapeutka* – seznámení s výzkumem a podepsání informovaného souhlasu (Příloha 2), zjištění základních informací o probandovi (věk, výška, váha a velikost obuvi).
- 2. *fyzioterapeutka* – nácvik rovnoměrného rozložení váhy pomocí zkoušky dvou vah (instrukce v Příloze 3), následně proband přešel na 3D skener (pravá noha na skeneru, levá noha na stupínku ve stejné výšce). Vyšetřovaný dostal instrukce, jak má stát na skeneru (viz Příloha 3 – použito u všech měření na 3D skeneru). Poté se vše zopakovalo třikrát (zkouška dvou vah a sken pravé nohy).
- 3. *fyzioterapeutka* – zkouška dvou vah a následné skenování pravého nohy. Dále vyšetřovanému bylo provedeno antropometrické měření. Byla zjišťována FL, FW, AL, AH a NH. Při klinickém vyšetření byly nohy postaveny ve stejné vzdálenosti, jak u skenování pravé nohy.
- 1. *fyzioterapeutka* – zkouška dvou vah a skenování pravé nohy.
- Doba jednoho měření se pohybovala od 10 do 15 minut.

4.2.1 Měření 3D skenerem RS Scan Tiger

Zkoumaný 3D skener RS Scan Tiger, hodnotí tyto parametry: FL, FW, AL, AH. Technické parametry jsou uvedeny v Tabulce 2.

Tabulka 2. Technické parametry 3D skeneru RS Scan Tiger

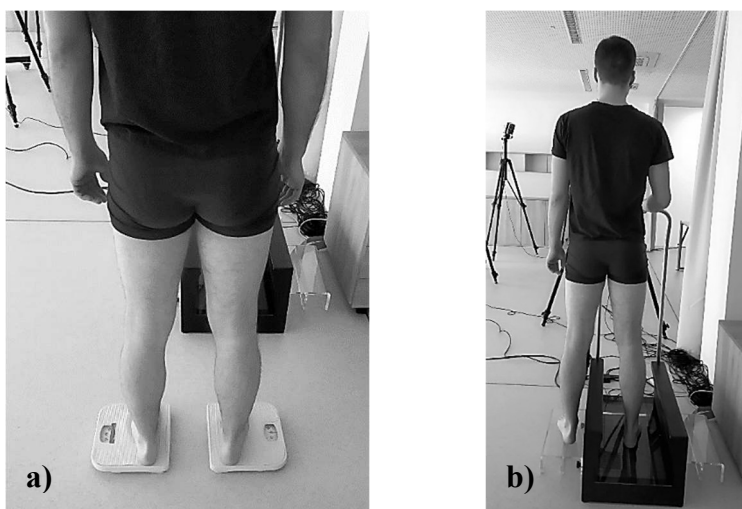
Velikost skeneru	729 x 428 x 323 mm
Velikost skeneru se stupínky a opěrkou na ruku	755 x 832 x 1216 mm
Skenovací plocha	400 x 200 x 180 ± 5 mm
Hmotnost	26 kg

Pokračování Tabulky 2

Počet kamer	8 monochromatických kamer, 1 barevná kamera
Rychlost skenování	5–15 s
Směrodatná odchylka	$\pm 0,5$ mm
Software	Poskytuje 3D pohled, automatický výpočet délky a šířky nohy, výšky a délky oblouku mediální podélné klenby.

Před samotným měřením se testovaná osoba nejdříve naučila rovnoměrné rozložení váhy při zkoušce dvou vah. Následovalo zkušební měření na 3D skeneru, poté šel testovaný znova zkoušku dvou vah (Obrázek 10a) a nakonec přešel na skener (Obrázek 10b). Tento postup zopakoval pokaždé, když mělo probíhat skenování pravé nohy.

Skener se nacházel v místnosti stále na stejném místě, aby nedocházelo ke zkreslení výsledků kvůli rozdílnému osvětlení. Po každém účastníkovi byla plocha setřena dezinfekčním ubrouskem.



Obrázek 10. a) Zkouška dvou vah, b) měření na 3D skeneru (archiv autora)

4.2.2 Antropometrické měření

Při antropometrickém měření (Tabulka 3) byl proband instruován, aby zaujal stejné postavení jako při měření 3D skenerem. Což znamená, že nohy měl ve stejné vzdálenosti jako při stožení na skeneru a měl mít rovnoměrné rozložení váhy na obě nohy. Noha nebyla nikterak upravována (např. narovnání prstů).

Tabulka 3. Měřené parametry nohy

Měřený parametr	Měřená vzdálenost	Měřidlo
FL	Calcaneus → nejdelší prstec	Posuvné měřidlo
FW	Hlavičky metatarsů (I. → V.)	Posuvné měřidlo
AH	Podložka → nejvyšší místo oblouku	Výškoměr
AL	Calcaneus → I. MTP kloubu palce	Posuvné měřidlo
NH	Podložka → tuberositas ossis navicularis	Výškoměr

Palpace referenčních bodů byla provedena ve vzpřímeném stoju jako u skenování nohy 3D skenerem. Důležitými orientačními body byla kloubní štěrbina I. MTP článku palce a tuberositas ossis navicularis.

4.3 Statistické zpracování dat

Naměřená data, která byla zpracována pomocí programu Footscan 9 (RSscan International NV, Paal, Belgie), byla přepsána do tabulek v programu MS Excel 2007. Z těchto hodnot byla vyhodnocena validita mezi měřením 3D skenerem (skenování třetí fyzioterapeutkou) a měřením pomocí antropometrických metod (posuvné měřidlo a výškoměr). Hodnocenými parametry, u kterých byly hodnoceny vztahy (antropometrické měření a 3D skenování), byly: délka nohy, šířka nohy, délka oblouku mediální podélné klenby, výška oblouku mediální podélné klenby, vztah mezi výškou oblouku mediální podélné klenby měřenou 3D skenerem a výškou tuberositas ossis navicularis měřenou výškoměrem. Na základě výpočtu byl určen vztah mezi NT výšky oblouku mediální podélné klenby měřenou 3D skenerem a NT výškou tuberositas ossis navicularis naměřenou výškoměrem.

Statistické zpracování proběhlo v programu IBM SPSS Statistics (International Business Machines, Armonk, New York, USA). Naměřená data byla použita do vzorce pro výpočet korelačního koeficientu a na základě něj byl určen vztah mezi metodami. Dále byly definovány LoA. Hladina významnosti byla definována $\alpha = 0,05$.

Ke zjištění výsledků byla použita měření od 36 až 42 probandů. Některá data byla vyřazena z důvodu jejich významných odlišností, které byly způsobené pravděpodobně vlivem lidského faktoru. V Tabulce 4 jsou uvedeny měřené parametry s počty testovaných, kteří byli součástí statistiky.

Tabulka 4. Počty probandů N u zjišťovaných parametrů nohy

Parametr	N
FL _{3D} -FL _C	42
FW _{3D} -FW _C	40
AL _{3D} -AL _C	38
AH _{3D} -AH _C	37
AH _{3D} -NH _C	40
NTAH _{3D} -NTNH _C	36

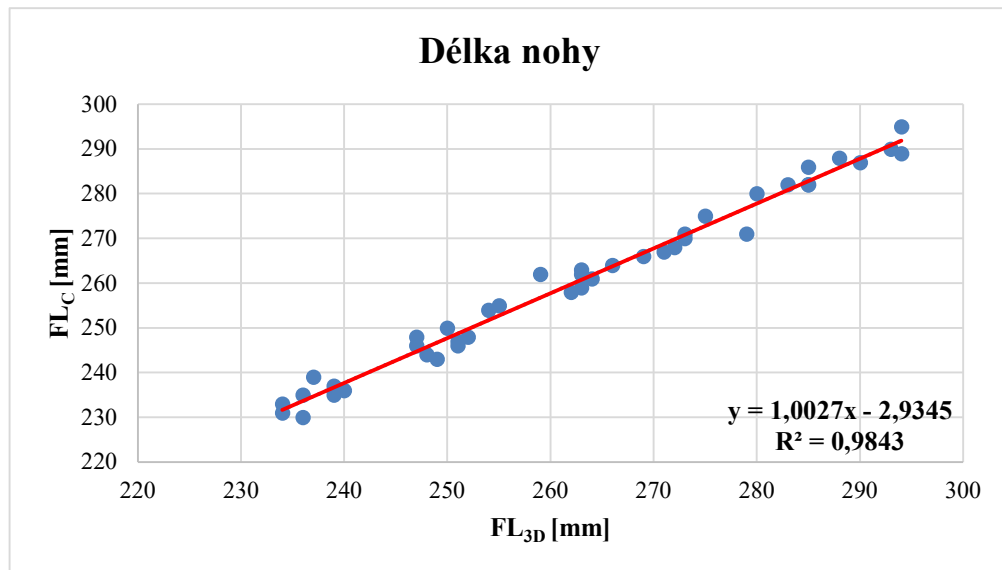
Vysvětlivky: C – antropometrické měření

$3D$ – 3D skener

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k výzkumným otázkám V1_a a V2_a

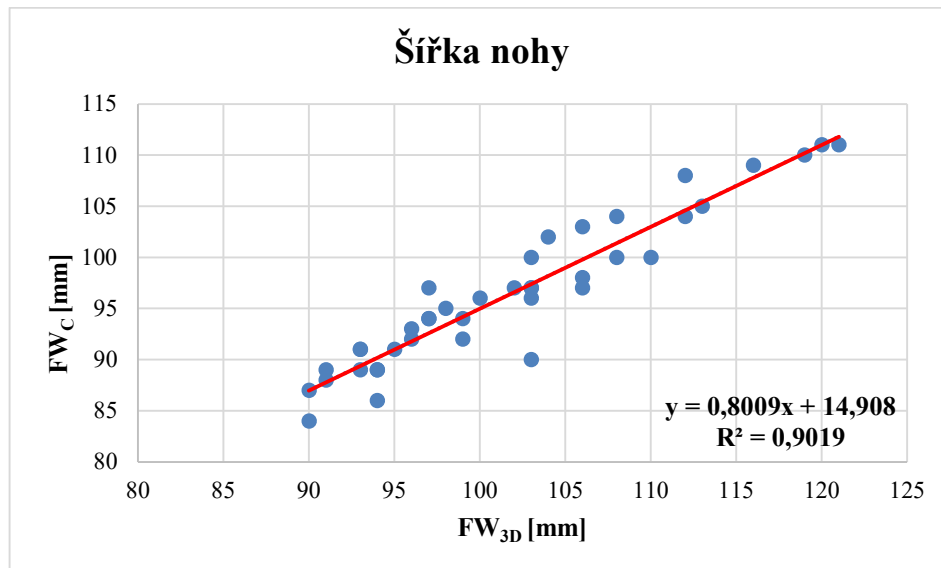
Obrázek 11 ukazuje lineární vztah mezi oběma měřicími metodami pro parametr FL. Pearsonův korelační koeficient $r = 0,992$, dosahuje $p < 0,001$. Podle Ahmada et al. (2019) se tedy jedná o „vynikající“ korelaci obou metod. Limity shody pro 95% interval spolehlivosti se pohybují v rozmezí $2,2 \pm 4,6$ mm.



Obrázek 11. Vztah mezi hodnotami „délka nohy“ naměřenými pomocí konvenčních antropometrických metod (FL_C) a 3D skeneru RS Scan Tiger (FL_{3D})

5.2 Výsledky k výzkumným otázkám V1_b a V2_b

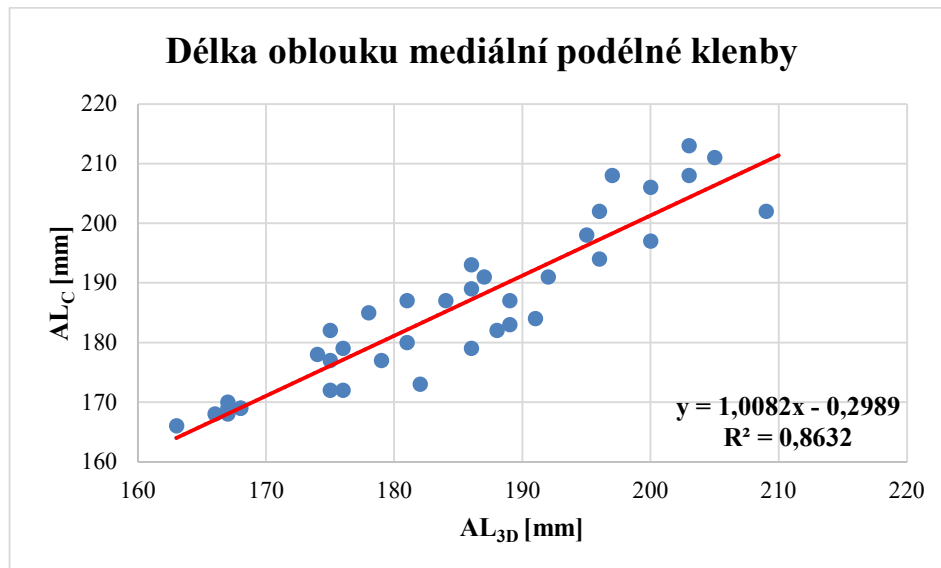
Obrázek 12 ukazuje lineární vztah mezi oběma měřícími metodami pro parametr FW. Pearsonův korelační koeficient $r = 0,950$, dosahuje $p < 0,001$. Podle Ahmada et al. (2019) se tedy jedná o „vynikající“ korelaci obou metod. Limity shody pro 95% interval spolehlivosti se pohybují v rozmezí $5,1 \pm 5,8$ mm.



Obrázek 12. Vztah mezi hodnotami „šířka nohy“ naměřenými pomocí konvenčních antropometrických metod (FW_C) a 3D skeneru RS Scan Tiger (FW_{3D})

5.3 Výsledky k výzkumným otázkám V1_c a V2_c

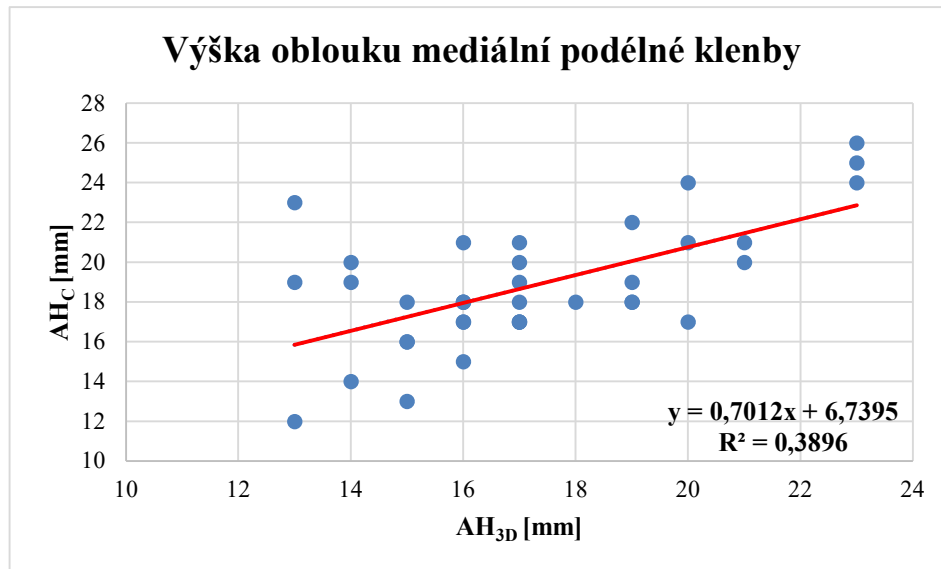
Obrázek 13 ukazuje lineární vztah mezi oběma měřícími metodami pro parametr AL. Pearsonův korelační koeficient $r = 0,929$, dosahuje $p < 0,001$. Podle Ahmada et al. (2019) se tedy jedná o „vynikající“ korelace obou metod. Limity shody pro 95% interval spolehlivosti se pohybují v rozmezí $-1,1 \pm 9,3$ mm.



Obrázek 13. Vztah mezi hodnotami „délka oblouku mediální podélné klenby“ naměřenými pomocí konvenčních antropometrických metod (AL_C) a 3D skeneru RS Scan Tiger (AL_{3D})

5.4 Výsledky k výzkumným otázkám V1_d a V2_d

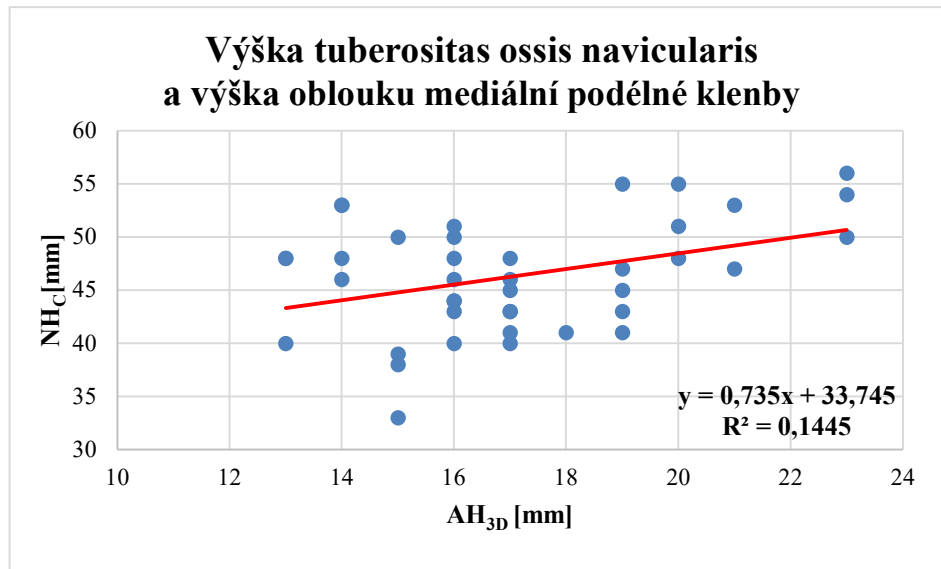
Obrázek 14 ukazuje lineární vztah mezi oběma měřicími metodami pro parametr AH. Pearsonův korelační koeficient $r = 0,624$, dosahuje $p < 0,001$. Podle Ahmada et al. (2019) se tedy jedná o „střední“ korelaci obou metod. Limity shody pro 95% interval spolehlivosti se pohybují v rozmezí $-1,4 \pm 4,8$ mm. Vzhledem k chybě měření, která se pohybuje ± 2 mm nelze u toho parametru vyvodit čistý závěr.



Obrázek 14. Vztah mezi hodnotami „výška oblouku mediální podélné klenby“ naměřenými pomocí konvenčních antropometrických metod (AH_C) a 3D skeneru RS Scan Tiger (AH_{3D})

5.5 Výsledky k výzkumným otázkám V1_e a V2_e

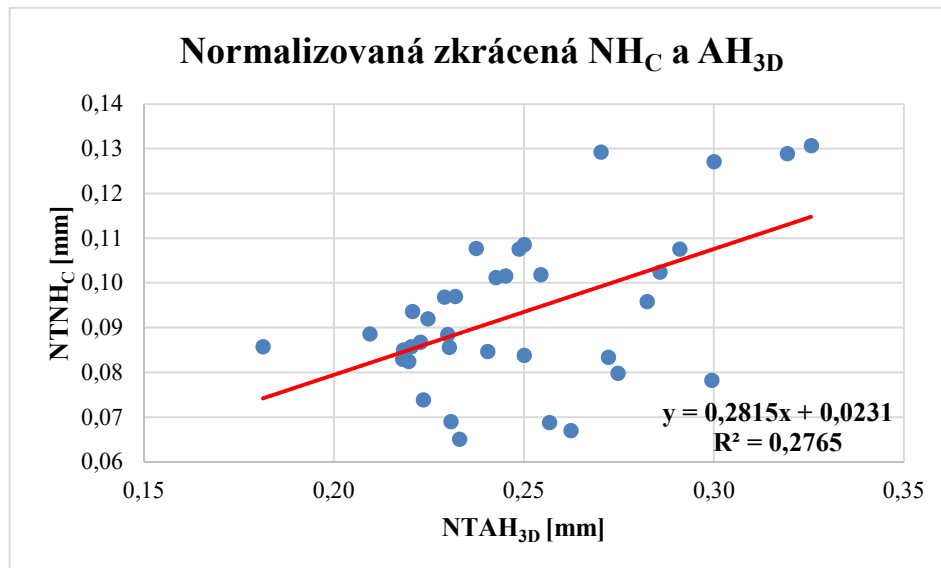
Obrázek 15 ukazuje lineární vztah mezi oběma měřícími metodami pro parametr AH_{3D} a NH_C. Pearsonův korelační koeficient $r = 0,380$, dosahuje $p = 0,016$. Podle Ahmada et al. (2019) se tedy jedná o „nízkou“ korelaci obou metod. Limity shody pro 95% interval spolehlivost se pohybují v rozmezí $-27,8 \pm 15,4$ mm.



Obrázek 15. Vztah mezi hodnotami „výška tuberositas ossis navicularis“ naměřenými pomocí konvenčních antropometrických metod (NH_C) a „výška oblouku mediální podélné klenby“ naměřenými pomocí 3D Skeneru RS Scan Tiger (AH_{3D})

5.6 Výsledky k výzkumným otázkám V1_f a V2_f

Obrázek 16 ukazuje lineární vztah mezi oběma měřicími metodami pro parametr NTAH_{3D} a NTNHC. Pearsonův korelační koeficient $r = 0,526$, dosahuje $p < 0,001$. Podle Ahmada et al. (2019) se tedy jedná o „střední“ korelaci obou metod. Limity shody pro 95% interval spolehlivosti se pohybují v rozmezí $-0,1 \pm 0,2$ mm.



Obrázek 16. Vztah mezi hodnotami „normalizovaná výška tuberositas ossis navicularis“ změřenými pomocí konvenčních antropometrických metod (NTNHC) a „normalizovaná výška oblouku mediální podélné klenby“ naměřenými pomocí 3D Skeneru RS Scan Tiger (NTAH_{3D})

5.7 Shrnutí výsledků

Jednotlivé parametry a statistická data jsou znázorněna v Tabulce 5.

Tabulka 5. Souhrn naměřených výsledků

Porovnávané parametry	Pearsonův korelační koeficient	Klasifikace dle Ahmada et al. (2019)	p (hladina významnosti $\alpha = 0,05$)	Limita shody (mm)
FL _{3D} -FL _C	0.992	Vynikající	< 0.001	2.2 ± 4.6
FW _{3D} -FW _C	0.950	Vynikající	< 0.001	5.1 ± 5.8
AL _{3D} -AL _C	0.929	Vynikající	< 0.001	-1.1 ± 9.3
AH _{3D} -AH _C	0.624	Střední	< 0.001	-1.4 ± 4.8
AH _{3D} -NH _C	0.380	Nízká	0.016	-27.8 ± 15.4
NTAH _{3D} - NTNH _C	0.526	Střední	0.001	-0.1 ± 0.2

6 DISKUZE

Cílem práce bylo zjistit validitu mezi výstupy 3D skeneru RS Scan Tiger v porovnání s antropometrickým měřením nohy u zdravých jedinců. Zjišťovanými parametry byly: délka nohy, šířka nohy, délka oblouku mediální podélné klenby, výška oblouku mediální podélné klenby, výška tuberositas ossis navicularis a výpočet indexu navicular hight.

De Mits et al. (2011) v jejich studii porovnávají reliabilitu a validitu mezi nožním digitizátorem a antropometrickým měřením. Došli k závěru, že reliabilita a validita mezi digitizérem a antropometrickým měřením, u většiny parametrů (délka nohy, šířka přední části nohy, výška malleolus medialis a výška tuberositas ossis navicularis) je dobrá, neboť Pearsonovy korelační koeficienty mezi nožním digitalizátorem a klinickým hodnocením se pohybovaly mezi 0,750–0,997. K podobným výsledkům jsme došli i v naší studii se skenerem, kdy se u parametrů FL, FW a AL Pearsonovy korelační koeficienty pohybovaly v intervalu 0,929–0,992. Na druhou stranu u parametrů AH_{3D}-AH_C a NTAH_{3D}-NTNH_C byla shoda nižší, Pearsonovy korelační koeficienty dosahovaly hodnot mezi 0,526 a 0,624. U AH_{3D}-NH_C dosahoval Pearsonův korelační koeficient hodnoty $r = 0,380$, což vypovídá o nízké korelaci a je možné uvést, že klinické měření a 3D skenování nejsou zaměnitelné.

Zajímavým zjištěním bylo to, že testovaný 3D skener RS Scan Tiger nebyl schopen naměřit výšku oblouku mediální podélné klenby nohy nižší než 12 mm. Při antropometrickém měření však klenba změřena byla a zhodnocena jako funkčně plochá noha. To může souviset s tím, jakým způsobem hodnotil software 3D skeneru RS Scan Tiger výšku oblouku mediální podélné klenby nohy. Nejvyšší místo je určeno mezi 25–60 % délky oblouku mediální podélné klenby nohy na základě výsledku softwaru přístroje (Tom Van Rooy, elektronická korespondence, 12. 12. 2018). Měření výšky oblouku mediální podélné klenby bylo ze všech měřených parametrů nejvíce náchylné k chybám. Je možné se domnívat, že při měření 3D skenerem u skupiny osob s funkčně plochými nohami by se tento problém s vyhodnocením opakoval. Mimo to software 3D skeneru v jednom případě vyhodnotil, že oblouk mediální podélné klenby se vyskytuje na laterální straně nohy.

Rogati et al. (2019) zdůrazňují, že existují určité rozdíly v držení těla (hlavně v oblasti prstů), což může být ovlivněno malými posturálními rozdíly. Podle autorů došlo k chybě při skenování v oblouku. Průměrná odchylka výšky oblouku mediální podélné klenby naměřená 3D skenerem byla $\pm 1,5$ mm. I přes instrukce, které byly všem probandům sděleny, podobné chyby se objevily i v našem měření. Průměrná odchylka výšky oblouku mediální podélné klenby z naměřených dat naměřených 3D skenerem RS Scan Tiger se pohybovala $\pm 1,8$ mm.

Dostupné studie se často liší svojí metodologií, jak získávat data pomocí 3D skeneru. Razeghi & Batt (2002) udávají, že měření výšky oblouku mediální podélné klenby bylo provedeno při 10% a 90% zátěži testované nohy. Zatímco Saghadzadeh et al. (2015) zjišťují výšku tuberositas ossis navicularis v sedě, kdy noha volně leží na skeneru a ve stoji při 50% zatížení testované nohy. Antropometrické měření je prováděno, jak v sedě, tak i ve stoji v 50% zatížením. V naší studii bylo u probandů požadováno rovnoměrné rozložení váhy na obě dolní končetiny, tedy při 50% zatížením. Toto rozložení se naučili díky zkoušce dvou vah, po které následovalo měření 3D skenerem a antropometrické měření. Skeny, které slouží jako předloha pro výrobu ortopedických vložek, jsou prováděny také bez zatížení nohou (Rogati et al., 2021). Z tohoto důvodu se domnívám, že by bylo vhodné provést měření i v úplném odlehčení skenované nohy a porovnat tyto výsledky. Výzkumný soubor tvořila skupina probandů ve věku 20–26 let, u který je klenba nohy již vytvořena. Rogati et al. (2019) zmiňují, že by bylo vhodné zjistit reliabilitu a validitu měření 3D skenerem i u dětí. V takovém případě by dle mého názoru bylo lepší zvolit k měření pozici v sedě, aby byly nohy měřeny bez zatížení, protože by bylo děti těžké zainstruovat k rovnoměrnému zatížení nohou.

Yalçın et al. (2010) uvádějí, že klinické vyšetření závisí na vyšetřující osobě a je určeno na základě svého pozorování, proto měřicí metody, které nejsou zatíženy chybou lidského faktoru (schopnost palpace, přesnost měření, únava testujícího apod.), jsou v dnešní době častěji používanými metodami pro zjišťování potřebných informací o lidském těle. Kromě toho může toto měření ovlivnit i nepřesnost měřidla (Salles & Gyi, 2013). Lee et al. (2014) ve své práci uvádějí, že 3D skenování nohou vykazovaly vyšší přesnost ve srovnání s antropometrickým měřením, otiskovým metodám a digitální plantografií. Zatímco u antropometrického měření může docházet ke stlačení měkkých tkání nohy, 3D skener do svých měření zabírá veškerou tkáň, která je na noze přítomna.

Kromě toho zmiňují, že je nutné, aby byl výzkumník zaškolen kvůli možným chybám při měření. Další nevýhody antropometrických měření spočívají v tom, že jsou časově náročné (ve srovnání se skenováním) a u vyšetřovaných osob může dojít k únavě a nesoustředění se na rovnoměrné rozložení váhy. Z našich výsledků lze usuzovat, že klinickým měřením byly hodnoty jednotlivých parametrů mírně nadhodnocovány ve srovnání s hodnotami vypočtenými softwarem 3D skeneru.

Salles & Gyi (2013) udávají, že použití 3D skenerů je výhodným měřením, protože je rychlý, čistý (oproti inkoustové plantografii) a vyšetřovaná osoba může zaujmout jakoukoliv pozici při skenování. Všechna data jsou digitalizována, proto je možné jednoduše přenášet. S tvrzením o rychlosti lze souhlasit, protože měření (skenování a vyhodnocení dat softwarem) testovaným 3D skenerem trvalo okolo jedné minuty. Zatímco antropometrické měření trvalo 3 až 5 minut. Co se týče pozice, jsme ovšem v obou případech vyžadovali postoj ve stoje, nicméně jak bylo zmíněno výše, v budoucnu by mohla být zkoumána i pro probanda méně náročná pozice v sedě.

Pearsonův korelační koeficient je možné hodnotit podle různých autorů. Klasické hodnocení je od Cohena (1988), které je uvedeno v teoretické části. Hodnocení koeficientu není úplně jednoznačné, to dokazuje i článek od Posta (2016), který srovnával různé hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu od řady autorů. Lze říct, že hodnota korelačního koeficientu vyšší než 0,6 je adekvátní a někteří autoři ji považují za silnou korelaci a z toho vyplývající i silnou validitu. Zatímco vztah hodnot menších jak 0,3, resp. 0,4 není korelovaný. Hodnocení podle Ahmada et al. (2019) považují za detailnější kvůli jeho menším intervalům a hodnocení.

Naměřené hodnoty, které byly odlehlé od zbytku dat, nebyly použity ke statistickému zpracování. Bylo potřeba zachovat normální rozdělení obou korelovaných proměnných. Pokud by se vyskytly významné odchylky od normálního rozdělení, zešikmení rozdělení nebo výskyt odlehlých hodnot, tak by to významným způsobem zkreslilo hodnotu korelačního koeficientu a znehodnotilo jeho výpočet (Dušek et al., 2018). Proto se u jednotlivých parametrů liší počty probandů. Tyto hodnoty byly často chybou měření, ke které došlo pravděpodobně při přepisu hodnoty z měřidla nebo špatným vyhodnocením dat softwarem 3D skeneru. Nejvíce dat bylo vyřazeno u parametrů „délka oblouku mediální podélné klenby nohy“ a „výška oblouku mediální podélné klenby nohy“ měřené 3D skenerem i antropometricky. Nejméně dat bylo použito

u hodnocení vztahu „normalizované výšky oblouku mediální podélné klenby“ z 3D skeneru a „normalizované výšky tuberositas ossis navicularis“ z antropometrického měření.

Mezi limity studie je důležité zmínit, že výsledná data mohou ovlivnit chyby měření antropometrického měření, které mohou vzniknout při nesprávném přepisu hodnoty z posuvného měřidla či výškoměru. Tyto chyby se označují jako náhodné. Dalším omezením bylo nestejně osvětlení v místnosti. I přes zastínění roletami při slunečném dni, byla místnost jinak osvětlená než se zataženou oblohou. Těchto chyb si všimli Witana et al. (2006) a uvádějí, že paprsek skeneru může ovlivnit prach nebo vysoký osvit. Měření 3D skenerem bylo nutné několikrát zopakovat kvůli problémům se softwarem.

7 ZÁVĚRY

Na základě výsledků sledovaných parametrů nohy je možné říci, že u délky nohy, šířky nohy a délky podélného oblouku měřených 3D skenerem a posuvným měřidlem je vynikající závislost. U výšky oblouku naměřené pomocí 3D skenerem a výškoměrem, normalizované výšky oblouku naměřené pomocí 3D skeneru a normalizované výšky tuberositas ossis navicularis naměřené výškoměrem byla závislost vztahu určena jako střední. U parametru výška oblouku mediální podélné klenby měřené 3D skenerem a výškou tuberositas ossis navicularis naměřená výškoměrem byla určena závislost jako nízká.

Z výsledků tedy vyplývá, že téměř všechny zkoumané parametry je možné měřit relativně přesně oběma metodami, protože jsou zaměnitelné. Netýká se to výšky oblouku mediální podélné klenby měřené 3D skenerem a výšky tuberositas ossis navicularis naměřené klinicky, která díky chybám měření jeví jako méně přesná.

8 SOUHRN

Cílem práce bylo posoudit výstupy 3D skeneru RS Scan Tiger s hodnotami naměřenými pomocí konvenčních antropometrických metod u zdravých dospělých jedinců.

Teoretická část přibližuje čtenáři základní informace o anatomii nohy, kde je vyzdvihnuta klenba nožní a s tím související plochonoží. Statistická část se věnuje validitě, Pearsonově korelačnímu koeficientu a limitám shody. Dále následuje výčet metod, které jsou nejčastěji využívány k diagnostice ploché nohy nebo všeobecně ke stavům nožní klenby. Mezi zmiňované metody jsou zařazeny: antropometrické vyšetření, hodnocení otisků nohy (plantografie), RTG vyšetření, 3D zobrazování, dynamická pedobarografie.

V metodice práce je charakterizována výzkumná skupina, která byla tvořena 42 studenty (21 mužů a 21 žen) Univerzity Palackého v Olomouci. U testovaných osob se nesměla vyskytovat bolest v oblasti nohy nebo celé dolní končetiny jakékoliv etiologie (úraz, patní ostruha, kořenové dráždění, apod.). Každý proband si před samotným měřením vyzkoušel rovnoměrné rozložení váhy pomocí zkoušky dvou vah. Následně byla probandovi oskenována pravá noha. Poté proběhlo antropometrické vyšetření pravé nohy, kde byly změřeny základní parametry na noze (délka nohy, šířka nohy, délka oblouku mediální podélné klenby, výška oblouku mediální podélné klenby, výška tuberositas ossis navicularis) a následně z naměřených hodnot byly vypočteny $NTAH_{3D}$ a $NTNH_C$.

Z výsledků, které byly zjištěny, je možné tvrdit, že měření pomocí 3D skeneru a pomocí konvenčních antropometrických metod je validní u parametrů: délka nohy, šířka nohy, délka oblouku mediální podélné klenby, výška oblouku mediální podélné klenby, $NTAH_{3D}$ a $NTNH_C$. Obě měření je možné zaměnit. Vztah mezi parametry AH_{3D} – NH_C je klasifikován jako nízký dle Ahmada et al. (2019), a tedy zkoumané metody nejsou zaměnitelné.

9 SUMMARY

The work aimed to assess the 3D scanner RS Scan Tiger outputs with the values measured using conventional anthropometric methods in healthy adults.

The theoretical part introduces to the reader basic information about the foot anatomy, highlighting the arch of the foot and related flatfoot. The statistical part deals with validity, Pearson's correlation coefficient and the Limits of Agreement. This is followed by a list of methods most commonly used for the flatfoot diagnosis or a condition of foot arch in general. The methods include anthropometric examination, footprint evaluation (plantography), X-ray examination, 3D imaging and dynamic pedobarography.

The methodology of the work characterizes a research group consisting of 42 students (21 men and 21 women) of Palacký University in Olomouc. The test subjects were not allowed to experience any pain in the area of the foot or the entire lower limb (injury, heel spur syndrome, radicular pain and similar). Before the measurement, each subject tested an even weight distribution using the test of two scales. Subsequently, we scanned the subject's right foot. An anthropometric examination of the right foot was performed measuring its basic parameters (foot length, foot width, length of the medial longitudinal arch, height of the medial longitudinal arch, navicular height), and consequently $NTAH_{3D}$ and $NTNH_C$ were calculated from the measured values.

From the obtained results, we may argue that measurements using the 3D scanner and conventional anthropometric methods are valid for the following parameters: foot length, foot width, length of the medial longitudinal arch, height of the medial longitudinal arch, $NTAH_{3D}$ and $NTNH_C$. Both measurements are interchangeable. Relationship between the parameters AH_{3D} – NH_C is classified as low-level according to Ahmad et al. (2019), and thus the methods examined are not substitutable.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aboelnasr, E. A., et al. (2018). Validation of normalized truncated navicular height as a clinical assessment measure of static foot posture to determine flatfoot in children and adolescents: A cross sectional study. *The Foot*, 37, doi: 10.1016/j.foot.2018.05.001.
- Adamec, O. (2005). Plochá noha v dětském věku–diagnostika a terapie. *Pediatric pro praxi*, 4. Retrieved 4. 4. 2021 from the World Wide Web: <https://www.solen.cz/pdfs/ped/2005/04/06.pdf>
- Aenumulapalli, A., Kulkarni, M. M., & Gandotra, A. R. (2017). Prevalence of flexible flat foot in adults: A cross-sectional study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 11(6), doi: 10.7860/JCDR/2017/26566.10059.
- Ahmad, I., et al. (2019). Validity and Responsiveness of Balance Measures using Pedalo®-Sensomove Balance Device in Patients with Diabetic Peripheral Neuropathy. *Journal of Clinical & Diagnostic Research*, 13(6), doi: 10.7860/JCDR/2019/40372.12889.
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), doi: 10.2165/00007256-199826040-00002.
- Ballester, A., et al. (2017). Fast, portable and low-cost 3D foot digitizers: Validity and reliability of measurements. *Proceedings of 3DBODY. TECH*. doi: 10.15221/17.218.
- Bland, J. M., & Altman, D. (1986). Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement. *The Lancet*, 327(8476), doi: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8.
- 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). Retrieved 17. 4. 2020 from EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,url,uid&db=edb&AN=125557092&lang=cs&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>

- Chang, H. W., et al. (2012). Three-dimensional measurement of foot arch in preschool children. *Biomedical engineering online*, 11(1), Retrieved 4. 4. 2021 from the World Wide Web: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1186/1475-925X-11-76.pdf>
- Chen, L. H., et al. (2018). Comparison of foot shape between recreational sprinters and non-habitual exercisers using 3D scanning data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 68, doi: 10.1016/j.ergon.2018.08.006.
- Chen, C. H., et al. (2006). The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(2), doi: 10.1016/j.apmr.2005.10.014.
- Chiriac, A., et al. (2019). The Role of Pedobarography and Therapeutic Padding in the Management of Hyperkeratosis due to Mechanical Stress. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, 4(1), doi: 10.2478/jim-2019-0003.
- Chun, S., et al. (2017). A foot-arch parameter measurement system using a RGB-D camera. *Sensors*, 17(8), doi: 10.3390/s17081796.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences. (4th ed.)*. New York: Academic Press.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie (3rd ed.)*. Praha: Grada Publishing.
- De Mits, S., et al. (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), doi: 10.7547/1010198.
- De Mits, S., et al. (2010). Reliability and validity of the Infoot 3D foot digitizer for normal healthy adults. *Footwear Science*, 2(2), doi: 10.1080/19424281003685694.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie. 1. vyd.* Praha: Grada.
- Dušek, L., et al. (2019). Analýza dat v neurologii: LXXIV. Neparametrický Spearmanův koeficient korelace. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, 82(2). Retrieved 13. 3. 2021 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0->

[85068486134&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593](https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85068486134&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593)

Dušek, L., et al. (2018). Analýza dat v neurologii. LXXI. Pearsonův korelační koeficient. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, 81(5). Retrieved 13. 3. 2021 from EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-85062941836&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>

Dušek, L., et al. (2011a). Analýza dat v neurologii XXIX. Spolehlivost (reliabilita) klinických testů. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, 74(5). Retrieved 30. 3. 2021 from EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-80053141760&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>

Dušek, L., et al. (2011b). Analýza dat v neurologii: XXX. Validita klinických testů v širším kontextu. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, 74(6). Retrieved 20. 3. 2021 from EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-82455219508&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>

Dušek, L., Pavlík, T., & Koptíková, J. (2008). Analýza dat v neurologii. VII. Reprodukovatelnost a opakovatelnost měření u spojitých dat. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, 71(104). Retrieved 13. 3. 2021 from EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-41549153315&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>

Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie*. Grada Publishing.

Dylevský, I. (2009b). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.

- Friedrich, V. (2017). *Postojové a hodnotící škály v marketingu a managementu: Vybrané statistické metody a aplikace*. VŠB-TU Ostrava.
- Frömel, K. (2002). *Kompendium psaní a publikování v kinantropologii*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Fukano, M., et al. (2018). Foot posture alteration and recovery following a full marathon run. *European journal of sport science*, 18(10), doi: 10.1080/17461391.2018.1499134.
- Genc, Y., et al. (2016). Pedobarography in the assessment of postoperative calcaneal fracture pressure with gait. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 55(1), doi: 10.1053/j.jfas.2015.07.018.
- Green, A. (2020). The Pediatric Foot and Ankle. *Pediatric Clinics of North America*, 67(1), doi: 10.1016/j.pcl.2019.09.007.
- Gutiérrez-Vilahú, L., et al. (2015). Reliability and validity of the footprint assessment method using Photoshop CS5 Software. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 105(3), doi: 10.7547/0003-0538-105.3.226.
- Halabchi, F., et al. (2013). Pediatric flexible flatfoot; Clinical aspects and algorithmic approach. *Iranian Journal of Pediatrics*, 23(3). Retrieved 11. 10. 2020 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,url,uid&db=edselec&AN=edselec.2-52.0-84878668553&lang=cs&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Haladová, E., & Nechvátalová, L. (2005). *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů.
- Hendl, J. (2012). *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat. 4., rozš. vyd.* Praha: Portál.
- Hill, M., et al. (2017). The relationship between arch height and foot length: Implications for size grading. *Applied ergonomics*, 59, doi: 10.1016/j.apergo.2016.08.012.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine*, 30(1), doi: 0112-1642/00/0007-0001/\$20.00/0.

- Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the foot and ankle*. New York.
- Kadhim, M., Holmes Jr, L., & Miller, F. (2012). Correlation of radiographic and pedobarograph measurements in planovalgus foot deformity. *Gait & posture*, 36(2), doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.011.
- Kalina, R., Holibka, R., & Gallo, J., (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kinclová, L., Kaller, O., & Korvas, P. (2015). Zhodnocení vlivu rehabilitace dětské ploché nohy pomocí 3D profilometrické skenovací metody. *Studia sportiva 1*. doi: 10.5817/sts2015-1-2.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kopecký, M., et al. (2014). Samohodnocení tělesné výšky, hmotnosti a BMI u 11 – 15letých dívek. *Česká Antropologie*, 64(2), Retrieved 13. 4. 2020 from EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,url,uid&db=asn&AN=117173932&lang=cs&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Lee, Y. C., et al. (2014). Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *Journal Of Foot And Ankle Research*, 7(1). doi: 10.1186/s13047-014-0044-7.
- Mathematics and Statistics Support Centre – MSSC. *Pearsonův korelační koeficient*. Retrieved 31. 1. 2021 from the World Wide Web: https://mathstat.econ.muni.cz/media/12657/pear_cor.pdf
- Novak, B., et al. (2014). Three-dimensional foot scanning system with a rotational laser-based measuring head. *Strojníški vestnik-Journal of Mechanical Engineering*, 60(11), doi: 10.5545/sv-jme.2014.1950.
- O'Meara, D., et al. (2010). The reliability and validity of a threecamera foot image system for obtaining foot anthropometrics. *Journal of applied biomechanics*, 26(3). Retrieved 28. 10. 2018 from EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=53567473&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>

- Orji, E. A. (2018). Foot Anthropometric Measurement of Primary School Children With and Without Flatfoot: A Comparative Study. *Online Journal of Health and Allied Sciences*, 17(2). Retrieved 13. 4. 2020 from the EBSCO database on the World Wide Web: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,url,uid&db=edo&AN=132205068&lang=cs&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Piperi, E., et al. (2014). From 3D foot scans to footwear designing & production. *From 3D foot scans to footwear designing & production*. doi: 10.13140/2.1.3172.6404.
- Post, M. W. (2016). What to do with “moderate” reliability and validity coefficients?. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 97(7), doi: 10.1016/j.apmr.2016.04.001.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: A critical review of current methods. *Gait & posture*, 15(3), doi: 10.1016/S0966-6362(01)00151-5.
- Riegerová, J., Přidalová, M., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie) (3. vyd)*. Olomouc: Hanex.
- Rogati, G., et al. (2021). Semi-automatic measurements of foot morphological parameters from 3D plantar foot scans. *Journal of Foot and Ankle Research*, 14(1), doi: 10.1186/s13047-021-00461-z.
- Rogati, G., et al. (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), doi: 10.1186/s13047-019-0357-7.
- RS Scan Tiger. Retrieved 23. 4. 2020 from the World Wide Web: http://elinvision.com/wp-content/uploads/2016/08/Productfiche_Tiger_scanner.pdf
- Saghazadeh, M., et al. (2015). Static foot posture and mobility associated with postural sway in elderly women using a three-dimensional foot scanner. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 105(5), doi: 10.7547/14-021.
- Salles, A. S., & Gyi, D. E. (2013). Delivering personalised insoles to the high street using additive manufacturing. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 26(5), doi: 10.1080/0951192X.2012.717721.

- 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 19. 3. 2021 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/profile/Sarghie-Bogdan/publication/242019927_ANTHROPOMETRIC_STUDY_OF_THE_FOOT_USING_3D_SCANNING_METHOD_AND_STATISTICAL_ANALYSIS/links/0046351c_bf4ba89ac3000000/ANTHROPOMETRIC-STUDY-OF-THE-FOOT-USING-3D-SCANNING-METHOD-AND-STATISTICAL-ANALYSIS.pdf
- Sedgwick, P. (2013). Limits of agreement (Bland-Altman method). *BMJ*, doi: 10.1136/bmj.f1630.
- Shih, Y. F., et al. (2012). Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: A comparative study. *BMC musculoskeletal disorders*, 13(1), doi: 10.1186/1471-2474-13-31.
- Sikaroudi, A. M. E., et al. (2017). Foot anthropometry device and single object image thresholding. *An International Journal (SIPIJ)* 8(3), doi: 10.5121/sipij.2017.8301.
- Sint Jan, S. V. (2007). *Color atlas of skeletal landmark definitions: Guidelines for reproducible manual and virtual palpations*. Churchill Livingstone/Elsevier.
- 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), doi: 10.1186/1757-1146-3-19.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vincent, W. J. (c2005). *Statistics in kinesiology (3rd ed)*. Human Kinetics.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1). Retrieved 3. 4. 2021 from the World Wide Web: <https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.457.2590&rep=rep1&type=pdf>

Witana, C. P., et al. (2006). Foot measurements from three-dimensional scans: A comparison and evaluation of different methods. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36, doi: 10.1016/j.ergon.2006.06.004.

Yalçın, N., et al. (2010). Evaluation of the medial longitudinal arch: A comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 44(3), doi: 10.3944/AOTT.2010.2233.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

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

Autor /hlavní řešitel/: Bc. Eliška Vlachová
Spoluřešitelé: Bc. Kristýna Haroková ; Bc. et Bc. Barbora Tavačová

s názvem

Validita a reliabilita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger

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

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici 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



Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Reliabilita a validita 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

Pokyny účastníkům při měření

Výška, váha

- postavte se na váhu čelem ke stupnici a dívejte se před sebe
- otočte se zády ke stupnici a narovnejte se

Zkouška dvou vah

- postavte se každou nohou na jednu váhu
- dívejte se před sebe
- pokuste se rozložit hmotnost rovnoměrně na obě končetiny

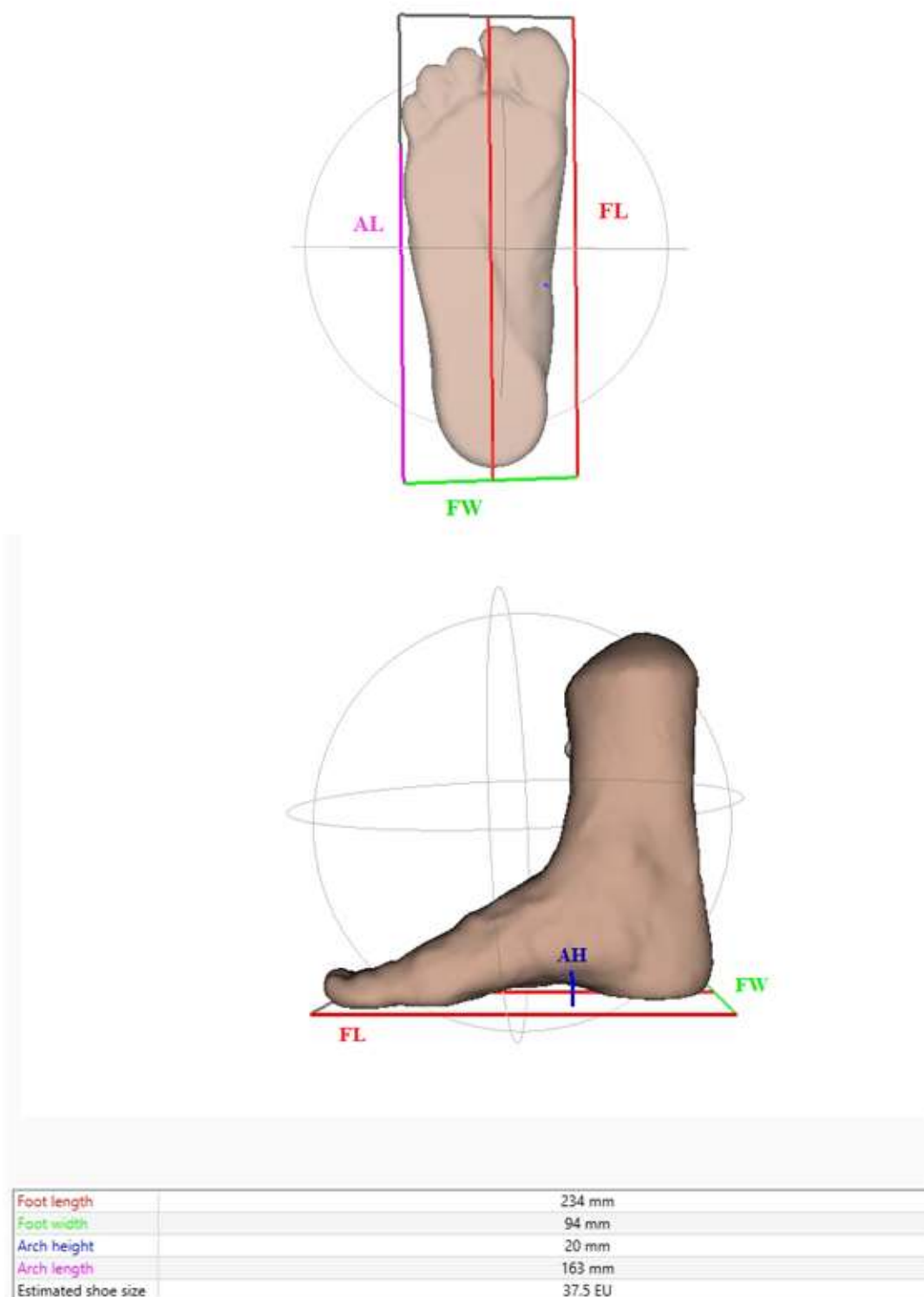
Skener

- postavte se levou nohou na podložku a pravou nohu položte přibližně do středu plochy skeneru, bílá čárka je uprostřed chodidla
- rozložte hmotnost rovnoměrně na obě končetiny, jako jste si nacvičili na dvou vahách
- přidržte se pravou rukou madla, levá ruka je volně vedle těla
- dívejte se před sebe
- nehýbejte se
- pokuste si zapamatovat, jak široko máte nohy od sebe

Antropometrie

- vylezte na stůl a postavte se zády ke stěně
- paty se dotýkají stěny
- nohy jsou přibližně stejně široko, jak jste stáli na skeneru
- chodidla jsou rovnoběžně, pravé chodidlo u vnitřního okraje desky
- váhu rozložte rovnoměrně na obě končetiny
- opřete se o stěnu a dívejte se před sebe

Příloha 4



Obrázek 17. Výstup měření 3D skenerem RS Scan Tiger (archiv autora, upraveno)

Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu diplomové práce

Jméno a příjmení studenta: Bc. Eliška Vlachová

Forma studia: Prezenční

Ročník: 5. ročník

Studijní obor: Fyzioterapie

Akademický rok: 2020 / 2021

Název bakalářské práce: Validita výstupů 3D skeneru RS Scan Tiger v porovnání s konvenčními antropometrickými metodami při vyšetření nohy

Jméno a příjmení překladatele: Mgr. Petra Benešová (vyučující AJ na gymnáziu)

Datum: 23.4.2021

Razítko, podpis

Základní škola a gymnázium města Konice
příspěvková organizace
Tyršova 609
Konice 798 52
IČ: 479 18 594, DIČ: CZ47918594
tel.: 582 362 671, IČ DS: teagh5c