

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL – UFRGS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Grazielle Martins Gelain

**VALIDADE, REPRODUTIBILIDADE E ACURÁCIA DIAGNÓSTICA DA AVALIAÇÃO
POSTURAL ESTÁTICA DO ALINHAMENTO DO RETROPÉ E DO ARCO
LONGITUDINAL MEDIAL ATRAVÉS DE FOTOGRAMETRIA**

Porto Alegre

2020

Grazielle Martins Gelain

**VALIDADE, REPRODUTIBILIDADE E ACURÁCIA DIAGNÓSTICA DA AVALIAÇÃO
POSTURAL ESTÁTICA DO ALINHAMENTO DO RETROPÉ E DO ARCO
LONGITUDINAL MEDIAL ATRAVÉS DE FOTOGRAMETRIA**

Dissertação de mestrado acadêmico apresentado ao Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador (a): Prof.^a Dr.^a Cláudia Tarragô Candotti

Porto Alegre
2020

CIP - Catalogação na Publicação

Gelain, Grasielle Martins
Validade, reprodutibilidade e acurácia diagnóstica
da avaliação postural estática do alinhamento do
retropé e do arco longitudinal medial através de
fotogrametria / Grasielle Martins Gelain. -- 2020.
136 f.
Orientadora: Cláudia Tarragô Candotti.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,
Porto Alegre, BR-RS, 2020.

1. Avaliação postural. 2. Validação. 3.
Reprodutibilidade de resultados. 4. Acurácia
diagnóstica. 5. Fotogrametria. I. Candotti, Cláudia
Tarragô, orient. II. Título.

G.M.G.

**VALIDADE, REPRODUTIBILIDADE E ACURÁCIA DIAGNÓSTICA DA AVALIAÇÃO
POSTURAL ESTÁTICA DO ALINHAMENTO DO RETROPÉ E DO ARCO
LONGITUDINAL MEDIAL ATRAVÉS DE FOTOGRAMETRIA**

Conceito final:

Aprovado em dede.....

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss – UFRGS

Prof.^a Dr.^a Flávia Gomes Martinez – UFRGS

Prof.^a Dr.^a Emanuelle Francine Detogni Schmit – Centro Universitário CESUCA

Orientadora Prof.^a Dr.^a Cláudia Tarragô Candotti – UFRGS

AGRADECIMENTOS

Àquele que criou e orchestra tudo o que existe.

Aos meus pais, Elisabeth e Aristides, sem os quais nem estaria aqui. Mãe, que honra ser tua filha!

Ao Ralf, pela parceria, paciência e chocolatinhos.

À professora Dr.^a Cláudia Candotti, que confiou em mim e abriu as portas do universo da docência e da pesquisa, pelo seu suporte e presença constante ao longo de toda essa jornada de aprendizado.

Aos membros do grupo BIOMEK UFRGS (Bruna, Jéssica, Marcelle, Luíza, Emanuelle, Tássia, Bianca, Ísis, Rafael, Laura B, Juliana S, Lucas B.), cuja parceira foi fundamental para a realização desse estudo. Aprendi muito com todos vocês. *Together is better!*

Aos meus amigos, pacientes e voluntários que participaram dessa pesquisa, pela disponibilidade em contribuir com desenvolvimento científico.

Mar manso não faz bom marinheiro.

Franklin Roosevelt

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Capítulo 1. Reliability analysis and reference values for the tibiocalcaneal angle, the calcaneal-first metatarsal angle and the metatarsus adductus angle: systematic review and meta-analysis

Figura 1	Angles of interest	24
Figura 2	Summary of the study selection process according to PRISMA	26
Figura 3	Reliability of tibiocalcaneal angle (TCA) in hindfoot alignment view (HAV)	32
Figura 4	Intraobserver reliability of the calcaneal – first metatarsal angle (C1MA)	33
Figura 5	Reference values for the calcaneal – first metatarsal angle (C1MA) in young adults	33
Figura 6	Intraobserver reliability of metatarsus adductus angle (MAA)	34

Capítulo 2. Validade concorrente, acurácia diagnóstica e reprodutibilidades de um método para avaliação postural estática do retropé através de fotogrametria

Figura 1	Posicionamento da câmera em relação ao indivíduo no ambiente de coleta para avaliação por fotogrametria	56
Figura 2	Localização dos marcadores e posicionamento do indivíduo para avaliação em radiografia e fotogrametria	57
Figura 3	Posicionamento do colimador em relação ao indivíduo no ambiente de coleta para realizar as radiografias na projeção vista axial longa inferior e superior	58
Figura 4	Mensuração do ângulo tibiocalcâneo (ATC) nas radiografias	61
Figura 5	Mensuração do ângulo tibiocalcâneo (ATC) nas fotografias	62
Figura 6	Concordância entre a radiografia e a fotogrametria	66
Figura 7	Exemplos da classificação do alinhamento do retropé em fotogrametria em comparação com a radiografia do mesmo indivíduo	69

Apêndice 1 – Descrição das metodologias de cálculo do ângulo tibiocalcâneo (ATC) em radiografia e fotogrametria

Figura 1	Eixos da tibia na radiografia	82
Figura 2	Eixos do calcâneo na radiografia	83
Figura 3	Exemplos de ângulo tibiocalcâneo (ATC) nas radiografias	84
Figura 4	Localização dos marcadores para avaliação por fotogrametria	85
Figura 5	Eixos da tibia na fotogrametria	86
Figura 6	Eixos do calcâneo na fotogrametria	87
Figura 7	Exemplos de ângulo tibiocalcâneo (ATC) na fotogrametria	87

Apêndice 4 – Erro RMS e análise gráfica de Bland e Altman do ângulo tibiocalcâneo com maior correlação entre a radiografia e a fotogrametria

Figura 1	Concordância entre o padrão-ouro ATC RX1C e o ATC F3D, F4D e F5D em fotogrametria para o pé direito	92
----------	---	----

Capítulo 3. Validade concorrente e acurácia diagnóstica de um método para avaliação postural estática do arco longitudinal medial através de fotogrametria

Figura 1	Localização dos marcadores e posicionamento do indivíduo para avaliação em radiografia e fotogrametria	99
----------	--	----

Figura 2	Métodos de mensuração do ângulo calcâneo – primeiro metatarso (ÂC1M) em radiografias	100
Figura 3	Métodos de mensuração do IA (índice da altura do arco) em radiografias	101
Figura 4	Métodos de mensuração do ângulo do arco longitudinal medial (ÂALM) em fotogrametria.....	102
Figura 5	Métodos de mensuração do IA (índice da altura do arco) em fotogrametria .	103
Figura 6	Concordância entre a radiografia e a fotogrametria	107
	Apêndice 1: Descrição dos métodos de mensuração do ângulo do arco longitudinal medial (ÂALM) em fotogrametria	
Figura 1	Métodos utilizados na mensuração do ângulo do arco longitudinal medial (ÂALM) em fotogrametria	125

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ÂALM	Ângulo do Arco Longitudinal Medial
ÂC1M	Ângulo Calcâneo – Primeiro Metatarso
ALM	Arco Longitudinal Medial
AHI	<i>Arch Height Index</i>
ATC	Ângulo Tibiocalcâneo
C1MA	<i>Calcaneal – First Metatarsal Angle</i>
DIPA	<i>Digital Image-based Postural Assessment</i>
HAV	<i>Hindfoot Alignment View</i>
IA	Índice da altura do Arco longitudinal medial
ICC	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i>
JPG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>
kVp	<i>Kilovolts peak</i>
LAV	<i>Long Axial View</i>
MAA	<i>Metatarsus Adductus Angle</i>
mA	Miliampere
mAs	<i>Milliampere seconds</i>
MLAA	<i>Medial Longitudinal Arch Angle</i>
MDC	<i>Minimal Detectable Change</i>
RMS	<i>Root Mean Squared (error)</i>
ROC	<i>Receiver Operating Characteristic (curve)</i>
SEM	<i>Standard Error of Measurement</i>
TCA	<i>Tibiocalcaneal Angle</i>
TCA HAV	<i>Tibiocalcaneal Angle in the Hindfoot Alignment View</i>
TCA LAV	<i>Tibiocalcaneal Angle in the Long Axial View</i>

RESUMO

Contextualização: A avaliação estática do pé auxilia na identificação de fatores etiológicos relacionados a lesões e na decisão sobre a abordagem terapêutica. Essa avaliação é importante, tanto na pesquisa científica quanto na prática clínica, uma vez que dores e lesões nos pés são ocorrências comuns que causam impacto na qualidade de vida das pessoas. Existem diversos métodos para a avaliação dos pés, sendo as medidas radiológicas preconizadas como o padrão-ouro. Como a radiografia é um exame que expõe o indivíduo à radiação ionizante, é desejável ter um método clínico que seja acessível, salubre, confiável e válido. Nesse sentido, a fotogrametria computadorizada é uma opção, embora ainda careça de validação para avaliação dos pés. Por essa razão, a presente dissertação objetiva avaliar as propriedades métricas (1) de métodos de avaliação do alinhamento do retropé, no plano frontal de costas, e (2) de métodos de avaliação da altura do arco longitudinal medial, no plano sagital, em fotogrametria. Visando atingir esses objetivos, foram realizados três estudos que compreenderam os capítulos dessa dissertação. O **Capítulo 1** é uma revisão sistemática da literatura que teve o objetivo de meta-analisar a reprodutibilidade intra e interavaliador do ângulo tibioalcâneo e do ângulo alcâneo – primeiro metatarso em radiografias, bem como estimar os valores de referência em adultos para essas medidas. Como desfecho, as metanálises de ambos os ângulos demonstraram reprodutibilidades adequadas e estimaram o valor de referência do ângulo alcâneo – primeiro metatarso em adultos. A partir dos desfechos do capítulo 1, definiram-se os métodos em radiografia que representaram o padrão-ouro do capítulo 2 do capítulo 3. Assim, o objetivo da pesquisa original do **Capítulo 2** foi analisar a validade concorrente, a acurácia diagnóstica e as reprodutibilidades intra e interavaliador da mensuração do ângulo tibioalcâneo na avaliação do alinhamento estático do retropé, no plano frontal, em fotogrametria, em adultos saudáveis. De forma consecutiva, 89 adultos saudáveis foram submetidos à avaliação da postura do retropé, através de radiografias e fotografias no plano frontal de costas. Observou-se que o método proposto de mensuração do ângulo tibioalcâneo em fotogrametria apresenta boa/excelente validade concorrente, excelente concordância com o padrão-ouro, pequeno Erro RMS, excelente acurácia diagnóstica na identificação da presença de

varismo ou valgismo na postura do retropé no plano frontal, além de boa reprodutibilidade interavaliador e excelente reprodutibilidade intra-avaliador. Por fim, a pesquisa original do **Capítulo 3** desdobra-se em dois objetivos: (1) avaliar a validade concorrente e acurácia diagnóstica do ângulo do arco longitudinal medial e do índice do arco, no plano sagital, em fotogrametria, em adultos saudáveis; e (2) avaliar a viabilidade de predição do ângulo do arco longitudinal medial através do índice de altura do arco medial. De forma consecutiva, 43 adultos saudáveis foram submetidos à avaliação do ângulo do arco longitudinal medial e do índice da altura do arco do pé direito, através de radiografias e fotografias no plano sagital. Verificou-se que a correlação ângulo do arco longitudinal medial entre a radiografia e a fotogrametria foi moderada, enquanto a correlação do índice da altura do arco truncado e do índice da altura do arco total foi boa/excelente. A mensuração, na fotogrametria, dos índices da altura do arco apresenta validade concorrente, Erro RMS adequado, além de ser capaz de diagnosticar a presença de pé plano e pé cavo. Porém, não é viável a predição do ângulo do arco longitudinal medial a partir da fotogrametria. **Conclusões:** Considerando que ângulo tibioalcâneo, no plano frontal, apresenta validade concorrente, acurácia diagnóstica e reprodutibilidades adequadas em fotogrametria, essa medida configura uma excelente opção para compor a avaliação clínica da postura do retropé. Em relação aos índices da altura do arco longitudinal medial, mensurados no plano sagital em fotogrametria, confirmamos apenas a validade concorrente e acurácia diagnóstica adequada e, portanto, devem ser utilizados com cautela na avaliação do arco longitudinal medial.

Palavras-chave: Imagem diagnóstica. Validação. Capacidade diagnóstica. Avaliação postural. Confiabilidade. Valores de referência. Retropé varo. Retropé valgo. Pé plano. Pé cavo.

ABSTRACT

Background: Static assessment of the foot assists in identifying etiological factors related to injuries and in deciding on the therapeutic approach. This type of evaluation is important, both in scientific research and in clinical practice since pain and foot injuries are common occurrences that impact quality of life. There are several methods for evaluating the feet, being radiological measurements recommended as the gold standard. As radiography exposes the individual to ionizing radiation, it is desirable to have a clinical method that is affordable, nonharmful, reliable and validated. In this way, computerized photogrammetry is option, despite lacking concurrent validity for the assessment of the feet. The Digital Image-based Postural Assessment (DIPA©) software is a computerized method for photogrammetry, which is validated and reproducible for postural assessment that, however, does not yet include postural assessment of the feet. For this reason, this dissertation aims (1) to evaluate the metric properties of methods for assessing hindfoot alignment, in the frontal plane, and (2) to evaluate methods for assessing the height of the medial longitudinal arch, in the sagittal plane, in photogrammetry. In order to achieve these objectives, three studies were carried out and they comprise the chapters of this dissertation. **Chapter 1** is a systematic review of the literature that aimed to meta-analyze the intra and interrater reproducibility of the tibio calcaneal angle and the calcaneal - first metatarsal angle on radiographs, as well as to estimate reference values for these measurements in adults. As an outcome, meta-analyzes from both angles demonstrated adequate reproducibility and estimated the reference value of the calcaneal - first metatarsal angle in adults. Based on the outcomes in chapter 1, radiographic methods for representing the gold standard in chapter 2 and chapter 3 were defined. Thus, the objective of the original research in **chapter 2** was to analyze the concurrent validity, diagnostic accuracy and intra and interrater reproducibility of the measurement of the tibio calcaneal angle in the evaluation of the static alignment of the hindfoot of healthy adults, in the frontal plane, using photogrammetry. Consecutively, 89 healthy adults underwent hindfoot posture assessment, using radiographs and photographs in the frontal plane. We observed that the proposed method of measuring the tibio calcaneal angle in photogrammetry presents good/excellent concurrent validity, excellent

agreement with the gold standard, small RMS error, excellent diagnostic accuracy in identifying the presence of hindfoot varus or hindfoot valgus, in addition to good interrater reproducibility and excellent intrarater reproducibility. Finally, the original research of **chapter 3** unfolds into two objectives: (1) to evaluate the concurrent validity and diagnostic accuracy of the assessment of the medial longitudinal arch angle and the arch height index in the sagittal plane, in healthy adults, by means of photogrammetry; and (2) to verify the feasibility of predicting the medial longitudinal arch angle through the arch height index. Consecutively, 43 healthy adults underwent the assessment of the medial longitudinal arch angle and the arch height index of the right foot, through radiographs and photographs in the sagittal plane. We found that the correlation of the medial longitudinal arch angle between radiography and photogrammetry was moderate while the correlation between the arch height indices (truncated and total) was good/excellent. The measurement of arch height indices in photogrammetry has concurrent validity, adequate RMS error, in addition to being able to diagnose the presence of flat foot and cavus foot. However, it is not feasible to predict the angle of the medial longitudinal arc from photogrammetry. **Conclusions:** Considering the outcomes that the tibio-calcaneal angle measured in the frontal plane and the arch height indices measured in the sagittal plane have concurrent validity and diagnostic accuracy in photogrammetry, both are an excellent option for clinical assessment of foot posture.

Keywords: Diagnostic image. Validation. Diagnostic capacity. Postural assessment. Reliability. Reference Values. Varus hindfoot. Valgus hindfoot. Pes planus. Pes cavus.

SUMÁRIO

	APRESENTAÇÃO	15
	INTRODUÇÃO	16
1	ARTIGO DE REVISÃO: RELIABILITY ANALYSIS AND REFERENCE VALUES FOR THE TIBIOCALCANEAL ANGLE, THE CALCANEAL-FIRST METATARSAL ANGLE AND THE METATARSUS ADDUCTUS ANGLE: SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS	19
1.1	INTRODUCTION	19
1.2	MATERIALS AND METHODS	21
1.2.1	Search methodology	21
1.2.2	Selection criteria	22
1.2.3	Study selection	23
1.2.4	Data extraction	24
1.2.5	Assessment of study quality	24
1.2.6	Data analysis	25
1.3	RESULTS	26
1.3.1	Methodological quality and risk of bias	26
1.4	DISCUSSION	35
1.4.1	Tibiocalcaneal angle (TCA)	35
1.4.2	Calcaneal – first metatarsal angle (C1MA)	36
1.4.3	Metatarsus adductus angle (MAA)	36
1.4.4	Limitations	36
1.5	CONCLUSION	37
	REFERENCES	38
	APPENDIX 1 – SUMMARY OF RADIOGRAPHIC METHODS	44
2	ARTIGO ORIGINAL: VALIDADE CONCORRENTE, REPRODUTIBILIDADE E ACURÁCIA DIAGNÓSTICA DE UM MÉTODO PARA AVALIAÇÃO POSTURAL ESTÁTICA DO RETROPÉ ATRAVÉS DE FOTOGRAMETRIA	51
2.1	INTRODUÇÃO	52
2.2	MÉTODOS	53
2.2.1	Amostra	53
2.2.2	Coleta de dados	55
2.2.2.1	<i>Validade concorrente e acurácia diagnóstica</i>	<i>56</i>
2.2.2.1.1	Avaliação da postura do retopé por fotogrametria	56
2.2.2.1.2	Avaliação da postura do retopé por radiografia	57
2.2.2.2	<i>Reprodutibilidades</i>	<i>59</i>
2.2.3	Mensuração do ângulo tibiocalcâneo (ATC)	60
2.2.4	Tratamento estatístico	62
2.3	RESULTADOS	64
2.4	DISCUSSÃO	70
2.4.1	Validade concorrente	70
2.4.2	Acurácia diagnóstica	73
2.4.3	Reprodutibilidades	74
2.4.4	Limitações	75
2.5	CONCLUSÃO	75
	REFERÊNCIAS	75
	APÊNDICE 1 – DESCRIÇÃO DAS METODOLOGIAS DE CÁLCULO DO ÂNGULO TIBIOCALCÂNICO (ATC) EM RADIOGRAFIA E FOTOGRAMETRIA	82

	APENDICÊ 2 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DO ÂNGULO TIBIOCALCÂNEO (ATC) EM RADIOGRAFIA E EM FOTOGRAMETRIA ...	88
	APENDICÊ 3 - CORRELAÇÃO ENTRE A RADIOGRAFIA E NA FOTOGRAMETRIA NA MENSURAÇÃO DO ÂNGULO TIBIOCALCÂNEO (ATC)	90
	APENDICÊ 4 – ERRO RMS E ANÁLISE GRÁFICA DE BLAND E ALTMAN DOS ÂNGULOS TIBIOCALCÂNEO COM MAIOR CORRELAÇÃO ENTRE A RADIOGRAFIA E A FOTOGRAMETRIA	91
3	ARTIGO ORIGINAL: VALIDADE CONCORRENTE E ACURÁCIA DIAGNÓSTICA DE UM MÉTODO PARA AVALIAÇÃO POSTURAL ESTÁTICA DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL ATRAVÉS DE FOTOGRAMETRIA	93
3.1	INTRODUÇÃO	94
3.2	MÉTODOS	94
3.2.1	Amostra	96
3.2.2	Coleta de dados	97
3.2.2.1	<i>Avaliação do arco longitudinal medial por fotogrametria</i>	<i>98</i>
3.2.2.2	<i>Avaliação do arco longitudinal medial por radiografia</i>	<i>99</i>
3.2.3	Mensuração ângulo do arco longitudinal medial (ÂC1M e ÂALM)	99
3.2.3.1	<i>Medidas radiográficas</i>	<i>100</i>
3.2.3.2	<i>Medidas em fotogrametria</i>	<i>101</i>
3.2.4	Tratamento estatístico	103
3.3	RESULTADOS	105
3.4	DISCUSSÃO	112
3.4.1	Validade concorrente	112
3.4.2	Acurácia diagnóstica	116
3.4.3	Limitações	117
3.5	CONCLUSÃO	118
	REFERÊNCIAS	118
	APÊNDICE 1 – DESCRIÇÃO DOS MÉTODOS DE MENSURAÇÃO DO ÂNGULO DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL (ÂALM) EM FOTOGRAMETRIA	125
	APÊNDICE 2 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DO ÂNGULO DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL (ÂALM) NOS DISTINTOS MÉTODOS AVALIADOS EM FOTOGRAMETRIA	128
	APENDICÊ 3 – CORRELAÇÃO ENTRE A RADIOGRAFIA E A FOTOGRAMETRIA NA MENSURAÇÃO DO ÂNGULO DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL (ÂALM)	129
	CONSIDERAÇÕES FINAIS	130
	PERSPECTIVAS	132
	REFERÊNCIAS DA INTRODUÇÃO	133

APRESENTAÇÃO

A motivação para realizar essa dissertação surgiu do intuito de validar métodos de avaliação postural dos pés que pudessem ser, posteriormente, incluídos no protocolo de avaliação do *software Digital Image-based Postural Assessment (DIPA®)*. Esse *software* de fotogrametria computadorizada foi idealizado e tem sido continuamente aperfeiçoado pelo Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento (BIOMEC UFRGS).

A avaliação da postura dos pés é complexa e ocorre nos três planos anatômicos. Buscando avaliar duas regiões do pé em dois planos distintos, a presente dissertação objetiva avaliar as propriedades métricas de métodos de avaliação do alinhamento do retropé, no plano frontal de costas, e de métodos de avaliação da altura do arco longitudinal medial, no plano sagital, em fotogrametria.

Para tanto, a dissertação está dividida em três capítulos. O primeiro capítulo trata de uma revisão sistemática de literatura visando encontrar as medidas radiológicas (padrão-ouro) dos métodos de avaliação do pé, bem como seus valores de referência de normalidade. O segundo e terceiro capítulos são pesquisas originais, que analisam a validade concorrente, a acurácia diagnóstica e as reprodutibilidades do: ângulo tibiocalcâneo (avaliação postural do alinhamento do retropé) e ângulo e índice da altura do arco longitudinal medial (avaliação postural do mediopé), respectivamente. A coleta de dados das pesquisas originais ocorreu no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul e, também, em uma clínica de exames de imagem na cidade de Porto Alegre/RS. O capítulo de revisão sistemática foi submetido ao *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics (JMPT)* e está em processo de revisão por pares. De mesmo modo, os capítulos 2 e 3 serão submetidos ao JMPT após a defesa da dissertação.

INTRODUÇÃO

Os pés suportam o peso corporal e fornecem a estabilidade necessária para manter o ortostatismo com o menor esforço muscular. Ao mesmo tempo, são flexíveis para absorver impactos e ajustar-se a superfícies irregulares, garantindo a sustentabilidade do equilíbrio corporal (HOUGLUM; BERTOTI; RIBEIRO, 2014; MAGEE, 2006). Anatomicamente, o pé é dividido em retropé (composto pelo tálus e calcâneo), mediopé (composto pelo navicular, cuneiformes e cuboide) e antepé (composto pelos metatarsos, falanges e sesamoides). Ademais, são 23 os músculos que atuam no tornozelo e no pé (HAMILL; KNUTZEN, 2016).

A classificação do tipo de pé é um conceito clínico que visa simplificar as complexidades anatômicas do pé humano (HILLSTROM *et al.*, 2013). De uso corriqueiro, os termos ‘valgo e varo’ são usados para descrever uma posição, geralmente anormal. Valgo se refere para uma posição em que o segmento distal está direcionado para longe da linha média da articulação no plano frontal. Por outro lado, varo se refere a uma posição em que o segmento distal está localizado em direção à linha média (LIPPERT, 2011; NEUMANN, 2010). De maneira similar, conforme a altura do arco longitudinal medial, o pé é classificado em plano ou cavo. O pé plano é uma condição caracterizada pela perda parcial ou completa (colapso) do arco longitudinal do pé (KAO *et al.*, 2018) enquanto o pé cavo tem como característica clínica um aumento da altura do arco longitudinal medial do pé (TROIANO; NANTE; CITARELLI, 2017).

Disfunções ou deformidades nos pés podem alterar outras articulações ou segmentos corporais, bem como causar dores e limitações. O desalinhamento do retropé no plano frontal é uma causa comum de disfunções do pé e tornozelo e, tanto o pé plano quanto o pé cavo, têm sido associados à predisposição de lesões (BULDT *et al.*, 2015; BURNS; KEENAN; REDMOND, 2005; CARVALHO *et al.*, 2011; DI CAPRIO *et al.*, 2010; TONG; KONG, 2013). Estudos inclusive apontam que a eversão excessiva do retropé, durante a corrida, pode levar à dorsiflexão excessiva do mediopé, e esse acoplamento cinemático anormal entre o retropé e o mediopé pode estar associado a mecanismos para a ocorrência de lesões (CARVALHO *et al.*, 2011; TAKABAYASHI *et al.*, 2018).

Por essas razões, a avaliação estática do pé é comumente realizada, auxiliando na identificação de fatores etiológicos relacionados a lesões e na decisão sobre a abordagem terapêutica (LANGLEY; CRAMP; MORRISON, 2016; MENZ *et al.*, 2013; RAZEGHI; BATT, 2002; RIBEIRO, A. P. *et al.*, 2011). A importância de priorizar esse tipo de avaliação, tanto na pesquisa científica quanto na prática clínica, se deve ao fato de que as dores e lesões nos pés são ocorrências comuns que causam impacto na qualidade de vida das pessoas, representando uma proporção substancial de consultas primárias e intervenções cirúrgicas (MENZ *et al.*, 2013).

O estudo do arco longitudinal medial tem sido a principal medida antropométrica para determinar o tipo e a função do pé ao longo da história desde os tempos de Hipócrates (XARCHAS; TSOLAKIDIS, 2004). Os métodos mais utilizados de avaliação da postura do pé, não apenas do arco medial, consistem de mensurações em radiografia (padrão ouro), tomografia computadorizada (BURSSENS *et al.*, 2016; ZHANG *et al.*, 2019), avaliações visuais qualitativas ou semiquantitativas, medidas antropométricas diretas, análise da pegada e análise de imagens como fotogrametria e sistemas de vídeo 3D (RAZEGHI; BATT, 2002; TONG; KONG, 2013).

Apesar da radiografia demonstrar alta confiabilidade para mensurações podais antropométricas ou angulares, são métodos caros e potencialmente prejudiciais (LIN, 2010; RAZEGHI; BATT, 2002; RIBEIRO, A. *et al.*, 2020). A grande vantagem da análise fotogramétrica é que ela quantifica a avaliação postural ao medir distâncias e ângulos em fotografias, formados por pontos marcados no corpo e linhas horizontais e verticais, utilizando softwares específicos. Esse caráter computacional lhe atribui maior precisão (HAZAR; KARABICAK; TIFTIKCI, 2015; SINGLA; VEQAR; HUSSAIN, 2017). Assim, a fotogrametria representa uma opção viável e salubre para a avaliação da postura dos pés.

Em fotogrametria digital, o protocolo de avaliação postural do software *Digital Image-based Postural Assessment* (DIPA[®]) apresenta validade concorrente com a radiografia e boa reprodutibilidade para a avaliação postural em geral (ANTONIOLLI *et al.*, 2018; FURLANETTO, *et al.*, 2012, 2016, 2017, 2020), porém, ainda não contempla a avaliação postural dos pés. Como o software DIPA[®] já é capaz de realizar avaliações posturais nos planos sagital, frontal de frente e frontal de costa, a abordagem da avaliação dos pés pode iniciar por um ou mais desses planos

anatômicos. Portanto, investigações sobre as possibilidades de medidas do pé a partir da fotogrametria, que forneçam informações posturais confiáveis sobre os pés, poderão auxiliar no desenvolvimento do software DIPA[®]. Nessa perspectiva, justifica-se a realização da presente dissertação de mestrado, que tem como objetivo avaliar as propriedades métricas de mensurações do alinhamento do retropé, no plano frontal de costas, e de mensurações da altura do arco longitudinal medial, no plano sagital, realizadas em fotogrametria.

1 ARTIGO DE REVISÃO: RELIABILITY ANALYSIS AND REFERENCE VALUES FOR THE TIBIOCALCANEAL ANGLE, THE CALCANEAL-FIRST METATARSAL ANGLE AND THE METATARSUS ADDUCTUS ANGLE: SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS

ABSTRACT

Objectives: To investigate reliability of the tibiocalcaneal angle (TCA), the calcaneal-first metatarsal angle (C1MA) and the metatarsus adductus angle (MAA) and reference values for these angles for adults. **Methods:** Searches on PubMed, Embase, Scopus, Web of Science, BIREME, Scielo, the Brazilian Digital Library of Dissertations and Theses databases were performed. Two independent reviewers extracted data and assessed the risk of bias. **Results:** The literature search identified 1532 potentially eligible studies; of these, 24 studies met the inclusion criteria, and 18 were included in the meta-analyses. Intra- and interobserver reliability coefficients of the TCA (method 1) is 0.774 and 0.477, respectively. Interobserver reliability coefficient of method 2 is 0.951. The C1MA interobserver reliability is 0.985 and the reference value for this angle in young adults is 132.6°. Intraobserver reliability of the MAA is 0.953 for young adults and 0.973 for adults. Interobserver reliability for adults was 0.942. **Conclusion:** Intraobserver reliability of TCA-HAV is good, but interobserver reliability may vary from poor to excellent depending on the method used. C1MA presents excellent interobserver reliability and the reference value for this angle is 132.6° in young adults. Intraobserver reliability of MAA is excellent in young adults and adults as the interobserver reliability for adults. However, the meta-analyzed reliability coefficients and reference values for these angles should be interpreted with caution due to the methodological quality and small number of studies included in the meta-analyses. **Key words:** Tibiocalcaneal angle, Calcaneal – first metatarsal angle, Metatarsus adductus angle, Reproducibility of results, Reference Values.

1.1 INTRODUCTION

Excessive hindfoot pronation/supination or low/high medial longitudinal arch of the foot are risk factors which are associated with foot and ankle injuries or chronic

disabilities¹⁻⁴. The gold standard for assessing joint alignment of the feet is weight-bearing radiography, as flexible deformities may not be apparent without loading. Moreover, radiographs show the static relationships between bones so that normal or pathological patterns may be identified^{5,6}. The disadvantage of x-rays exams is that the exposure to ionizing radiation is not advisable^{7,8}. Possibly for this reason, chiropractors, physiotherapists and clinicians, in practice, use methods which are alternative to radiography, such as postural tests, measurements and evaluations. However, these alternative methods do not always have recognized validity and reliability.

The use of photogrammetry as a tool for postural assessment has been defended by many researchers for being a relatively simple and objective method which presents accurate and precise results⁹⁻¹³. The proposition of valid, cheaper, non-harmful methods that can be used in the clinical environment brings benefits to both the patient and the healthcare professional. Nonetheless, for using this alternative tool in the postural assessment of the feet, the parameters of reliability need to be known. In this perspective, we believe that it is essential to have knowledge of reliable methods for measuring the hindfoot posture, the medial longitudinal arch height and the forefoot posture, which can be used as the gold standard in validation studies of alternative methods for posture assessment of the foot.

Hindfoot alignment has been classically determined by the tibiocalcaneal angle (TCA) in the long axial view (LAV) or in the hindfoot alignment view (HAV) on radiography. The TCA evaluates the magnitude of pronation or supination of the hindfoot^{14,15}. The calcaneus – first metatarsal angle (C1MA) measures the height of the medial longitudinal arch on a lateral radiograph¹⁶. The height of the medial longitudinal arch is the most important reference in determining the presence or the degree of pes cavus and pes planus¹⁷. For instance, the pes planus may be relatively asymptomatic, but it may lead to profound symptoms and dysfunction that are disabling enough to incapacitate patients¹⁸. Lastly, the metatarsus adductus angle (MAA) in dorsoplantar projection determines the relationship between the longitudinal axis of the lesser tarsus and the axis of the second metatarsus¹⁹. Forefoot adduction may potentiate fifth-metatarsal fractures²⁰ and it has long been implicated as a risk factor in the development of hallux valgus. MAA is important for pediatrics as it can be treated during early ages²¹.

The TCA, the C1MA and the MAA presented high reliability in previous studies^{15,22,23} and the bones which form these angles can be palpated and demarcated for photographic recording. Since there is no record of a similar study, the purpose of this systematic review is to meta-analyze intra- and interobserver reliability coefficients of these radiographic angles as well as estimate reference values of these measurements for adults. Our hypothesis is that more studies found good or excellent reliability coefficients of the TCA, the C1MA and the MAA, based on the outcomes of some previous studies about each of these angles, which have showed good or excellent coefficients of reliability. Also, we expect to find studies that could provide reference values for these three angles (TCA, C1MA and MAA).

1.2 MATERIALS AND METHODS

This systematic review and meta-analysis followed PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) and MOOSE (Meta-analyses of Observational Studies in Epidemiology) statements^{24,25}. It was registered on PROSPERO database (International Prospective Register of Systematic Reviews) from York's University Center for Reviews and Dissemination (https://www.crd.york.ac.uk/prospero/display_record.php?RecordID=122971).

1.2.1 Search methodology

The PubMed, Embase, Scopus, Web of Science, BIREME, Scielo and the Brazilian Digital Library of Dissertations and Theses databases were searched for relevant studies published up to 18 July 2019.

The research question was defined by the PECO model in accordance with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) statement^{26,27}. Patient: adults; Exposure: radiography, tomography or fluoroscopy; Comparison: the TCA, the C1MA and the MAA angles; and Outcome: reproducibility of results or reference values. The search strategy was developed based on MeSH terms and synonyms. Words in the same subgroup were joined by the Boolean term

“OR” and between each word subgroup, the Boolean term “AND” was used. Table 1 shows a search example.

Table 1 – PubMed search strategy

P	foot [mh] OR feet [tw]
E	radiography [mh] OR "radiographic evaluation" [tw] OR "radiographic assessment" [tw] OR "Diagnostic X-Ray" [tw] OR "Diagnostic X Ray" [tw] OR "Diagnostic X-Rays" [tw] OR "X-Rays, Diagnostic" [tw] OR Roentgenograph* [tw] OR "X-Ray Radiology, Diagnostic" [tw] OR "X Ray Radiology, Diagnostic" [tw] OR "Radiology, Diagnostic X-Ray" [tw] OR "Radiology, Diagnostic X Ray" [tw] OR "X-Ray, Diagnostic" [tw] OR "X Ray, Diagnostic" [tw] OR "Diagnostic X-Ray Radiology" [tw] OR "Diagnostic X Ray Radiology" [tw]
C	calcaneal [tw] OR tibiocalcaneal [tw] OR "rearfoot angle" [tw] OR "hindfoot angle" [tw] OR "hindfoot alignment" [tw] OR "rearfoot alignment"[tw] OR "rearfoot angle"[tw] OR "rearfoot inversion"[tw] OR "rearfoot eversion"[tw] OR "hindfoot inversion"[tw] OR "hindfoot eversion"[tw] OR "medial longitudinal arch"[tw] OR "medial arch"[tw] OR flatfoot[mh] OR "flat foot"[tw] OR "flat feet"[tw] OR "Pes planus"[mh] OR "Pes cavus" [tw] OR "Pes planovalgus" [tw] OR "high arch"[tw] OR "low arch"[tw] OR "foot arch"[tw] OR "midfoot eversion"[tw] OR "midfoot inversion"[tw] OR "metatarsus adductus" [tw] OR "pes adductus" [tw] OR adductus [tw] OR abductus [tw] OR "forefoot adduction" [tw] OR pronation [mh] OR pronat* [tw] OR supination [mh] OR supin* [tw] OR eversion[tw] OR evert* [tw] OR inversion [tw] OR invert* [tw] OR "foot type" [tw] OR "foot morphology" [tw]
O	"reproducibility of results" [mh] OR "Reproducibility of Findings" [mh] OR "Reliability of Results" [mh] OR Reliability [tw] OR Reliabilities [tw] OR Validity [tw] OR "Validity of Results" [mh] OR "Test-Retest Reliability" [mh] OR "Test-Retest" [tw] OR "Reliability, Test-Retest" [tw] OR "Test Retest Reliability" [tw] OR "data accuracy" [mh] OR accuracy [tw] OR Validation [tw] OR Correlation [tw] OR "reference values" [mh] OR normality [tw] OR reference [tw]

1.2.2 Selection criteria

As inclusion criteria, we considered as eligible articles the studies that analyzed the TCA, C1MA and MAA of adult patients in radiography, computed tomography or fluoroscopy with the patient in orthostatic position. The study should have evaluated

the intra- and interobserver reliability or reference values of these angles. The study also should have provided detailed description of the method used studies for the evaluation of the following angles of interest:

a) TCA: studies which considered the TCA as the angle formed between a tibial axis and a calcaneal axis. The subject should maintain the ankle in neutral dorsiflexion. The calcaneal axis should be determined by osseous boundaries of the calcaneus (lateral, medial or inferior) ^{14,28}. Figures 1A, 1B-I and 1B-II illustrates the methods which were investigated. We allowed the inclusion of studies that analyzed slight variations of these methods.

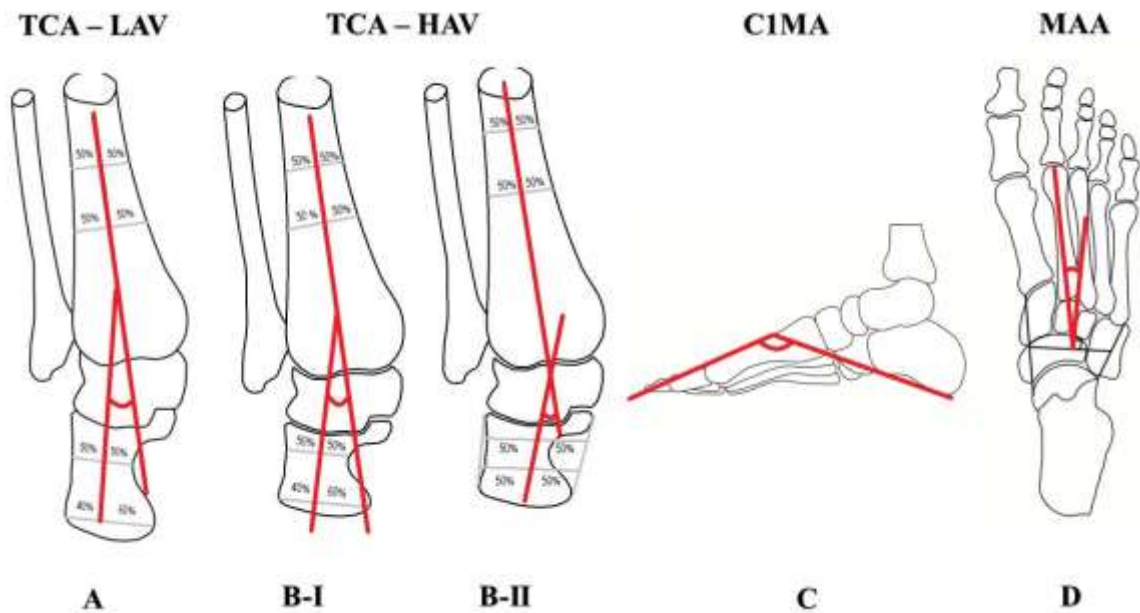
b) C1MA: studies which considered the C1MA as the angle formed between a calcaneal axis and a first-metatarsal axis. The calcaneal axis is formed by a line tangent to the inferior surface of the calcaneus. The first-metatarsal axis is formed by a line tangent to the dorsum first metatarsal bone ²⁹ (Figure 1C).

c) MAA: studies which used the modified Sgarlato's method for calculating the MAA. This angle is formed between the longitudinal axis of the second metatarsus and the longitudinal axis of the lesser tarsus. In this method, the longitudinal axis of the lesser tarsus uses the 5th metatarsal - cuboid joint as a reference ³⁰ (Figure 1D).

As exclusion criteria, we considered ineligible the articles in any language other than English, German, Portuguese or Spanish ³¹.

1.2.3 Study selection

During the first screening, two independent investigators (G.M.G. and L.R.P.) evaluated the titles and abstracts of each citation and excluded irrelevant studies. For each potentially eligible study, the reviewers examined the full-text study and assessed whether the study fulfilled the inclusion criteria. The reference lists of relevant studies were hand searched to identify additional studies (Figure 2). All disagreements were resolved by consensus. The reviewers were not blind to the journal, author or year of publication, but these informations had absolutely no influence in the decision of including or excluding a study.

Figure 1 – Angles of interest

A. Tibiocalcaneal angle (TCA) in Long Axial View (LAV): the inclination angle of the beam is 45° to the floor (Reilingh et al. ¹⁴); B. Tibiocalcaneal angle (TCA) in Hindfoot Alignment View (HAV): the inclination angle of the beam is 20° to the floor (B-I = method 1 proposed by Reilingh et al. ¹⁴, B-II = method 2 proposed by Williamson et al.²⁸); C. Calcaneal – first metatarsal angle (C1MA) in lateral projection (Wearing et al. ²⁹); D. metatarsus adductus angle (modified Sgarlato's method (MAA) in dorsoplantar projection (Dawoodi et al. ³⁰).

1.2.4 Data extraction

Two independent investigators (G.M.G. and L.R.P.) extracted the information of each study using a standardized data extraction form. Data extracted included author, publication year, sample size, sample gender and age, measurement description, equipment and parameters for image acquisition, correlation coefficient and reference values.

1.2.5 Assessment of study quality

To evaluate the risk of bias, we used the Downs & Black scale ³². The scale consists of 27 questions which answers could be “yes” (1 point) when the study satisfies the question; and “no” or “not applicable” (0 point) when the study does not satisfy the question or is not applied to the study design. Since only cross-sectional studies were included in this systematic review, we used a modified 12-question

version for assessment of non-randomized studies (Table 2). Studies which achieved 75% or more of the criteria were ranked as low risk of bias.

The methodological quality of reliability studies was assessed based on the standardized Critical Appraisal Tool (CAT) ³³. The CAT was designed specifically to critically appraise the methodological quality of reliability and validity studies that have assessed clinical outcome measures and objective tests. The CAT consists of 13 items, of which five items relate to both validity and reliability studies, four items to validity studies only and four items to reliability studies. Considering that radiography is a gold-standard method and items 3, 7, 9 and 11 are relevant only to validity studies, therefore they were not addressed in this review ^{34,35}. Then the methodological quality of studies should be scored out of 9 items. One point was awarded for each criterion met. As the CAT does not incorporate a quality score, the methodological quality rating employed were: 0–2 points (poor quality), 3–5 points (fair quality), 6 or 7 points (moderate quality) and 8 or 9 points (high quality) ³⁴. The criteria are described in the footnote of Table 3.

1.2.6 Data analysis

Studies considered homogeneous were grouped according to 1) the type of imaging (radiography, computed tomography, or fluoroscopy); 2) the similarity of methodology; and 3) the age group.

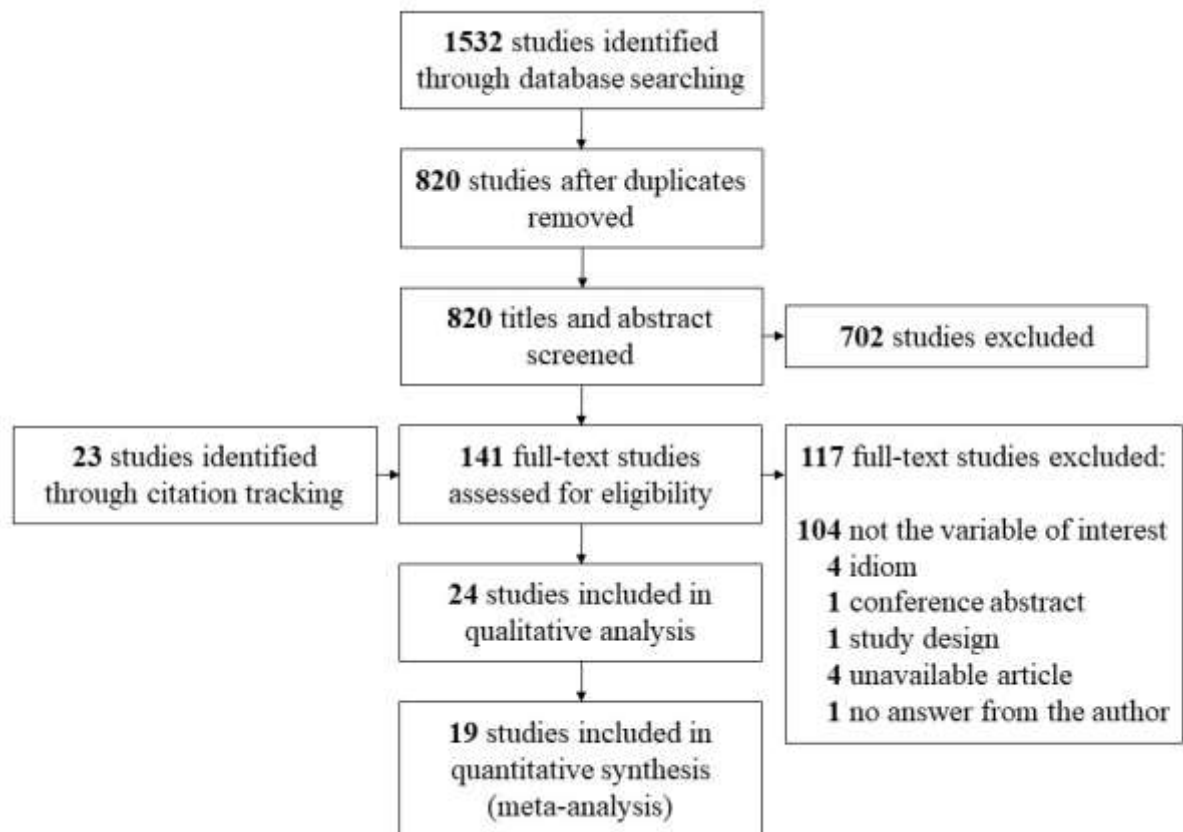
Meta-analyses of reported ICCs (Intraclass Correlation Coefficient) and reference values were performed on MedCalc Statistical Software version 19.1.3 (MedCalc Software, Ostend, Belgium) using the random effects model. Heterogeneity was verified by the Higgins' inconsistency test (I^2). The I^2 was interpreted as 0% to 40% (might not be important), 30% to 60% (may represent moderate heterogeneity), 50% to 90% (may represent substantial heterogeneity) and 75% to 100% (considerable heterogeneity). The interpretation of the inconsistency test depends on the p value from de Chi² test and the confidence interval for I^2 ³⁶.

Intra- and interobserver reliability will be interpreted as following: ICC values less than 0.5 are indicative of poor reliability, values between 0.5 and 0.75 indicate moderate reliability, values between 0.75 and 0.9 indicate good reliability, and values greater than 0.90 indicate excellent reliability ³⁷.

1.3 RESULTS

The initial electronic database search identified 1532 potentially eligible studies. After screening citations by title and abstract, we considered 141 potentially eligible studies for inclusion and retrieved full-text studies. Twenty-four published studies met the inclusion criteria and were included in this review (Figure 2). Nine studies evaluated the TCA,^{14,15,28,38–43} eight studies evaluated the C1MA^{13,16,22,29,44–46}, and other eight studies evaluated the MAA^{23,30,47–52}. Of those 24 studies, eighteen were included in the quantitative analysis: five studies for reliability analysis of TCA^{14,15,28,41,42} and one study for the analysis of reference values⁴¹; six studies for reliability analysis of C1MA and the same ones for the analysis of reference values^{13,16,22,29,45,46}; and six studies for reliability analysis of MAA^{23,30,47,48,50,52} and seven studies for the analysis of reference values^{30,44,47–50,52}. Some studies could be included in more than one analysis.

Figure 2 – Summary of the study selection process according to PRISMA



1.3.1 Methodological quality and risk of bias

Nine out of 24 studies were deemed to be of low risk of bias (score $\geq 75\%$) (Table 2). Fifteen scored high risk of bias. None of the studies described or followed the criteria required for sample recruitment (external validity criteria).

Table 2 – Assessment of the risk of bias according to the Downs & Black scale

Angle	1st author (year)	Reporting							External Validity		Internal validity			Total	Risk of bias
		1	2	3	6	7	9	10	11	12	16	18	20		
TCA	Burssens 2016 ³⁸	Y	Y	N	Y	Y	N	N	N	N	Y	N	Y	50%	High
TCA	Burssens 2018(a) ⁴⁰	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	N	Y	67%	High
TCA	Burssens 2018(b) ³⁹	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	N	Y	67%	High
TCA	Dagneaux 2017 ⁴¹	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	N	Y	58%	High
TCA	de Cesar Netto 2018 ⁴²	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	N	Y	67%	High
TCA	Neri 2007 ¹⁵	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	N	Y	67%	High
TCA	Reilingh 2010 ¹⁴	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	N	Y	58%	High
TCA	Williamson 2015 ²⁸	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	N	Y	67%	High
TCA	Zhang 2019 ⁴³	Y	Y	N	Y	Y	Y	N	N	N	Y	N	Y	58%	High
C1MA	Balsdon 2016 ⁴⁴	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	83%	Low
C1MA	Gwani 2017 ¹⁶	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	83%	Low
C1MA	Menz 2005 ¹³	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	83%	Low
C1MA	Murley 2009 ⁴⁵	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	67%	High
C1MA	Saltzman 1995 ²²	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	N	Y	67%	High
C1MA	Wearing 2011 ²⁹	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	83%	Low
C1MA	Wilken 2011 ⁴⁶	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	67%	High
MAA	Aiyer 2014 ⁴⁷	N	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	N	Y	67%	High
MAA	Bryant 2000 ⁴⁸	N	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	N	Y	50%	High
MAA	Coughlin 2009 ⁴⁹	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	83%	Low
MAA	Dawoodi 2012 ³⁰	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	75%	Low
MAA	Dessouky 2018 ⁵⁰	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	75%	Low
MAA	Dominguez 2008 ²³	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	75%	Low
MAA	McCluney 2006 ⁵¹	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	N	Y	58%	High
MAA	Yoho 2012 ⁵²	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	67%	Low

Criteria: 1) Is the objective and hypothesis of the study clearly described? 2) Are the main outcomes to be measured clearly described in the introduction or materials and methods section? 3) Are the characteristics of the subjects included in the study clearly described? 6) Are the main findings of the study clearly described? 7) Does the study provide estimates of the variability in the data for the main outcomes? 9) Have the characteristics of participants lost to follow-up been described? 10) Have actual probability values been reported for the main outcomes? 11) Were the subjects asked to participate in the study representative of the entire population from which they were recruited? 12) Were those subjects who were prepared to participate representative of the entire population from which they were recruited? 16) If any of the results of the study were based on “data dredging”, was this made clear? 18) Were the statistical tests used to assess the main outcomes appropriate? 20) Were the main outcome measures used accurate?

Score: 75% or more of the scale criteria = low risk of bias

TCA: tibio-calcaneal angle; C1MA: calcaneal – first metatarsal angle; MAA: metatarsus adductus angle

Eighteen reliability studies were appraised for methodological quality according to the CAT ³³ (Table 3). Seven studies were not reliability studies ^{16,29,44,46,49,51}. Most of the studies showed moderate (5) or fair (10) methodological quality.

Table 3 - Methodological quality assessment for reliability studies according to the Critical Appraisal Tool by Brink & Louw

Angle	1st author (year)	1	2	4	5	6	8	10	12	13	# of Y	Methodological quality
TCA	Burssens 2016	N	N	N	N	N	N	Y	Y	N	2	Poor
TCA	Burssens 2018(a)	Y	N	N	N	N	N	Y	Y	N	3	Fair
TCA	Burssens 2018(b)	Y	N	N	N	N	N	Y	N	N	2	Poor
TCA	Dagneaux 2017	Y	N	N	N	N	Y	Y	N	N	3	Fair
TCA	de Cesar Netto 2018	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	7	Moderate
TCA	Neri 2007	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	N	5	Fair
TCA	Reilingh 2010	Y	N	N	N	Y	N	Y	N	N	3	Fair
TCA	Williamson 2015	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	7	Moderate
TCA	Zhang 2019	N	N	Y	N	N	Y	Y	Y	N	4	Fair
C1MA	Menz 2005	Y	Y	N	Y	N	Y	Y	Y	Y	7	Moderate
C1MA	Murley 2009	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	N	7	Moderate
C1MA	Saltzman 1995	Y	N	Y	Y	N	N	Y	Y	N	5	Fair
MAA	Aiyer 2014	Y	N	Y	N	N	N	Y	N	N	3	Fair
MAA	Bryant 2000	Y	N	N	Y	Y	N	Y	N	Y	5	Fair
MAA	Dawoodi 2012	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	8	High
MAA	Dessouky 2018	Y	Y	Y	N	N	N	Y	N	Y	5	Fair
MAA	Dominguez 2008	Y	N	N	N	N	Y	Y	Y	Y	5	Fair
MAA	Yoho 2012	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	6	Moderate

Critical Appraisal Tool Criteria: 1) Did the authors give a detailed description of the sample? 2) Did the authors clarify the qualification or competence of the rater(s)? 4) If interobserver reliability was tested, were raters blinded to the findings of other raters? 5) If intraobserver reliability was tested, were raters blinded to their own prior findings? 6) Was the order of examination randomized? 8) Was the stability of the variable being measured taken into account when determining the suitability of the time interval between repeated measures? 10) Was the execution of the evaluated test described in sufficient detail to permit replication of the test? 12) Were withdrawals from the study explained? 13) Were the statistical methods appropriate for the purpose of the study?

Score: 0 to 2 poor, 3 to 5 fair, 6 or 7 moderate, and 8 or 9 high methodological quality.

Table 4 summarizes ICCs and reference values reported for the TCA-LAV, TCA-HAV, C1MA and MAA. The appendix A depicts each method used to measure the angles.

Table 4 – Summary of Intraclass Correlation Coefficients (ICC) and reference values reported for the tibioalcalneal angle in long axial view (TCA-LAV), the tibioalcalneal angle in hindfoot alignment view (TCA-HAV), the calcaneal – first metatarsal angle (C1MA) and the metatarsus adductus angle (MAA)

Author/year	n (gender)	mean age ± SD (min-max)	Reliability (ICC)			Reference values (°)	
			# of exams	Intra- observer	Inter- observer	# of exams	mean ± SD (min-max or CI)
TCA-LAV (Radiography)							
Burssens 2016	46	N/A	30 (valgus) 30 (varus)	0.710 (valgus) 0.720 (varus)	0.710 (valgus) 0.710 (varus)	-	-
Neri 2017	22 (10M/12F)	48.5 ± 22 (17-79)	44 feet	0.997	0.991	44	0.73 ± 0.1 (-14.7 to 15.6)
Reilingh 2010	18 (6M/12F)	29 (17-52)	18 feet	0.930	0.790	-	-
TCA-LAV (Computed Tomography)							
Burssens 2016	46	N/A	30 (valgus) 30 (varus)	0.670 (valgus) 0.670 (varus)	0.690 (valgus) 0.600 (varus)	-	-
Burssens(a)(b) 2018	48 (28M/20F)	39.6 ± 13.2	N/A**	0.740	0.710	N/A*	9.1 ± 4.8
Zhang 2019	126	N/A	78 (valgus) 115 (neutral) 56 (varus)	0.837 (valgus) 0.809 (neutral) 0.866 (varus)	0.858 (valgus) 0.756 (neutral) 0.927 (varus)	115	3.2 ± 3.1 (-4.7 to 10.5)
TCA-HAV (Radiography)							
Dagneaux 2017	30 (15M/15F)	37.1 ± 10.6 (21-60)	30	0.71 0.81 0.78 0.81	0.22 0.60 0.36 0.60	30 30 30 30	12.5 ± 9.6 -3.5 ± 10 6.9 ± 5.1 0.8 ± 5.1
Reilingh 2010	18 (6M/12F)	29 (17-52)	18	0.72	0.58	-	-
de Cesar Netto 2018	29 (17M/12F)	51 (20-71)	30	0.95**	0.94	-	-
Williamson 2015 ²⁸	10 control (6M/4F); 10 flatfeet (3M/7F)	Control 29.1 ± 8.3 (21.5-47.1) Flatfoot 53.4 ± 8 (38.5-63.5)	10 control 10 flatfeet	0.979	0.965	10	5.6 ± 5.4

Continue on next page

Table 4 (continued)

C1MA (Fluoroscopy)							
Balsdon 2016 ⁴⁴	18 (N/A)	29.1 (18-64)	-	-	-	5	129.2 ± 7.6
C1MA (Radiography)							
Menz 2005	95 (31M/64F)	78.6 ± 6.5 (62 - 94)	20	0.98	-	95	133 ± 9.0
Murley 2009	32 (17F/15M)	23.5 ± 5.7	-	-	-	32	132.8 ± 4.0
Saltzman 1995	100 (31M/69F)	46 ± 16	17 intra rater 27 inter rater	0.99	0.99	100	132 ± 10.0
Wearing 2011	30 (10M/20F)	47.9 ± 11.6	-	-	-	30	128.1 ± 7.9
Wilken 2011	17 (8M/9F)	25 ± 4.5 (18-36)	-	-	-	17	129.8 ± 12.1 (114-153)
Gwani 2017	76 (58M/18F)	N/A (18-35)	-	-	-	76	142.88 ± 7.63
MAA (Radiography)							
Aiyer 2014	587 (47M/540F)	52.5	50	0.975	0.93	-	-
Bryant 2000	30 controls (12M/18F) 30 hallux valgus (03M/27F) 30 hallux limitus (09M/21F)	39.8 (23-68)	6	0.92	-	30	17.7 ± 4.6
Coughlin 2009	28 controls (8M/20F) 25 flatfeet (11M/14F)	44 (21-57) 53 (13-80)	-	-	-	56	15.9 ± 4.1
Dawoodi 2012	133 (14M/119F)	50.6 ± 15.4 (14-80)	50	0.92	0.87	-	-
Dessouky 2018	56 (16M/40F)	54.2 ± 15.4	56	-	0.41	56	18.5 ± 5.7
Dominguez 2008	121 (106M/100F)	23.9 ± 2.8 (20-29)	20	0.970	0.962	206	21 ± 4.5
McCluney 2006	37 (17M/20F)	13.45 ± 1.75 (9-16)	12	0.889	-	18	18 ± 5.9
Yoho 2012	30 controls (20M/10F) 30 Jones fracture (19M/11F)	Controls 25 ± 2.3 Jones frac. 39.1 ± 13.2	50	0.940	-	30	14.27 ± 4.6

* The study does not quantify the number of exams assessed

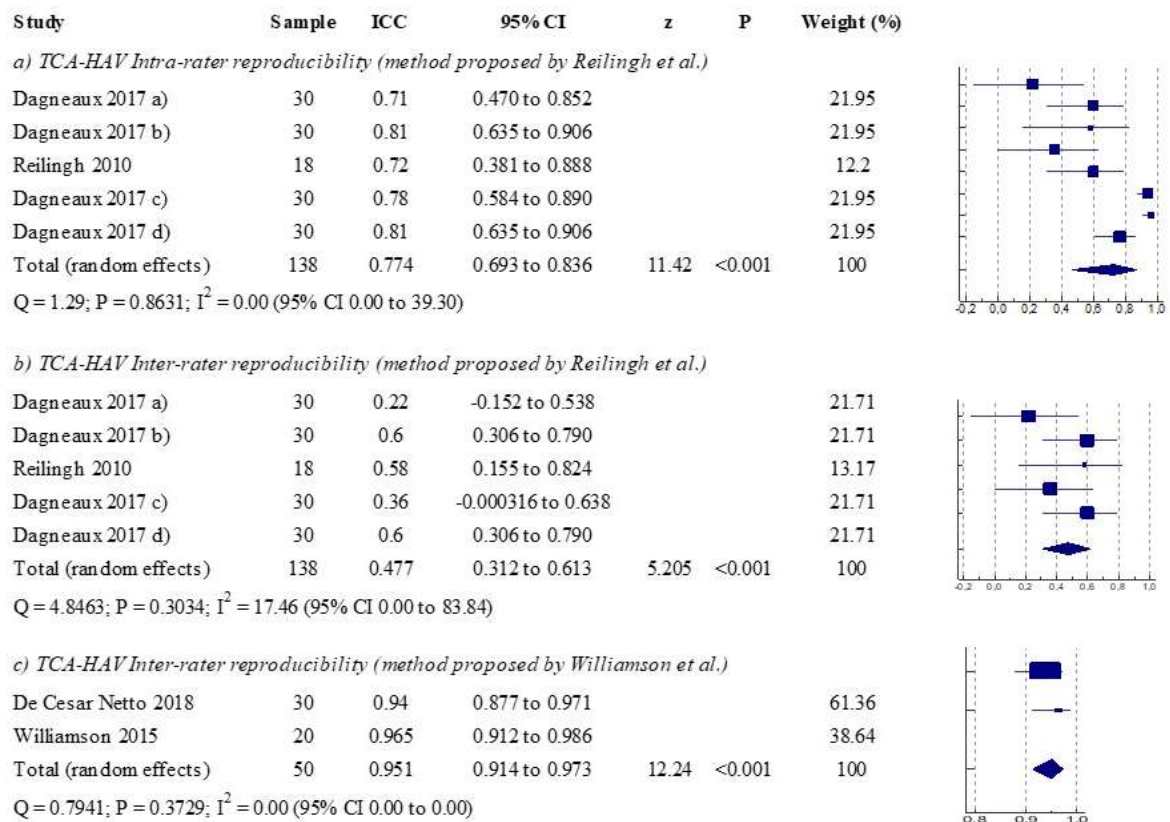
** Pearson's r

M (male); F (female); SD (standard deviation); CI (confidence interval), # of exams (number of exams).

Nine studies investigated the TCA^{14,15,28,38–43}. Three studies evaluated the TCA-LAV in radiography^{14,15,38}, however only two were included in the meta-analyses of intra- and interobserver reliability coefficient^{14,15}. The pooled estimate presented considerable heterogeneity despite that the methodology of measurement was identical^{14,15}. Burssens *et al.*³⁸ estimated the TCA-LAV as the sum of the calcaneal axis and the anatomical tibia axis, that is, the sum of two angles instead of measuring the angle formed by these two lines. So, this study was not included in the meta-analysis. Moreover, only one study¹⁵ reported mean and standard deviation, so we could not estimate a reference value for the TCA-LAV. Three studies evaluated the TCA-LAV in computed tomography^{39,40,43}, but it was not possible to perform any meta-analysis of these studies due to diversity of methodologies.

Four studies evaluated the TCA-HAV in radiography^{14,28,41,42}. For reliability meta-analysis of the TCA-HAV, comparable studies were divided in subgroups according to the method: subgroup 1 pooled the studies^{14,41} which followed the method 1¹⁴ and subgroup 2 pooled the studies^{28,42} which followed the method 2²⁸. The pooled estimate of method 1 demonstrated good intraobserver reliability (0.774) and no significant heterogeneity (Figure 3a). It is important to mention that one study⁴¹ tested four variations of measurement of the TCA-HAV. Such methods considered distinct references to determine the inclination of the calcaneal axis: a) the superior position of calcaneal axis is 20mm distant from the distal edge of the calcaneus, b) the superior position of calcaneal axis is 40mm distant from the distal edge of the calcaneus, c) the calcaneal axis crosses the middle (50%:50%) of the line which determines the inferior position of the calcaneal axis and d) the calcaneal axis crosses the line which determines the inferior position of the calcaneal axis at a 40%:60% ratio. More detailed information about these variations of the TCA-HAV can be found in the supplemental material.

The interobserver analysis of method 1 resulted in poor reliability (0.477) and no heterogeneity (Figure 3b). On the other hand, interobserver analysis of method 2 resulted in excellent reliability (0.951) and no heterogeneity (Figure 3c). It was not possible to meta-analyze the intraobserver coefficient for subgroup 2 because one of the studies reported the Pearson's coefficient instead of the ICC.

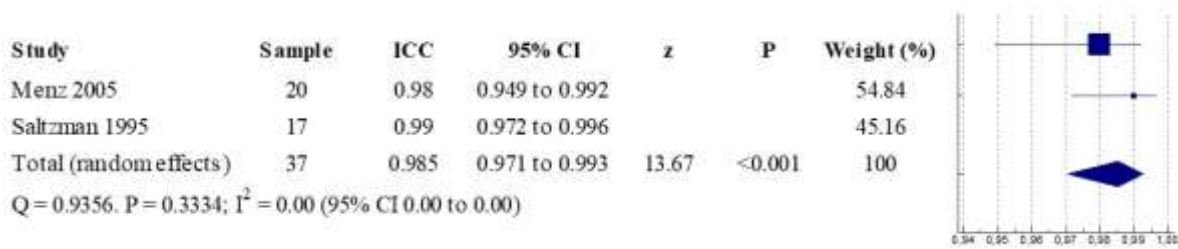
Figure 3 – Reliability of tibio calcaneal angle (TCA) in hindfoot alignment view (HAV)

Method 1: a) Intraobserver reliability; b) Interobserver reliability. Method 2: c) Interobserver reliability.

The variations tested by Dagneaux *et al.*⁴¹ were included in the meta-analysis of reference values for the TCA-HAV, but it resulted in considerable heterogeneity.

Seven studies investigated the C1MA^{13,16,22,29,44–46}. Balsdon *et al.*⁴⁴ utilized fluoroscopy and they defined the navicular tuberosity as the vertex of the C1MA, differently from the other studies. This study was not included in the meta-analyses.

Two studies^{13,22} were included in the meta-analysis of reliability of the C1MA, which resulted in excellent intraobserver reliability (0.985) and no significant heterogeneity (Figure 4). No meta-analysis was performed for interobserver reliability since only Saltzman *et al.*²² evaluated this variable.

Figure 4 – Intraobserver reliability of the calcaneal – first metatarsal angle (C1MA)

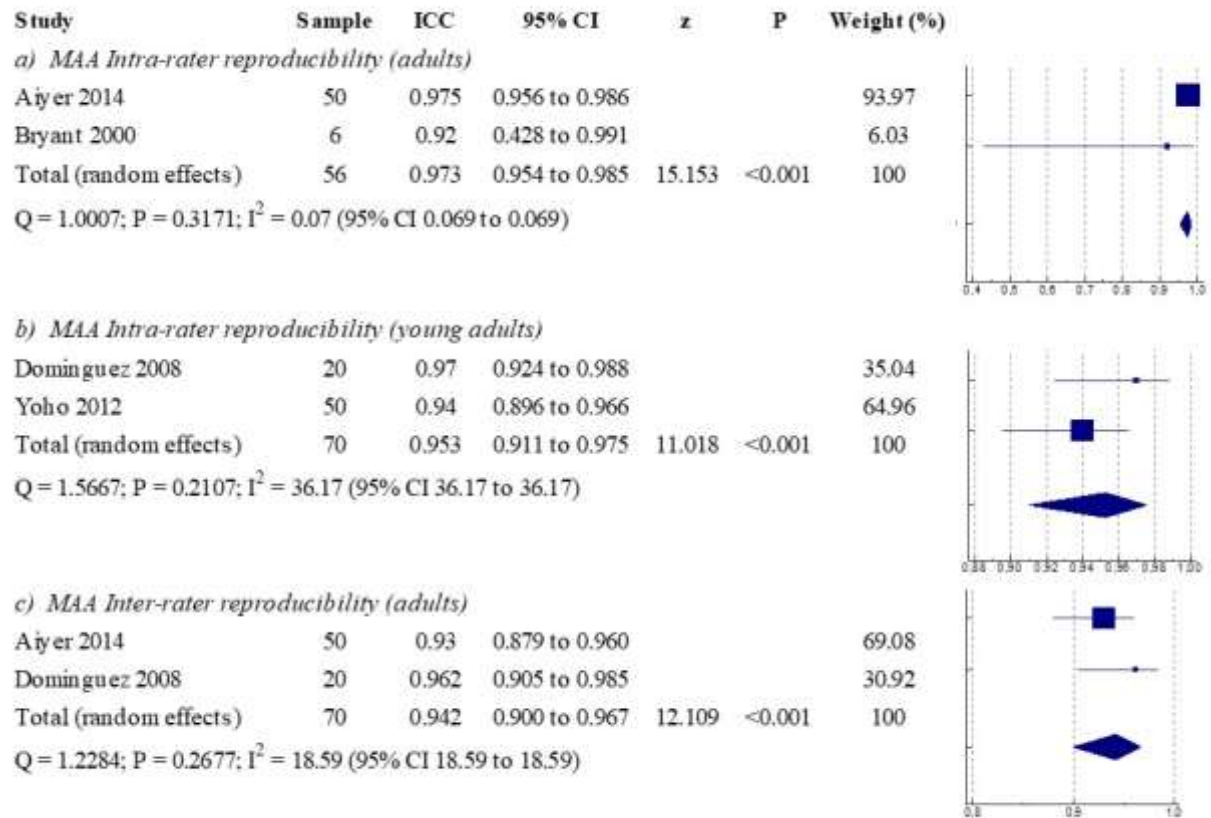
Including six eligible studies, the pooled estimate for reference values of the C1MA resulted in considerable heterogeneity^{16,22,29,45,45,46}. One study¹⁶ detailed that the x-ray beam was centered at the height of lateral malleolus. It was excluded from the subgroup analysis, but it showed substantial heterogeneity. A further subgroup analysis did not include elderly¹³, but heterogeneity resulted substantial. Finally, the pooled estimate for reference value of the C1MA was 132.6°^{45,46} in young adults, with no significant heterogeneity (Figure 5).

Figure 5 - Reference values for the calcaneal – first metatarsal angle (C1MA) in young adults

Eight studies investigated the MAA. Five studies were included in the pooled estimate of intraobserver reliability^{23,30,47,48,52}, but it showed substantial heterogeneity. Excluding the study with a wide age range (from 14 to 80 years old), the pooled estimate presented moderate heterogeneity. The subgroup analyses of adults^{47,48} and young adults^{23,52} showed excellent reliability coefficients (0.973 and 0.953) and no significant heterogeneity (Figure 6a and 6b, respectively).

Four studies were eligible for estimating the interobserver reliability coefficient of the MAA. The pooled estimate demonstrated considerable heterogeneity^{30,44,47,50}. One subgroup analysis^{23,47} presented excellent reliability coefficient (0.942) in adults, with no significant heterogeneity (Figure 6c).

Figure 6 - Intraobserver reliability of metatarsus adductus angle (MAA): a) in adults and b) in young adults. Interobserver reliability of MAA: c) in adults



The pooled estimate of reference values for the MAA included five studies^{23,48-50,52} and showed substantial heterogeneity. Multiple subgroup meta-analyses were performed, according to the age group, but all results presented considerable heterogeneity. So, it was not possible to estimate reference values for the MAA.

Table 5 – Summary of findings

Angle	Intraobserver reliability (95% CI)	Interobserver reliability (95% CI)	Reference values (95% CI)
TCA-HAV	0.774* (0.693 – 0.836)	0.477* (0.312 – 0.613)	---
		0.951** (0.914 – 0.973)	---
C1MA	---	0.985 (0.971 – 0.993)	132.6° (131.3° – 134.0°) in young adults
MAA	0.953 (0.911 – 0.975) in young adults	---	---
	0.973 (0.954 – 0.985) in adults	0.942 (0.900 – 0.967) in adults	---

TCA-HAV (Tibiocalcaneal angle in hindfoot alignment view); C1MA (calcaneal – first metatarsal angle); MAA (metatarsus adductus angle); CI (confidence interval).

* Method 1 (proposed by Reilingh et al.) ** Method 2 (proposed by Williamson et al.)

1.4 DISCUSSION

The aim of this study was to meta-analyze intra- and interobserver reliability coefficients of the tibiocalcaneal angle, the calcaneal-first metatarsal angle and the metatarsus adductus angle, as well as their reference values for adults.

1.4.1 Tibiocalcaneal angle (TCA)

The interobserver reliability coefficients for TCA-LAV reported by the included studies were above 0.710, but the pooled estimate presented considerable heterogeneity.

The subgroup analyses for the interobserver reliability of TCA-HAV presented two distinct coefficients. The method 1¹⁴ showed good intraobserver reliability, but poor interobserver reliability. However, the method 2²⁸ demonstrated very high interobserver reliability (Table 5). This confirms the findings from Buck⁵³ which report that hindfoot alignment measurements should be performed on HAV radiographs using method 2²⁸. Nonetheless, three studies^{14,53,54} mentioned that interobserver reliability of hindfoot alignment measurements are slightly better in LAV than in HAV⁵³, but method 2 of the TCA-HAV presented excellent interobserver reliability (Figure 5).

It has been conventionalized that neutral hindfoot alignment in relation to the tibial axis is around 0° ^{14,15,55}. For Zhang ⁴³, the TCA-LAV between 0° and 7° of valgus is considered normal, but if greater than 7° , the hindfoot is valgus. If lower than -7° , it is varus. But they do not cite the reference for this classification. The mean TCA-LAV in their study using computed tomography was $3.2\pm 3.1^\circ$. Neri *et al.* ¹⁵ found mean TCA-LAV closer to 0° ($0.73\pm 0.1^\circ$) in radiography. Regarding the TCA-HAV, one of the variations evaluated by Dagneaux *et al.* ⁴¹ (method 1) estimated mean TCA-HAV closest to 0° ($0.8\pm 5.1^\circ$).

It is worth mentioning that all studies defined the tibial axis no higher than mid-tibia. The literature reports that the tibial axis changes if the entire length of the tibia is not considered ^{56,57}. For Barg ⁵⁸, in general, the TCA-HAV is less sensitive to changes in foot-ankle position, but there is no record of this comparison regarding the TCA-LAV. Unfortunately, due to the small number of studies and the heterogeneity of methods, it was not possible to estimate reference values for the TCA-LAV or the TCA-HAV.

1.4.2 Calcaneal – first metatarsal angle (C1MA)

The meta-analysis of intraobserver reliability of the C1MA demonstrated an excellent coefficient (Table 5). The reference value for the C1MA is 132.6° in young adults. The confidence interval of the reference value is between 131.3° and 134° . It should be noticed that the studies included in the pool estimate reported mean C1MA between 128.1° and 133° . Murley *et al.* ⁴⁵ reported that angles greater than $136^\circ/137^\circ$ indicate pes planus. So, we can consider our outcome as the reference value for the C1MA when the method uses the dorsum of the metatarsus to determine the metatarsal axis.

Gwani *et al.* ¹⁶ estimated mean C1MA of 142.88° , but the x-ray beam was centered horizontally at the lateral malleolus while other studies centered the beam immediately above the base of fifth metatarsal or the navicular bone. The central ray was projected from a higher position and this could have produced a broader angle.

1.4.3 Metatarsus adductus angle (MAA)

Excellent intraobserver reliability coefficient was obtained for the MAA in adults and young adults, as well as excellent interobserver reliability coefficient in adults. In the literature, some researchers consider a MAA neutral if less than 20° ^{30,47,50} or less than 15° ⁵⁹ or between 10° and 20° ⁶⁰. Anyway, it is not clear if any of these values refers specifically to the modified Sgarlato's method. Dominguez and Munuera ²³ reported the highest values (21°) among the studies, despite having included only healthy subjects under age 25 in their study, while Yoho ⁵² reported the lowest values (14.27°) also for young adults. Dessouky ⁵⁰, who evaluated adults, reported mean MAA of 18.5° for their control group as did McCluney and Tinley ⁵¹, but for teenagers. The meta-analysis of reference values for MAA resulted in considerable heterogeneity. Therefore, it was not possible to determine reference values for this angle.

1.4.4 Limitations

We did not perform systematic searches on the Cochrane database. This study restricted the systematic search to some specific languages, besides not encompassing grey literature, and it may have missed potential studies. In addition, studies with children were not included. Moreover, the meta-analyses comprised the ICC values reported by the studies, even when the study did not describe the ICC type or did not apply the adequate ICC type for the statistical analysis used. The methodological quality of the studies was predominately rated as fair or moderate, lacking high-quality studies which investigate the TCA, the C1MA and the MAA. Nonetheless, there is a variety of measurement methods for the TCA and the MAA and one single review cannot embrace them all.

1.5 CONCLUSION

We could not estimate intra- or interobserver reliability coefficients or reference value for the TCA-LAV. Following method 1, the TCA-HAV demonstrated good intraobserver reliability (0.774; 95% CI 0.693 – 0.836), but poor interobserver reliability (0.477; 95% CI 0.312 – 0.613). However, method 2 demonstrated excellent interobserver reliability (0.951; 95% CI 0.914 – 0.973). It was not possible to meta-

analyze intraobserver reliability coefficient for this method or estimate reference values for the TCA-HAV. The C1MA demonstrated excellent intraobserver reliability (0.985; 95% CI 0.971 – 0.993). The reference value for the C1MA is 132.6° (95% CI 131.3 – 134.0) in young adults. It was not possible to meta-analyze the interobserver reliability coefficient for the C1MA. Finally, the MAA (modified Sgarlato's method) presented excellent intraobserver reliability in young adults (0.953; 95% CI 0.911 – 0.975) and in adults (0.973; 95% CI 0.954 – 0.985), as well as excellent interobserver reliability in adults. (0.942; 95% CI 0.900 – 0.967). It was not possible to meta-analyze reference values for the MAA.

Most of the angles investigated in this review demonstrated good or excellent reliability. It indicates that these angles may possibly be used as the gold standard for the validity analysis of alternative methods to weight-bearing radiography in the assessment the hindfoot posture, the medial longitudinal arch height and the forefoot posture. Nonetheless, these findings should be interpreted cautiously since the methodological quality of the studies was predominately rated as fair or moderate with a high risk of bias. Besides there was a small number of studies included in the meta-analyses due to the methodological heterogeneity.

REFERENCES

1. Ribeiro AP, Trombini-Souza F, Tessutti V, Rodrigues Lima F, Sacco I de CN, João SMA. Rearfoot alignment and medial longitudinal arch configurations of runners with symptoms and histories of plantar fasciitis. *Clinics*. 2011;66(6):1027-1033. doi:10.1590/S1807-59322011000600018
2. Carvalho ACA, Junior LCH, Costa LOP, Lopes AD. The association between runners' lower limb alignment with running-related injuries: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*. 2011;45(4):339-339. doi:10.1136/bjsm.2011.084038.83
3. Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*. 2015;42(1):42-48. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.03.004
4. Burns J, Keenan A-M, Redmond A. Foot Type and Overuse Injury in Triathletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2005;95(3):235-241. doi:10.7547/0950235

5. Flores DV, Mejía Gómez C, Fernández Hernando M, Davis MA, Pathria MN. Adult Acquired Flatfoot Deformity: Anatomy, Biomechanics, Staging, and Imaging Findings. *RadioGraphics*. 2019;39(5):1437-1460. doi:10.1148/rg.2019190046
6. Mosca VS. Flexible flatfoot in children and adolescents. *J Child Orthop*. 2010;4(2):107-121. doi:10.1007/s11832-010-0239-9
7. Ribeiro A, Husson O, Drey N, et al. Ionising radiation exposure from medical imaging – A review of Patient’s (un) awareness. *Radiography*. 2020;26(2):e25-e30. doi:10.1016/j.radi.2019.10.002
8. Lin EC. Radiation Risk From Medical Imaging. *Mayo Clin Proc*. 2010;85(12):1142-1146. doi:10.4065/mcp.2010.0260
9. Stolinski L, Kozinoga M, Czaprowski D, et al. Two-dimensional digital photography for child body posture evaluation: standardized technique, reliable parameters and normative data for age 7-10 years. *Scoliosis and Spinal Disorders*. 2017;12(1). doi:10.1186/s13013-017-0146-7
10. Furlanetto TS, Candotti CT, Comerlato T, Loss JF. Validating a postural evaluation method developed using a Digital Image-based Postural Assessment (DIPA) software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2012;108(1):203-212. doi:10.1016/j.cmpb.2012.03.012
11. Furlanetto TS, Candotti CT, Sedrez JA, Noll M, Loss JF. Evaluation of the precision and accuracy of the DIPA software postural assessment protocol. *European Journal of Physiotherapy*. 2017;19(4):179-184. doi:10.1080/21679169.2017.1312516
12. Tuijthof GJM, Herder JL, Scholten PE, Niek van Dijk C, Pistecky PV. Measuring Alignment of the Hindfoot. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2004;126(3):357. doi:10.1115/1.1762897
13. Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 Clinical Techniques for the Measurement of Static Foot Posture in Older People. *RESEARCH REPORT*. 2005;35(8):8.
14. Reilingh ML, Beimers L, Tuijthof GJM, Stufkens SAS, Maas M, van Dijk CN. Measuring hindfoot alignment radiographically: the long axial view is more reliable than the hindfoot alignment view. *Skeletal Radiology*. 2010;39(11):1103-1108. doi:10.1007/s00256-009-0857-9
15. Neri T, Barthelemy R, Tourné Y. Radiologic analysis of hindfoot alignment: Comparison of Méary, long axial, and hindfoot alignment views. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2017;103(8):1211-1216. doi:10.1016/j.otsr.2017.08.014
16. Gwani AS, Asari MA, Mohd Ismail ZI. How the three arches of the foot intercorrelate. *Folia Morphol (Warsz)*. Published online May 29, 2017. doi:10.5603/FM.a2017.0049
17. Yalçın N, Esen E, Kanatli U, Yetkin H. Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and

radiographic analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2010;44(3):241-245.
doi:10.3944/AOTT.2010.2233

18. Pinney SJ, Lin SS. Current concept review: acquired adult flatfoot deformity. *Foot Ankle Int.* 2006;27(1):66-75. doi:10.1177/107110070602700113

19. Griffiths TA, Palladino SJ. Metatarsus adductus and selected radiographic measurements of the first ray in normal feet. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1992;82(12):616-622. doi:10.7547/87507315-82-12-616

20. Theodorou DJ, Theodorou SJ, Boutin RD, et al. Stress fractures of the lateral metatarsal bones in metatarsus adductus foot deformity: a previously unrecognized association. *Skeletal Radiol.* 1999;28(12):679-684. doi:10.1007/s002560050573

21. Mann RA, Coughlin MJ. Hallux valgus--etiology, anatomy, treatment and surgical considerations. *Clin Orthop Relat Res.* 1981;(157):31-41.

22. Saltzman CL, Nawoczenski DA, Talbot KD. Measurement of the medial longitudinal arch. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 1995;76(1):45-49. doi:10.1016/S0003-9993(95)80041-7

23. Domínguez G, Munuera PV. Metatarsus adductus angle in male and female feet: normal values with two measurement techniques. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(5):364-369. doi:10.7547/0980364

24. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *PLoS Med.* 2009;6(7):e1000097. doi:10.1371/journal.pmed.1000097

25. Stroup DF, Berlin JA, Morton SC, et al. Meta-analysis of observational studies in epidemiology: a proposal for reporting. Meta-analysis Of Observational Studies in Epidemiology (MOOSE) group. *JAMA.* 2000;283(15):2008-2012. doi:10.1001/jama.283.15.2008

26. Morgan RL, Whaley P, Thayer KA, Schünemann HJ. Identifying the PECO: A framework for formulating good questions to explore the association of environmental and other exposures with health outcomes. *Environ Int.* 2018;121(Pt 1):1027-1031. doi:10.1016/j.envint.2018.07.015

27. Khan KS, Kunz R, Kleijnen J, Antes G. Five steps to conducting a systematic review. *J R Soc Med.* 2003;96(3):118-121. doi:10.1258/jrsm.96.3.118

28. Williamson ERC, Chan JY, Burket JC, Deland JT, Ellis SJ. New Radiographic Parameter Assessing Hindfoot Alignment in Stage II Adult-Acquired Flatfoot Deformity. *Foot & Ankle International.* 2015;36(4):417-423. doi:10.1177/1071100714558846

29. Wearing SC, Grigg NL, Lau HC, Smeathers JE. Footprint-based estimates of arch structure are confounded by body composition in adults. *J Orthop Res.* 2012;30(8):1351-1354. doi:10.1002/jor.22058

30. Dawoodi AIS, Perera A. Radiological assessment of metatarsus adductus. *Foot and Ankle Surgery*. 2012;18(1):1-8. doi:10.1016/j.fas.2011.03.002
31. Forero DA, Lopez-Leon S, González-Giraldo Y, Bagos PG. Ten simple rules for carrying out and writing meta-analyses. *PLoS Comput Biol*. 2019;15(5). doi:10.1371/journal.pcbi.1006922
32. Downs SH, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J Epidemiol Community Health*. 1998;52(6):377-384. doi:10.1136/jech.52.6.377
33. Brink Y, Louw QA. Clinical instruments: reliability and validity critical appraisal. *J Eval Clin Pract*. 2012;18(6):1126-1132. doi:10.1111/j.1365-2753.2011.01707.x
34. Prowse A, Pope R, Gerdhem P, Abbott A. Reliability and validity of inexpensive and easily administered anthropometric clinical evaluation methods of postural asymmetry measurement in adolescent idiopathic scoliosis: a systematic review. *Eur Spine J*. 2016;25(2):450-466. doi:10.1007/s00586-015-3961-7
35. Kasehagen B, Ellis R, Pope R, Russell N, Hing W. Assessing the Reliability of Ultrasound Imaging to Examine Peripheral Nerve Excursion: A Systematic Literature Review. *Ultrasound Med Biol*. 2018;44(1):1-13. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2017.08.1886
36. Higgins JPT, Thomas J, Chandler J, et al. *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions*. The Cochrane Collaboration and John Wiley & Sons Ltd.; 2019. Accessed January 27, 2020. <https://research.monash.edu/en/publications/cochrane-handbook-for-systematic-reviews-of-interventions>
37. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*. 2016;15(2):155-163. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
38. Burssens A, Peeters J, Buedts K, Victor J, Vandeputte G. Measuring hindfoot alignment in weight bearing CT: A novel clinical relevant measurement method. *Foot Ankle Surg*. 2016;22(4):233-238. doi:10.1016/j.fas.2015.10.002
39. Burssens A, Van Herzele E, Leenders T, et al. Weightbearing CT in normal hindfoot alignment — Presence of a constitutional valgus? *Foot and Ankle Surgery*. 2018;24(3):213-218. doi:10.1016/j.fas.2017.02.006
40. Burssens A, Peeters J, Peiffer M, et al. Reliability and correlation analysis of computed methods to convert conventional 2D radiological hindfoot measurements to a 3D setting using weightbearing CT. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2018;13(12):1999-2008. doi:10.1007/s11548-018-1727-5

41. Dagneaux L, Moroney P, Maestro M. Reliability of hindfoot alignment measurements from standard radiographs using the methods of Meary and Saltzman. *Foot Ankle Surg.* 2019;25(2):237-241. doi:10.1016/j.fas.2017.10.018
42. de Cesar Netto C, Kunas GC, Soukup D, Marinescu A, Ellis SJ. Correlation of Clinical Evaluation and Radiographic Hindfoot Alignment in Stage II Adult-Acquired Flatfoot Deformity. *Foot Ankle Int.* 2018;39(7):771-779. doi:10.1177/1071100718762113
43. Zhang JZ, Lintz F, Bernasconi A, Weight Bearing CT International Study Group, Zhang S. 3D Biometrics for Hindfoot Alignment Using Weightbearing Computed Tomography. *Foot Ankle Int.* 2019;40(6):720-726. doi:10.1177/1071100719835492
44. Balsdon MER, Bushey KM, Dombroski CE, LeBel M-E, Jenkyn TR. Medial Longitudinal Arch Angle Presents Significant Differences Between Foot Types: A Biplane Fluoroscopy Study. *J Biomech Eng.* 2016;138(10). doi:10.1115/1.4034463
45. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *Journal of Foot and Ankle Research.* 2009;2(1). doi:10.1186/1757-1146-2-22
46. Wilken J, Rao S, Saltzman C, Yack HJ. The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clinical Biomechanics.* 2011;26(3):318-323. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.10.005
47. Aiyer AA, Shariff R, Ying L, Shub J, Myerson MS. Prevalence of metatarsus adductus in patients undergoing hallux valgus surgery. *Foot Ankle Int.* 2014;35(12):1292-1297. doi:10.1177/1071100714551022
48. Bryant A, Tinley P, Singer K. A comparison of radiographic measurements in normal, hallux valgus, and hallux limitus feet. *J Foot Ankle Surg.* 2000;39(1):39-43. doi:10.1016/s1067-2516(00)80062-9
49. Coughlin MJ, Kaz A. Correlation of Harris Mats, Physical Exam, Pictures, and Radiographic Measurements in Adult Flatfoot Deformity. *Foot & Ankle International.* 2009;30(7):604-612. doi:10.3113/FAI.2009.0604
50. Dessouky R, Heineman N, Zhang L, et al. Hallux valgus and metatarsus adductus measurements: inter-reader reliability and correlations on radiographs and MRI. *Clin Radiol.* 2018;73(12):1057.e7-1057.e11. doi:10.1016/j.crad.2018.08.004
51. McCluney JG, Tinley P. Radiographic Measurements of Patients With Juvenile Hallux Valgus Compared With Age-Matched Controls: A Cohort Investigation. *The Journal of Foot and Ankle Surgery.* 2006;45(3):161-167. doi:10.1053/j.jfas.2006.02.002

52. Yoho RM, Carrington S, Dix B, Vardaxis V. The association of metatarsus adductus to the proximal fifth metatarsal Jones fracture. *J Foot Ankle Surg.* 2012;51(6):739-742. doi:10.1053/j.jfas.2012.08.008
53. Buck FM, Hoffmann A, Mamisch-Saupe N, Espinosa N, Resnick D, Hodler J. Hindfoot Alignment Measurements: Rotation-Stability of Measurement Techniques on Hindfoot Alignment View and Long Axial View Radiographs. *American Journal of Roentgenology.* 2011;197(3):578-582. doi:10.2214/AJR.10.5728
54. Lamm BM, Mendicino RW, Catanzariti AR, Hillstrom HJ. Static Rearfoot Alignment: A Comparison of Clinical and Radiographic Measures. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 2005;95(1):26-33. doi:10.7547/0950026
55. Mendicino RW, Catanzariti AR, John S, Child B, Lamm BM. Long Leg Calcaneal Axial and Hindfoot Alignment Radiographic Views for Frontal Plane Assessment. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 2008;98(1):75-78. doi:10.7547/0980075
56. Stufkens SA, Barg A, Bolliger L, Stucinskas J, Knupp M, Hintermann B. Measurement of the medial distal tibial angle. *Foot Ankle Int.* 2011;32(3):288-293. doi:10.3113/FAI.2011.0288
57. Barg A, Harris MD, Henninger HB, et al. Medial distal tibial angle: comparison between weightbearing mortise view and hindfoot alignment view. *Foot Ankle Int.* 2012;33(8):655-661. doi:10.3113/FAI.2012.0655
58. Barg A, Amendola RL, Henninger HB, Kapron AL, Saltzman CL, Anderson AE. Influence of Ankle Position and Radiographic Projection Angle on Measurement of Supramalleolar Alignment on the Anteroposterior and Hindfoot Alignment Views. *Foot Ankle Int.* 2015;36(11):1352-1361. doi:10.1177/1071100715591091
59. Gentili A, Masih S, Yao L, Seeger LL. Pictorial review: foot axes and angles. *Br J Radiol.* 1996;69(826):968-974. doi:10.1259/0007-1285-69-826-968
60. Mooney JF. Lower Extremity Rotational and Angular Issues in Children. *Pediatric Clinics of North America.* 2014;61(6):1175-1183. doi:10.1016/j.pcl.2014.08.006

APPENDIX 1 – SUMMARY OF RADIOGRAPHIC METHODS

Table 1 – Summary of methods to estimate the tibiocalcaneal angle in the long axial view (TCA-LAV) in radiography




First author, Measure, Angle of the beam, Beam direction, Subject distance, Cassette position and Feet position	Tibial axis	Calcaneal axis	Software, Equipment and Parameters	Method illustration
Burssens et al., 2016 <ul style="list-style-type: none"> • 45° to the floor • ankle joint • 100 cm • N/A • natural stance, feet parallel to each other, shoulder width 	A line bisecting the tibia into two mid-diaphyseal points 30 mm apart and extending it distally.	The mid-diaphyseal axis of the calcaneus is defined by a line through two points in the calcaneus. At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn (line D). Line D is divided into a 40%:60% ratio, where the length of the 40% line is measured from the lateral side. A second line (line C) is drawn horizontally, 30 mm from the most distal part of the calcaneus. The calcaneus axis (line F) is drawn by connecting the 40% mark at line D and the bisected line C. The hindfoot angle (G) is the angle between lines E and F.	<ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • 4 mAs, 50 Kv 	
Neri et al., 2017 <ul style="list-style-type: none"> • 45° to the floor • ankle joint • 150 cm • parallel to the floor • feet parallel to each other, 8 cm apart 	A line bisecting the tibia into two mid-diaphyseal points 30 mm apart and extending it distally.	The mid-diaphyseal axis of the calcaneus is defined by a line through two points in the calcaneus. At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn (line D). Line D is divided into a 40%:60% ratio, where the length of the 40% line is measured from the lateral side. A second line (line C) is drawn horizontally, 30 mm from the most distal part of the calcaneus. The calcaneus axis (line F) is drawn by connecting the 40% mark at line D and the bisected line C. The hindfoot angle (G) is the angle between lines E and F.	<ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • 4 mAs, 50 Kv, 150ms 	
Reilingh et al., 2010 <ul style="list-style-type: none"> • 45° to the floor • ankle joint • 100 cm • parallel to the floor • feet parallel to each other, 8 cm apart 	A line bisecting the tibia into two mid-diaphyseal points 30 mm apart and extending it distally.	The mid-diaphyseal axis of the calcaneus is defined by a line through two points in the calcaneus. At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn (line D). Line D is divided into a 40%:60% ratio, where the length of the 40% line is measured from the lateral side. A second line (line C) is drawn horizontally, 30 mm from the most distal part of the calcaneus. The calcaneus axis (line F) is drawn by connecting the 40% mark at line D and the bisected line C. The hindfoot angle (G) is the angle between lines E and F.	<ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • 4 mAs, 50 Kv 	

Table 2 – Summary of methods to estimate the tibiocalcaneal angle in the long axial view (TCA-LAV) in computed tomography



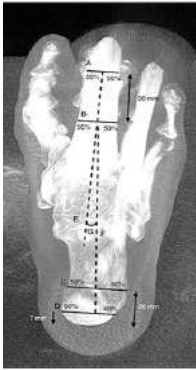




First author, Measure, Angle of the beam, Beam direction, Subject distance, Cassette position and Feet position	Tibial axis	Calcaneal axis	Software, Equipment and Parameters	Method illustration
<p>Burssens(a) 2016</p> <ul style="list-style-type: none"> • 3D reconstruction simulating LAV (45°) in radiography • N/A 	<p>The tibia shaft is bisected (50–50% ratio) each one third.</p>	<p>At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn (line D). Line D is divided into a 40%:60% ratio, where the length of the 40% line is measured from the lateral side. A second line (line C) is drawn horizontally, 20 mm from the most distal part of the calcaneus. The calcaneus axis (line F) is drawn by connecting the 40% mark at line D and the bisected line C. The hindfoot angle (G) is the angle between lines E and F.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • N/A; • PedCAT (CurveBeam, Warrington, USA) • 96 kV, 7.5 mAs, CTDI vol of 4.3 mGy, matrix of 160x160x130, pixel size of 0.4 mm, slice interval of 0.4 mm 	
<p>Burssens(b) & Burssens (c) 2018</p> <ul style="list-style-type: none"> • 3D reconstruction simulating LAV (45°) in radiography • N/A 	<p>The tibia shaft is bisected (50–50% ratio) each one third.</p>	<p>The calcaneus is divided 50–50% in the upper part and 40–60% in the lower part to determine the calcaneal axis.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Cubevue software (CurveBeam, Warrington, USA); PedCAT (CurveBeam, Warrington, USA) • 96 kV, 7.5 mAs, CTDI vol of 4.3 mGy, matrix of 160x160x130, pixel size of 0.4 mm, slice interval of 0.4 mm 	
<p>Zhang et al., 2019</p> <ul style="list-style-type: none"> • 3D reconstruction simulating LAV (45°) in radiography • N/A 	<p>A line bisecting the tibia into two mid-diaphyseal points (lines A and B) 30 mm apart and extending it distally (line E).</p>	<p>At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn (line D). Line 1 is divided into a 40%:60% ratio, where the length of the 40% line is measured from the lateral side. A second line (line C) is drawn horizontally, 30 mm from the most distal part of the calcaneus. The calcaneus axis (line F) is drawn by connecting the 40% mark at line D and the bisected line C.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Torque Ankle Lever Arm System - TALAS (CurveBeam, Warrington, USA); • PedCAT (CurveBeam, Warrington, USA); • Voxel size, 0.37 mm; field of view diameter, 350 mm; field of view height, 200 mm; exposure time, 9 seconds; total scan time, 54 seconds. 	

Table 3 – Summary of methods to estimate the tibiocalcaneal angle in the hindfoot alignment view (TCA-HAV) in radiography

First author, Measure, Angle of the beam, Beam direction, Subject distance, Cassette position and Feet position	Tibial axis	Calcaneal axis	Software, Equipment and Parameters	Method illustration
<p>Dagneaux 2017 (a)</p> <ul style="list-style-type: none"> • 20° to the floor • N/A • N/A • perpendicular to the beam • feet parallel to each other 	<p>A line (red line) bisects the tibia 10 and 15 cm above the medial tibial plafond.</p>	<p>At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn (line D). Line D is divided into a 50%:50% ratio. A second line (line C) is drawn horizontally, 20 mm from the most distal part of the calcaneus. Line C is divided into a 50%:50% ratio. The calcaneus axis (line F) is drawn by connecting line D and line C. The hindfoot angle (G) is the angle between lines E and F.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • N/A 	
<p>Dagneaux 2017 (b)</p> <ul style="list-style-type: none"> • 20° to the floor • N/A • N/A • perpendicular to the beam • feet parallel to each other 	<p>A line (red line) bisects the tibia 10 and 15 cm above the medial tibial plafond.</p>	<p>At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn (line D). Line D is divided into a 50%:50% ratio, where the length of the 40% line is measured from the lateral side. A second line (line C) is drawn horizontally, 40 mm from the most distal part of the calcaneus. Line C is divided into a 50%:50% ratio. The calcaneus axis (line F) is drawn by connecting line D and line C. The hindfoot angle (G) is the angle between lines E and F.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • N/A 	
<p>Reilingh 2010</p> <ul style="list-style-type: none"> • 20° to the floor • ankle joint • 100 cm • perpendicular to the beam feet parallel to each other, 8 cm apart 	<p>A line bisecting the tibia into two mid-diaphyseal points (lines A and B) 30 mm apart and extending it distally (line E).</p>	<p>At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn, and it is divided into a 40%:60% ratio (the length of the 40% line is measured from the lateral side). Another horizontal line is drawn at 20 mm from the most distal part of the calcaneus (50%:50% ratio). The calcaneal axis (line F or the blue line) connects the 40% mark at line D (first line) and the bisected line C (second line).</p>	<ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A; • 4 mAs, 50 Kv 	
<p>Dagneaux 2017 (c)</p> <ul style="list-style-type: none"> • 20° to the floor • N/A • N/A • perpendicular to the beam feet parallel to each other 	<p>A line (red line) bisects the tibia 10 and 15 cm above the medial tibial plafond.</p>	<p>At 7 mm from the most distal part of the calcaneus (50%:50% ratio). The calcaneal axis (line F or the blue line) connects the 40% mark at line D (first line) and the bisected line C (second line).</p>	<ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • N/A 	

Continue on next page

Table 3 continued




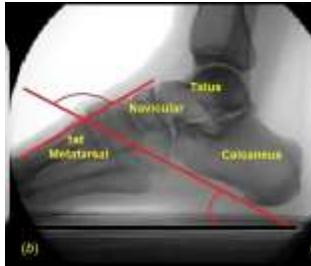


<p>Dagneaux 2017 d)</p> <ul style="list-style-type: none"> • 20° to the floor • N/A • N/A • perpendicular to the beam feet parallel to each other 	<p>A line (red line) bisects the tibia 10 and 15 cm above the medial tibial plafond.</p>	<p>At 7 mm from the most distal part of the calcaneus, a horizontal line is drawn (line D). Line D is divided into a 40%:60% ratio, where the length of the 40% line is measured from the lateral side. A second line (line C) is drawn horizontally, 40 mm from the most distal part of the calcaneus. Line C is divided into a 50%:50% ratio. The calcaneus axis (line F) is drawn by connecting line D and line C. The hindfoot angle (G) is the angle between lines E and F.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • N/A 	
<p>De Cesar Netto 2018</p> <ul style="list-style-type: none"> • 20° to the floor • ankle joint • 150 cm • perpendicular to the beam • natural stance, feet parallel to each other, shoulder width 	<p>A line bisects the tibia 10 and 15 cm above the medial tibial plafond.</p>	<p>The bisected line of the ATC angle is formed by 2 lines representing the lateral and medial osseous contours of the calcaneus. The line for the lateral osseous contour is drawn between the most lateral aspect of the lateral process on the calcaneal tuberosity and the most superior and lateral discernable aspect of the calcaneus. The line for the medial osseous contour was drawn from the most medial aspect of the medial process of the calcaneal tuberosity to the most inferomedial discernable aspect of the sustentaculum tali.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, USA) • N/A • N/A 	
<p>Williamson 2015</p> <ul style="list-style-type: none"> • 20° to the floor • ankle joint • N/A • perpendicular to the beam • N/A 	<p>A line bisects the tibia 10 and 15 cm above the medial tibial plafond.</p>	<p>The bisected line of the ATC angle is formed by 2 lines representing the lateral and medial osseous contours of the calcaneus. The line for the lateral osseous contour is drawn between the most lateral aspect of the lateral process on the calcaneal tuberosity and the most superior and lateral discernable aspect of the calcaneus. The line for the medial osseous contour was drawn from the most medial aspect of the medial process of the calcaneal tuberosity to the most inferomedial discernable aspect of the sustentaculum tali.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • PACS (Philips Medical Systems, Best, Netherlands) • N/A • N/A 	

Table 4 – Summary of methods to estimate the calcaneal-first metatarsal angle (C1MA)

First author, Measure, Angle of the beam, Beam direction, Subject distance, Cassette position and Feet position	First- metatarsal axis	Calcaneal axis	Viewing software, Image acquisition equipment and parameters	Method illustration
FLUOROSCOPY				
Balsdon 2016 <ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • N/A • Unipodal weight-bearing, preswing phase of the gait cycle 	Line along the dorsum of the midshaft of the first metatarsal.	The tangent to the inferior surface of the calcaneus.	<ul style="list-style-type: none"> • DICOM viewing software (OSIRIX; Pixmeo, Geneva, Switzerland), modeling software (RHINOCEROS; Robert McNeel & Associates, Seattle, WA), MATLAB • Image acquisition equipment N/A: 50 kV, 0.3 mA 	
RADIOGRAPHY				
Pauk 2014 <ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • N/A • N/A 	The tangent to the inferior surface of the first metatarsal	The tangent to the inferior surface of the calcaneus.	<ul style="list-style-type: none"> • N/A 	
Gwani 2017 <ul style="list-style-type: none"> • N/A • Centered at the lateral malleolus • 100 cm • Vertically between the feet Bipedal standing position, feet 15 cm apart, equal weight on both feet	Line along the dorsum of the midshaft of the first metatarsal.	The tangent to the inferior surface of the calcaneus.	<ul style="list-style-type: none"> • Sharp clutch pencil, ruler and goniometer on radiograph viewing box • Image acquisition equipment: N/A 55 KV, 6.3 mAs. 	

Continue on next page

Table 4 continued



<p>Menz 2005</p> <ul style="list-style-type: none"> • N/A, • N/A • N/A • N/A • Relaxed bipedal standing position 	<p>Line along the dorsum of the midshaft of the first metatarsal.</p>	<p>The tangent to the inferior surface of the calcaneus.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 1-mm nonpermanent marking pen on overhead transparency film overlying the radiograph. • Image acquisition equipment: N/A 	
<p>Murley 2009</p> <ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • N/A • Relaxed bipedal standing position 			<ul style="list-style-type: none"> • Permanent fine-point marker on overhead transparency film. • Image acquisition equipment: N/A 	
<p>Saltzman 1995</p> <ul style="list-style-type: none"> • Parallel to floor • Immediately above base of fifth metatarsal • 40 inches • Vertically between the feet • Relaxed bipedal standing position 			<ul style="list-style-type: none"> • N/A • Image acquisition equipment: N/A: 60 kV, 50 mAs 	
<p>Wearing 2011</p> <ul style="list-style-type: none"> • N/A • N/A • 100 cm • Relaxed bipedal standing position 			<ul style="list-style-type: none"> • MatLab v.6 • Image acquisition equipment: RADspeed (Shimadzu, Kyoto, Japan): 50kV, 1.2 mAs-1 	
<p>Wilken 2011</p> <ul style="list-style-type: none"> • Parallel to floor • Immediately above base of fifth metatarsal • 40 inches • Vertically between the feet • Relaxed bipedal standing position 			<ul style="list-style-type: none"> • N/A 	

Table 5 – Summary of methods to estimate the metatarsus adductus angle (MMA) in radiography, following the modified Sgarlato's method

Measurement description	Method illustration
<p>Line (a) extends between the most lateral point of the 5th metatarso-cuboid and the calcaneo-cuboid joints. Line (b) extends between the most medial point of the talo-navicular and the medial cuneiform-first metatarsal joints. Line (c) extend between midpoints of lines (a) and (b). Line (d) represents the longitudinal axis of the second metatarsal bone. Line (e) is perpendicular to line (c) and represents the longitudinal axis of the lesser tarsus. Sgarlato's angle is between the lines (d) and (e).</p>	
<p>First author, Angle of the beam, Beam direction, Subject distance, Cassette position and Feet position</p>	<p>Viewing software or instrument of measurement</p>
<p>Aiyer 2014 • N/A</p>	<p>N/A</p>
<p>Bryant 2000 • N/A • Relaxed stance position</p>	<p>N/A</p>
<p>Coughlin 2009 • N/A</p>	<p>Hinged goniometer with 5-degree increments</p>
<p>Dawoodi 2012 • N/A</p>	<p>Impax X-rays viewer software (Agfa Healthcare, Belgium).</p>
<p>Dessouky 2018 • N/A</p>	<p>Philips IntelliSpace PACS software, (Best, Netherlands).</p>
<p>Dominguez 2008 • 15° • N/A • 1 meter • Under the subject • Two feet together</p>	<p>AutoCAD (N/A)</p>
<p>McCluney 2006 • N/A</p>	<p>Fine-pointed pencil and compass</p>
<p>Yoho 2012 • N/A</p>	<p>MATLAB (MathWorks, Natick, MA).</p>

2 ARTIGO ORIGINAL: VALIDADE CONCORRENTE, ACURÁCIA DIAGNÓSTICA E REPRODUTIBILIDADES DE UM MÉTODO PARA AVALIAÇÃO POSTURAL ESTÁTICA DO RETROPÉ ATRAVÉS DE FOTOGRAMETRIA

RESUMO

Objetivos: Analisar a validade concorrente, a acurácia diagnóstica e as reprodutibilidades intra e interavaliador da avaliação do alinhamento estático do retropé, no plano frontal, através da mensuração do ângulo tibioalcâneo (ATC) em fotogrametria. **Métodos:** De forma consecutiva, 89 adultos saudáveis foram submetidos à avaliação da postura do retropé, através de radiografias e fotografias no plano frontal de costas. Para a análise estatística, foram utilizados: correlação produto-momento de Pearson, erro RMS (*Root Mean Squared error*), coeficiente de correlação intraclassa (ICC), curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) coeficiente *kappa* e análise gráfica de Bland e Altman, sendo $\alpha \leq 0,05$. **Resultados:** A correlação entre a radiografia e a fotogrametria foi boa/excelente, tanto para pé esquerdo ($r = 0,942$) e direito ($r = 0,874$), quanto para ambos os pés ($r = 0,913$), com erro RMS de $1,6^\circ$; $2,2^\circ$; e $2,1^\circ$, respectivamente. A área sob a curva ROC para diagnóstico de varismo foi de 1,0 e valgismo de 0,994, com excelente concordância ($k = 0,964$) para classificação do alinhamento do retropé entre a radiografia e a fotogrametria. A reprodutibilidade intra-avaliador apresentou ICC = 0,905 e a reprodutibilidade interavaliador, ICC = 0,767. **Conclusão:** O ATC medido por fotogrametria apresenta validade concorrente, pequeno erro RMS, excelente acurácia diagnóstica para a presença de varismo ($ATC \leq -5,8^\circ$) ou valgismo ($ATC \geq 7,7^\circ$) na postura do retropé, no plano frontal, além de excelente reprodutibilidade intra-avaliador e boa reprodutibilidade interavaliador.

Palavras-chave: Imagem diagnóstica. Validação. Capacidade diagnóstica. Avaliação postural. Confiabilidade. Retropé varo. Retropé valgo.

*CONCURRENT VALIDITY, DIAGNOSTIC ACCURACY AND REPRODUCIBILITIES OF
A METHOD FOR STATIC POSTURAL ASSESSMENT OF THE HINDFOOT BY
MEANS OF PHOTOGRAMMETRY*

ABSTRACT

Objective: Analyze concurrent validity, diagnostic accuracy, and intra- and interrater reproducibilities for the assessment of static alignment of the hindfoot, in the frontal plane, by means of the measurement of the tibiocalcaneal angle (TCA) in photogrammetry. **Methods:** Consecutively, 89 healthy adults underwent assessment of hindfoot posture using posterior radiographs and photographs in the frontal plane. For statistical analysis, Pearson's product-moment correlation coefficient, RMS error (Root Mean Squared error), Intraclass Correlation Coefficient (ICC), ROC curve (Receiver Operating Characteristic curve) and Bland & Altman graphical analysis were used, with $\alpha \leq 0,05$. **Results:** There is good/excellent correlation between radiography and photogrammetry for left foot ($r = 0.942$), right foot ($r = 0.874$) and both feet ($r = 0.913$), with RMS error of 1.6° ; 2.2° ; and 2.1° , respectively. The area under the ROC curve for diagnosis of pes cavus was 1.0 and for pes valgus was 0.994, with excellent agreement ($k = 0.964$) between radiography and photogrammetry in the classification of hindfoot alignment. The analysis of intra-rater reproducibility presented ICC = 0.905 and for inter-rater reproducibility, ICC = 0.767. **Conclusion:** The TCA measured by photogrammetry has concurrent validity, small RMS error, excellent diagnostic accuracy for the presence of pes cavus ($ATC \leq -5.8^\circ$) or pes planus ($ATC \geq 7.7^\circ$) in the posture of the hindfoot in the frontal plane, besides presenting excellent intrarater reproducibility and good interrater reproducibility.

Keywords: Diagnostic image. Validation. Diagnostic capacity. Postural assessment. Reliability. Varus hindfoot. Valgus hindfoot.

2.1 INTRODUÇÃO

O retropé é formado pelos ossos tálus e calcâneo, que através de suas faces anterior, medial e posterior articulam-se entre si, formando a articulação subtalar ou talocalcânea. A articulação subtalar é a principal articulação envolvida no movimento e na postura do retropé no plano frontal (JASTIFER; GUSTAFSON, 2014) e, por isso,

o desalinhamento do retropé no plano frontal é uma causa comum de disfunções do pé e tornozelo (SALTZMAN; EL-KHOURY, 1995).

A classificação do tipo de pé é um conceito clínico que visa simplificar as complexidades anatômicas do pé humano (HILLSTROM *et al.*, 2013). De uso corriqueiro, os termos “valgo e varo” são usados para descrever uma posição, geralmente anormal. A classificação do calcâneo como valgo descreve uma posição em que a parte distal (inferior) do calcâneo está inclinada lateralmente à linha média. Já um calcâneo varo descreve uma posição em que a parte distal do calcâneo está inclinada medialmente à linha média (LIPPERT, 2011; NEUMANN, 2010).

O mal posicionamento do retropé, tanto em valgo (ABOURAZZAK *et al.*, 2014; BENNETT *et al.*, 2001; CARVALHO *et al.*, 2011; DUVAL; LAM; SANDERSON, 2010; GHASEMI *et al.*, 2016; KHAMIS *et al.*, 2015; SALTZMAN; EL-KHOURY, 1995; TAKABAYASHI *et al.*, 2018), como em varo, está associado a mecanismos de lesões (DI CAPRIO *et al.*, 2010; NEUMANN, 2010; SALTZMAN; EL-KHOURY, 1995; WANG *et al.*, 2015). Enquanto que retropés neutros não estão diretamente associados a patologia ou lesão (HILLSTROM *et al.*, 2013). A avaliação estática, quando realizada na prática clínica permite classificar o tipo de pé, o que auxilia na identificação de fatores etiológicos relacionados a lesões e na decisão sobre a abordagem terapêutica (LANGLEY; CRAMP; MORRISON, 2016; MENZ *et al.*, 2013; RAZEGHI; BATT, 2002; RIBEIRO, A. P. *et al.*, 2011).

Os métodos mais utilizados de avaliação da postura do pé consistem de mensurações em radiografia (padrão ouro), tomografia computadorizada (BURSSENS *et al.*, 2016; ZHANG *et al.*, 2019), avaliações visuais qualitativas ou semiquantitativas, medidas antropométricas diretas, análise da pegada e análise de imagens como fotogrametria e sistemas de vídeo 3D (RAZEGHI; BATT, 2002; TONG; KONG, 2013). Na radiografia, a partir da medida do ângulo tibiocalcâneo (ATC), é possível identificar os desalinhamentos em varo ou valgo (MENDICINO *et al.*, 2008) e as deformidades translacionais entre a tíbia e o calcâneo (HENTGES; GESHEFF; LAMM, 2016). Mas, apesar da radiografia demonstrar alta confiabilidade, é um método caro e potencialmente prejudicial (LIN, 2010; RAZEGHI; BATT, 2002; RIBEIRO, A. *et al.*, 2020).

Na prática clínica, a medida utilizada para avaliar o alinhamento do retropé é o ângulo do retropé, definido como o ângulo entre a bissecção da parte inferior da perna

e a bissecção do calcâneo, geralmente obtido em ortostatismo (LATTANZA; GRAY; KANTNER, 1988; SMITH-ORICCHIO; HARRIS, 1990), com auxílio de goniômetro ou de fotogrametria (ASTRÖM; ARVIDSON, 1995; PIAZZA *et al.*, 2014; SACCO *et al.*, 2007).

A grande vantagem da análise fotogramétrica é seu caráter computacional, que lhe atribui maior precisão (HAZAR; KARABICAK; TIFTIKCI, 2015; SINGLA; VEQAR; HUSSAIN, 2017). Além disso, apresenta validade concorrente e reprodutibilidade em diversos estudos (ANTONIOLLI *et al.*, 2018; FURLANETTO, 2012, 2016, 2017, 2020). Por esse motivo, aliado ao fato de ser uma opção viável e salubre para a avaliação da postura global, nos últimos anos vem aumentando o número de adeptos ao uso da fotogrametria na prática clínica. Não obstante, ainda carecem estudos que mostrem a confiabilidade da fotogrametria na avaliação específica do retropé.

Assim, o objetivo dessa pesquisa foi analisar as propriedades métricas (validade concorrente, acurácia diagnóstica e reprodutibilidades intra e interavaliador) da mensuração do ângulo tibio calcâneo na avaliação do alinhamento estático do retropé, no plano frontal, por meio de fotogrametria, em adultos saudáveis. Consideramos a hipótese de que a avaliação por fotogrametria do alinhamento do retropé apresenta, no mínimo, boa validade concorrente e reprodutibilidades, boa sensibilidade diagnóstica e valores pequenos de erro de medida.

2.2 MÉTODOS

O estudo compreende uma pesquisa observacional com delineamento do tipo *ex post facto* correlacional (GAYA *et al.*, 2016; THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2011), cujo relato seguiu as diretrizes para relato de estudos de confiabilidade e concordância do *Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS)* (KOTTNER *et al.*, 2011). Essa pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (CAAE 05882819.4.0000.5347).

2.2.1 Amostra

A amostra foi do tipo consecutiva, composta por indivíduos pertencentes à comunidade universitária. A captação amostral seguiu a metodologia “bola de neve”¹ (ETIKAN, 2016).

O tamanho da amostra para análise de validação foi calculado no software G*Power v.3.1.9.2 (Universidade Düsseldorf, Alemanha) utilizando a família de testes Z (teste de correlação dependente de Pearson), pressupondo uma correlação de pelo menos 0,76 entre a avaliação fotogramétrica e radiológica e a hipótese nula de 0,4, adotando um poder de 80% e um erro probabilístico de 5%. Considerando uma perda amostral de 10%, resultou o n estimado de 46 indivíduos.

O tamanho da amostra das análises de reprodutibilidade foi determinado a partir do estudo de Walter, Eliasziw e Donner (1998). Para a repetibilidade e reprodutibilidade intra-avaliador foi utilizado um nível de significância de 5%, poder de 80%, com hipótese nula de ICC de 0,4, levando em consideração que cada indivíduo será avaliado duas vezes, esperando encontrar um ICC moderado de, no mínimo, 0,6 (KOO; LI, 2016), resultando em uma amostra de 87 indivíduos. Para a reprodutibilidade interavaliador, utilizando um nível de significância de 5%, poder de 80%, com hipótese nula de ICC de 0,4, levando em consideração que cada indivíduo será avaliado três vezes, esperando encontrar um ICC moderado de, no mínimo, 0,6 (KOO; LI, 2016), resultando em uma amostra de 51 indivíduos.

Foram considerados elegíveis para inclusão nesse estudo, indivíduos hígidos adultos, entre 18 e 50 anos, de ambos os sexos, que concordaram em participar do estudo; sem queixa álgica em um ou ambos os membros inferiores no momento da avaliação; que não apresentassem deformidade biomecânica que impedisse o indivíduo de permanecer em pé nem diagnóstico de patologia ou cirurgia na coluna vertebral ou em membros inferiores; e indivíduos com Índice de Massa Corporal (IMC) inferior a 30 kg/m². Foram excluídos indivíduos que não participaram de todas as avaliações envolvidas em cada análise ou na ocorrência de falha no procedimento de avaliação.

2.2.2 Coleta de dados

¹ A metodologia de captação amostral “bola de neve” é obtida primeiramente por um contato inicial do pesquisador com alguns indivíduos que se enquadram na amostra a ser estudada, e estes indivíduos põem o investigador em contato com outros indivíduos que poderiam participar do estudo, e assim sucessivamente.

Os indivíduos que concordaram em participar da pesquisa no momento da coleta estavam trajando bermuda ou *shorts* para permitir a visualização dos membros inferiores. O termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) foi lido e assinado por todos os indivíduos antes de iniciar a avaliação. Na sequência, foi realizada a anamnese, que consistiu no apontamento dos dados pessoais (nome e idade) e na confirmação da ausência dos critérios de exclusão. Foram aferidos e registrados os dados antropométricos (peso e estatura) com o uso de uma balança doméstica (Digi-Health, Multilaser, São Paulo, Brasil) e uma fita métrica.

2.2.2.1 Validade concorrente e acurácia diagnóstica

Entre os dias 23 e 30 de novembro de 2019, os indivíduos participantes da etapa da análise de validade concorrente foram submetidos a dois procedimentos sucessivos: avaliação radiológica e avaliação fotogramétrica, ambos realizados dentro da sala de radiologia de uma clínica de exames de imagem na cidade de Porto Alegre/RS, Brasil. A fotografia foi gerada segundos antes das radiografias.

2.2.2.1.1 Avaliação da postura do retropé por fotogrametria

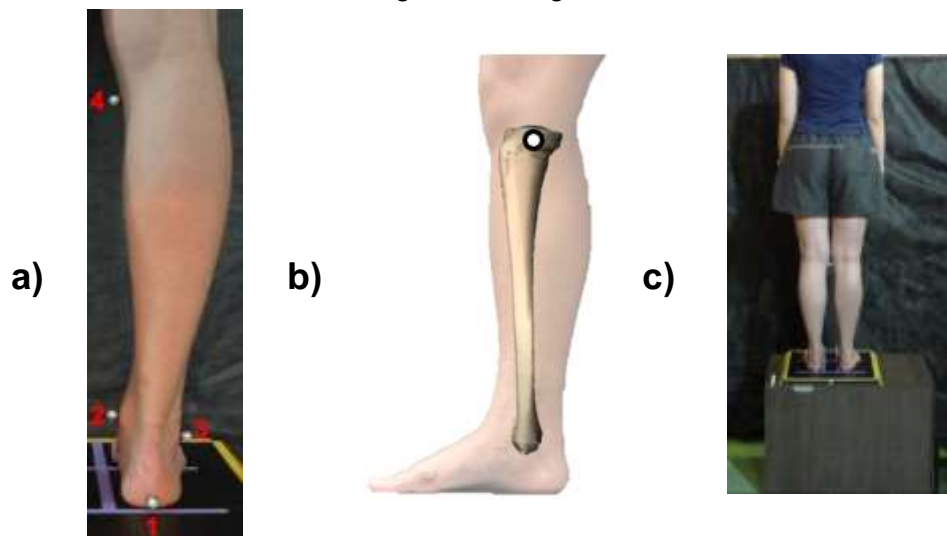
As fotografias foram feitas com uma câmera digital (Sony *Cyber-shot* modelo DCS-WX9, 16,2 mega pixels), acoplada a um tripé, estando a lente da câmera a 70 cm de distância do suporte de madeira, onde estava posicionado o indivíduo, e a 75 cm de altura do solo, sem usar o recurso de *zoom* óptico (Figura 1).

Figura 1 – Posicionamento da câmera em relação ao indivíduo no ambiente de coleta para avaliação por fotogrametria.



A avaliadora realizou a palpação, marcação e colocação de quatro pontos anatômicos, utilizando marcadores plásticos esféricos, com 1 cm de diâmetro (Figura 2a): (1) base do calcâneo; (2) centralizado no maléolo medial; (3) centralizado no maléolo lateral; (4) centralizado no côndilo medial da tíbia. O ponto 4 localiza-se na borda superior do côndilo tibial medial, centralizado entre os limites anterior e posterior da perna, observados no plano sagital (Figura 2b).

Figura 2 – Localização dos marcadores e posicionamento do indivíduo para avaliação em radiografia e fotogrametria



a) Localização dos quatro marcadores; b) Localização do marcador do côndilo medial da tíbia (ponto 4); c) Posicionamento do indivíduo sobre a base de suporte para as avaliações por fotogrametria e radiografia.

Imediatamente após a conclusão da marcação dos pontos anatômicos, os indivíduos eram posicionados na postura padronizada em apoio bipodal sobre a base de suporte de 70 x 40 x 50 cm (comprimento x profundidade x altura), mantendo os pés paralelos e afastados em 7,5 cm (Figura 2c) (ANTONIOLLI *et al.*, 2018). Concluída a demarcação dos pontos e o posicionamento, os indivíduos eram orientados a evitar, ao máximo possível, fazer qualquer movimento durante a geração das radiografias e fotografias.

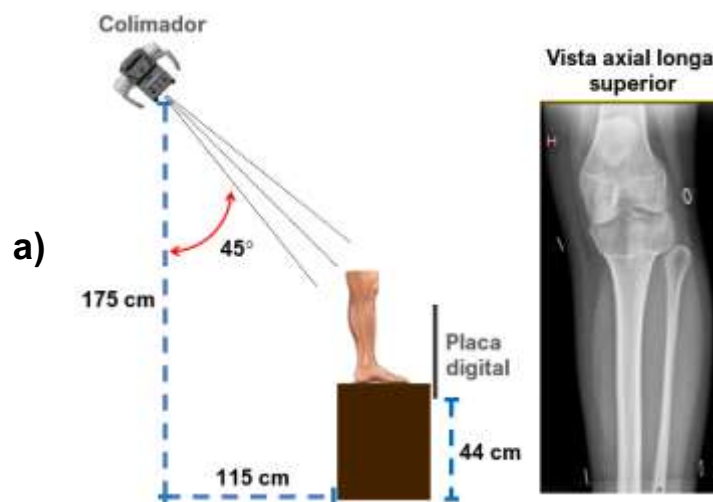
2.2.2.1.2 Avaliação da postura do retropé por radiografia

As radiografias na projeção axial longa (REILINGH *et al.*, 2010) em ortostatismo foram realizadas por um técnico em radiologia, utilizando o aparelho Siemens Multix

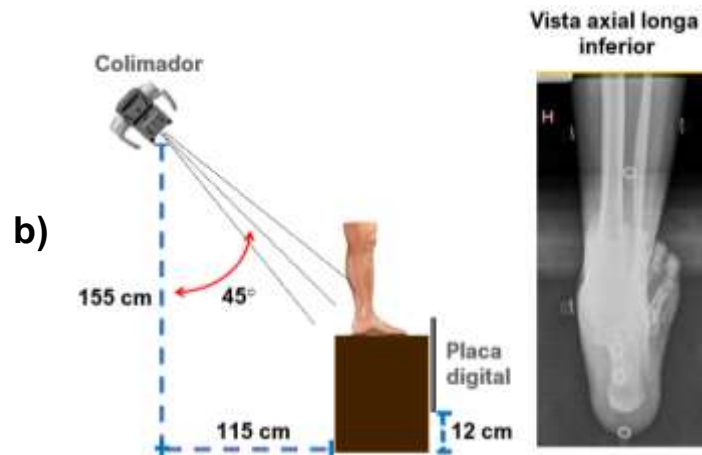
B, modelo 2001 (Siemens, Munique, Alemanha) configurado em 200 mA, 25 mAs e entre 77 a 81 kVp. Os protocolos radiológicos foram respeitados, conforme a portaria nº 453, 1º de julho de 1998, do Ministério da Saúde/Secretaria de Vigilância Sanitária (BRASIL, 1998), sendo os equipamentos de proteção radiológica fornecidos a todos indivíduos.

A placa de imagem colocada na bandeja do *bucky* media 40 x 40 cm e ficava posicionada perpendicularmente ao solo enquanto o raio central do colimador² precisava ser inclinado a 45° em relação a uma linha perpendicular (REILINGH *et al.*, 2010). Assim, foram necessárias duas radiografias para gerar uma imagem única que possibilitasse a visualização do membro inferior desde os côndilos da tíbia até a porção distal do calcâneo. Na primeira radiografia (imagem inferior), o colimador² estava a uma altura de 155 cm do solo ao mesmo tempo que a placa digital de 40 x 40 cm ficava a 12 cm de altura do solo (Figura 3a). Na segunda radiografia (imagem superior), a altura do colimador subia para 175 cm e a altura da placa para 44 cm do solo (Figura 3b). Em ambas as radiografias, o colimador permanecia com a distância horizontal de 115 cm do indivíduo.

Figura 3 – Posicionamento do colimador em relação ao indivíduo no ambiente de coleta para realizar as radiografias na projeção vista axial longa superior (a) e inferior (b).



² O colimador é um dispositivo que limita o tamanho do campo de incidência dos raios-x através da absorção de parte da radiação, direcionando e suavizando o feixe de raios.



2.2.2.2 Reprodutibilidades

Entre os dias 20 de novembro de 2019 e 13 de fevereiro de 2020, os indivíduos participantes da etapa de análise da reprodutibilidade foram avaliados no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade. Todas as avaliações de reprodutibilidade seguiram os mesmos procedimentos da avaliação do retropé em fotogrametria utilizado na análise de validação. Os indivíduos foram submetidos a três avaliações, realizadas no mesmo dia, por três avaliadores diferentes e cegados (BRINK; LOUW, 2012; BRUTON; CONWAY; HOLGATE, 2000). Cada avaliador palpou, demarcou os pontos anatômicos e registrou a fotografia de cada avaliado, uma única vez. A ordem dos avaliadores foi aleatória. Após a avaliação concluída, cada avaliador retirava as marcas dos pontos anatômicos, para que o avaliador seguinte pudesse iniciar sua avaliação. Os três avaliadores foram os pesquisadores envolvidos nessa pesquisa, identificados por suas iniciais: avaliadora A (GMG), quiropraxista, com 8 anos de experiência em palpação; avaliadora B (BNR), fisioterapeuta, com 8 anos de experiência em palpação; e avaliadora C (JS), acadêmica do sexto semestre do curso de fisioterapia, com um ano e meio de experiência em palpação.

Para testar a reprodutibilidade intra-avaliador, os indivíduos foram submetidos a duas avaliações fotogramétricas, com intervalo de até duas semanas em relação à primeira avaliação, pelo avaliador A (GMG) (BRINK; LOUW, 2012; BRUTON; CONWAY; HOLGATE, 2000). Em cada uma das avaliações, o avaliador palpou, demarcou os pontos anatômicos e registrou a fotografia de cada avaliado, uma única vez.

2.2.3 Mensuração do ângulo tibiocalcâneo (ATC)

As imagens radiográficas digitalizadas em formato JPG e as fotografias digitais de mesmo formato foram importadas para o programa SketchUp Pro 2019 versão 19.2.222 (Trimble Inc., Sunnyvale, Califórnia, Estados Unidos) para o cálculo dos ATCs. Para garantir a proporção correta das radiografias e das fotografias, ambas as imagens foram dimensionadas no SketchUp. Nas radiografias havia uma escala em centímetros gerada pelo equipamento de radiologia, enquanto nas fotografias, havia um quadrado de madeira com 40 x 40 x 1,8 cm (comprimento x profundidade x altura), contendo as marcações para o posicionamento dos pés do indivíduo. A medida do comprimento do quadrado de madeira (40 cm) foi a medida usada para dimensionar o tamanho da foto no programa.

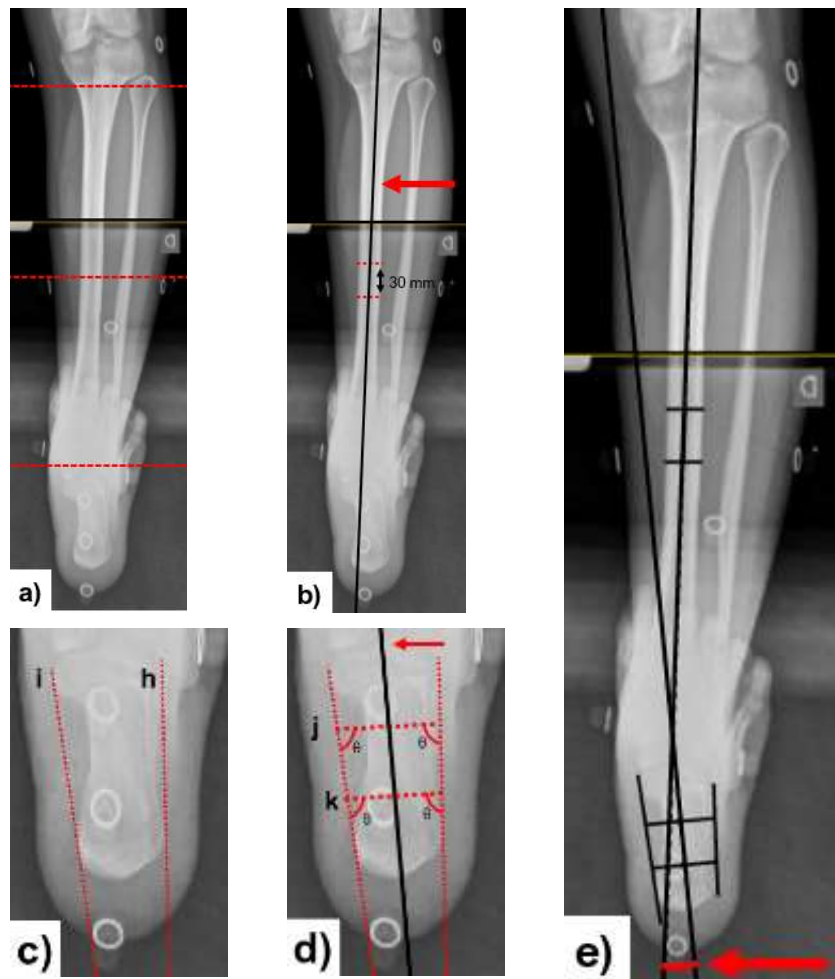
O ATC é formado pela interseção do eixo da tíbia com o eixo do calcâneo. Em radiologia, considerando que o indivíduo esteja em pé, existem variações para determinar tanto eixo da tíbia quanto o eixo do calcâneo (REILINGH *et al.*, 2010; WILLIAMSON *et al.*, 2015). Distintas combinações desses métodos foram utilizadas para determinar o ATC (Apêndices 3 e 4). Assim, os ATCs de mais alta correlação entre radiografia e fotogrametria foram analisados por esse estudo e são descritos a seguir.

Nas análises radiológicas, para determinar o eixo da tíbia, primeiramente mede-se a altura da tíbia entre o côndilo medial e a porção mais distal do maléolo medial para identificar ponto médio da altura da tíbia (Figura 4a). No ponto médio da tíbia, duas retas horizontais, paralelas e com 30mm de distância entre si são desenhadas entre as bordas da diáfise medial e lateral da tíbia. O eixo da tíbia passa exatamente no centro de cada uma dessas retas (Figuras 4b).

O eixo do calcâneo é formado por 2 linhas que representam os contornos ósseos lateral e medial do calcâneo (Figura 4c). A linha do contorno ósseo lateral (linha h) é traçada entre o aspecto mais lateral da tuberosidade do calcâneo e o aspecto discernível mais superior e lateral do calcâneo. A linha do contorno ósseo medial (linha i) é traçada desde o aspecto mais medial da tuberosidade do calcâneo até o aspecto mais inferomedial discernível do *sustentaculum tali* (Figura 4c). Então, são traçadas duas linhas transversais (linha j e linha k na Figura 4d) com ângulos

interiores iguais, ou seja, a linha j e a linha k são paralelas e formam ângulos iguais nos pontos de interseção com as linhas dos contornos ósseos lateral e medial. A distância entre a linha j e linha k não interfere no resultado da medida. O eixo do calcâneo cruza o centro das linhas transversais j e k sendo, portanto, uma bissetriz entre os contornos ósseos medial e lateral do calcâneo (WILLIAMSON *et al.*, 2015). O ATC forma-se a partir do cruzamento do eixo da tibia e do calcâneo (Figura 4e).

Figura 4 – Mensuração do ângulo tibiocalcâneo (ATC) nas radiografias

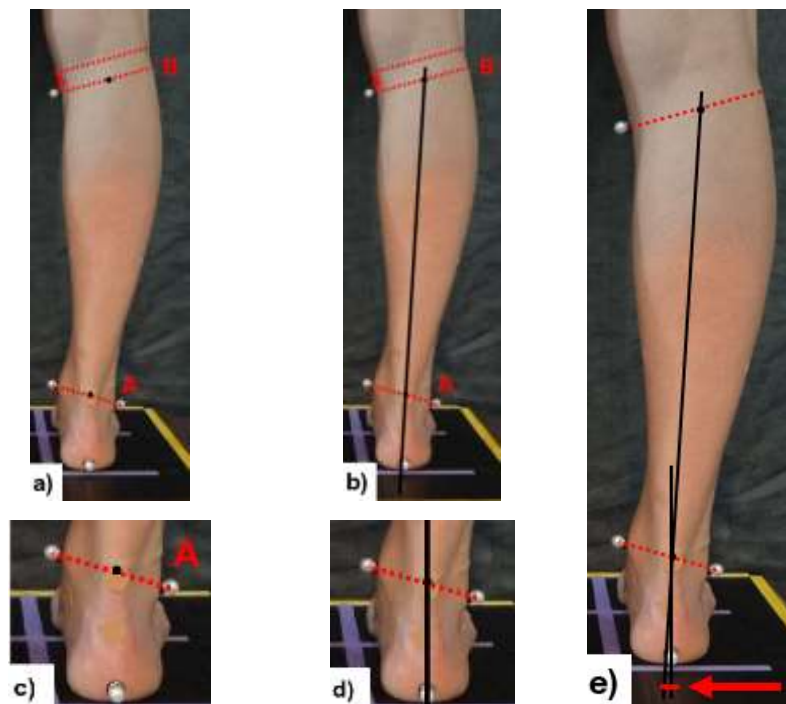


a) Identificação do ponto médio da altura da tibia, b) Determinação do eixo da tibia, c) Linhas dos contornos lateral e medial do calcâneo, d) Determinação do eixo do calcâneo, e) Mensuração do ATC.

Nas fotografias, para determinar o eixo da tibia, primeiramente identifica-se o ponto médio em uma reta entre o maléolo medial e lateral (reta A) (Figura 5a). A seguir, identifica-se uma reta que representa o alinhamento da linha poplítea. A reta representando o alinhamento da linha poplítea é então transposta para a altura do

marcador do côndilo medial da tibia (reta B) (Figura 5a). Então, encontra-se o centro dessa reta tendo como referência os contornos lateral e medial da pele. O eixo da tibia passa no ponto médio das retas A e B (Figura 5b). Para determinar o eixo do calcâneo, uma reta é traçada entre o centro do marcador na base do calcâneo e o ponto médio da reta A do eixo da tibia (Figuras 5c e 5d). O ATC forma-se a partir do cruzamento entre o eixo da tibia e o eixo do calcâneo (Figura 5e).

Figura 5 – Mensuração do ângulo tibiocalcâneo (ATC) nas fotografias



a) Identificação dos pontos médios entre os maléolos e entre a região da fossa poplíteia, b) Determinação do eixo da tibia, c) Ponto na base do calcâneo e ponto médio entre os maléolos, d) Determinação do eixo do calcâneo, e) mensuração do ATC.

2.2.4 Tratamento estatístico

A análise da normalidade dos dados foi realizada pelo teste de Shapiro Wilk. Para avaliar a validade concorrente, foi utilizado o teste de correlação produto momento de Pearson para verificar a correlação entre os ângulos obtidos em radiografia e aqueles obtidos em fotogrametria. Também foi verificada concordância entre a radiografia e a fotogrametria pela representação gráfica proposta por Bland e Altman (1986) e determinada a acurácia da medida em fotogrametria através do erro RMS (*Root Mean Square error*).

Para avaliar a acurácia diagnóstica, foi realizada a análise da curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*). Verificando os valores de referência sugeridos pela literatura para o ATC em radiografia, aplicamos três pontos de corte para discriminar o retropé varo: $ATC \leq -5^\circ$; $\leq -2^\circ$ e $< 0^\circ$. Do mesmo modo, três pontos de corte foram aplicados para discriminar o retropé valgo: $ATC \geq 2^\circ$; $\geq 5^\circ$ e $\geq 8^\circ$ (HENTGES; GESHEFF; LAMM, 2016; MENDICINO *et al.*, 2008; NERI; BARTHELEMY; TOURNÉ, 2017; SLULLITEL *et al.*, 2017; ZHANG *et al.*, 2019).

Para verificar a concordância dos resultados da classificação da postura do retropé entre a radiografia e a fotogrametria, com base nos resultados da curva ROC, foi feita a análise do coeficiente *kappa*.

As reprodutibilidades intra e interavaliador foram verificadas através do Índice de Correlação Intraclasse (ICC), utilizando o modelo de efeitos aleatórios de duas vias, com concordância absoluta e medida única (KOO; LI, 2016). Também foram determinados o erro padrão de medida (*Standard Error of Measurement – SEM*), aplicando a fórmula $SEM = dp \sqrt{1 - ICC}$, e a mínima mudança detectável (*Minimal Detectable Change – MDC*), calculada pela fórmula $MDC = 1,96 \times SEM$ (HICKS *et al.*, 2006).

Os valores de r foram classificados em correlação inexistente/pequena ($<0,25$), pobre (0,25 a 0,50), moderada (0,50 a 0,75) e boa/excelente ($>0,75$), conforme (KNAK *et al.*, 2018). Os resultados dos ICCs foram classificados em fraca reprodutibilidade ($<0,5$), moderada reprodutibilidade ($\geq 0,5$ e $<0,75$), boa reprodutibilidade ($\geq 0,75$ e $<0,9$) e excelente reprodutibilidade ($\geq 0,9$) (KOO; LI, 2016). A área sob a curva ROC foi classificada como nenhuma ou baixa capacidade discriminatória (0,5 a 0,7), moderada capacidade discriminatória (0,7 a 0,9) e alta capacidade discriminatória ($\geq 0,9$) (CORIC *et al.*, 2017). Para os valores de k, a classificação adotada foi de acordo com Altman *et al.* (1990) onde valores de k $<0,20$ demonstram concordância pobre; de 0,21 a 0,40 concordância leve; de 0,41 a 0,60 concordância moderada; de 0,61 a 0,80 boa concordância e de 0,81 a 1 muito boa concordância. Em nosso estudo, consideramos que uma área sob a curva ROC $\geq 0,75$ indica uma capacidade discriminatória adequada (MARKS *et al.*, 2014), assim como coeficientes de correlação $\geq 0,75$ indicam boa validade concorrente e boa reprodutibilidade de um método, bem como k $\geq 0,61$ demonstra boa concordância.

Todos os testes estatísticos foram realizados no *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS), versão 20.0 (Chicago, Estados Unidos). O nível de significância em todos os testes foi $\alpha \leq 0,05$.

2.3 RESULTADOS

Foram avaliados 95 indivíduos, sendo seis excluídos, pois dois indivíduos não compareceram à segunda avaliação e houve falha no procedimento de coleta de quatro indivíduos. Assim, 89 indivíduos foram incluídos na amostra desse estudo, sendo 42 indivíduos na análise de validade concorrente e acurácia diagnóstica, 51 na análise de reprodutibilidade interavaliador e 87 na reprodutibilidade inter-avaliador.

Tabela 1 – Dados descritivos da amostra (por tipo de análise)

Amostra	Análise		
	Validade concorrente e acurácia diagnóstica	Reprodutibilidade interavaliador	Reprodutibilidade intra-avaliador
	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$
Idade (anos)	31,0 \pm 8,1	29,1 \pm 8,8	30,3 \pm 10,2
Peso (kg)	65,9 \pm 13,0	66,6 \pm 10,8	65,7 \pm 11,0
Altura (m)	1,68 \pm 0,1	1,70 \pm 0,1	1,70 \pm 0,1
IMC (kg/m ²)	23,3 \pm 3,0	23,6 \pm 2,7	23,7 \pm 3,0

\bar{x} = média; DP = desvio-padrão; IMC = Índice de Massa Corporal

Os valores do ATC foram muito similares entre a radiografia e a fotogrametria (Tabela 2). Ângulos de valor negativo indicam graus de inversão enquanto ângulos positivos indicam graus de eversão do calcâneo.

Tabela 2 – Valores do ângulo tibioalcâneo (ATC) para o pé esquerdo, pé direito e ambos os pés, tanto na radiografia quanto na fotogrametria (n=42)

ATC	\bar{x}	DP	Mínimo	Máximo
Radiografia (E)	2,7°	5,5°	-10,5°	15,0°
Radiografia (D)	2,9°	4,6°	-10,5°	15,0°
Fotogrametria (E)	2,0°	5,2°	-12,1°	13,0°
Fotogrametria (D)	3,6°	4,4°	-6,7°	14,0°
Radiografia (E e D) ^a	2,8°	5,0°	-10,5°	15,0°
Fotogrametria (E e D) ^a	2,8°	4,8°	-12,1°	14,0°

\bar{x} = média; DP = desvio-padrão; (E) = pé esquerdo; (D) = pé direito;

^a n = 84

As correlações entre a radiografia e a fotogrametria foram altas (pé direito) e muito altas (pé esquerdo e ambos os pés), conforme ilustra a Tabela 3.

Tabela 3 – Correlação (r) do ângulo tibiocalcâneo (ATC) entre a radiografia e a fotogrametria

ATC	r	p
Pé Esquerdo (n = 42)	0,942	< 0,001
Pé Direito (n = 42)	0,874	< 0,001
Ambos os pés (n = 84)	0,913	< 0,001

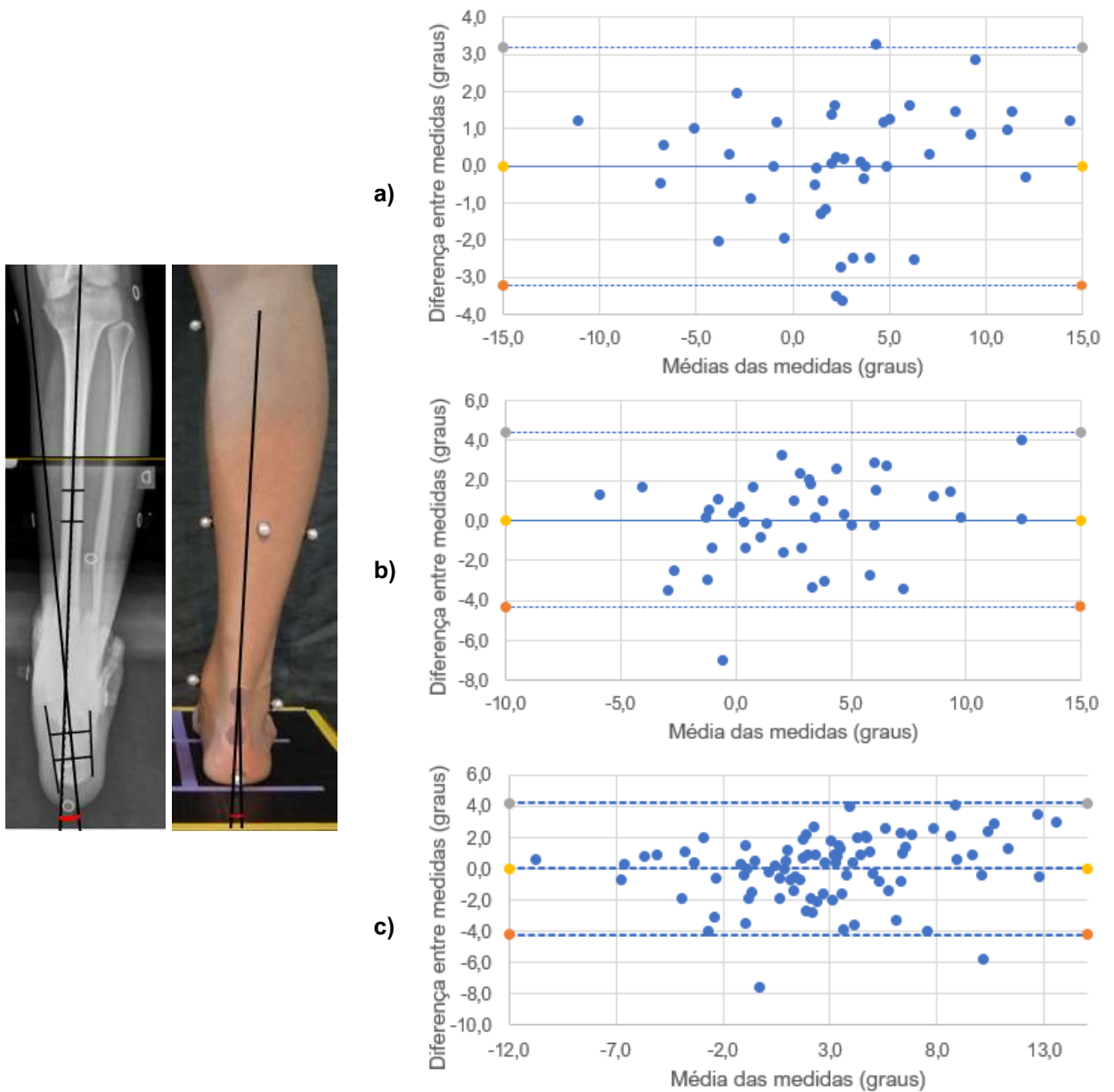
Na tabela 4, observa-se que o erro RMS apresenta valores pequenos. A partir de gráficos de dispersão formados pelos valores do ATC, obtidos em radiografia e fotogrametria para cada respectivo conjunto de dados (perna esquerda, perna direita e ambas as pernas), obtivemos equações da reta que foram aplicadas para ajustar o ATC em fotogrametria. Nas equações da reta, o “y” representa o valor do ATC em radiografia e “x” representa o valor do ATC em fotogrametria (Tabela 4).

Tabela 4 – Erro RMS, coeficiente de determinação (r^2) e equação da reta do ângulo tibiocalcâneo (ATC) na fotogrametria

	Erro RMS	r^2	Equação da reta
Pé Esquerdo (n = 42)	1,6°	0,9124	$y = 1,0187x + 0,5877$
Pé Direito (n = 42)	2,2°	0,7634	$y = 0,918x - 0,4221$
Ambos os pés (n = 84)	2,1°	0,8328	$y = 0,9225x + 0,0816$

Existe boa concordância entre o padrão-ouro e a fotogrametria ao observarmos as análises gráficas de Bland e Altman. O viés é de 0° e os dados estão dispersos entre os limites de concordância, sendo que dois indivíduos estão abaixo do limite inferior e um abaixo do limite superior no pé esquerdo (Figura 6a) e apenas um indivíduo está abaixo do limite inferior de concordância no pé direito (Figura 6b). Quando comparamos o total de ATC mensurados em ambos os pés, apenas um indivíduo fica abaixo do limite inferior de concordância (Figura 6c).

Figura 6 – Concordância entre a radiografia e a fotogrametria: a) pé esquerdo (n = 42), b) pé direito (n = 42), c) ambos os pés (n = 84)



Buscando avaliar a acurácia diagnóstica do ATC em discriminar um retropé varo, aplicamos os pontos de corte $ATC \leq -5^\circ$; $\leq -2^\circ$ e $< 0^\circ$, que classificam um retropé varo em radiografia, para realizar a análise da curva ROC. A maior área sob a curva foi de 1,0 e o melhor ponto de corte com 100% de sensibilidade e 100% de especificidade para discriminar um retropé varo na fotogrametria foi $ATC \leq -5,8^\circ$ (Tabela 5).

Tabela 5– Pontos de corte do ângulo tibiocalcâneo (ATC) na radiografia e na fotogrametria para discriminação do retropé varo (n = 84)

Pontos de corte RX	Pontos de corte Fotogrametria	Área sob a curva	Sensibilidade	Especificidade	p
0°	≤ 1,3°	0,974	95,5%	91,9%	<0,001
-2°	≤ -1,0°	0,946	84,6%	93%	<0,001
-5°	≤ -5,8°	1,000	100%	100%	0,001

Para discriminar um retropé valgo, aplicamos os pontos de corte ATC ≥ 2°; ≥ 5° e ≥ 8°, que classificam um retropé valgo em radiografia, para realizar a análise da curva ROC. A maior área sob a curva foi de 1,0 e o melhor ponto de corte com 100% de sensibilidade e 98,6% de especificidade para discriminar um retropé valgo na fotogrametria foi ATC ≥ 7,7° (Tabela 6).

Tabela 6 – Pontos de corte do ângulo tibiocalcâneo (ATC) na radiografia e na fotogrametria para discriminação do retropé valgo (n = 84)

Pontos de corte RX	Pontos de corte Fotogrametria	Área sob a curva	Sensibilidade	Especificidade	p
2°	≥ 2,6°	0,917	80,4%	81,6%	<0,001
5°	≥ 4,6°	0,951	83,3%	88,3%	<0,001
8°	≥ 7,7°	0,994	100%	98,6%	<0,001

Com base nos resultados das curvas ROC, adotamos os pontos de corte ATC ≤ -5,8° para discriminar um retropé varo e ATC ≥ 7,7° para discriminar um retropé valgo em fotogrametria. Obtivemos muito boa concordância (k = 0,964; p < 0,001) entre a classificação em radiografia e em fotogrametria do ATC em varo, neutro ou valgo (Tabela 7).

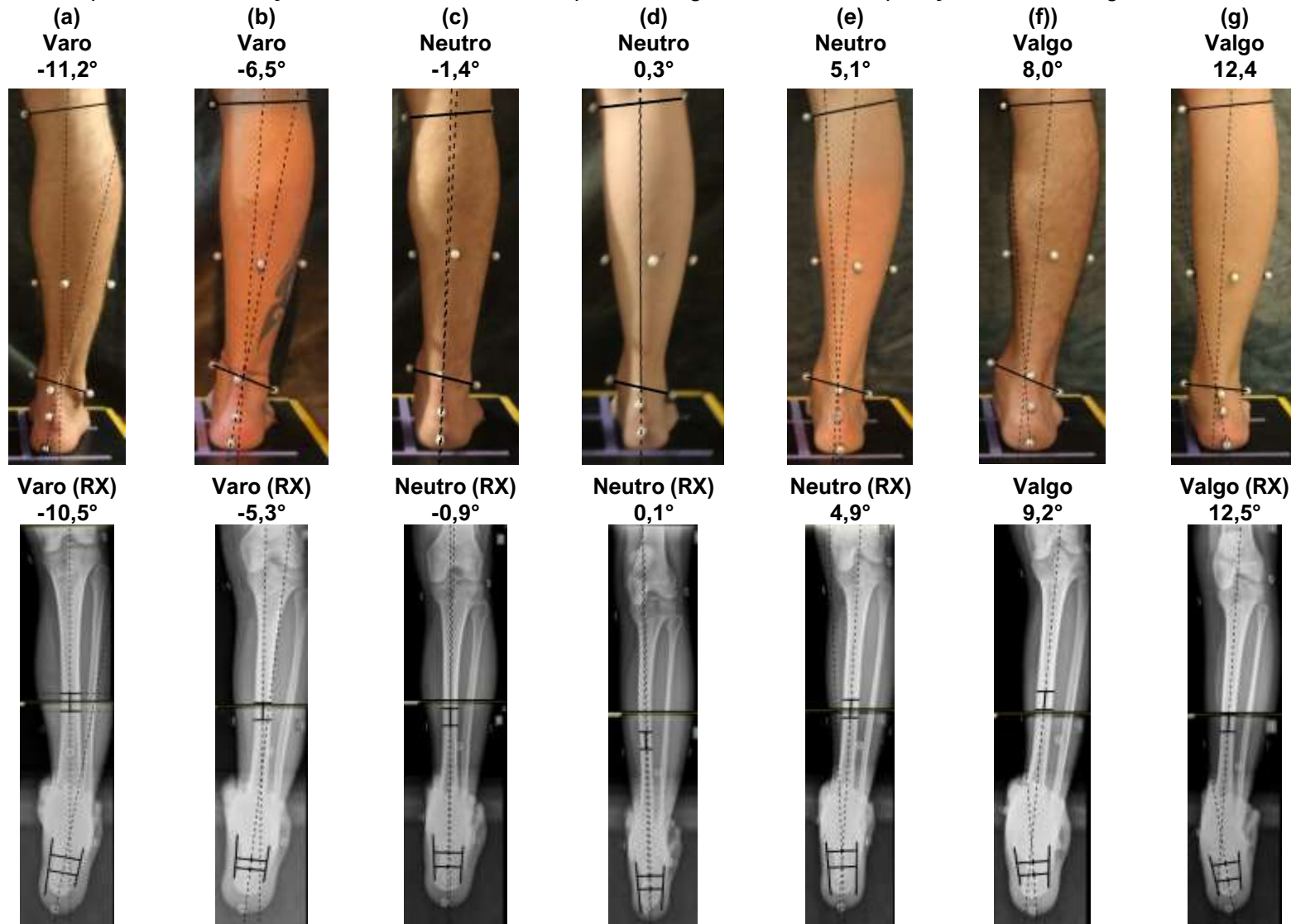
Tabela 7– Concordância da classificação do alinhamento do retropé entre a radiografia e a fotogrametria a partir do resultado da curva ROC (n = 84)

		Radiografia			Total
		Varo	Neutro	Valgo	
Fotogrametria	Varo	4	0	0	4
	Neutro	0	67	0	67
	Valgo	0	1	12	13
Total		4	68	12	84

Exemplos da classificação do alinhamento do retropé de acordo com os pontos de corte definidos para o ATC em fotografia, partir da análise da curva ROC, estão

ilustrados na Figura 7. As radiografias e fotografias de sete indivíduos demonstram a similaridade dos valores angulares em ambos os métodos.

Figura 7 – Exemplos da classificação do alinhamento do retropé em fotogrametria em comparação com a radiografia do mesmo indivíduo



Nas análises das reprodutibilidades do ATC em fotogrametria (Tabela 8), obtivemos valores de ICC acima de 0,75, indicando boa reprodutibilidade entre os três avaliadores (ICC = 0,767) e excelente reprodutibilidade do mesmo avaliador (ICC = 0,905).

Tabela 8 – Reprodutibilidade intra e interavaliador, SEM e MDC do ângulo tibiocalcâneo (ATC) em fotogrametria

	Reprodutibilidade Interavaliador Ambos os pés (n=51)	Reprodutibilidade Intra-avaliador Ambos os pés (n=87)
$\bar{x} \pm DP$	2,9° ± 4,6°	2,8° ± 4,7°
Mínimo – Máximo	-5,8° – 17,4°	-12,1° – 16,7°
ICC (95% IC)	0,767 (0,663 – 0,848)	0,905 (0,855 – 0,938)
SEM	2,2°	1,4°
MDC	4,4°	2,8°

\bar{x} = média; DP = desvio-padrão; IC = Intervalo de Confiança; ICC = *Intraclass Correlation Coefficient*; SEM = *Standard Error of Measurement*; MDC = *Minimal Detectable Change*

2.4 DISCUSSÃO

2.4.1 Validade concorrente

O primeiro protocolo para avaliação clínica da biomecânica do retropé foi desenvolvido por Merton Root na década de 1970 (JARVIS *et al.*, 2017). O modelo de Root baseava-se em avaliações do ATC com a articulação subtalar na “posição neutra”, ou seja, em zero grau de inclinação no plano frontal, considerando como alinhamento neutro apenas angulações exatamente em zero grau. Qualquer No entanto, o protocolo de avaliação preconizado por Root não é mais uma referência adequada para a prática clínica (HARRADINE; GATES; BOWEN, 2018; JARVIS *et al.*, 2017; MCPOIL; CORNWALL, 1994). Mais recentemente, na avaliação clínica, estudos postulam que um retropé neutro pode apresentar um ATC > -5° e < 5° (LANGLEY; CRAMP; MORRISON, 2016), ou entre 0° e 4° (HILLSTROM *et al.*, 2013) ou até mesmo que o valor de normalidade seria de 5° de eversão do calcâneo devido à existência de obliquidade do calcâneo, em 85° em relação ao solo, ou 5° em relação ao uma vertical perpendicular ao solo, que posiciona o calcâneo em leve eversão (AKOH; PHISITKUL, 2019; DUFOUR; PILLU, 2016).

Na literatura, os valores de referência para o ATC, tanto em radiografia quanto para fotogrametria, usaram o terço distal da tíbia como referência para determinar o eixo tibial. Mendicino *et al.* (2005) e Slullitel *et al.* (2017), apesar sugerirem valores de normalidade para o ATC em seus estudos (ATC entre 0° a 2° e entre 0° a 5°, respectivamente), não informaram quais valores médios do ATC foram encontrados. Neri, Barthelemy e Tourné (2017), usando o método da divisão 40%:60% para determinar o eixo calcâneo, encontraram valores médios do ATC de $0,7^\circ \pm 0,1^\circ$. Com o mesmo método, porém em tomografia computadorizada, Zhang *et al.*, (2019) usando o método da divisão 40%:60% para determinar o eixo calcâneo, encontraram valores médios do ATC de $3,2^\circ \pm 3,1^\circ$, enquanto Brussens *et al.* (2018) obtiveram ATC médio de $9,1^\circ \pm 4,8^\circ$. Considerando que em nosso estudo a amostra é composta por indivíduos saudáveis, os valores encontrados, tanto na radiografia quanto na fotografia, sugerem a existência de uma leve eversão do calcâneo na postura neutra do retropé.

O ângulo proximal medial da tíbia é de cerca de $87^\circ \pm 2,5^\circ$ entre o eixo anatômico da tíbia e a linha de orientação articular do joelho no plano transversal, observado no plano frontal (MENDICINO *et al.*, 2005). Isso significa que a tíbia tem um posicionamento quase vertical, porém existem alguns graus de inclinação medial em seu eixo. Por isso, a recomendação é de a altura da tíbia seja levada em conta para mensurar o seu eixo de inclinação no plano frontal (STUFKENS *et al.*, 2011). Além disso, no terço distal, o diâmetro da diáfise da tíbia é maior, agregando mais alguns graus de inclinação medial à tíbia. Portanto, o valor do ATC mensurado usando a porção distal da tíbia como referência para seu eixo tenderá a ter mais graus de eversão do que o ATC usando o centro da altura da tíbia.

Ademais, o eixo talocalcâneo apresenta-se em cerca de 45° no plano sagital, na direção posterior e cerca de 25° no plano transversal, na direção medial, o que resulta em uma obliquidade fisiológica da articulação subtalar no plano frontal, na direção medial (HOUGLUM; BERTOTI; RIBEIRO, 2014). Inferimos que a presença dessa obliquidade no plano frontal confere alguns graus de eversão ao calcâneo quando em apoio bipodal.

Ainda, é preciso considerar o fato de que adotamos uma posição padronizada de pés paralelos devido ao exame radiológico, no intuito de alinhar no plano sagital e frontal, o eixo da tíbia e o eixo mecânico do pé, este último localizado cerca de 15° do

plano sagital entre o 2° e o 3° metatarsos, quando observado na direção crânio caudal (BOFFELI; WAVERLY, 2016; DUFOUR; PILLU, 2016). Contudo, é preciso ter em mente que o eixo da articulação talocrural é oblíquo em relação ao plano frontal, se observado em direção crânio caudal no plano transversal, existindo assim uma rotação lateral/externa dessa articulação, que é fisiológica e que leva a uma adução também fisiológica do pé (DUFOUR; PILLU, 2016; NEUMANN, 2010). Por isso, uma posição padronizada de pés paralelos pode gerar uma rotação medial/interna da articulação talocrural e, por consequência, acabar promovendo certa eversão da articulação subtalar. Além disso, essa possível eversão pode estar relacionada a variáveis que não foram avaliadas nesse estudo, por não ser o objetivo do trabalho, como a presença de rotação pélvica, rotação do quadril, rotação da tibia, alterações morfológicas de membros inferiores, dentre outras.

Outros raros estudos em fotogrametria mediram o ATC, porém utilizaram método que usa o terço distal da tibia para determinar o eixo desse segmento. No estudo de Piazza *et al.* (2014), foram encontrados valores médios de $5,9^\circ \pm 3,7^\circ$ no grupo controle. Já no estudo de Ribeiro *et al.* (2011) os valores médios foram de $7,2^\circ \pm 5,5^\circ$; e ainda, Sacco *et al.* (2007) obtiveram valores médios de $8,1^\circ \pm 4,4^\circ$. Um estudo de confiabilidade de medidas encontrou valores médios do ATC entre $1,8^\circ \pm 3,3^\circ$ e $3,7^\circ \pm 4,3^\circ$, mensurados por três diferentes avaliadores.

Obtivemos uma correlação alta, positiva e estatisticamente significativa entre o padrão-ouro e a fotogrametria ($r = 0,942$ no pé esquerdo e $r = 0,874$ no pé direito; $p > 0,001$). Assim, entendemos que é possível realizar a mensuração do ATC em fotogrametria e encontrar um valor similar ao fornecido pela radiografia, utilizando as metodologias descritas nesse estudo.

Escassos estudos avaliaram a concordância das medidas clínicas com as medidas radiológicas e obtiveram resultados insatisfatórios. Lamm *et al.* (2005) encontraram uma correlação fraca ($r = 0,433$) entre a projeção da vista axial longa com a avaliação clínica do alinhamento do retropé. Porém, utilizaram o método do ponto mais distal do calcâneo para determinar seu eixo na radiografia. De Cesar Netto *et al.* (2018) compararam medidas clínicas com medidas radiológicas, utilizando a projeção de alinhamento do retropé em radiografia (20° de inclinação dos raios-x) e o método das linhas bisseccionais para determinar o eixo do calcâneo. Intencionaram prever

os valores do ATC na radiografia através dos valores clínicos, mas obtiveram valores de $r^2 = 0,1$ e $0,2$, o que indica uma correlação inexistente/pequena entre as medidas. Em nosso estudo, obtivemos correlações acima de $0,87$ e coeficientes de determinação acima $0,76$.

Como o coeficiente de Pearson não pode determinar diferenças sistemáticas e é altamente sensível ao intervalo e aos valores extremos da variável analisada, apresentamos o erro RMS e a análise gráfica de Bland e Altman. O erro RMS é a expressão das diferenças absolutas entre os dois métodos. Em nosso estudo, a fotogrametria apresentou erro RMS de $1,6^\circ$ (pé esquerdo), $2,2^\circ$ (pé direito) e $2,1^\circ$ (ambos os pés), o que pode ser considerado clinicamente adequado. Considerando que a amplitude do ATC em fotogrametria foi de $25,1^\circ$, $20,7^\circ$ e $26,1^\circ$, respectivamente, os valores de erro encontrados representam cerca de $6,4\%$, $10,6\%$ e 8% da medida.

Quanto à análise gráfica de Bland e Altman, que analisa a concordância entre os métodos (BLAND; ALTMAN, 1986), as diferenças entre as medidas são similares a zero, os dados encontram-se quase todos dispersos entre os limites de concordância, além de não existir associação entre as médias e as diferenças das medidas. Portanto, as medidas do ATC obtidas em fotogrametria concordam com aquelas obtidas pela radiografia.

2.4.2 Acurácia diagnóstica

A capacidade discriminatória da fotogrametria foi testada através da análise de curvas ROC. O melhor ponto de corte para determinar um retropé varo, que apresentou área sob a curva de $1,000$, 100% de sensibilidade e 100% de especificidade, foi $ATC \leq -5,8^\circ$, estando muito próximo ao valor de referência sugerido por Langley *et al.* (2016) para a avaliação clínica do retropé ($ATC < -5^\circ$).

Para discriminar um retropé valgo na fotografia, o melhor ponto de corte, que apresentou área sob a curva de $0,994$, 100% de sensibilidade e $98,6\%$ de especificidade, foi $ATC \geq 7,7^\circ$, estando muito próximo ao valor de referência sugerido por Zhang *et al.* (2019) para a radiografia. De Cesar Netto *et al.* (2018) encontrou um ATC médio de $12,4^\circ \pm 5^\circ$ em fotografia, na sua amostra de indivíduos com retropé valgo, ou seja, se considerarmos o desvio-padrão de sua amostra, ATCs acima de 7°

de eversão já seriam considerados valgos. Além disso, na presença de 5° de eversão no retropé neutro (AKOH; PHISITKUL, 2019; FRIGG *et al.*, 2010), uma classificação do retropé valgo só pode ocorrer se o segmento apresentar eversão ainda maior. Isso pode ser observado na Figura 7e e 7f, que compara a classificação dos tipos de pé de acordo com a capacidade discriminatória da fotogrametria.

2.4.3 Reprodutibilidades

Encontramos apenas 3 estudos que avaliaram a reprodutibilidade do ATC em fotogrametria. O primeiro deles objetivava determinar se a resolução da fotografia influenciaria a reprodutibilidade interavaliador concluiu que quanto maior a resolução da imagem, maior o valor de ICC, sendo que os ICCs variaram de 0,74 a 0,92, indicando moderada a excelente reprodutibilidade (SACCO *et al.*, 2012) entre 3 avaliadores. Outro estudo, avaliando esse mesmo método, encontrou boa reprodutibilidade entre 3 avaliadores (ICC = 0,86), mas não informou o ICC, e sim valor de rho = 0,95 para classificar a reprodutibilidade intra-avaliador, o que não é adequado. Além disso, os avaliadores reproduziram o método de cálculo em um software, avaliando uma mesma imagem fotográfica e radiográfica e não realizando todo o processo de avaliação, desde a demarcação dos pontos anatômicos, posicionamento do paciente e geração das imagens. Um terceiro estudo, verificou a moderada reprodutibilidade entre 4 avaliadores (ICC = 0,63) e boa reprodutibilidade intra-avaliador (ICC = 0,90) (TUIJTHOF *et al.*, 2004). Nenhum estudo informou valores de SEM ou MDC, nem os intervalos de confiança dos ICCs.

Nosso método permitiu a obtenção de excelente reprodutibilidade intra (ICC = 0,905) e boa reprodutibilidade interavaliador (ICC = 0,767) na fotogrametria, além de valores pequenos de SEM de 1,4° e 2,2°, respectivamente, sendo considerados aceitáveis, uma vez que é considerada precisa a mensuração da medida clínica do ATC se o valor de SEM for igual ou inferior a 2° (VAN GHELUWE *et al.*, 2002). Em nossa amostra com indivíduos saudáveis, houve a presença de poucos casos de varismo e valgismo, sendo ainda casos não severos. Com isso, a amplitude das medidas, foi de cerca de 20° tanto na radiografia quanto na fotogrametria (Tabela 8). Então, o SEM representa 4,9% e 9,5% da medida de reprodutibilidade intra e

interavaliador, respectivamente. Ademais, obtivemos os valores de MDC de 2,8° e 4,4° na reprodutibilidade intra e interavaliador. Considerando os mesmos critérios dos valores de SEM, os valores de MDC representam 9,7% a 19% da medida, respectivamente. No caso de uma intervenção terapêutica conservadora que busca melhorar o alinhamento do retropé, as mensurações de acompanhamento, realizadas pelo mesmo avaliador, devem apresentar no mínimo 2,8° de redução ou aumento na medição do ATC para indicar que o tratamento está sendo eficaz.

2.4.4 Limitações

Não testamos o método de cálculo do eixo do calcâneo a partir do seu ponto mais distal, pois o segundo ponto para determinar a reta desse eixo está localizado no centro do platô tibial, que com 45° de inclinação da projeção dos raios-x, sem que haja dorsiflexão do tornozelo, não é possível visualizar o platô. Importante mencionar que os valores de referência para determinar a acurácia diagnóstica foram obtidos pela amostra de indivíduos adultos saudáveis, não sendo aplicáveis a crianças e adolescentes. Porém o método é válido para avaliar qualquer indivíduo que seja capaz de permanecer em bipedestação, mas não se aplica a indivíduos impossibilitados de apoiar a totalidade da planta do pé no solo. Outrossim, não realizamos a análise de repetibilidade, faltando conhecer o erro de medidas sucessivas embutido no método.

2.5 CONCLUSÃO

O ATC calculado em fotogrametria, que leva em consideração as características biomecânicas da tíbia e da articulação subtalar, apresenta boa/excelente validade concorrente para o pé esquerdo, direito e para ambos os pés, excelente concordância com o padrão-ouro, boa reprodutibilidade intra e interavaliador, pequeno erro RMS, além de excelente acurácia diagnóstica na identificação da presença de varismo ($ATC \leq -5,8^\circ$) ou valgismo ($ATC \geq 7,7^\circ$) na postura do retropé no plano frontal.

REFERÊNCIAS

ABOURAZZAK, F. E. *et al.* A Positive Association Between Foot Posture Index and Medial Compartment Knee Osteoarthritis in Moroccan People. **The Open Rheumatology Journal**, v. 8, p. 96–99, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.2174/1874312901408010096>

AKOH, C. C.; PHISITKUL, P. Clinical Examination and Radiographic Assessment of the Cavus Foot. **Foot and Ankle Clinics**, v. 24, n. 2, p. 183–193, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2019.02.002>

ALTMAN, D. **Practical statistics for medical research**. London: CRC Press, 1990.

ANTONIOLLI, A. *et al.* Influence of feet position on static postural assessment by means of photogrammetry: a comparative study. **European Journal of Physiotherapy**, v. 20, n. 3, p. 166–171, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/21679169.2018.1435719>

ASTRÖM, M.; ARVIDSON, T. Alignment and joint motion in the normal foot. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 22, n. 5, p. 216–222, 1995. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.22.5.216>

BENNETT, J. E. *et al.* Factors Contributing to the Development of Medial Tibial Stress Syndrome in High School Runners. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 31, n. 9, p. 504–510, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.9.504>

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet (London, England)**, v. 1, n. 8476, p. 307–310, 1986.

BOFFELI, T. J.; WAVERLY, B. J. Angle and Base of Gait Long Leg Axial and Intraoperative Simulated Weightbearing Long Leg Axial Imaging to Capture True Frontal Plane Tibia to Calcaneus Alignment in Valgus and Varus Deformities of the Rearfoot and Ankle. **The Journal of Foot and Ankle Surgery: Official Publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons**, v. 55, n. 5, p. 1043–1051, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2015.09.002>

BURSENS, A. *et al.* Measuring hindfoot alignment in weight bearing CT: A novel clinical relevant measurement method. **Foot and Ankle Surgery: Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons**, v. 22, n. 4, p. 233–238, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.fas.2015.10.002>

BURSENS, A. *et al.* Reliability and correlation analysis of computed methods to convert conventional 2D radiological hindfoot measurements to a 3D setting using weightbearing CT. **International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery**, v. 13, n. 12, p. 1999–2008, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11548-018-1727-5>

CARVALHO, A. C. A. *et al.* The association between runners' lower limb alignment with running-related injuries: a systematic review. **British Journal of Sports**

Medicine, v. 45, n. 4, p. 339–339, 2011. Disponível em:
<https://doi.org/10.1136/bjism.2011.084038.83>

CORIC, D. *et al.* Diagnostic accuracy of optical coherence tomography inter-eye percentage difference for optic neuritis in multiple sclerosis. **European Journal of Neurology**, v. 24, n. 12, p. 1479–1484, 2017. Disponível em:
<https://doi.org/10.1111/ene.13443>

DE CESAR NETTO, C. *et al.* Correlation of Clinical Evaluation and Radiographic Hindfoot Alignment in Stage II Adult-Acquired Flatfoot Deformity. **Foot & Ankle International**, v. 39, n. 7, p. 771–779, 2018. Disponível em:
<https://doi.org/10.1177/1071100718762113>

DI CAPRIO, F. *et al.* Foot and Lower Limb Diseases in Runners: Assessment of Risk Factors. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 9, n. 4, p. 587–596, 2010.

DUFOUR, M.; PILLU, M. **Biomecânica funcional: membros, cabeça e tronco**. Barueri: Manole, 2016.

DUVAL, K.; LAM, T.; SANDERSON, D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. **Gait & Posture**, v. 32, n. 4, p. 637–640, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.007>

ETIKAN, I. Comparison of Snowball Sampling and Sequential Sampling Technique. **Biometrics & Biostatistics International Journal**, v. 3, n. 1, 2016. Disponível em:
<https://doi.org/10.15406/bbij.2016.03.00055>. Acesso em: 6 set. 2020.

FRIGG, A. *et al.* Does Alignment in the Hindfoot Radiograph Influence Dynamic Foot-floor Pressures in Ankle and Tibiotalocalcaneal Fusion? **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 468, n. 12, p. 3362–3370, 2010. Disponível em:
<https://doi.org/10.1007/s11999-010-1449-7>

FURLANETTO, Tássia S. *et al.* Concurrent Validity of Digital Image-based Postural Assessment as a Method for Measuring Thoracic Kyphosis: A Cross-Sectional Study of Healthy Adults. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 43, n. 2, p. 93–99, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.03.010>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Evaluation of the precision and accuracy of the DIPA software postural assessment protocol. **European Journal of Physiotherapy**, v. 19, n. 4, p. 179–184, 2017. Disponível em:
<https://doi.org/10.1080/21679169.2017.1312516>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Photogrammetry as a tool for the postural evaluation of the spine: A systematic review. **World Journal of Orthopedics**, v. 7, n. 2, p. 136–148, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.5312/wjo.v7.i2.136>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Validating a postural evaluation method developed using a Digital Image-based Postural Assessment (DIPA) software. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 108, n. 1, p. 203–212, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.03.012>

GAYA, A. C. A. *et al.* **Projetos de pesquisa científica e pedagógica : o desafio da iniciação científica.** Belo Horizonte: Casa da Educação Física, 2016.

GHASEMI, M. S. *et al.* The effect of foot hyperpronation on spine alignment in standing position. **Medical Journal of the Islamic Republic of Iran**, v. 30, p. 466, 2016.

HARRADINE, P.; GATES, L.; BOWEN, C. If It Doesn't Work, Why Do We Still Do It? The Continuing Use of Subtalar Joint Neutral Theory in the Face of Overpowering Critical Research. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 48, n. 3, p. 130–132, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.0604>

HAZAR, Z.; KARABICAK, G. O.; TIFTIKCI, U. Reliability of photographic posture analysis of adolescents. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 10, p. 3123–3126, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3123>

HENTGES, M. J.; GESHEFF, M. G.; LAMM, B. M. Realignment Subtalar Joint Arthrodesis. **The Journal of Foot and Ankle Surgery: Official Publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons**, v. 55, n. 1, p. 16–21, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2015.02.018>

HICKS, G. E. *et al.* Measurement of lumbar lordosis: inter-rater reliability, minimum detectable change and longitudinal variation. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v. 19, n. 7, p. 501–506, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000210116.94273.ad>

HILLSTROM, H. J. *et al.* Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. **Gait & Posture**, v. 37, n. 3, p. 445–451, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>

HOUGLUM, P. A.; BERTOTI, D. B.; RIBEIRO, J. L. (org.). **Cinesiologia clínica de Brunnstrom.** 6. eded. São Paulo: Manole, 2014.

JARVIS, H. L. *et al.* Challenging the foundations of the clinical model of foot function: further evidence that the root model assessments fail to appropriately classify foot function. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 10, p. 7, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0189-2>

JASTIFER, J. R.; GUSTAFSON, P. A. The subtalar joint: biomechanics and functional representations in the literature. **Foot (Edinburgh, Scotland)**, v. 24, n. 4, p. 203–209, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.06.003>

KHAMIS, S. *et al.* The Relationship Between Foot and Pelvic Alignment While Standing. **Journal of Human Kinetics**, v. 46, n. 1, p. 85–97, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0037>

KNAK, K. L. *et al.* Does grip strength reflect isokinetic muscle strength in lower limbs in patients with chronic inflammatory demyelinating polyneuropathy? **Muscle & Nerve**, v. 58, n. 3, p. 449–452, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mus.26136>

KOO, T. K.; LI, M. Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **Journal of Chiropractic Medicine**, v. 15, n. 2, p. 155–163, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>

KOTTNER, J. *et al.* Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 64, n. 1, p. 96–106, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.03.002>

LAMM, B. M. *et al.* Static Rearfoot Alignment: A Comparison of Clinical and Radiographic Measures. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 95, n. 1, p. 26–33, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/0950026>

LANGLEY, B.; CRAMP, M.; MORRISON, S. C. Clinical measures of static foot posture do not agree. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 9, n. 1, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0180-3>. Acesso em: 8 set. 2018.

LATTANZA, L.; GRAY, G. W.; KANTNER, R. M. Closed versus open kinematic chain measurements of subtalar joint eversion: implications for clinical practice. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 9, n. 9, p. 310–314, 1988. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.1988.9.9.310>

LIN, E. C. Radiation Risk From Medical Imaging. **Mayo Clinic Proceedings**, v. 85, n. 12, p. 1142–1146, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.4065/mcp.2010.0260>

LIPPERT, L. S. **Clinical Kinesiology and Anatomy**. 5. ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2011.

MARKS, M. *et al.* Measurement Properties of the German Michigan Hand Outcomes Questionnaire in Patients With Trapeziometacarpal Osteoarthritis. **Arthritis Care & Research**, v. 66, n. 2, p. 245–252, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/acr.22124>

MCPOIL, T.; CORNWALL, M. W. Relationship between neutral subtalar joint position and pattern of rearfoot motion during walking. **Foot & Ankle International**, v. 15, n. 3, p. 141–145, 1994. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/107110079401500309>

MENDICINO, R. W. *et al.* A systematic approach to evaluation of the rearfoot, ankle, and leg in reconstructive surgery. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 95, n. 1, p. 2–12, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/0950002>

MENDICINO, R. W. *et al.* Long Leg Calcaneal Axial and Hindfoot Alignment Radiographic Views for Frontal Plane Assessment. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 98, n. 1, p. 75–78, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/0980075>

MENZ, H. B. *et al.* Association of Planus Foot Posture and Pronated Foot Function With Foot Pain: The Framingham Foot Study: Relationship of Foot Pain to Foot Function and Posture. **Arthritis Care & Research**, v. 65, n. 12, p. 1991–1999, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/acr.22079>

NERI, T.; BARTHELEMY, R.; TOURNÉ, Y. Radiologic analysis of hindfoot alignment: Comparison of Méary, long axial, and hindfoot alignment views. **Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR**, v. 103, n. 8, p. 1211–1216, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.08.014>

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation**. 2. ed. Saint Louis: Mosby, 2010.

PIAZZA, L. *et al.* Alinhamento estático e dinâmico do retropé não diferencia sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar. **Motricidade**, v. 10, n. 3, p. 21–30, 2014. Disponível em: [https://doi.org/10.6063/motricidade.10\(3\).2743](https://doi.org/10.6063/motricidade.10(3).2743)

RAZEGHI, M.; BATT, M. E. Foot type classification: a critical review of current methods. **Gait & Posture**, v. 15, n. 3, p. 282–291, 2002. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00151-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5)

REILINGH, M. L. *et al.* Measuring hindfoot alignment radiographically: the long axial view is more reliable than the hindfoot alignment view. **Skeletal Radiology**, v. 39, n. 11, p. 1103–1108, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00256-009-0857-9>

RIBEIRO, A. *et al.* Ionising radiation exposure from medical imaging – A review of Patient's (un) awareness. **Radiography**, v. 26, n. 2, p. e25–e30, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.radi.2019.10.002>

RIBEIRO, A. P. *et al.* Rearfoot alignment and medial longitudinal arch configurations of runners with symptoms and histories of plantar fasciitis. **Clinics**, v. 66, n. 6, p. 1027–1033, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1807-59322011000600018>

SACCO, I. C. N. *et al.* Effect of image resolution manipulation in rearfoot angle measurements obtained with photogrammetry. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, n. review, p. 0–0, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2012007500113>

SACCO, I. C. N. *et al.* Reliability of photogrammetry in relation to goniometry for postural lower limb assessment. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 11, n. 5, p. 411–417, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1413-35552007000500013>

SALTZMAN, C. L.; EL-KHOURY, G. Y. The Hindfoot Alignment View. **Foot & Ankle International**, v. 16, n. 9, p. 572–576, 1995. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/107110079501600911>

SINGLA, D.; VEQAR, Z.; HUSSAIN, M. E. Photogrammetric Assessment of Upper Body Posture Using Postural Angles: A Literature Review. **Journal of Chiropractic Medicine**, v. 16, n. 2, p. 131–138, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2017.01.005>

SLULLITEL, G. *et al.* How Accurate Is Clinical Evaluation in Hindfoot Coronal Alignment? 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/2473011417731563>

SMITH-ORICCHIO, K.; HARRIS, B. A. Interrater reliability of subtalar neutral, calcaneal inversion and eversion. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 12, n. 1, p. 10–15, 1990. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.1990.12.1.10>

STUFKENS, S. A. *et al.* Measurement of the medial distal tibial angle. **Foot & Ankle International**, v. 32, n. 3, p. 288–293, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.3113/FAI.2011.0288>

TAKABAYASHI, T. *et al.* Changes in Kinematic Coupling Among the Rearfoot, Midfoot, and Forefoot Segments During Running and Walking. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 108, n. 1, p. 45–51, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/16-024>

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Research Methods in Physical Activity**. 6. ed. Campaign: Human Kinectics, 2011.

TONG, J. W. K.; KONG, P. W. Association Between Foot Type and Lower Extremity Injuries: Systematic Literature Review With Meta-analysis. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 43, n. 10, p. 700–714, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4225>

TUIJTHOF, G. J. M. *et al.* Measuring Alignment of the Hindfoot. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 126, n. 3, p. 357, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1115/1.1762897>

VAN GHELUWE, B. *et al.* Reliability and accuracy of biomechanical measurements of the lower extremities. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 92, n. 6, p. 317–326, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/87507315-92-6-317>

WALTER, S. D.; ELIASZIW, M.; DONNER, A. Sample size and optimal designs for reliability studies. **Statistics in Medicine**, v. 17, n. 1, p. 101–110, 1998. Disponível em: [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0258\(19980115\)17:1<101::AID-SIM727>3.0.CO;2-E](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0258(19980115)17:1<101::AID-SIM727>3.0.CO;2-E)

WANG, B. *et al.* Does the subtalar joint compensate for ankle malalignment in end-stage ankle arthritis? **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 473, n. 1, p. 318–325, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11999-014-3960-8>

WILLIAMSON, E. R. C. *et al.* New Radiographic Parameter Assessing Hindfoot Alignment in Stage II Adult-Acquired Flatfoot Deformity. **Foot & Ankle International**, v. 36, n. 4, p. 417–423, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/1071100714558846>

ZHANG, J. Z. *et al.* 3D Biometrics for Hindfoot Alignment Using Weightbearing Computed Tomography. **Foot & Ankle International**, v. 40, n. 6, p. 720–726, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/1071100719835492>

APÊNDICE 1 – DESCRIÇÃO DAS METODOLOGIAS DE CÁLCULO DO ÂNGULO TIBIOCALCÂNEO (ATC) EM RADIOGRAFIA E FOTOGRAMETRIA

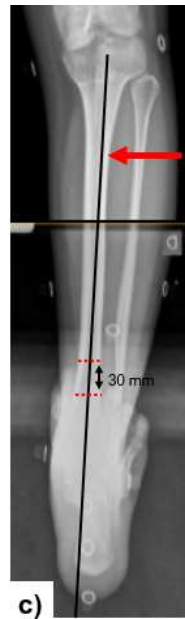
O ATC é formado pela interseção do eixo da tíbia com o eixo do calcâneo. Em radiologia, considerando que o indivíduo esteja em pé, o eixo da perna é determinado pelo eixo médio da diáfise da tíbia. Já para calcular o eixo do calcâneo, existem variações nos métodos (REILINGH *et al.*, 2010; WILLIAMSON *et al.*, 2015). Combinações de diferentes métodos utilizados para determinar tanto o eixo da tíbia quanto o eixo do calcâneo na formação do ATC foram analisadas nesse estudo. Nesse Apêndice estão descritos em A os métodos na radiografia e em B, os métodos na fotogrametria.

A - Descrição dos diferentes métodos para mensurar o ATC em radiografia

Nas análises radiológicas, dois eixos da tíbia foram analisados. Primeiramente, mediu-se a altura da tíbia entre o côndilo medial e a porção mais distal do maléolo medial para identificar ponto médio da altura da tíbia e o terço inferior da altura da tíbia (Figura 1a). Dois locais distintos na tíbia foram usados para calcular os eixos das tíbias, sendo denominados: eixo da tíbia 1, localizado no ponto médio da altura da tíbia (Figura 1b) e eixo da tíbia 2, localizado no terço inferior da altura da tíbia (Figura 1c).

Figura 1 – Eixos da tíbia na radiografia





c) Eixo da tíbia 2

Localizado o terço inferior da altura tíbia, o eixo da tíbia 2 foi determinado por duas retas horizontais pontilhadas em vermelho, paralelas e com 30mm de distância entre si, desenhadas entre as bordas da diáfise medial e lateral da tíbia. Uma reta está localizada 15mm acima do terço inferior da altura tíbia enquanto a outra reta está localizada 15mm abaixo do terço inferior. A linha em preto destacada pela seta, que passa pelo centro dessas retas em direção ao calcâneo, forma o eixo da tíbia 2.

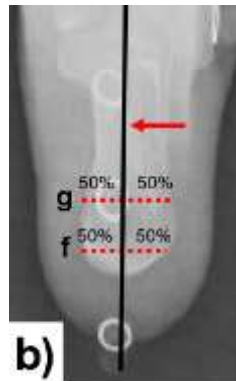
Três distintos métodos para determinar os eixos do calcâneo (A, B e C) em radiografia foram utilizados, conforme ilustra e descreve a Figura 2.

Figura 2 – Eixos do calcâneo na radiografia

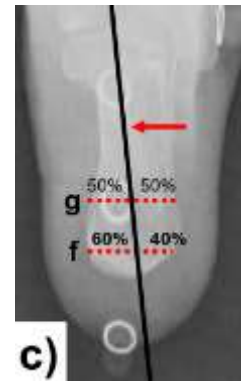


a) Linhas de referência para o eixo do calcâneo A e o eixo do calcâneo B:

Numa distância de 7 mm da parte mais distal do calcâneo, uma linha horizontal é desenhada (linha f). Uma segunda linha horizontal é desenhada a 30 mm da parte mais distal do calcâneo (linha g).



b) Eixo do calcâneo A: Ambas as linhas horizontais (linhas f e g) são divididas ao meio (50%:50%). A linha em preto, indicada pela seta e que passa pelo meio das duas linhas, forma o eixo do calcâneo A.



c) Eixo do calcâneo B: A linha f é dividida numa proporção de 60%:40%, em que o comprimento de 40% é medido a partir da borda lateral. A linha g é dividida ao meio. A linha em preto, indicada pela seta e que passa pelo ponto de 60%:40% da linha f e o meio da linha g, forma o eixo do calcâneo B.



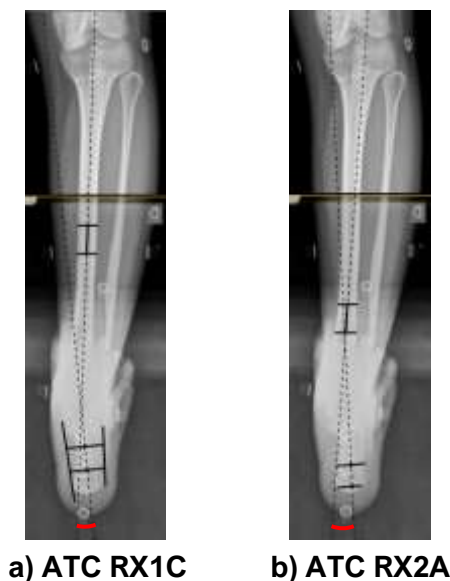
d) Linhas de referência para o eixo do calcâneo C: A linha do contorno ósseo lateral (linha h) é traçada entre o aspecto mais lateral da tuberosidade do calcâneo e o aspecto mais superior e lateral discernível do calcâneo. A linha do contorno ósseo medial (linha i) é traçada desde o aspecto mais medial da tuberosidade do calcâneo até o aspecto mais ínfero-medial discernível do *sustentaculum tali*.

e) Eixo do calcâneo C:

As transversais (linha j e linha k) foram traçadas com ângulos interiores iguais, ou seja, a linha j e a linha k são paralelas e formam ângulos iguais nos pontos de interseção com as linhas i e h. A distância entre as linhas j e k não interfere no resultado da medida. A linha em preto, indicada pela seta, cruzando o centro das linhas transversais j e k, forma o eixo do calcâneo C.

Tanto nas radiografias quanto nas fotografias, os eixos da tíbia correspondem a numerais cardinais enquanto os eixos do calcâneo correspondem a letras maiúsculas. A codificação dos ATCs inicia de acordo com método de obtenção da imagem (letras “RX” para o ATC medido na radiografia ou a letra “F” para o ATC medido em uma fotogrametria), seguido do número do eixo da tíbia (1 ou 2) e, por último, a letra do eixo do calcâneo (A, B ou C) (Figura 3).

Figura 3 – Exemplos de ângulo tibio calcâneo (ATC) nas radiografias



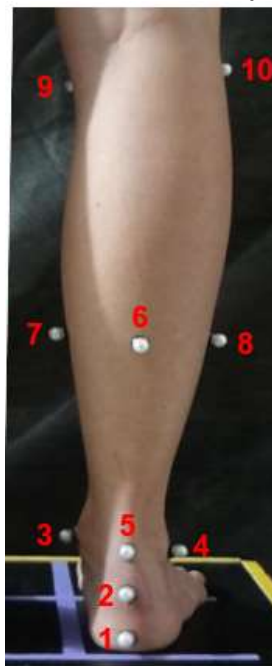
a) ATC RX1C

b) ATC RX2A

B - Descrição dos diferentes métodos para mensurar o ATC em Fotogrametria

Para as fotografias, dez pontos anatômicos foram palpados, marcados com a colocação de marcadores plásticos esféricos, com 1 cm de diâmetro nos indivíduos: (1) base do calcâneo; (2) inserção do tendão de Aquiles no calcâneo; (3) centralizado no maléolo medial, (4) centralizado no maléolo lateral; (5) centralizado na largura do tendão de Aquiles, na mesma altura do maléolo medial; (6) centralizado na panturrilha 15 cm acima do marcador número 5; (7) na face medial da panturrilha na altura do marcador 6; (8) na face lateral da panturrilha na altura do marcador 6; (9) centralizado no côndilo medial da tíbia; e (10) centralizado no côndilo lateral da tíbia (Figura 4). Uma régua plástica foi usada para medir a distância de 15 cm entre os pontos 5 e 6.

Figura 4 – Localização dos marcadores para avaliação por fotogrametria

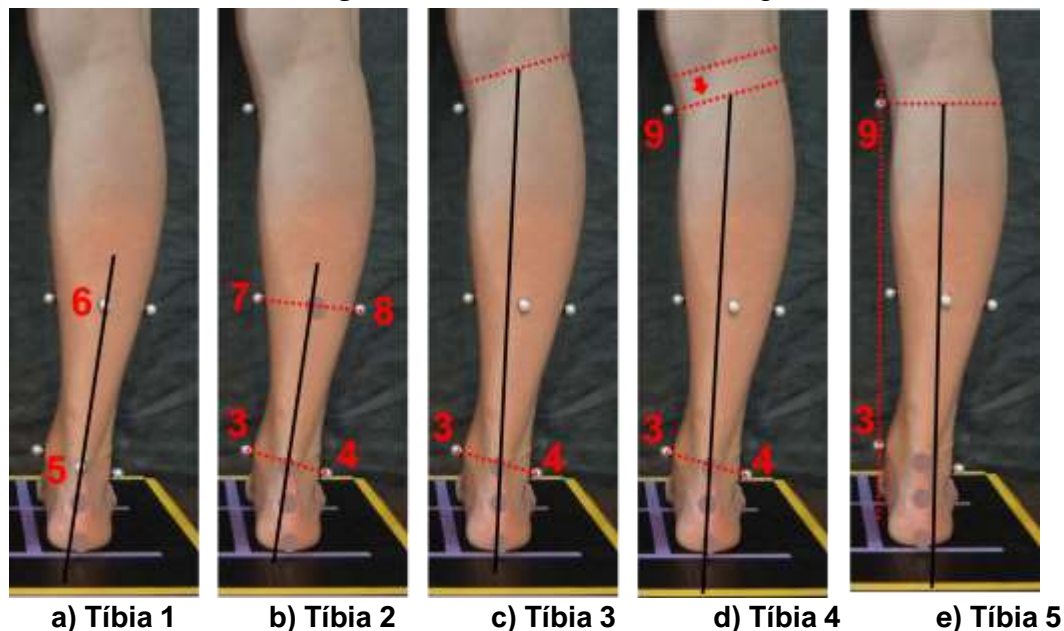


Os eixos da tíbia foram assim definidos (Figura 5):

- a) Eixo da tíbia 1: Reta entre o marcador centralizado no tendão de Aquiles, na altura do maléolo medial (marcador 5), e o marcador centralizado na perna, 15cm acima do marcador centralizado no tendão de Aquiles (marcador 6);
- b) Eixo da tíbia 2: Reta entre um ponto centralizado na altura entre o marcador do maléolo medial (marcador 3) e o maléolo lateral (marcador 4) e outro

- ponto centralizado entre o marcador medial da perna (marcador 7) e o marcador lateral da perna (marcador 8);
- c) Eixo da tibia 3: Reta entre um ponto centralizado na altura entre o marcador do maléolo medial (marcador 3) e o maléolo lateral (marcador 4) e um ponto centralizado na linha poplítea;
- d) Eixo da tibia 4: Reta entre um ponto centralizado na altura entre o marcador do maléolo medial (marcador 3) e o maléolo lateral (marcador 4) e o centro de uma linha de mesma inclinação da linha poplítea, transposta para a altura do marcador do côndilo medial da tibia.
- e) Eixo da tibia 5: Reta entre o marcador do maléolo medial (marcador 3) e o marcador do côndilo medial da tibia (marcador 9), transposta horizontalmente para o centro da panturrilha, localizado no ponto médio entre os limites lateral e medial da pele da panturrilha na altura do marcador do côndilo medial da tibia (marcador 9).

Figura 5 – Eixos da tibia na fotogrametria



Os eixos do calcâneo utilizados foram (Figura 6):

- a) Eixo do calcâneo A: Reta entre o marcador da base do calcâneo (marcador 1) e o marcador da inserção do tendão de Aquiles, na tuberosidade do calcâneo (marcador 2) (LANGLEY; CRAMP; MORRISON, 2016);

- b) Eixo do calcâneo B: Reta entre o marcador da inserção do tendão de Aquiles na tuberosidade do calcâneo (marcador 2) e o marcador centralizado horizontalmente no tendão de Aquiles na altura do marcador do maléolo medial (marcador 5);
- c) Eixo do calcâneo C: Reta entre o marcador da base do calcâneo (marcador 1) e o marcador centralizado horizontalmente no tendão de Aquiles na altura do marcador do maléolo medial (marcador 5);
- d) Eixo do calcâneo D: Reta entre o marcador da base do calcâneo (marcador 1) e um ponto centralizado na altura entre o marcador do maléolo medial (marcador 3) e o maléolo lateral (marcador 4) (TUIJTHOF *et al.*, 2004).

Figura 6 – Eixos do calcâneo na fotogrametria

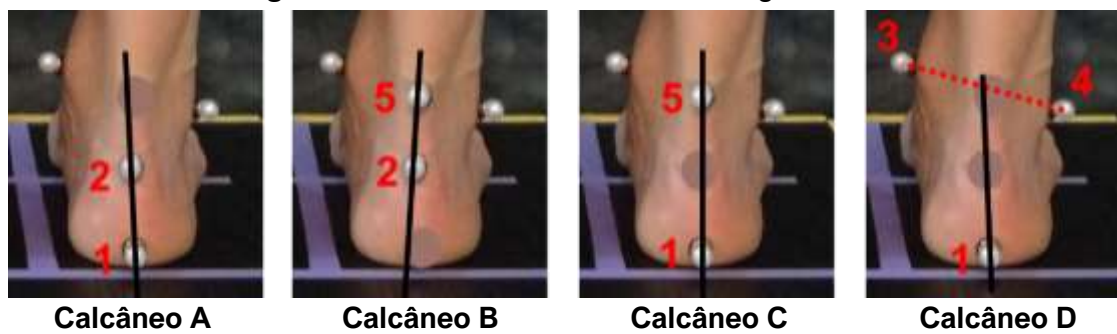
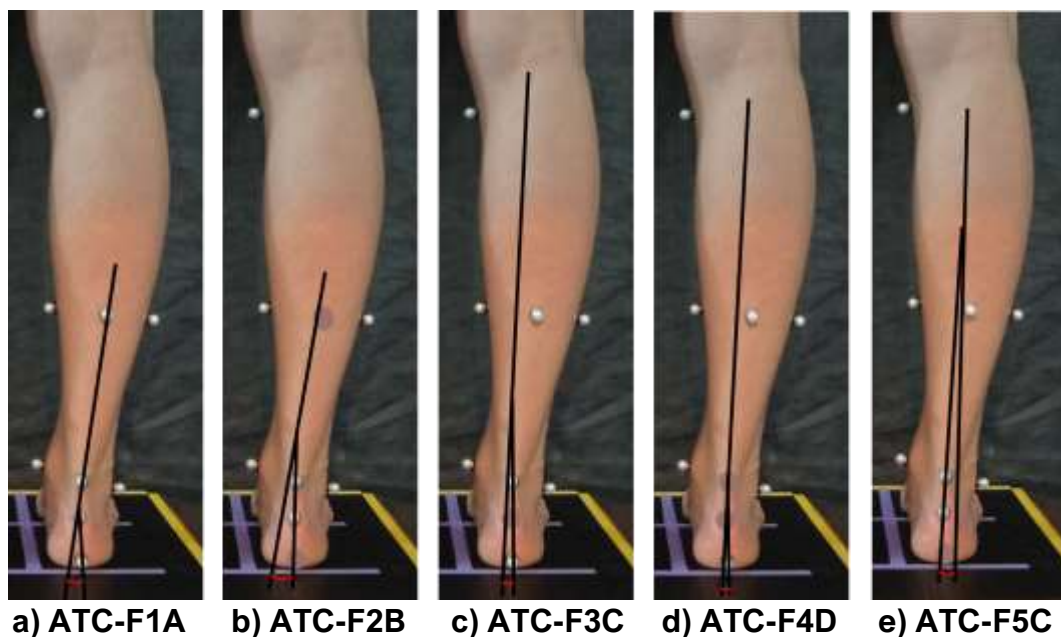


Figura 7 – Exemplos de ângulo tibiocalcâneo (ATC) na fotogrametria



APENDICÊ 2 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DO ÂNGULO TIBIOCALCÂNEO (ATC) EM RADIOGRAFIA E EM FOTOGRAMETRIA

Os valores dos ângulos tibiocalcâneo (ATCs) obtidos nas radiografias e nas fotografias estão apresentados na Tabela 1. Ângulos negativos indicam graus de inversão do calcâneo enquanto ângulos positivos indicam graus de eversão. A Tabela 2 mostra os valores médios dos ângulos de cada eixo da tíbia e calcâneo analisados em radiografia e fotografia.

Tabela 1 – Estatística descritiva do ATC (n = 42) para o pé direito

ATC	\bar{x}	DP	Mínimo	Máximo
RX1A	-7,1°	4,5°	-15,8°	1,9°
RX2A	-5,5°	4,8°	-15,1°	4,1°
RX1B	-0,1°	4,7°	-10,5°	10,6°
RX2B	1,7°	5,2°	-8,8°	12,8°
RX1C	2,9°	4,6°	-5,3°	14,4°
RX2C	4,7°	4,8°	-4,3°	15,3°
F1A	9,7°	4,7°	0,4°	21,5°
F2A	8,5°	4,6°	-3,1°	19,1°
F3A	4,1°	4,5°	-7,4°	14,6°
F4A	4,7°	4,5°	-7,0°	15,5°
F5A	1,3°	4,4°	-11,1°	10,7°
F1B	7,1 ^{°a}	28,0 ^{°b}	-2,2°	27,2°
F2B	5,8 ^{°a}	22,3 ^{°b}	-2,4°	23,5°
F3B	1,6°	4,8°	-8,0°	18,5°
F4B	2,5 ^{°a}	22,7 ^{°b}	-7,4°	19,7°
F5B	-0,9 ^{°a}	19,9 ^{°b}	-9,1°	15,0°
F1C	8,7°	3,6°	2,4°	16,8°
F2C	7,2°	3,1°	1,5°	13,3°
F3C	3,0°	3,1°	-3,0°	11,0°
F4C	3,7°	3,1°	-2,1°	11,5°
F5C	0,3°	2,8°	-5,8°	6,3°
F1D	8,6°	4,4°	0,3°	17,5°
F2D	7,1°	4,7°	-2,7°	17,6°
F3D	2,9°	4,3°	-7,0°	13,6°
F4D	3,6°	4,4°	-6,7°	14,0°
F5D	0,2°	4,4°	-10,8°	10,5°

\bar{x} = média; DP = desvio-padrão; ^a mediana; ^b variância.

Tabela 2 – Valores angulares dos eixos da tíbia e do calcâneo em radiografia e fotogrametria (n = 42) para o pé direito

Eixos da tíbia	Radiografia $\bar{x} \pm DP$ (°)	Fotogrametria $\bar{x} \pm DP$ (°)	Eixos do calcâneo	Radiografia $\bar{x} \pm DP$ (°)	Fotogrametria $\bar{x} \pm DP$ (°)
1	88,0 ± 1,5	83,9 ± 2,3	A	-8,8 ± 4,4	2,4 ± 4,7
2	86,4 ± 2,1	82,4 ± 2,6	B	-2,0 ± 4,3	0,0 ± 5,2
3	---	88,1 ± 1,6	C	1,0 ± 3,9	1,9 ± 3,4
4	---	87,4 ± 1,6	D	---	1,25 ± 4,4
5	---	90,8 ± 1,9			

\bar{x} = média; DP = desvio-padrão

APENDICÊ 3 – CORRELAÇÃO ENTRE A RADIOGRAFIA E A FOTOGRAMETRIA NA MENSURAÇÃO DO ÂNGULO TIBIOCALCÂNEO (ATC)

Os coeficientes de correlação (r e rho) entre os ATCs mensurados na radiografia e na fotografia estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Correlação (r) dos ATCs obtidos em radiografias e fotografias (n=42) para o pé direito

Fotogrametria	RX1A	RX1B	RX2A	RX2B	RX1C	RX2C
F1A	0,150	0,047	0,140	0,084	0,362*	0,318*
F2A	0,247	0,140	0,225	0,168	0,457*	0,400*
F3A	0,197	0,059	0,137	0,084	0,409*	0,327*
F4A	0,209	0,068	0,154	0,096	0,431*	0,351*
F5A	0,235	0,108	0,173	0,122	0,429*	0,340*
F1B ^a	-0,075	-0,130	-0,030	-0,104	0,082	0,109
F2B ^a	-0,002	-0,059	0,034	-0,042	0,164	0,164
F3B	0,029	-0,021	0,001	-0,029	0,117	0,126
F4B ^a	-0,015	-0,103	-0,011	-0,082	0,134	0,113
F5B ^a	-0,006	-0,084	-0,014	-0,080	0,122	0,089
F1C	0,095	0,009	0,106	0,045	0,342*	0,345*
F2C	0,246	0,145	0,241	0,172	0,523*	0,507*
F3C	0,167	0,024	0,108	0,046	0,438*	0,391*
F4C	0,183	0,037	0,132	0,064	0,472*	0,427*
F5C	0,223	0,087	0,158	0,097	0,488*	0,428*
F1D	0,463*	0,400*	0,508*	0,449*	0,812*	0,817*
F2D	0,527*	0,467*	0,558*	0,503*	0,851*	0,843*
F3D	0,515*	0,421*	0,511*	0,455*	0,863*	0,832*
F4D	0,520*	0,424*	0,521*	0,462*	0,874*	0,845*
F5D	0,539*	0,458*	0,534*	0,483*	0,864*	0,827*

^a rho; *correlação significativa: $p \leq 0,05$

A excelente correlação entre o ATC **F4D**, na fotogrametria, com o padrão-ouro ATC **RX1C**, destacada na Tabela 1, além da excelente concordância e pequeno erro RMS, conforme descritos no Apêndice 4, foram decisivos na escolha desse método de obtenção do ATC para ser utilizado no Capítulo 2.

APENDICÊ 4 – ERRO RMS E ANÁLISE GRÁFICA DE BLAND E ALTMAN DO ÂNGULO TIBIOCALCÂNEO (ATC) COM MAIOR CORRELAÇÃO ENTRE A RADIOGRAFIA E A FOTOGAMETRIA

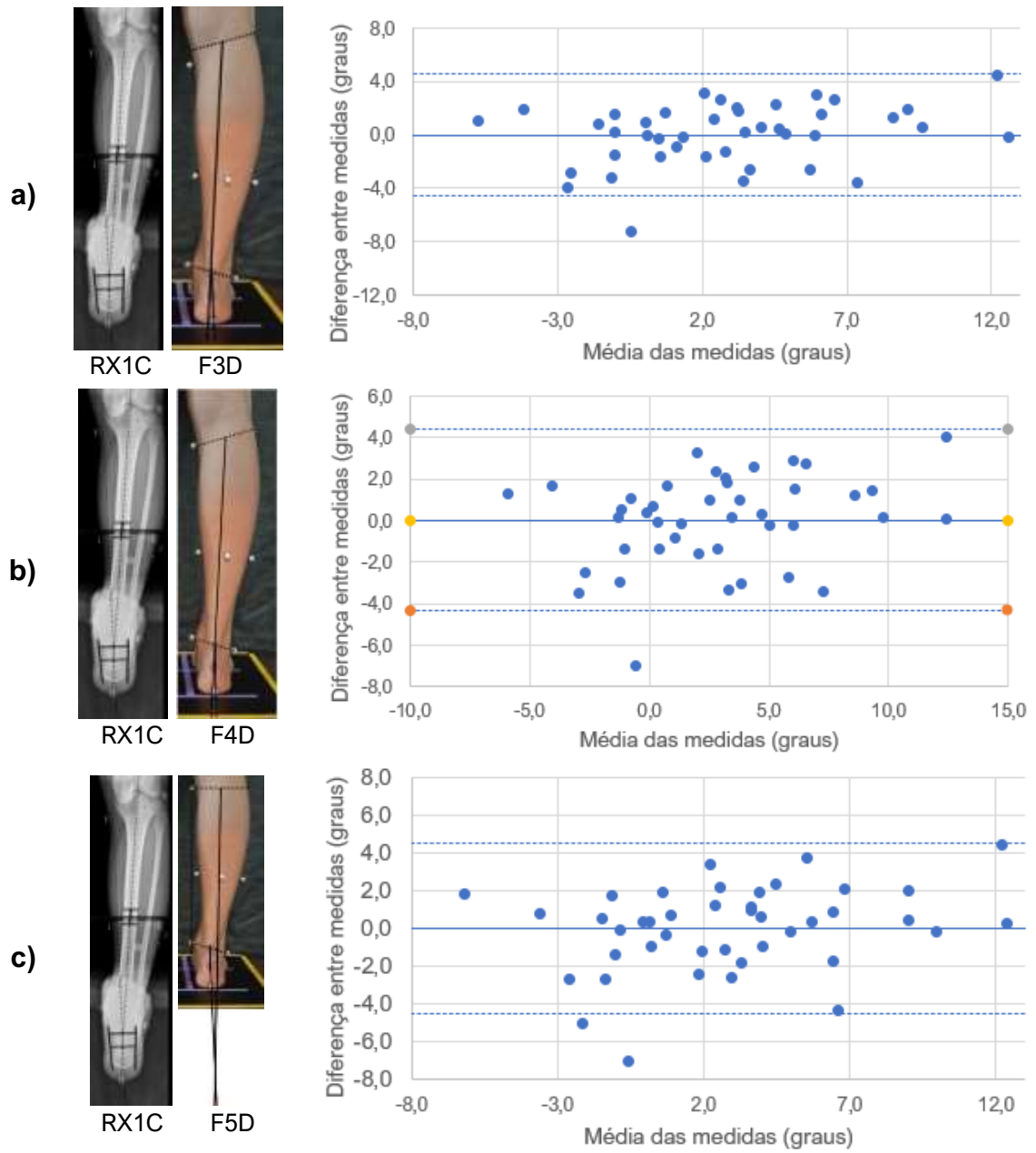
Analisando os coeficientes de correlação entre a radiografia e a fotografia, os ATCs que obtiveram as mais altas correlações foram o F3D, F4D e F5D em relação ao RX1C na radiografia (Apêndice 3). Os valores erro RMS, o coeficiente de determinação (r^2) e a equação da reta desses ângulos estão apresentados na Tabela 1. A partir de gráficos de dispersão formados pelos valores do ATC, obtidos em radiografia e fotogrametria, obtivemos equações da reta que foram aplicadas para ajustar o ATC em fotogrametria. Nas equações da reta, o “y” representa o valor do ATC em radiografia e “x” representa o valor do ATC em fotogrametria.

Tabela 1– Erro RMS e equação da reta do padrão ouro ATC RX1C em comparação com o ATC na fotogrametria (n=42)

ATC em fotogrametria	Erro RMS	r^2	Equação da reta
F3D (Perna direita)	2,3°	0,7454	$y = 0,9192x + 0,1979$
F4D (Perna direita)	2,2°	0,7634	$y = 0,918x - 0,4221$
F5D (Perna direita)	2,3°	0,7456	$y = 0,9093 + 2,6907$

A Figura 1 demonstra a análise gráfica de Bland e Altman comparando os três ATCs na fotografia acima mencionados com o padrão-ouro RX1C. O ATC F4D apresentou o menor erro RMS, maior r^2 e apenas um indivíduo abaixo do limite inferior de concordância (Figura 1b).

Figura 1 – Concordância entre o padrão-ouro ATC RX1C e o ATC a) F3D, b) F4D e c) F5D, em fotogrametria para o pé direito



3 ARTIGO ORIGINAL: VALIDADE CONCORRENTE E ACURÁCIA DIAGNÓSTICA DE UM MÉTODO PARA AVALIAÇÃO POSTURAL ESTÁTICA DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL ATRAVÉS DE FOTOGRAMETRIA

RESUMO

Objetivos: Os objetivos são 1) avaliar a validade concorrente e a acurácia diagnóstica das medidas ângulo do arco longitudinal medial ($\hat{A}ALM$) e índice de altura do arco (IA) em fotogrametria, em comparação com o ângulo calcâneo – primeiro metatarso ($\hat{A}C1M$) e do IA em radiografia; e 2) avaliar a viabilidade de predição do $\hat{A}C1M$ a partir do IA em fotogrametria. **Métodos:** De forma consecutiva, 43 adultos saudáveis foram submetidos à avaliação do $\hat{A}ALM$ e do IA (truncado e total) do pé direito, através de radiografias e fotografias no plano sagital. Para a análise estatística, foram utilizados: coeficiente de correlação produto-momento de Pearson, regressão linear múltipla, Erro RMS (*Root Mean Squared error*), curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*), coeficiente *kappa* e análise gráfica de Bland e Altman, sendo $\alpha \leq 0,05$. **Resultados:** A correlação do $\hat{A}ALM$ entre a radiografia e a fotogrametria foi moderada ($r = 0,577$), enquanto a correlação do IA-truncado e do IA-total foi boa/excelente ($r = 0,872$ e $r = 0,904$, respectivamente), com Erro RMS = 0,02. As áreas sob as curvas ROC do IA foram $< 0,982$ e obteve-se boa concordância entre a radiografia e a fotogrametria no IA-truncado ($k = 0,731$) e perfeita concordância no IA-total ($k = 1,0$) para classificação em pé cavo, neutro ou plano. O modelo de regressão linear para predizer o $\hat{A}C1M$ a partir do IA resultou num r^2 ajustado de 0,403, porém a concordância entre a radiografia e os valores preditos em fotogrametria teve coeficiente *kappa* inferior ao esperado ($k = 0,342$). **Conclusão:** A mensuração do IA-truncado e IA-total em fotogrametria, no plano sagital, apresenta validade concorrente, erro RMS adequado, além de ser capaz de diagnosticar a presença de pé plano e pé cavo. Porém, não é viável a predição do ângulo do arco longitudinal medial a partir do IA na fotogrametria. **Palavras-chave:** Imagem diagnóstica. Validação. Capacidade diagnóstica. Avaliação postural. Confiabilidade.

CONCURRENT VALIDITY AND DIAGNOSTIC ACCURACY OF A METHOD FOR
STATIC POSTURAL ASSESSMENT OF THE MEDIAL LONGITUDINAL ARCH BY
MEANS OF PHOTOGRAMMETRY

ABSTRACT

Objectives: The objectives are (1) to evaluate the concurrent validity and diagnostic accuracy of the measurements of the medial longitudinal arch angle (MLAA) and the arch height index (AHI) in photogrammetry, in comparison to the calcaneal first-metatarsal angle (C1MA) and the AHI in radiography; and (2) to verify the feasibility of predicting MLAA from the AHI. **Methods:** Consecutively, 43 healthy adults underwent MLAA, truncated AHI and total AHI assessment of the right foot, through radiographs and photographs in the sagittal plane. For statistical analyses, Pearson's moment product correlation coefficient, multiple linear regression, RMS error (Root Mean Squared error), ROC curve (Receiver Operating Characteristic), kappa coefficient and Bland and Altman graphical analysis were used, with $\alpha \leq 0.05$. **Results:** The MLAA correlation between radiography and photogrammetry was moderate ($r = 0.577$) while the correlation between truncated AHI and total AHI was good / excellent ($r = 0.872$ and $r = 0.904$, respectively), with RMS error = 0.02. The area under the ROC curve for both AHIs was > 0.982 and we obtained good agreement between radiography and photogrammetry for classifying flat, neutral or cavus feet in truncated AHI ($k = 0.731$) and perfect agreement in the total AHI ($k = 1.0$). The linear regression model to predict the C1MA from the AHI resulted in an adjusted r^2 of 0.403, but the agreement between the radiography and the values predicted in photogrammetry had kappa coefficient lower than we expected ($k = 0.342$). **Conclusion:** The measurement of truncated AHI and total AHI in photogrammetry, in the sagittal plane, has concurrent validity, adequate RMS error, in addition to being able to diagnose the presence of flat foot and cavus foot. However, it is not feasible to predict the MLAA from the AHI in photogrammetry. **Keywords:** Diagnostic image. Validation. Diagnostic capacity. Postural assessment. Reliability.

3.1 INTRODUÇÃO

O arco longitudinal medial (ALM) confere à borda medial do pé sua concavidade característica. Essa estrutura arqueada exerce primariamente o suporte de carga e absorção de impacto no pé. Os ossos que formam o arco medial são o calcâneo, o tálus, o navicular, os cuneiformes e os três metatarsais mediais. (NEUMANN, 2010)

De acordo com a altura do ALM, o pé é classificado em plano ou cavo. O pé plano é uma condição caracterizada pela perda parcial ou completa (colapso) do arco longitudinal do pé (KAO et al., 2018). Já o pé cavo apresenta como característica clínica um aumento da altura do arco longitudinal medial do pé (TROIANO; NANTE; CITARELLI, 2017).

Tanto o pé plano quanto o pé cavo têm sido associados à predisposição de lesões (BULDT *et al.*, 2015; BURNS; KEENAN; REDMOND, 2005; CARVALHO *et al.*, 2011; DI CAPRIO *et al.*, 2010; TONG; KONG, 2013). Pés planos, em particular, foram associados a presença hálux valgo (HILLSTROM *et al.*, 2013), osteoartrite de joelho (ABOURAZZAK *et al.*, 2014), síndrome do estresse tibial medial (BECKER; NAKAJIMA; WU, 2018), fraturas do osso navicular (DI CAPRIO et al., 2010) e lombalgias (DUVAL; LAM; SANDERSON, 2010; GHASEMI et al., 2016). Outrossim, fraturas por estresse em metatarsos, instabilidade articular, entorses recorrentes, tendinopatias e impingimento tibiotalar ânteromedial estão relacionados à presença do pé cavo (CHILVERS; MANOLI, 2008; DEBEN; POMEROY, 2014; MAYNOU; SZYMANSKI; THIOUNN, 2017).

Existem diversos métodos de medidas angulares e lineares ou antropométricas para mensurar a altura do ALM (RAZEGHI; BATT, 2002; TONG; KONG, 2013), sendo as medidas radiológicas preconizadas como o padrão-ouro, com destaque para o ângulo do calcâneo/primeiro metatarso (ÂC1M), com excelente reprodutibilidade (MENZ; MUNTEANU, 2005; SALTZMAN; NAWOCZENSKI; TALBOT, 1995). No entanto, a radiografia ainda é um exame dispendioso, que expõe o indivíduo à radiação ionizante, o que não é aconselhável (LIN, 2010; RAZEGHI; BATT, 2002; RIBEIRO et al., 2020). Por essa razão, é desejável ter um método clínico que seja acessível, salubre e confiável. A fotogrametria computadorizada pode ser uma opção viável, pois é um método confiável, relativamente simples e que possibilita mensurações objetivas (ANTONIOLLI et al., 2018; FURLANETTO et al., 2012, 2016, 2017, 2020).

A altura do ALM é mais facilmente visualizada no plano sagital e, na fotogrametria, duas medidas têm sido propostas para avaliar o ALM nesse plano. A

primeira é o ângulo do arco longitudinal medial (ÂALM), que é formado por duas retas, sendo uma entre a cabeça do primeiro metatarso e a tuberosidade navicular e a outra entre a tuberosidade navicular e o maléolo medial (CASHMERE; SMITH; HUNT, 1999; COBB *et al.*, 2011). Esse método quantitativo de mensuração foi considerado reproduzível (COBB *et al.*, 2011; MALL *et al.*, 2007), mas ainda não apresenta validade concorrente com a radiografia. A segunda medida é o índice da altura do arco (IA), já validada e considerada reproduzível, que é definida como a razão da altura do dorso do pé dividida pelo seu comprimento total ou truncado (MCPOIL *et al.*, 2008b; WILLIAMS; MCCLAY, 2000).

Assim, os objetivos desse estudo são: avaliar a validade concorrente e acurácia diagnóstica do ÂALM e do IA na avaliação do arco longitudinal medial em fotogrametria, em comparação com o padrão-ouro (radiografia), em adultos saudáveis; e avaliar a viabilidade de predição do ÂALM através do IA. Considerando que os valores de referência do ÂALM na fotogrametria são similares ao ÂC1M na radiografia, esperamos obter uma alta correlação entre eles. Ainda, considerando que o IA e o ÂALM mensuram a mesma estrutura (altura do arco longitudinal medial), levantamos a hipótese de que será possível prever o ÂALM através da medida linear do IA.

3.2 MÉTODOS

O estudo compreende uma pesquisa observacional com delineamento do tipo *ex post facto* correlacional (GAYA *et al.*, 2016; THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2011), cujo relato seguiu as diretrizes para relato de estudos de confiabilidade e concordância do *Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS)* (KOTTNER *et al.*, 2011). Essa pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (CAAE 05882819.4.0000.5347).

3.2.1 Amostra

A amostra foi do tipo consecutiva, composta por indivíduos pertencentes à comunidade universitária. A captação amostral seguiu a metodologia “bola de neve”³ (ETIKAN, 2016).

O software G*Power v.3.1.9.2 (Universidade Düsseldorf, Alemanha) foi utilizado para realizar os cálculos amostrais. O tamanho da amostra para a análise da validade concorrente foi calculado utilizando a família de testes Z (teste de correlação dependente de Pearson), pressupondo uma correlação de pelo menos 0,76 entre a avaliação fotogramétrica e radiológica e a hipótese nula de 0,4, adotando um poder de 80% e um erro probabilístico de 5%. Considerando uma perda amostral de 10%, resultou o n estimado de 46 indivíduos. O tamanho da amostra para predição, utilizou a família de testes t (modelo fixo), adotando tamanho de efeito de 0,2, poder de 80% e um erro probabilístico de 5%, o que resultou numa amostra de 42 indivíduos.

Foram considerados elegíveis para inclusão nesse estudo, indivíduos hígidos adultos, entre 18 e 50 anos, de ambos os sexos, que concordaram em participar do estudo; sem queixa álgica em um ou ambos os membros inferiores no momento da avaliação; que não apresentassem deformidade biomecânica que impedisse o indivíduo de permanecer em pé nem diagnóstico de patologia ou cirurgia na coluna vertebral ou em membros inferiores; e indivíduos com Índice de Massa Corporal (IMC) inferior a 30 kg/m². Foram excluídos indivíduos que não participaram de todas as avaliações envolvidas em cada análise, na ocorrência de falha no procedimento de avaliação.

3.2.2 Coleta de dados

Os indivíduos que concordaram em participar da pesquisa no momento da coleta estavam trajando bermuda ou *shorts* para permitir a visualização dos membros inferiores. O termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) foi lido e assinado por todos os indivíduos antes de iniciar a avaliação. Na sequência, foi realizada a anamnese, que consistiu no apontamento dos dados pessoais (nome e idade) e na confirmação da ausência dos critérios de exclusão. Foram aferidos e registrados os

³ A metodologia de captação amostral “bola de neve” é obtida primeiramente por um contato inicial do pesquisador com alguns indivíduos que se enquadram na amostra a ser estudada, e estes indivíduos põem o investigador em contato com outros indivíduos que poderiam participar do estudo, e assim sucessivamente.

dados antropométricos (peso e estatura) com o uso de uma balança doméstica (Digi-Health, Multilaser, São Paulo, Brasil) e uma fita métrica.

Entre os dias 23 e 30 de novembro de 2019, os indivíduos foram submetidos a dois procedimentos sucessivos: avaliação radiológica e avaliação fotogramétrica, ambos realizados dentro da sala de radiologia de uma clínica de exames de imagem na cidade de Porto Alegre/RS, Brasil. A fotografia foi gerada segundos antes das radiografias.

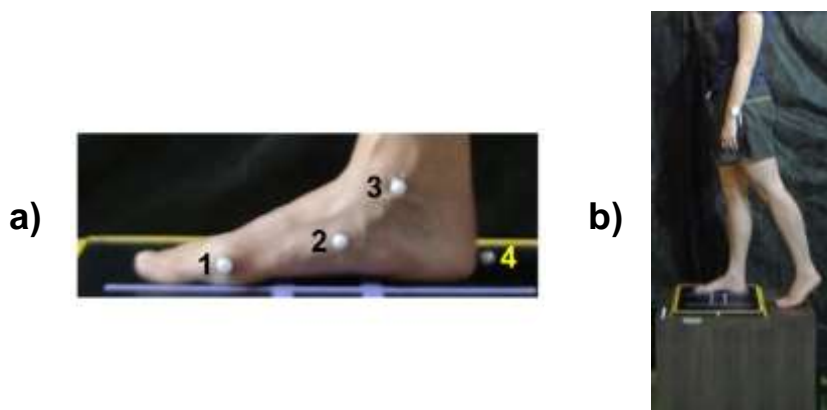
3.2.2.1 Avaliação do arco longitudinal medial por fotogrametria

As fotografias foram feitas com uma câmera digital (Sony *Cyber-shot* modelo DCS-WX9, 16,2 mega pixels), acoplada a um tripé, estando a lente da câmera a 70 cm de distância do suporte de madeira, onde estava posicionado o indivíduo, e a 75 cm de altura do solo, sem usar o recurso de *zoom* óptico.

Uma única avaliadora realizou a palpação, marcação e colocação de quatro pontos anatômicos, utilizando marcadores plásticos esféricos, com 1 cm de diâmetro: (1) centralizado na face medial cabeça do primeiro metatarso; (2) centralizado na tuberosidade navicular; (3) centralizado no maléolo medial e (4) centralizado na base do calcâneo (Figura 1a).

Imediatamente após a conclusão da marcação dos pontos anatômicos, os indivíduos eram posicionados sobre um suporte de madeira de 70 x 40 x 50 cm (comprimento x profundidade x altura). A postura foi padronizada de maneira que o indivíduo ficasse com seu lado esquerdo de frente para a câmera fotográfica e mantivesse o pé direito sustentando o peso do corpo enquanto o pé esquerdo permanecia apenas com a ponta dos dedos apoiados no suporte de madeira. Essa posição é similar à fase de apoio médio do pé direito na marcha (Figura 1b). Concluída a demarcação dos pontos e o posicionamento, os indivíduos eram orientados a evitar, ao máximo possível, fazer qualquer movimento durante a geração das radiografias e fotografias. A fotografia foi gerada segundos antes da radiografia.

Figura 1 – Localização dos marcadores e posicionamento do indivíduo para avaliação em radiografia e fotogrametria



a) Localização quatro dos marcadores; b) Posicionamento do indivíduo sobre a base de suporte para as avaliações por fotogrametria e radiografia.

3.2.2.2 Avaliação do arco longitudinal medial por radiografia

As radiografias do pé direito na projeção lateral foram realizadas por um técnico em radiologia, utilizando o aparelho Siemens Multix B, modelo 2001 (Siemens, Munique, Alemanha), configurado para 200 mA, 10 mAs e 66 kVp. O colimador⁴ foi posicionado a 80 cm de distância do suporte de madeira e a 58 cm de altura, com o raio central na altura do osso navicular. Os protocolos radiológicos foram respeitados, conforme a portaria nº 453, 1º de julho de 1998, do Ministério da Saúde/Secretaria de Vigilância Sanitária (BRASIL, 1998), sendo os equipamentos de proteção radiológica fornecidos a todos voluntários.

3.2.3 Mensuração do ângulo do arco longitudinal medial

As imagens radiográficas digitalizadas em formato JPG e as fotografias digitais de mesmo formato foram importadas para o programa SketchUp Pro 2019 versão 19.2.222 (Trimble Inc., Sunnyvale, Califórnia, Estados Unidos) para o cálculo das medidas. Para garantir a proporção correta das radiografias e das fotografias, ambas as imagens foram dimensionadas no SketchUp. Nas radiografias havia uma escala em centímetros gerada pelo equipamento de radiologia, enquanto nas fotografias, havia

⁴ O colimador é um dispositivo que limita o tamanho do campo de incidência dos raios-x através da absorção de parte da radiação, direcionando e suavizando o feixe de raios.

um quadrado de madeira com 40 x 40 x 1,8 cm (comprimento x profundidade x altura), contendo as marcações para o posicionamento dos pés do indivíduo. A medida do comprimento do quadrado de madeira (40 cm) foi a medida usada para dimensionar o tamanho da foto no programa.

3.2.3.1 Medidas radiográficas

O ângulo do arco longitudinal em radiografia foi mensurado através do ÂC1M. Analisamos quatro métodos de medição do ÂC1M, denominados ÂC1M-1, ÂC1M-2, ÂC1M-3 e ÂC1M-4, conforme ilustra a Figura 2 (CARRARA et al., 2020; CEBULSKI-DELEBARRE et al., 2016; PAUK; IHNATOUSKI; NAJAFI, 2014; SALTZMAN; NAWOCZENSKI; TALBOT, 1995). O ÂC1M-4 é conhecido na literatura como ângulo de Dijian-Annonier ou ângulo de Moreau Costa Bertani (CEBULSKI-DELEBARRE et al., 2016; LAMM et al., 2016).

Figura 2 – Métodos de mensuração do ângulo calcâneo – primeiro metatarso (ÂC1M) em radiografias



ÂC1M-1: Ângulo formado na interseção de duas retas: uma linha tangente ao dorso ou borda superior da diáfise do primeiro metatarso (eixo do metatarso) e outra linha tangente inferior e anterior ao calcâneo (eixo do calcâneo).



ÂC1M-2: Ângulo formado na interseção de duas retas: uma linha centralizada na diáfise do primeiro metatarso (eixo do metatarso) e outra linha tangente inferior e anterior ao calcâneo (eixo do calcâneo).



ÂC1M-3: Ângulo formado na interseção de duas retas: uma linha tangente inferior à cabeça do primeiro-metatarso e da epífise e proximal do primeiro metatarso (eixo do metatarso) e outra linha tangente inferior e anterior ao calcâneo (eixo do calcâneo).



ÂC1M-4: Ângulo formado na interseção de duas retas: uma linha que une a borda inferior do primeiro metatarso à borda inferior à articulação talonavicular (eixo do metatarso) e outra linha que une a borda inferior do calcâneo à borda inferior da articulação talonavicular (eixo do calcâneo).

Existem duas formas de mensuração do IA em radiografia, que em nosso estudo são denominadas IA-truncado e IA-total, conforme ilustram as Figuras 3a e 3b, respectivamente (MCPOIL *et al.*, 2008b; WILLIAMS; MCCLAY, 2000).

Figura 3 – Métodos de mensuração do IA (índice da altura do arco) em radiografias



a) IA-truncado: divide-se a altura do dorso do pé (mm), que está localizada a 50% do comprimento total do pé (mm), pelo comprimento truncado do pé (mm), que é a distância horizontal entre a superfície posterior do calcâneo e a articulação metatarsofalangiana.



b) IA-total: divide-se a altura do dorso do pé (mm), que está localizada a 50% do comprimento total do pé, pelo próprio comprimento total do pé (mm).

3.2.3.2 Medidas em fotogrametria

Avaliamos dois métodos para mensurar o $\hat{\text{AALM}}$ em fotogrametria, denominados $\hat{\text{AALM-A}}$ e $\hat{\text{AALM-B}}$. Ambos utilizam o navicular como vértice do ângulo e uma linha entre a cabeça do primeiro metatarso e o navicular como um dos seus eixos. O $\hat{\text{AALM-A}}$ (Figura 4a) é o método que utiliza o maléolo medial como ponto de referência do segundo eixo (CASHMERE; SMITH; HUNT, 1999; COBB et al., 2011; LANGLEY; CRAMP; MORRISON, 2016), enquanto o $\hat{\text{AALM-B}}$ (Figura 4b) é uma alternativa proposta ao $\hat{\text{AALM-A}}$, que utiliza um marcador a mais, localizado na face posterior da base do calcâneo, para determinar o segundo eixo do ângulo. A escolha do método alternativo ao $\hat{\text{AALM-A}}$ baseia-se no melhor resultado obtido entre diferentes propostas de medida para esse ângulo (Apêndices 1 a 3).

Figura 4 – Métodos de mensuração do ângulo do arco longitudinal medial ($\hat{\text{AALM}}$) em fotogrametria



a) $\hat{\text{AALM-A}}$: Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador da tuberosidade navicular e outra reta entre o marcador da tuberosidade navicular e o marcador do maléolo medial.



b) $\hat{\text{AALM-B}}$: Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador do maléolo medial e outra reta formada entre a metade da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.

A mensuração do IA-truncado e do IA-total em fotogrametria (Figuras 5a e 5b, respectivamente) é muito similar à medida em radiografia, porém é realizada na imagem que retrata a superfície da pele (MCPOIL *et al.*, 2008b; WILLIAMS; MCCLAY, 2000).

Figura 5 – Métodos de mensuração do IA (índice da altura do arco) em fotogrametria



a) IA-truncado: divide-se a altura (mm) do dorso do pé em 50% do comprimento total do pé (mm) pela distância horizontal medida entre a porção distal da cabeça do primeiro metatarso e o marcador da base do calcâneo



b) IA-total: divide-se a altura (mm) do dorso do pé em 50% do comprimento total do pé (mm) pelo comprimento total do pé

3.2.4 Tratamento estatístico

A análise da normalidade dos dados foi realizada pelo teste de Shapiro Wilk. Para avaliar a validade concorrente entre fotogrametria e radiologia foram utilizados: (1) teste de correlação produto momento de Pearson para avaliar a correlação entre as medidas; (2) representação gráfica de Bland e Altman (1986) para avaliar a concordância entre as medidas; e (3) Erro RMS (*Root Mean Square error*) para avaliar a acurácia da medida em fotogrametria.

Para avaliar a acurácia diagnóstica, foi realizada a análise da curva ROC (*Receiver Operating Characteristic curve*). Os valores de referência para o ÂC1M-1, ÂC1M-2 e ÂC1M-3 (radiografia) consideram que: $\hat{A}C1M < 131,1^\circ$ classifica um pé cavo; e $\hat{A}C1M > 134^\circ$ classifica um pé plano (Capítulo 1). Em relação ao ÂC1M-4, os valores de referência são: $\hat{A}C1M-4 < 120^\circ$ classifica um pé cavo; e $\hat{A}C1M-4 > 125^\circ$;

> 128° ou > 130° classifica um pé plano (ANBARIAN, 2005; BENEDETTI *et al.*, 2010; CEBULSKI-DELEBARRE *et al.*, 2016).

Quanto aos valores de referência para os IA, a literatura somente fornece valores para avaliações não-radiológicas, sendo a maioria baseada em n desvios-padrão da média da amostra. Adotamos essas referências como pontos de corte dos IA em radiografia para determinar o melhor ponto de corte na fotogrametria devido à excelente correlação entre a radiografia e outros instrumentos, reportada por estudos prévios. Dessa forma, adotamos quatro pontos de corte para classificar um pé plano: IA-truncado $\leq 0,275$; ≤ 1 desvio-padrão da média da amostra; $\leq 1,5$ desvio-padrão da média da amostra e ≤ 2 desvios-padrão da média da amostra. Outros quatro pontos de corte foram usados para discriminar um pé cavo: IA-truncado $\geq 0,356$; ≥ 1 desvio-padrão da média da amostra; $\geq 1,5$ desvio-padrão da média da amostra e ≥ 2 desvios-padrão da média da amostra (TAKABAYASHI *et al.*, 2020; WILLIAMS; MCCLAY; HAMILL, 2001). Para o IA-total foi utilizado o mesmo critério de pontos de corte com base em desvios-padrão da média da amostra.

Para verificar a concordância dos resultados de classificação da altura do arco longitudinal medial entre a radiografia e a fotogrametria, com base nos resultados da curva ROC, foi feita a análise do coeficiente *kappa*.

Para predizer o ângulo do ÂALM através do IA, utilizamos o método de entrada força na regressão linear múltipla, com duas variáveis independentes (preditoras) em cada modelo.

Os valores de r foram classificados em correlação inexistente/pequena ($r < 0,25$), pobre (0,25 a 0,49), moderada (0,50 a 0,75) e boa/excelente ($r > 0,75$), conforme (KNAK *et al.*, 2018). A área sob a curva ROC foi classificada como nenhuma ou baixa capacidade discriminatória (entre 0,5 e 0,7), moderada capacidade discriminatória (entre 0,7 e 0,9) e alta capacidade discriminatória ($> 0,9$) (CORIC *et al.*, 2017). Para os valores de k, a classificação adotada foi de acordo com Altman *et al.* (1990) onde valores de $k < 0,20$ demonstram concordância pobre; de 0,21 a 0,40 concordância razoável; de 0,41 a 0,60 concordância moderada; de 0,61 a 0,80 boa concordância e de 0,81 a 1 muito boa concordância. Em nosso estudo, consideramos que uma área sob a curva ROC $\geq 0,75$ indica uma capacidade discriminatória

adequada (MARKS *et al.*, 2014), assim como coeficientes de correlação $> 0,75$ indicam boa validade concorrente, bem como $k \geq 0,61$ demonstra boa concordância.

Todos os testes estatísticos foram realizados no *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS), versão 20.0 (Chicago, Estados Unidos). O nível de significância em todos os testes foi $\alpha \leq 0,05$.

3.3 RESULTADOS

Foram avaliados 44 indivíduos no total, sendo um excluído por falha no procedimento de coleta. Assim, 43 indivíduos compuseram a amostra desse estudo (Tabela 1).

Tabela 1 – Dados descritivos da amostra

Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m ²)
$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$
30,9 ± 8,1	65,7 ± 12,9	1,68 ± 0,1	23,2 ± 3,0

\bar{x} = média; DP = desvio-padrão; IMC = Índice de Massa Corporal

Os valores médios dos ângulos do arco plantar, em radiografia (ÂC1M) e fotogrametria (ÂALM), foram relativamente próximos, em média. Os valores dos índices da altura do arco foram ligeiramente superiores quando calculados pelo método truncado (Tabela 2).

Tabela 2 – Estatística descritiva das variáveis (n = 43)

Variável	\bar{x}	DP	Mínimo	Máximo
ÂC1M-1	132,4°	6,2°	120,6°	142,9°
ÂC1M-2	133,6°	6,9°	117,5°	144,5°
ÂC1M-3	143,4°	7,0°	127,5°	154,5°
ÂC1M-4	124,1°	5,4°	109,7°	133,2°
ÂALM-A	143,7°	6,5°	131,4°	157,3°
ÂALM-B	128,0°	5,6°	113,5°	139,1°
IA-truncado (RX)	0,310	0,019	0,269	0,362
IA-total (RX)	0,239	0,015	0,209	0,279
IA-truncado (F)	0,354	0,021	0,315	0,400
IA-total (F)	0,277	0,017	0,238	0,310

\bar{x} = média; DP = desvio-padrão, ÂC1M = ângulo calcâneo-primeiro metatarso (RX); ÂALM = ângulo do arco longitudinal medial (fotogrametria); IA = índice da altura do arco.

O ÂALM-A não apresentou correlação significativa com nenhuma das variações do ÂC1M em radiografia e o ÂALM-B apresentou apenas correlação moderada com o ÂC1M-4 (Tabela 3). Porém, tanto o IA-truncado quanto o IA-total apresentaram excelentes correlações entre a radiografia e a fotogrametria.

Tabela 3 – Correlação (r) entre as medidas em radiografia e fotogrametria (n = 43)

Fotogrametria	ÂC1M-1	ÂC1M-2	ÂC1M-3	ÂC1M-4	IA-truncado RX	IA-total RX
ÂALM-A	-0,030	-0,106	-0,011	-0,082	0,171	0,143
ÂALM-B	0,390*	0,508*	0,425*	0,577*	-0,528*	0,456*
IA-truncado	-0,475*	-0,478*	-0,506*	-0,543*	0,872*	0,894*
IA-total	-0,464*	-0,435*	-0,491*	-0,482*	0,853*	0,904*

ÂC1M = ângulo calcâneo-primeiro metatarso (RX); ÂALM = ângulo do arco longitudinal medial (fotogrametria); IA = índice da altura do arco; *correlação significativa: $p < 0,001$

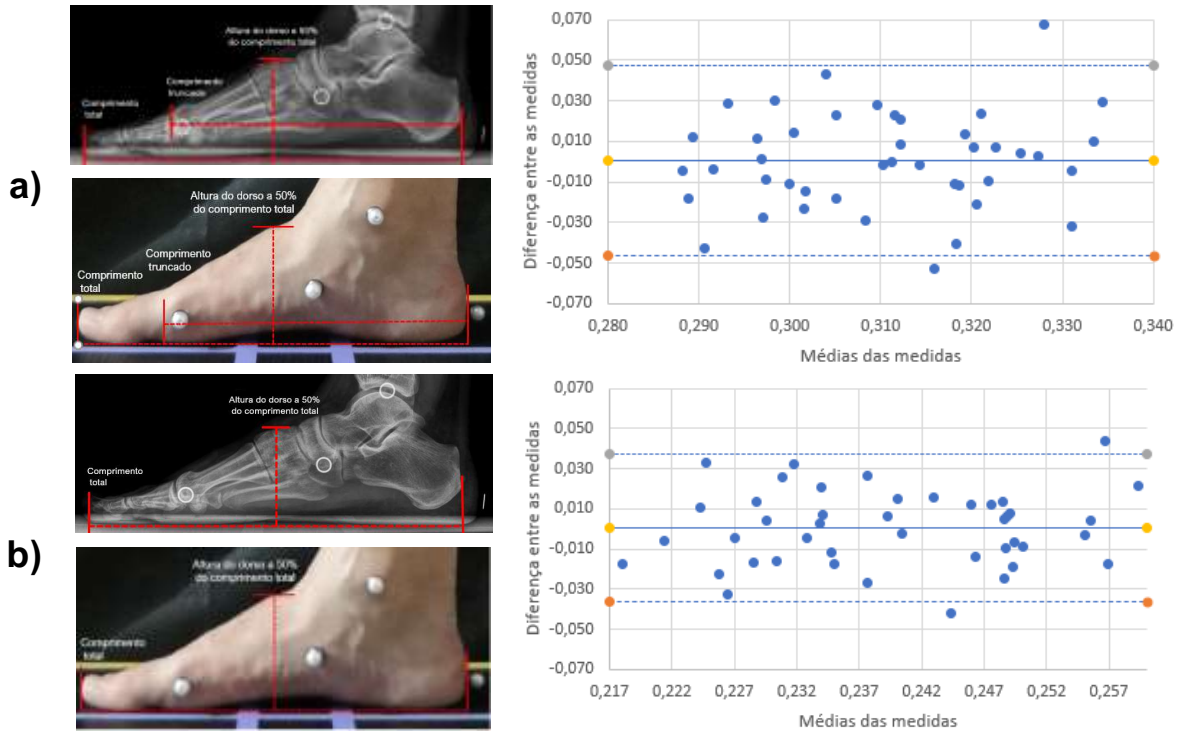
Estimamos o erro RMS (Tabela 4) e realizamos a análise gráfica de Bland e Altman (Figura 6) para os IA, uma vez que suas correlações foram excelentes e significativas (Tabela 3).

Tabela 4 – Erro *Root Mean Square* (RMS), coeficiente de determinação (r^2) e equação da reta do ATC na fotogrametria (n = 43)

	Erro RMS	r^2	Equação da reta
IA-truncado	0,02	0,7618	$y = 0,7985x + 0,0277$
IA-total	0,02	0,8176	$y = 0,7971x + 0,0186$

Verificamos boa concordância entre o IA-truncado e o IA-total medidos em radiografia e fotogrametria nas análises gráficas de Bland e Altman (Figura 6). O viés é 0,00 em ambas as comparações e os dados estão dispersos entre os limites de concordância. Apenas um indivíduo está abaixo do limite inferior de concordância e outro acima do limite superior de concordância em ambas as análises gráficas.

Figura 6 - Concordância entre a radiografia e a fotogrametria: a) Índice da altura do arco truncado (IA-truncado); b) Índice da altura do arco total (IA-total) (n=43)



Buscando avaliar a acurácia diagnóstica do IA-truncado em discriminar um pé plano, aplicamos os pontos de corte IA-truncado ≤ 1 desvio-padrão, $\leq 1,5$ desvio-padrão e ≤ 2 desvios-padrão da média da amostra, além do ponto de corte sugerido pela literatura, IA-truncado $\leq 0,275$, para realizar as análises de curva ROC. A maior área sob a curva foi de 0,982 e o melhor ponto de corte com 100% de sensibilidade e 95,1% de especificidade para discriminar um pé plano na fotogrametria foi IA-truncado $\leq 1,5$ desvio-padrão (Tabela 5).

Tabela 5 – Pontos de corte do índice da altura do arco truncado (IA-truncado) na radiografia e na fotogrametria para discriminação do pé plano (n = 43)

Pontos de corte RX	Pontos de corte Fotogrametria	Área sob a curva	Sensibilidade	Especificidade	p
$\leq 0,272$ (1 DP)	$\leq 0,287$	0,940	100%	92,9%	0,136
$\leq 0,275$	$\leq 0,287$	0,940	100%	92,9%	0,136
$\leq 0,282$ (1,5 DP)	$\leq 0,287$	0,982	100%	95,1%	0,023*
$\leq 0,329$ (2 DP)	$\leq 0,332$	0,952	97,4%	75%	0,003*

*significativa: $p < 0,05$

Para avaliar a discriminação de um pé cavo pelo IA-truncado, aplicamos os pontos de corte IA-truncado ≥ 1 desvio-padrão, $\geq 1,5$ desvio-padrão e ≥ 2 desvios-

padrão da média da amostra, além do ponto de corte sugerido pela literatura, IA-truncado $\geq 0,356$, para realizar as análises de curva ROC. As maiores áreas sob a curva foram de 1,0 com 100% de sensibilidade e 100% de especificidade para discriminar um pé cavo na fotogrametria e ocorreram em ambos os pontos de corte IA-truncado $\geq 1,5$ desvio-padrão e ≥ 2 desvios-padrão (Tabela 6).

Tabela 6 – Pontos de corte do índice da altura do arco truncado (IA-truncado) na radiografia e na fotogrametria para discriminação do pé cavo (n = 43)

Pontos de corte RX	Pontos de corte Fotogrametria	Área sob a curva	Sensibilidade	Especificidade	p
$\geq 0,329$ (1 DP)	$\geq 0,324$	0,885	83,3%	83,8%	0,003*
$\geq 0,356$	$\geq 0,341$	0,976	100%	97,6%	0,107
$\geq 0,339$ (1,5 DP)	$\geq 0,341$	1,000	100%	100%	0,018*
$\geq 0,348$ (2 DP)	$\geq 0,341$	1,000	100%	100%	0,018*

*significativa: $p < 0,05$

Em fotogrametria, optamos por adotar o ponto de corte IA-truncado $\leq 1,5$ desvio-padrão para discriminar o pé plano e IA-truncado $\geq 1,5$ desvio-padrão para discriminar o pé cavo. Obtivemos boa concordância ($k = 0,731$; $p < 0,001$) entre a radiografia e a fotogrametria na classificação do pé plano, neutro ou cavo (Tabela 7)

Tabela 7 – Concordância da classificação do índice da altura do arco truncado (IA-truncado) entre a radiografia e a fotogrametria (n = 43)

		Radiografia ^a			Total
		Plano	Neutro	Cavo	
Fotogrametria ^b	Plano	1	0	0	1
	Neutro	1	38	0	39
	Cavo	0	1	2	3
Total		2	39	2	43

^a IA-truncado neutro na radiografia: $> 0,282$ e $< 0,339$ (1,5 desvio-padrão);

^b IA-truncado neutro na fotogrametria: $> 0,287$ e $< 0,341$ (1,5 desvio-padrão)

Para avaliar a acurácia diagnóstica do IA-total em discriminar um pé plano, aplicamos os pontos de corte IA-total ≤ 1 desvio-padrão, $\leq 1,5$ desvio-padrão e ≤ 2 desvios-padrão da média da amostra para realizar as análises de curva ROC. As maiores áreas sob a curva foram de 1,0 com 100% de sensibilidade e 100% de especificidade para discriminar um pé plano na fotogrametria e ocorreram em ambos os pontos de corte IA-total $\leq 1,5$ desvio-padrão e ≤ 2 desvios-padrão (Tabela 8).

Tabela 8 – Pontos de corte do índice da altura do arco total (IA-total) na radiografia e na fotogrametria para discriminação do pé plano (n=43)

Pontos de corte RX	Pontos de corte Fotogrametria	Área sob a curva	Sensibilidade	Especificidade	p
≤ 0,224 (1 DP)	≤ 0,228	0,969	88,9%	94,1%	<0,001*
≤ 0,217 (1,5 DP)	≤ 0,219	1,000	100%	100%	0,004*
≤ 0,209 (2 DP)	≤ 0,212	1,000	100%	100%	0,091

*significativa: $p < 0,05$

Para avaliar a discriminação de um pé cavo pelo IA-total, aplicamos os pontos de corte IA-total ≥ 1 desvio-padrão, $\geq 1,5$ desvio-padrão e ≥ 2 desvios-padrão da média da amostra para realizar as análises de curva ROC. As maiores áreas sob a curva foram de 1,0 com 100% de sensibilidade e 100% de especificidade para discriminar um pé cavo na fotogrametria e ocorreram em ambos os pontos de corte IA-truncado $\geq 1,5$ desvio-padrão e ≥ 2 desvios-padrão (Tabela 9).

Tabela 9 – Pontos de corte do índice da altura do arco total (IA-total) na radiografia e na fotogrametria para discriminação do pé cavo (n=43)

Pontos de corte RX	Pontos de corte Fotogrametria	Área sob a curva	Sensibilidade	Especificidade	p
$\geq 0,254$ (1 DP)	$\geq 0,254$	0,971	100%	92,3%	0,002*
$\geq 0,262$ (1,5 DP)	$\geq 0,263$	1,000	100%	100%	0,018*
$\geq 0,269$ (2 DP)	$\geq 0,263$	1,000	100%	100%	0,018*

*significativa: $p < 0,05$

Em fotogrametria, optamos por adotar o ponto de corte IA-total $\leq 1,5$ desvio-padrão para discriminar o pé plano e IA-total $\geq 1,5$ desvio-padrão para discriminar o pé cavo, uma vez que esse foi o ponto de corte adotado também para IA-truncado. Dessa maneira, obtivemos concordância perfeita ($k = 1,0$) entre a radiografia e a fotogrametria na classificação do pé plano, neutro ou cavo (Tabela 10).

Tabela 10 – Concordância da classificação do índice da altura do arco total (IA-total) entre a radiografia e a fotogrametria (n=43)

		Radiografia ^a			Total
		Plano	Neutro	Cavo	
Fotogrametria ^b	Plano	3	0	0	3
	Neutro	0	38	0	38
	Cavo	0	0	2	2
Total		3	38	2	43

^a IA-total neutro na radiografia: > 0,217 e < 0,262 (1,5 desvio-padrão);

^b IA-total neutro na fotogrametria: > 0,219 e < 0,263 (1,5 desvio-padrão)

Levando em conta os coeficientes de correlação obtidos, foi utilizada a regressão linear múltipla para verificar se é possível prever o ÂC1M-4 a partir dos IA. No intuito de eleger as variáveis preditoras (dependentes), consideramos as mais altas correlações entre todas as variáveis angulares e os índices da altura do arco em radiografia e fotogrametria. Com muito alta correlação, as variáveis IA-truncado e IA-total apresentam alta colinearidade e por essa razão não foram inseridas em um mesmo modelo de regressão. Assim, foram testados dois modelos com duas variáveis mensuradas em fotogrametria para cada modelo, sendo que uma variável é uma medida linear (IA-truncado ou IA-total) e a outra é uma medida angular (ÂALM-B) (Tabela 11). A variável obtida, a partir dos modelos de regressão, denomina-se ÂC1M predito. No entanto, mesmo atendendo aos pré-requisitos necessários para realizar uma regressão linear (FIELD, 2011), o melhor modelo ajustado explica apenas 40,3% da variação do ÂC1M-4 em radiografia.

Tabela 11 – Modelos de ajuste em regressão linear múltipla para predição do ÂC1M-4 a partir da fotogrametria (ÂC1M predito)**Variável dependente: ÂC1M-4**

Modelo	Variáveis independentes	r ² ajustado	F	DW	Tol.	FIV	Resíduos Padronizados
1	ÂALM-B IA-truncado	0,403	15,196*	1,6	0,7	1,2	-1,8 a 2,04
2	ÂALM-B IA-total	0,376	13,675*	1,6	0,8	1,2	-1,7 a 1,9

ÂC1M = ângulo calcâneo-primeiro metatarso (RX); ÂALM = ângulo do arco longitudinal medial (fotogrametria); IA = índice da altura do arco; F=ANOVA da regressão; DW= coeficiente de Durbin-Watson; Tol. = tolerância; FIV = Fator de inflação da variância; *correlação significativa: p<0,001

Aplicando o ponto de corte de $\hat{A}C1M-4 < 120^\circ$ para discriminar o pé cavo em radiografia na análise de curva ROC e obtivemos uma área sob a curva de 0,847. O melhor ponto de corte do $\hat{A}C1M$ predito pela fotogrametria apresentou 72,2% de sensibilidade e 87,5% de especificidade para discriminar o pé cavo (Tabela 12).

Tabela 12 – Pontos de corte do ângulo do arco longitudinal medial na radiografia ($\hat{A}C1M-4$) e valores preditos pela fotogrametria ($\hat{A}C1M-4$ predito) para discriminação do pé cavo (n=43)

Ponto de corte RX ($\hat{A}C1M4$)	Ponto de corte Fotogrametria ($\hat{A}C1M-4$ predito)	Área sob a curva	Sensibilidade	Especificidade	p
$\leq 120^\circ$	$\geq 122,2^\circ$	0,847	72,7%	87,5%	0,001*

*significativa: $p < 0,05$

Para avaliar a discriminação do pé plano, aplicamos os pontos de corte em radiografia $\hat{A}C1M-4 \geq 125^\circ$, $\geq 128^\circ$ e $\geq 130^\circ$ para realizar as análises de curva ROC. A maior área sob a curva e estatisticamente significativa foi de 0,754 com 71,4% corresponde ao $\hat{A}C1M-4 \geq 128^\circ$. O melhor ponto de corte do $\hat{A}C1M$ predito pela fotogrametria apresentou 71,4% de sensibilidade e 69% de especificidade para discriminar o pé plano (Tabela 13).

Tabela 13 – Pontos de corte do ângulo do arco longitudinal medial na radiografia ($\hat{A}C1M-4$) e valores preditos pela fotogrametria ($\hat{A}C1M$ predito) para discriminação do pé plano (n=43)

Ponto de corte RX ($\hat{A}C1M-4$)	Ponto de corte Fotogrametria ($\hat{A}C1M$ predito)	Área sob a curva	Sensibilidade	Especificidade	p
$\geq 125^\circ$	$\leq 123^\circ$	0,726	85,7%	59,1%	0,011*
$\geq 128^\circ$	$\leq 124,9^\circ$	0,754	71,4%	69,0%	0,008*
$\geq 130^\circ$	$\leq 125,4^\circ$	0,829	100%	65,9%	0,119

*significativa: $p < 0,05$

Em fotogrametria, adotamos como ponto de corte o $\hat{A}C1M$ predito $\geq 122,2^\circ$ para discriminar um pé cavo e $\hat{A}C1M$ predito $\leq 124,9^\circ$ para discriminar um pé plano. Obtivemos concordância razoável ($k = 0,342$; $p = 0,001$) entre os valores do $\hat{A}C1M-4$ na radiografia e do $\hat{A}C1M$ predito pela fotogrametria (Tabela 14).

Tabela 14 – Concordância da classificação do ângulo do arco longitudinal medial entre a radiografia e a predição por fotogrametria (n=43)

		Radiografia ^a			Total
		Plano	Neutro	Cavo	
Fotogrametria ^b	Plano	8	4	1	13
	Neutro	2	6	3	11
	Cavo	1	8	10	19
Total		11	18	14	43

^a Ângulo calcâneo – primeiro metatarso (ÂC1M-4) neutro na radiografia: $\hat{A}C1M-4 > 120^\circ$ e $< 128^\circ$;

^b Ângulo calcâneo – primeiro metatarso predito (ÂC1M predito) na fotogrametria: $\hat{A}C1M \text{ predito} < 122,2^\circ$ e $> 124,9^\circ$.

3.4 DISCUSSÃO

3.4.1 Validade concorrente

Na avaliação clínica do ÂALM-A, os valores de referência fornecidos pela literatura para um ALM neutro vão de 130° a 150° , sendo $> 150^\circ$ um pé cavo e $< 130^\circ$ um pé plano (LANGLEY; CRAMP; MORRISON, 2016; NILSSON *et al.*, 2012). Encontramos a média de $143,7^\circ \pm 6,5^\circ$ em nosso estudo, considerando cerca de 90% de carga no pé avaliado, o que representaria uma amostra com aproximadamente 70% de ALM neutros, segundo essas referências. Jonson e Gross (1997) encontraram valores médios para o ALM de $141,6^\circ$ em homens e $146,5^\circ$ em mulheres, sem mencionar no artigo o quanto de carga o pé avaliado suportava no momento da mensuração. Cobb *et al.* (2011), avaliando a posição de 90% de carga no pé de apoio, encontrou um ÂALM-A médio de $146,9^\circ \pm 6^\circ$ utilizando um goniômetro e de $152,2^\circ \pm 5,7^\circ$ em fotogrametria. MALL *et al.* (2007) relataram ter validado o ÂALM-A em fotogrametria, porém consideraram as medidas feitas com um paquímetro como padrão-ouro. Outro estudo, denominou como avaliação da validade um procedimento para garantir o correto escalonamento das proporções nas fotografias (COBB *et al.*, 2011). Assim, o ÂALM-A ainda não possui validade concorrente comprovada, pois em nosso estudo não houve correlação entre o ÂALM-A e quaisquer dos métodos de cálculo do ÂC1M (Tabela 3).

O ÂALM-B conta com um marcador na base posterior do calcâneo. Essa alternativa metodológica buscou colocar uma referência no osso calcâneo já que a

medida padrão-ouro, o ÂC1M, avalia o posicionamento dessa estrutura óssea em conjunto com o primeiro metatarso. Na literatura, existem diversos estudos que analisaram o ALM, utilizando, no entanto, um marcador na tuberosidade medial do calcâneo e ainda para avaliar parâmetros não-angulares. Dessa forma, não foi possível confrontar com a literatura os resultados do ÂALM-B, que obteve correlação moderada com o ÂC1M-4.

Os valores de média do ÂC1M-1 ($132,2^\circ \pm 6,2^\circ$) e ÂC1M-2 ($133,6^\circ \pm 6,9^\circ$) obtidos nesse estudo são similares aos encontrados por outros autores (MENZ; MUNTEANU, 2005; MURLEY; MENZ; LANDORF, 2009; SALTZMAN; NAWOCZENSKI; TALBOT, 1995). A revisão sistemática realizada no capítulo 1 do presente estudo aponta que um arco longitudinal medial neutro estaria entre $131,2^\circ$ e 134° . De acordo com esses parâmetros e considerando a média e desvio-padrão do ÂC1M-1 e ÂC1M-2, uma minoria de indivíduos teriam seus arcos classificados como neutro. Já a média do ÂC1M-4 ($124,1^\circ \pm 5,4^\circ$) é menor e está dentro da neutralidade de acordo com o valor de referência na literatura: $\text{ÂC1M-4} < 120^\circ$ indica um pé cavo, normal entre 120° e 130° e $\text{ÂC1M-4} > 130^\circ$ indica um pé plano (CEBULSKI-DELEBARRE et al., 2016). Assim, cerca de 70% da nossa amostra apresenta um ALM neutro, considerando o valor de referência do ÂC1M-4.

Em nosso estudo, é possível que a consistência da medição dos ângulos em fotogrametria tenha sido prejudicada porque a transferência de peso e as oscilações do centro de pressão do pé de apoio não foram controlados. Os tecidos moles inerentes ao ALM são flexíveis, cedendo de acordo com a força aplicada sobre eles, a capacidade de estabilização articular dos ligamentos e a elasticidade da musculatura (FLORES et al., 2019; HOUGLUM; BERTOTI; RIBEIRO, 2014; NEUMANN, 2010). Dessa forma, a intenção do indivíduo avaliado em manter o equilíbrio causa variações intermitentes da posição do pé quando tenta manter o peso corporal sobre o apoio unipodal (CASHMERE; SMITH; HUNT, 1999; FRANETTOVICH et al., 2007; VINICOMBE; RASPOVIC; MENZ, 2001).

Outrossim, podem ter ocorrido erros de palpação e demarcação dos pontos de referência anatômicos do pé, relatados também por alguns estudos, especialmente em relação ao navicular. No estudo de Vinicombe, Raspovic e Menz (2001), cinco médicos especialistas, com 3 a 7 anos de experiência clínica, realizaram medidas que incluíam

o osso navicular, tendo sido treinados no método de medida previamente. O valor do SEM em suas mensurações correspondeu de 12 a 28% da medida.

Ademais, movimentos do pé deslocam os tecidos e, conseqüentemente, os marcadores na superfície da pele (MASLEN; ACKLAND, 1994; TRANBERG; KARLSSON, 1998), o que pode também alterar a relação interóssea e o resultados das medidas na radiografia. Durante a marcha, a variação do ÂC1M-1 em fluoroscopia, é em torno de 13° desde o momento em que o calcanhar toca o solo até a eversão máxima do pé na fase de apoio unipodal (WEARING *et al.*, 2004), suscitando que a variação da carga sobre o pé promove alteração na medida angular do ALM. Com isso, é do nosso entendimento que os valores angulares obtidos em radiografia e fotogrametria podem não ter apresentado melhor correlação devido aos movimentos na tentativa de manter a posição do pé apoio, bem como os erros de palpação e demarcação dos pontos de referência por parte do avaliador.

Distintamente do que ocorre com as medidas angulares na avaliação do ALM, o IA não sofre a influência de erros de palpação e demarcação, o que pode ser observado através da excelente correlação entre a radiografia e fotogrametria em nosso estudo (Tabela 3). O IA, além de ser uma medida válida, é mais confiável do que outros índices como a altura do navicular (MCPOIL *et al.*, 2008a; WILLIAMS; MCCLAY, 2000). Ademais, o arco plantar possui uma forma triangular, indicando uma relação de comprimento e altura. Por isso, é adequada a normalização da altura do dorso com o comprimento do pé realizada na mediação do IA (MCPOIL *et al.*, 2008b; VINICOMBE; RASPOVIC; MENZ, 2001).

Um estudo analisou a validade concorrente do IA-truncado e do IA-total, em 90% de carga em apoio unipodal, encontrando excelente correlação entre a medida feita em radiografia e a fotogrametria (ICC = 0,966 e ICC = 0,979, respectivamente) (MALL *et al.*, 2007). Williams e McClay (2000) comparando medidas entre um paquímetro e a radiografia em 90% de carga unipodal, encontraram ICC = 0,749 para o IA-truncado e ICC = 0,851 para o IA-total. Por outro lado, McPoil *et al.* (2008b), na análise da validade concorrente entre a radiografia e o paquímetro em 50% de carga bipodal, encontraram $r = 0,300$ e $r = 0,352$ para o IA-trucando e o IA-total, respectivamente, apesar de encontrarem $r > 0,9$ na correlação de medidas que compõem o IA, como a altura do dorso e o comprimento truncado do pé. Em nosso

estudo, encontramos excelentes correlações entre a radiografia e a fotogrametria na mensuração entre o IA-truncado e o IA-total ($r = 0,872$ e $0,904$, respectivamente). O coeficiente mais alto entre os IA foi apresentado pelo IA-total, sendo esse desfecho também reportados pelos estudos supracitados.

No entanto, nenhum dos estudos que verificaram a validade concorrente dos IA informaram os valores dos índices obtidos na radiografia para que pudéssemos confrontar com nossos achados. Um estudo usando fotogrametria, em que o indivíduo foi posicionado em 90% de carga sobre apoio unipodal, encontrou IA-truncado médio de $0,319 \pm 0,029$ e $0,322 \pm 0,024$ (médias correspondentes a dois avaliadores), e IA-total médio de $0,238 \pm 0,2$ e $0,238 \pm 0,016$ (idem) (MALL *et al.*, 2007). Seus resultados se aproximam das médias dos IA que obtivemos em radiografias (IA-truncado médio = $0,310 \pm 0,019$ e IA-total médio = $0,239 \pm 0,015$). Cobb *et al.* (2011), utilizando um paquímetro e a posição de 90% da carga em apoio unipodal, encontraram um IA-truncado de $0,352 \pm 0,028$, bastante similar ao resultado do IA-truncado em fotogrametria em nosso estudo ($0,354 \pm 0,021$).

Williams e McClay (2000) reportaram os menores valores encontrados na literatura para IA-truncado ($0,272 \pm 0,027$) e IA-total ($0,214 \pm 0,033$) na posição de 90% de apoio unipodal utilizando um paquímetro. Os maiores valores de IA foram encontrados por Hill *et al.* (2017) em estudo com 50% de carga em apoio bipodal, em que utilizaram um sistema de reconstrução digital 3D do pé, relatando IA-truncado de 0,36 a 0,38 e desvio-padrão de 0,02 e 0,03, e IA-total de 0,27 a 0,28 e desvio-padrão de 0,018 e 0,02. Diversos estudos utilizando 50% de carga em apoio bipodal relataram valores médios de IA-truncado entre 0,340 a 0,354 e desvios-padrão entre 0,02 e 0,033 (BUTLER *et al.*, 2008; MCPOIL *et al.*, 2008b; WEIMAR; SHROYER, 2013; XIAO *et al.*, 2020; XIONG *et al.*, 2010). Um estudo comparou os valores do IA em 10%, 50% e 90% de carga sobre o pé e verificou que o índice diminui com o aumento de carga (TAKABAYASHI *et al.*, 2020). No entanto, essa afirmativa não pode ser generalizada quando observamos que o estudo de Williams e McClay (2000) encontrou os menores valores com a maior carga enquanto que os mais altos índices foram obtidos em 50% de carga. Ademais, mesmo que a postura padronizada em nossa amostra seja mais próxima a 90% de carga em apoio unipodal, são os valores do IA-truncado nos estudos

com 50% da carga bipodal que se assemelham mais ao IA-truncado em fotogrametria em nosso estudo.

A amplitude dos IA, entre os menores e maiores índices, chegou próximo de 0,100 em nossa amostra de indivíduos saudáveis. Provavelmente, em amostra com maior severidade no desabamento ou elevação do ALM, a amplitude dos limites dos índices pode ser ainda maior. Com isso, o valor do erro RMS de 0,02 representaria, no máximo, 20% da medida. Assim, considerando a excelente correlação e boa concordância na análise de Bland e Altman, observada entre a radiografia e a fotogrametria, os IA em fotogrametria apresentam validade concorrente com a radiografia.

Em nosso estudo, intencionamos prever valores angulares em radiografia a partir dos valores de IA em fotogrametria. A mais alta correlação entre ângulos e índices ocorreu entre o ângulo $\hat{A}C1M-4$ e o índice IA-truncado ($r = -0,532$). Saltzman, Nawoczinski e Talbot (1995) encontraram melhor correlação ($r = -0,71$) entre o IA-truncado medido com um paquímetro e o ângulo $\hat{A}C1M-1$ em apoio bipodal, sendo que utilizaram a porção inferior do tálus como referência da altura do dorso para normalizar com o comprimento do pé. No entanto, em nosso estudo, utilizando as variáveis com as mais altas correlações nos modelos de regressão linear (IA-truncado, IA-total e $\hat{A}ALM-B$ em fotogrametria), o IA, juntamente com uma medida angular em fotogrametria, apenas conseguimos determinar em torno de 40% do valor do $\hat{A}C1M-4$ em radiografia, o que é insuficiente para uma medição válida entre dois métodos.

3.4.2 Acurácia diagnóstica

Até o momento, nosso estudo é o único que realizou uma análise de acurácia diagnóstica de mensurações do arco longitudinal medial em fotogrametria para determinar um pé plano, neutro ou cavo.

O baixo coeficiente de determinação do modelo de regressão linear ($r^2 = 0,403$) bem como os níveis de sensibilidade e especificidade adotados para a classificação do ângulo do arco longitudinal medial predito em pé cavo e pé plano (71,4% e 69,0%; e 72,7% e 85,5%, respectivamente) contribuíram para uma concordância razoável ($k = 0,342$) entre os valores do $\hat{A}C1M-4$ na radiografia e os valores preditos em

fotogrametria. Contudo, esse resultado está abaixo da concordância mínima aceitável que estabelecemos de $k = 0,61$.

Em relação à capacidade discriminatória do IA Williams, Mcclay e Hamill (2001) aplicaram o ponto de corte de 1,5 desvio-padrão da média da sua amostra para classificar o IA-truncado, de maneira que 7% dos arcos mais altos foram considerados pés cavos e 8% dos arcos mais baixos, considerados pés planos. Esse foi o ponto de corte que apresentou maior área sob a curva, maior sensibilidade e maior especificidade para classificar ambos os IA em nossa amostra. De acordo com o ponto de corte de 1,5 desvio-padrão, no IA-truncado, 5% dos indivíduos foram classificados com pés planos e pés cavos outros 5%, enquanto no IA-total, 7% dos indivíduos foram classificados com pés planos e 5% com pés cavos.

Na literatura, parece existir consenso sobre a prevalência do pé plano em crianças (UDEN; SCHARFBILLIG; CAUSBY, 2017), mas na idade adulta, a prevalência tanto do pé plano ou pé cavo varia muito, independentemente do sexo. Além disso, características étnicas também podem influenciar a altura do ALM (GWANI *et al.*, 2016; GWANI; ASARI; MOHD ISMAIL, 2017; LUNG; YANG; HSIEH, 2009; TROIANO; NANTE; CITARELLI, 2017), alterando o ponto de corte para a classificação do IA como consequência. Dessa forma, seriam necessários mais estudos para confirmar se a classificação proposta pode ser extrapolada à população brasileira.

Ademais, verificamos que o IA-truncado apresenta capacidade discriminatória muito similar ao IA-total, o que permite ao profissional de saúde determinar a altura do arco usando quaisquer um dos métodos, a não ser na presença de deformidades nas falanges como hálux valgo ou dedos em garra, em que seria mais recomendado o uso do IA-truncado (MCPOIL *et al.*, 2008b). Por fim, a validação dessa medida permite acompanhar o comportamento do ALM na prática clínica, além da perspectiva de servir como uma variável de análise em um protocolo de avaliação dinâmica em futuros estudos.

3.4.3 Limitações

Importante mencionar que os valores de referência para determinar a acurácia diagnóstica foram obtidos pela amostra de indivíduos adultos, não sendo aplicáveis a

crianças e adolescentes. Não foram realizadas as análises de repetibilidade e reprodutibilidade do método proposto. Outrossim, a falta de controle da transferência de carga para o pé de apoio prejudicou a avaliação da validade concorrente das medidas angulares.

3.5 CONCLUSÃO

A correlação do ângulo do ALM entre a radiografia e a fotogrametria foi moderada ($r = 0,577$) enquanto a correlação do IA-truncado e do IA-total foi boa/excelente ($r = 0,872$ e $r = 0,904$, respectivamente). Ambos IA-truncado e IA-total apresentaram erro RMS = 0,02. Para diagnóstico de pé plano, a área sob a curva ROC para o IA-truncado foi de 0,982, com sensibilidade 100% e especificidade de 95%, e para o IA-total foi de 1,0, com sensibilidade e especificidade de 100%. Para diagnóstico de pé cavo, a área sob a curva ROC tanto para o IA-truncado quanto para o IA-total foi de 1,0, com sensibilidade e especificidade de 100%. Obteve-se boa concordância entre a radiografia e a fotogrametria no IA-truncado e perfeita concordância no IA-total para classificação do ALM ($k = 0,731$ e $k = 1,0$, respectivamente).

A mensuração do IA-truncado e IA-total em fotogrametria apresenta validade concorrente, erro RMS adequado, além de ser capaz de diagnosticar a presença de pé plano (IA-truncado $\leq 0,287$ e IA-total $\leq 0,219$) e pé cavo (IA-truncado $\geq 0,341$ e IA-total $\geq 0,263$). Porém, não é viável a predição do ângulo do arco longitudinal medial a partir da fotogrametria uma vez que o melhor modelo de regressão linear para prever o ângulo do arco longitudinal medial a partir da fotogrametria resultou num r^2 ajustado de apenas 0,403 e a concordância entre radiografia e fotogrametria na classificação do pé cavo, neutro e plano foi inferior a $k = 0,61$.

REFERÊNCIAS

ABOURAZZAK, F. E. *et al.* A Positive Association Between Foot Posture Index and Medial Compartment Knee Osteoarthritis in Moroccan People. **The Open Rheumatology Journal**, v. 8, p. 96–99, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.2174/1874312901408010096>

ANBARIAN, M. **Identification and classification of geometrical parameters related to foot pathologies**. 2005. - University of Montreal, Montreal, 2005. Disponível em: <https://core.ac.uk/download/pdf/151556879.pdf>

ANTONIOLOTTI, A. *et al.* Influence of feet position on static postural assessment by means of photogrammetry: a comparative study. **European Journal of Physiotherapy**, v. 20, n. 3, p. 166–171, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/21679169.2018.1435719>

BECKER, J.; NAKAJIMA, M.; WU, W. F. W. Factors Contributing to Medial Tibial Stress Syndrome in Runners: A Prospective Study. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 50, n. 10, p. 2092–2100, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001674>

BENEDETTI, M. G. *et al.* Clinicoradiographic Assessment of Flexible Flatfoot in Children. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 100, n. 6, p. 463–471, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/1000463>

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet (London, England)**, v. 1, n. 8476, p. 307–310, 1986.

BULDT, A. K. *et al.* Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. **Gait & Posture**, v. 42, n. 1, p. 42–48, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.004>

BURNS, J.; KEENAN, A.-M.; REDMOND, A. Foot Type and Overuse Injury in Triathletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 95, n. 3, p. 235–241, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/0950235>

BUTLER, R. J. *et al.* Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 98, n. 2, p. 102–106, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/0980102>

CARRARA, C. *et al.* Radiographic angular measurements of the foot and ankle in weight-bearing: A literature review. **Foot and Ankle Surgery**, v. 26, n. 5, p. 509–517, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.fas.2019.07.008>

CARVALHO, A. C. A. *et al.* The association between runners' lower limb alignment with running-related injuries: a systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 4, p. 339–339, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/bjism.2011.084038.83>

CASHMERE, T.; SMITH, R.; HUNT, A. Medial longitudinal arch of the foot: stationary versus walking measures. **Foot & Ankle International**, v. 20, n. 2, p. 112–118, 1999. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/107110079902000208>

CEBULSKI-DELEBARRE, A. *et al.* Correlation between primary flat foot and lower extremity rotational misalignment in adults. **Diagnostic and Interventional Imaging**,

v. 97, n. 11, p. 1151–1157, 2016. Disponível em:
<https://doi.org/10.1016/j.diii.2016.01.011>

CHILVERS, M.; MANOLI, A. The subtle cavus foot and association with ankle instability and lateral foot overload. **Foot and Ankle Clinics**, v. 13, n. 2, p. 315–324, vii, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2008.01.003>

COBB, S. C. *et al.* A Digital Photographic Measurement Method for Quantifying Foot Posture: Validity, Reliability, and Descriptive Data. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 1, p. 20–30, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.20>

CORIC, D. *et al.* Diagnostic accuracy of optical coherence tomography inter-eye percentage difference for optic neuritis in multiple sclerosis. **European Journal of Neurology**, v. 24, n. 12, p. 1479–1484, 2017. Disponível em:
<https://doi.org/10.1111/ene.13443>

DEBEN, S. E.; POMEROY, G. C. Subtle cavus foot: diagnosis and management. **The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 22, n. 8, p. 512–520, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.5435/JAAOS-22-08-512>

DI CAPRIO, F. *et al.* Foot and Lower Limb Diseases in Runners: Assessment of Risk Factors. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 9, n. 4, p. 587–596, 2010.

DUVAL, K.; LAM, T.; SANDERSON, D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. **Gait & Posture**, v. 32, n. 4, p. 637–640, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.007>

ETIKAN, I. Comparison of Snowball Sampling and Sequential Sampling Technique. **Biometrics & Biostatistics International Journal**, v. 3, n. 1, 2016. Disponível em:
<https://doi.org/10.15406/bbij.2016.03.00055>. Acesso em: 6 set. 2020.

FIELD, A. **Discovering statistics using SPSS**. 3. ed. London: Sage Publications, 2011.

FLORES, D. V. *et al.* Adult Acquired Flatfoot Deformity: Anatomy, Biomechanics, Staging, and Imaging Findings. **RadioGraphics**, v. 39, n. 5, p. 1437–1460, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1148/rg.2019190046>

FRANETTOVICH, M. M. *et al.* The Ability to Predict Dynamic Foot Posture from Static Measurements. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 97, n. 2, p. 115–120, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/0970115>

FURLANETTO, Tássia S. *et al.* Concurrent Validity of Digital Image-based Postural Assessment as a Method for Measuring Thoracic Kyphosis: A Cross-Sectional Study of Healthy Adults. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 43, n. 2, p. 93–99, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.03.010>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Evaluation of the precision and accuracy of the DIPA software postural assessment protocol. **European Journal of Physiotherapy**,

v. 19, n. 4, p. 179–184, 2017. Disponível em:
<https://doi.org/10.1080/21679169.2017.1312516>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Photogrammetry as a tool for the postural evaluation of the spine: A systematic review. **World Journal of Orthopedics**, v. 7, n. 2, p. 136–148, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.5312/wjo.v7.i2.136>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Validating a postural evaluation method developed using a Digital Image-based Postural Assessment (DIPA) software. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 108, n. 1, p. 203–212, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.03.012>

GAYA, A. C. A. *et al.* **Projetos de pesquisa científica e pedagógica : o desafio da iniciação científica**. Belo Horizonte: Casa da Educação Física, 2016.

GHASEMI, M. S. *et al.* The effect of foot hyperpronation on spine alignment in standing position. **Medical Journal of the Islamic Republic of Iran**, v. 30, p. 466, 2016.

GWANI, A. S. *et al.* Normal values of foot arch parameters in adult Hausa population of Nigeria. **Journal of Experimental and Clinical Anatomy**, v. 15, n. 2, p. 90, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.4103/1596-2393.200917>

GWANI, A. S.; ASARI, M. A.; MOHD ISMAIL, Z. I. How the three arches of the foot intercorrelate. **Folia Morphologica**, 2017. Disponível em:
<https://doi.org/10.5603/FM.a2017.0049>

HILL, M. *et al.* The relationship between arch height and foot length: Implications for size grading. **Applied Ergonomics**, v. 59, p. 243–250, 2017. Disponível em:
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.08.012>

HILLSTROM, H. J. *et al.* Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. **Gait & Posture**, v. 37, n. 3, p. 445–451, 2013. Disponível em:
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>

HOUGLUM, P. A.; BERTOTI, D. B.; RIBEIRO, J. L. (org.). **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 6. eded. São Paulo: Manole, 2014.

JONSON, L. S. R.; GROSS, M. T. Intraexaminer Reliability, Interexaminer Reliability, and Mean Values for Nine Lower Extremity Skeletal Measures in Healthy Naval Midshipmen. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 25, n. 4, p. 253–263, 1997. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.4.253>

KAO, E.-F. *et al.* Fully automated determination of arch angle on weight-bearing foot radiograph. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 154, p. 79–88, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2017.11.009>

KNAK, K. L. *et al.* Does grip strength reflect isokinetic muscle strength in lower limbs in patients with chronic inflammatory demyelinating polyneuropathy? **Muscle &**

Nerve, v. 58, n. 3, p. 449–452, 2018. Disponível em:
<https://doi.org/10.1002/mus.26136>

KOTTNER, J. *et al.* Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 64, n. 1, p. 96–106, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.03.002>

LAMM, B. M. *et al.* Normal Foot and Ankle Radiographic Angles, Measurements, and Reference Points. **The Journal of Foot and Ankle Surgery: Official Publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons**, v. 55, n. 5, p. 991–998, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2016.05.005>

LANGLEY, B.; CRAMP, M.; MORRISON, S. C. Clinical measures of static foot posture do not agree. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 9, n. 1, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0180-3>. Acesso em: 8 set. 2018.

LIN, E. C. Radiation Risk From Medical Imaging. **Mayo Clinic Proceedings**, v. 85, n. 12, p. 1142–1146, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.4065/mcp.2010.0260>

LUNG, C.-W.; YANG, S.-W.; HSIEH, L.-F. Is the Arch Index Meaningful. **Korean Journal of Sport Biomechanics**, v. 19, n. 2, p. 187–196, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.5103/KJSB.2009.19.2.187>

MALL, N. A. *et al.* The reliability and reproducibility of foot type measurements using a mirrored foot photo box and digital photography compared to caliper measurements. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 5, p. 1171–1176, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.04.021>

MARKS, M. *et al.* Measurement Properties of the German Michigan Hand Outcomes Questionnaire in Patients With Trapeziometacarpal Osteoarthritis. **Arthritis Care & Research**, v. 66, n. 2, p. 245–252, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/acr.22124>

MASLEN, B. A.; ACKLAND, T. R. Radiographic study of skin displacement errors in the foot and ankle during standing. **Clinical Biomechanics**, v. 9, n. 5, p. 291–296, 1994. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90041-8](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90041-8)

MAYNOU, C.; SZYMANSKI, C.; THIOUNN, A. The adult cavus foot. **EFORT Open Reviews**, v. 2, n. 5, p. 221–229, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1302/2058-5241.2.160077>

MCPOIL, T. G. *et al.* Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 1, n. 1, 2008a. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-3>. Acesso em: 12 set. 2018.

MCPOIL, T. G. *et al.* Effect of using truncated versus total foot length to calculate the arch height ratio. **The Foot**, v. 18, n. 4, p. 220–227, 2008b. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.foot.2008.06.002>

MENZ, H. B.; MUNTEANU, S. E. Validity of 3 Clinical Techniques for the Measurement of Static Foot Posture in Older People. **RESEARCH REPORT**, v. 35, n. 8, p. 8, 2005.

MURLEY, G. S.; MENZ, H. B.; LANDORF, K. B. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 2, n. 1, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-22>. Acesso em: 8 set. 2018.

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation**. 2. ed. Saint Louis: Mosby, 2010.

NILSSON, M. K. *et al.* Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 5, n. 1, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-3>. Acesso em: 12 set. 2018.

PAUK, J.; IHNATOUSKI, M.; NAJAFI, B. Assessing plantar pressure distribution in children with flatfoot arch: application of the Clarke angle. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 104, n. 6, p. 622–632, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/8750-7315-104.6.622>

RAZEGHI, M.; BATT, M. E. Foot type classification: a critical review of current methods. **Gait & Posture**, v. 15, n. 3, p. 282–291, 2002. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00151-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5)

RIBEIRO, A. *et al.* Ionising radiation exposure from medical imaging – A review of Patient's (un) awareness. **Radiography**, v. 26, n. 2, p. e25–e30, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.radi.2019.10.002>

SALTZMAN, C. L.; NAWOCZENSKI, D. A.; TALBOT, K. D. Measurement of the medial longitudinal arch. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, n. 1, p. 45–49, 1995. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)80041-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80041-7)

TAKABAYASHI, T. *et al.* Effect of Gender and Load Conditions on Foot Arch Height Index and Flexibility in Japanese Youths. **The Journal of Foot and Ankle Surgery**, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2020.03.019>. Acesso em: 12 out. 2020.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Research Methods in Physical Activity**. 6. ed. Campaign: Human Kinectics, 2011.

TONG, J. W. K.; KONG, P. W. Association Between Foot Type and Lower Extremity Injuries: Systematic Literature Review With Meta-analysis. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 43, n. 10, p. 700–714, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4225>

TRANBERG, R.; KARLSSON, D. The relative skin movement of the foot: a 2-D roentgen photogrammetry study. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 1, p. 71–76, 1998. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00052-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00052-1)

TROIANO, G.; NANTE, N.; CITARELLI, G. L. Pes planus and pes cavus in Southern Italy: a 5 years study. **Annali dell'Istituto Superiore Di Sanita**, v. 53, n. 2, p. 142–145, 2017. Disponível em: https://doi.org/10.4415/ANN_17_02_10

UDEN, H.; SCHARFBILLIG, R.; CAUSBY, R. The typically developing paediatric foot: how flat should it be? A systematic review. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 10, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0218-1>. Acesso em: 20 out. 2020.

VINICOMBE, A.; RASPOVIC, A.; MENZ, H. B. Reliability of Navicular Displacement Measurement as a Clinical Indicator of Foot Posture. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 91, n. 5, p. 262–268, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/87507315-91-5-262>

WEARING, S. C. *et al.* Sagittal movement of the medial longitudinal arch is unchanged in plantar fasciitis. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 10, p. 1761–1767, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000142297.10881.11>

WEIMAR, W. H.; SHROYER, J. F. Arch Height Index Normative Values of College-Aged Women Using the Arch Height Index Measurement System. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 103, n. 3, p. 213–217, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/1030213>

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY, I. S. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. **Physical therapy**, v. 80, n. 9, p. 864–871, 2000.

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY, I. S.; HAMILL, J. Arch structure and injury patterns in runners. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 16, n. 4, p. 341–347, 2001. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00005-5](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00005-5)

XIAO, S. *et al.* Relationships between Foot Morphology and Foot Muscle Strength in Healthy Adults. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 4, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ijerph17041274>

XIONG, S. *et al.* Foot arch characterization: a review, a new metric, and a comparison. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 100, n. 1, p. 14–24, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/1000014>

APÊNDICE 1 – DESCRIÇÃO DOS MÉTODOS DE MENSURAÇÃO DO ÂNGULO DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL (ÂALM) EM FOTOGRAMETRIA

Figura 1 – Métodos utilizados na mensuração do ângulo do arco longitudinal medial (ÂALM) em fotogrametria



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador da tuberosidade navicular e outra reta entre o marcador da tuberosidade navicular e o marcador do maléolo medial.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador do maléolo medial e outra reta formada entre a metade da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador da tuberosidade navicular e outra reta formada entre o terço inferior da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador da tuberosidade navicular e outra reta formada entre a metade da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador da tuberosidade navicular e outra reta formada entre o terço superior da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador do maléolo medial e outra reta entre o ponto na altura do dorso do pé alinhado à posição do marcador da tuberosidade navicular e o marcador na base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador do maléolo medial e outra reta entre o ponto na altura do dorso do pé anterior à articulação tibiotársica e o marcador na base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador do maléolo medial e outra reta entre o marcador do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador do maléolo medial e outra reta formada entre o terço inferior da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador da tuberosidade navicular e outra reta entre o marcador da tuberosidade navicular e o marcador da base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da cabeça do metatarso e o marcador do maléolo medial e outra reta formada entre o terço superior da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado entre o marcador da cabeça do metatarso e um ponto na altura do dorso do pé alinhado à posição do marcador da tuberosidade navicular e outra reta entre o ponto na altura do dorso do pé alinhado à posição do marcador da tuberosidade navicular e o marcador na base do calcâneo



Formado entre o marcador da cabeça do metatarso e um ponto na altura do dorso do pé alinhado à posição do marcador da tuberosidade navicular e outra reta formada entre o terço inferior da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado entre o marcador da cabeça do metatarso e um ponto na altura do dorso do pé alinhado à posição do marcador da tuberosidade navicular e outra reta formada entre a metade da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado entre o marcador da cabeça do metatarso e um ponto na altura do dorso do pé anterior à articulação tibiotársica e outra reta entre o ponto na altura do dorso do anterior à articulação tibiotársica e o marcador na base do calcâneo.



Formado entre o marcador da cabeça do metatarso e um ponto na altura do dorso do pé anterior à articulação tibiotársica e outra reta formada entre o terço inferior da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado entre o marcador da cabeça do metatarso e um ponto na altura do dorso do pé anterior à articulação tibiotársica e outra reta formada entre a metade da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



Formado pela reta entre o marcador da tuberosidade navicular e o marcador do maléolo medial e outra reta entre o marcador do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



(s) Formado pela reta entre o marcador da tuberosidade navicular e o marcador do maléolo medial e outra reta entre o marcador da tuberosidade navicular e o marcador da base do calcâneo.



(t) Formado pela reta entre o marcador da tuberosidade navicular e o marcador do maléolo medial e outra reta formada entre o terço inferior da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.



(u) Formado pela reta entre o marcador da tuberosidade navicular e o marcador do maléolo medial e outra reta formada entre a metade da distância entre os marcadores da tuberosidade navicular e do maléolo medial e o marcador da base do calcâneo.

**APÊNDICE 2 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DO ÂNGULO DO ARCO
LONGITUDINAL MEDIAL (ÂALM) NOS DISTINTOS MÉTODOS AVALIADOS EM
FOTOGRAMETRIA**

Tabela 1 – Estatística descritiva das variáveis (n=43).

Variável	\bar{x}	DP	Mínimo	Máximo
ÂALM (a)	143,7°	6,5°	131,4°	157,3°
ÂALM (b)	128,0°	5,6°	113,5°	139,1°
ÂALM (c)	148,7°	6,9°	133,3°	159,6°
ÂALM (d)	142,9°	6,9°	126,3°	152,9°
ÂALM (e)	136,8°	6,8°	119,1°	147,1°
ÂALM (f)	116,9°	6,7°	105,6°	128,2°
ÂALM (g)	124,9°	4,3°	114,4°	132,3°
ÂALM (h)	109,0°	5,6°	92,4°	121,7°
ÂALM (i)	133,8°	5,5°	120,5°	144,0°
ÂALM (j)	158,9°	6,8°	146,1°	171,0°
ÂALM (k)	121,8°	5,7°	106,3°	133,8°
ÂALM (l)	102,4°	8,7°	85,3°	117,4°
ÂALM (m)	119,2°	6,2°	108,3°	130,6°
ÂALM (n)	113,4°	6,2°	101,7°	125,0°
ÂALM (o)	112,6°	4,7°	100,7°	121,1°
ÂALM (p)	123,7° ^a	15,0° ^b	110,0°	212,5°
ÂALM (q)	115,7°	5,8°	103,0°	126,2°
ÂALM (r)	87,6°	6,1°	74,1°	101,4°
ÂALM (s)	57,4°	5,9°	45,8°	69,8°
ÂALM (t)	112,4°	6,3°	100,8°	124,4°
ÂALM (u)	107,6° ^a	9,8° ^b	95,2°	155,7°

\bar{x} = média; DP = desvio-padrão, ^a mediana; ^b variância.

APENDICÊ 3 – CORRELAÇÃO ENTRE A RADIOGRAFIA E A FOTOGRAMETRIA NA MENSURAÇÃO DO ÂNGULO DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL (ÂALM)

Os coeficientes de correlação (r e ρ) entre os ângulos calcâneo/primeiro metatarso ($\hat{A}C1M$) mensurados na radiografia e os ângulos do arco longitudinal medial ($\hat{A}ALM$) na fotogrametria estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Correlação (r) do $\hat{A}C1M$ em radiografia e do $\hat{A}ALM$ em fotogrametria (n=43)

Variável	$\hat{A}C1M-1$	$\hat{A}C1M-2$	$\hat{A}C1M-3$	$\hat{A}C1M-4$
$\hat{A}ALM$ (a)	-0,030	-0,106	-0,011	-0,082
$\hat{A}ALM$ (b)	0,390*	0,508*	0,425*	0,577*
$\hat{A}ALM$ (c)	0,408*	0,521*	0,422*	0,531*
$\hat{A}ALM$ (d)	0,413*	0,529*	0,432*	0,552*
$\hat{A}ALM$ (e)	0,401*	0,520*	0,421*	0,561*
$\hat{A}ALM$ (f)	0,397*	0,430*	0,439*	0,436*
$\hat{A}ALM$ (g)	0,400*	0,489*	0,447*	0,566*
$\hat{A}ALM$ (h)	0,292	0,416*	0,330*	0,552*
$\hat{A}ALM$ (i)	0,389*	0,507*	0,420*	0,559*
$\hat{A}ALM$ (j)	0,400*	0,508*	0,411*	0,486*
$\hat{A}ALM$ (k)	0,357*	0,477*	0,399*	0,561*
$\hat{A}ALM$ (l)	0,314*	0,319*	0,359*	0,295
$\hat{A}ALM$ (m)	0,357*	0,434*	0,403*	0,439*
$\hat{A}ALM$ (n)	0,364*	0,443*	0,415*	0,464*
$\hat{A}ALM$ (o)	0,354*	0,417*	0,405*	0,473*
$\hat{A}ALM$ (p) ^a	0,192	0,302*	0,203	0,332*
$\hat{A}ALM$ (q)	0,369*	0,469*	0,410*	0,523*
$\hat{A}ALM$ (r)	0,344*	0,397*	0,390*	0,503*
$\hat{A}ALM$ (s)	-0,425*	-0,464*	-0,459*	-0,467*
$\hat{A}ALM$ (t)	0,414*	0,458*	0,450*	0,488*
$\hat{A}ALM$ (u) ^a	0,264	0,250	0,284	0,282

$\hat{A}C1M$ = ângulo calcâneo-primeiro metatarso (RX);

$\hat{A}ALM$ = ângulo do arco longitudinal medial (fotogrametria);

^a ρ ; * correlação significativa: $p < 0,05$

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A revisão sistemática da literatura, que compõe o **Capítulo 1**, teve o objetivo de meta-analisar os coeficientes de confiabilidade intra e interavaliador do ângulo tibioalcâneo e do ângulo calcâneo/primeiro metatarso em radiografias, bem como estimar os valores de referência em adultos para essas medidas. Esses ângulos foram escolhidos, como objeto de estudo, por apresentarem alta reprodutibilidade em estudos anteriores e porque os ossos que formam esses ângulos podem ser palpados e demarcados para o registro fotográfico. Como desfecho, a metanálise das reprodutibilidades do ângulo tibioalcâneo demonstrou boa reprodutibilidade intra-avaliador e baixa reprodutibilidade interavaliador no método do ponto mais distal do calcâneo, enquanto o método da linha lateral e medial dos contornos ósseos do calcâneos demonstrou excelente reprodutibilidade interavaliador. Porém, não foi possível metanalisar seus valores de referência. Realizou-se metanálise para a reprodutibilidade intra-avaliador do ângulo calcâneo/primeiro metatarso, que demonstrou ser excelente. O valor de referência metanalisado resultou em 132,6° (IC 95% 131,3° - 134,0°) para esse ângulo, em adultos.

A partir do resultado das metanálises do Capítulo 1, definimos os métodos de mensuração do ângulo tibioalcâneo em radiografia, que representariam o padrão-ouro para a mensuração do alinhamento do retopé em fotogrametria. Portanto, o objetivo da pesquisa original do **Capítulo 2** foi analisar a validade concorrente, a acurácia diagnóstica e as reprodutibilidades intra e interavaliador da mensuração do ângulo tibioalcâneo na avaliação do alinhamento estático do retopé, no plano frontal, em fotogrametria, em adultos saudáveis. Concluiu-se que o método proposto de mensuração do ângulo tibioalcâneo em fotogrametria apresenta boa/excelente validade concorrente, excelente concordância com o padrão-ouro, pequeno erro RMS, excelente acurácia diagnóstica na identificação da presença de varismo ($ATC \leq -5,8^\circ$) ou valgismo ($ATC \geq 7,7^\circ$) na postura do retopé no plano frontal, além de boa reprodutibilidade interavaliador e excelente reprodutibilidade intra-avaliador.

De modo semelhante, o Capítulo 1 embasou a escolha do ângulo calcâneo/primeiro metatarso como o padrão-ouro em radiografia para a comparação da mensuração em fotogrametria do ângulo do arco longitudinal medial. Assim, os

objetivos do **Capítulo 3** foram avaliar a validade concorrente e acurácia diagnóstica do ângulo do arco longitudinal medial e do índice do arco em fotogrametria, em adultos saudáveis; e avaliar a viabilidade de predição do ângulo do arco longitudinal medial através do índice de altura do arco medial. Concluiu-se que a correlação ângulo do arco longitudinal medial entre a radiografia e a fotogrametria foi moderada ($r = 0,577$) enquanto a correlação do índice da altura do arco truncado e do índice da altura do arco total foi boa/excelente. A mensuração índices da altura do arco em fotogrametria apresenta validade concorrente, erro RMS adequado, além de ser capaz de diagnosticar a presença de pé plano (IA-truncado $\leq 0,287$ e IA-total $\leq 0,219$) e pé cavo (IA-truncado $\geq 0,341$ e IA-total $\geq 0,263$). Porém, não é viável a predição do ângulo do arco longitudinal medial a partir do IA na fotogrametria, uma vez que o melhor modelo de regressão linear para predizer o ângulo do arco longitudinal medial a partir da fotogrametria resultou num r^2 ajustado de apenas 0,403 e a concordância entre radiografia e fotogrametria na classificação do pé cavo, neutro e plano foi inferior a $k = 0,61$.

Apesar utilizarmos pontos anatômicos bem descritos em nosso método, o arco longitudinal medial está sujeito à complacência dos tecidos moles que o sustentam e à carga imposta sobre o pé. No entanto, a quantidade de carga sobre o pé não foi monitorada. Se houvesse esse monitoramento, poderíamos ter obtido outro resultado. Assim, o estudo é promissor se existir o controle da carga e da estabilidade latero-lateral do pé de apoio.

Em suma, o ângulo tibio calcâneo, mensurado por meio de fotogrametria, apresenta validade concorrente, acurácia diagnóstica e reprodutibilidades adequadas para avaliar o alinhamento do retropé no plano frontal de costas. Os índices da altura do arco (truncado e total) apresentam validade concorrente e acurácia diagnóstica para avaliar a altura do arco longitudinal medial no plano sagital.

PERSPECTIVAS

A presente dissertação propõe metodologias válidas e acuradas, e uma delas reprodutível, para a avaliação postural dos pés em fotogrametria, em dois planos anatômicos. Considerando a análise rigorosa das propriedades métricas que realizamos, é crucial que nossos desfechos sejam disseminados através de artigos em periódicos científicos, seminários e congressos.

Ademais, as metodologias de cálculo propostas nesse estudo poderão ser implantadas no *software* DIPA[®], o qual passará a realizar a avaliação do alinhamento do retropé e a avaliação da altura do arco longitudinal medial. Outrossim, a realização do presente estudo traz a oportunidade de ampliar as metodologias já propostas como, por exemplo, a inclusão de avaliações da região do antepé.

Além disso, um novo estudo poderá ser conduzido, aperfeiçoando a avaliação da altura do arco longitudinal medial, pois uma vez corrigidas as falhas metodológicas, acreditamos que será possível observar validade concorrente entre os valores angulares mensurados em fotogrametria com a radiografia.

REFERÊNCIAS DA INTRODUÇÃO

ANTONIOELLI, A. *et al.* Influence of feet position on static postural assessment by means of photogrammetry: a comparative study. **European Journal of Physiotherapy**, v. 20, n. 3, p. 166–171, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/21679169.2018.1435719>

BULDT, A. K. *et al.* Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. **Gait & Posture**, v. 42, n. 1, p. 42–48, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.004>

BURNS, J.; KEENAN, A.-M.; REDMOND, A. Foot Type and Overuse Injury in Triathletes. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 95, n. 3, p. 235–241, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/0950235>

BURSENS, A. *et al.* Measuring hindfoot alignment in weight bearing CT: A novel clinical relevant measurement method. **Foot and Ankle Surgery: Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons**, v. 22, n. 4, p. 233–238, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.fas.2015.10.002>

CARVALHO, A. C. A. *et al.* The association between runners' lower limb alignment with running-related injuries: a systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 4, p. 339–339, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/bjism.2011.084038.83>

DI CAPRIO, F. *et al.* Foot and Lower Limb Diseases in Runners: Assessment of Risk Factors. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 9, n. 4, p. 587–596, 2010.

FURLANETTO, Tássia S. *et al.* Concurrent Validity of Digital Image-based Postural Assessment as a Method for Measuring Thoracic Kyphosis: A Cross-Sectional Study of Healthy Adults. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 43, n. 2, p. 93–99, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.03.010>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Evaluation of the precision and accuracy of the DIPA software postural assessment protocol. **European Journal of Physiotherapy**, v. 19, n. 4, p. 179–184, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/21679169.2017.1312516>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Photogrammetry as a tool for the postural evaluation of the spine: A systematic review. **World Journal of Orthopedics**, v. 7, n. 2, p. 136–148, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.5312/wjo.v7.i2.136>

FURLANETTO, Tássia Silveira *et al.* Validating a postural evaluation method developed using a Digital Image-based Postural Assessment (DIPA) software. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 108, n. 1, p. 203–212, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.03.012>

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 4. eded. Barueri: Manole, 2016.

HAZAR, Z.; KARABICAK, G. O.; TIFTIKCI, U. Reliability of photographic posture analysis of adolescents. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 10, p. 3123–3126, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3123>

HILLSTROM, H. J. *et al.* Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. **Gait & Posture**, v. 37, n. 3, p. 445–451, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>

HOUGLUM, P. A.; BERTOTI, D. B.; RIBEIRO, J. L. (org.). **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 6. eded. São Paulo: Manole, 2014.

LANGLEY, B.; CRAMP, M.; MORRISON, S. C. Clinical measures of static foot posture do not agree. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 9, n. 1, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0180-3>. Acesso em: 8 set. 2018.

LIN, E. C. Radiation Risk From Medical Imaging. **Mayo Clinic Proceedings**, v. 85, n. 12, p. 1142–1146, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.4065/mcp.2010.0260>

LIPPERT, L. S. **Clinical Kinesiology and Anatomy**. 5. ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2011.

MAGEE, D. J. **Orthopedic Physical Assessment**. 4. ed. Saint Louis: Saunders Elsevier, 2006.

MENZ, H. B. *et al.* Association of Planus Foot Posture and Pronated Foot Function With Foot Pain: The Framingham Foot Study: Relationship of Foot Pain to Foot Function and Posture. **Arthritis Care & Research**, v. 65, n. 12, p. 1991–1999, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/acr.22079>

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation**. 2. ed. Saint Louis: Mosby, 2010.

RAZEGHI, M.; BATT, M. E. Foot type classification: a critical review of current methods. **Gait & Posture**, v. 15, n. 3, p. 282–291, 2002. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00151-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5)

RIBEIRO, A. *et al.* Ionising radiation exposure from medical imaging – A review of Patient’s (un) awareness. **Radiography**, v. 26, n. 2, p. e25–e30, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.radi.2019.10.002>

RIBEIRO, A. P. *et al.* Rearfoot alignment and medial longitudinal arch configurations of runners with symptoms and histories of plantar fasciitis. **Clinics**, v. 66, n. 6, p. 1027–1033, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1807-59322011000600018>

SINGLA, D.; VEQAR, Z.; HUSSAIN, M. E. Photogrammetric Assessment of Upper Body Posture Using Postural Angles: A Literature Review. **Journal of Chiropractic**

Medicine, v. 16, n. 2, p. 131–138, 2017. Disponível em:
<https://doi.org/10.1016/j.jcm.2017.01.005>

TAKABAYASHI, T. *et al.* Changes in Kinematic Coupling Among the Rearfoot, Midfoot, and Forefoot Segments During Running and Walking. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 108, n. 1, p. 45–51, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/16-024>

TONG, J. W. K.; KONG, P. W. Association Between Foot Type and Lower Extremity Injuries: Systematic Literature Review With Meta-analysis. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 43, n. 10, p. 700–714, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4225>

XARCHAS, K. C.; TSOLAKIDIS, G. F. Galen: Author of the First Flatfoot Description. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 94, n. 5, p. 508–509, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.7547/0940508>

ZHANG, J. Z. *et al.* 3D Biometrics for Hindfoot Alignment Using Weightbearing Computed Tomography. **Foot & Ankle International**, v. 40, n. 6, p. 720–726, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/1071100719835492>