



**UNIVERSIDADE
FEDERAL DO CEARÁ**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
FACULDADE DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRURGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO-SENSU EM CIÊNCIAS MÉDICO-
CIRÚRGICAS**

RODRIGO SCHROLL ASTOLFI

**CORRELAÇÃO ENTRE OS TAMANHOS DAS ESTRUTURAS TÁLUS, SEGUNDO
METATARSO, REGIÃO METAFISÁRIA DISTAL DA TÍBIA, TENDÃO DE
AQUILES E A ALTURA DOS INDÍVIDUOS DA POPULAÇÃO CEARENSE DE UMA
REGIÃO TROPICAL**

**FORTALEZA
2021**

RODRIGO SCHROLL ASTOLFI

CORRELAÇÃO ENTRE OS TAMANHOS DAS ESTRUTURAS TÁLUS, SEGUNDO
METATARSO, REGIÃO METAFISÁRIA DISTAL DA TÍBIA, TENDÃO DE AQUILES E
A ALTURA DOS INDÍVIDUOS DA POPULAÇÃO CEARENSE DE UMA REGIÃO
TROPICAL

Dissertação submetida à Coordenação do
Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em
Ciências Médico-Cirúrgicas da Faculdade de
Medicina da Universidade Federal do Ceará
para obtenção do grau de Mestre em Ciências
Médico-Cirúrgicas.

**Orientador: Prof. Dr. José Alberto Dias
Leite**

FORTALEZA

2021

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Biblioteca Universitária

Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

- S412 Schroll Astolfi, Rodrigo.
Correlação Entre os Tamanhos das Estruturas Tálus, Segundo Metatarso, Região Metafisária Distal da Tíbia, Tendão de Aquiles e a Altura dos Indivíduos da População Cearense de uma Região Tropical / Rodrigo Schroll Astolfi. – 2021.
74 f. : il. color.
- Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Ceará, Faculdade de Medicina, Programa de Pós-Graduação em Ciências Médico-Cirúrgicas, Fortaleza, 2021.
Orientação: Prof. Dr. José Alberto Dias Leite .
1. tálus. 2. tendão do calcâneo. 3. antropometria. I. Título.

CDD 617

CORRELAÇÃO ENTRE OS TAMANHOS DAS ESTRUTURAS TÁLUS, SEGUNDO
METATARSO, REGIÃO METAFISÁRIA DISTAL DA TÍBIA, TENDÃO DE AQUILES E
A ALTURA DOS INDÍVIDUOS DA POPULAÇÃO CEARENSE DE UMA REGIÃO
TROPICAL

Dissertação submetida à Coordenação do
Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em
Ciências Médico-Cirúrgicas da Faculdade de
Medicina da Universidade Federal do Ceará
para obtenção do grau de Mestre em Ciências
Médico-Cirúrgicas.

Aprovada em ___ / ___ / _____

BANCA EXAMINADORA:

Prof. José Alberto Dias Leite - UFC (orientador)

Prof. Dr. Henrique César Temóteo – UFC (membro)

Prof. Dr. Alexandre Leme Godoy dos Santos – USP (membro)

“Dedico este trabalho a Deus e peço para que ele faça parte de minha efetiva reforma moral e, se possível, da de outros que porventura este conhecimento possa alcançar.”

DEDICATÓRIA

“Ao contínuo evolutivo da minha família, meus pais Sérgio e Clara e todos os nossos antepassados que passaram por suas dificuldades em seus tempos, mas conseguiram permitir a evolução da próxima geração até que eu pudesse chegar a este ponto.

A minha esposa Danielle que junto comigo irá passar o bastão da evolução em um ponto mais alto para nossos queridos filhos João e Anna.”

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências Médico-Cirúrgicas Professor Dr Paulo Roberto Leitão de Vasconcelos.

Em seguida, agradeço a meu orientador, Prof. Dr. José Alberto Dias Leite, pelas portas que abriu para mim e para diversos ortopedistas pesquisadores cearenses mantendo a chama do desenvolvimento acesa neste estado.

Agradeço ao Prof. Dr. Henrique César Temóteo por ter sido a primeira pessoa a me receber no Ceará e por ter dobrado meu paraquedas em diversas ocasiões.

Agradeço ao Prof. Dr. Alexandre Leme Godoy dos Santos pelo acompanhamento e orientação nas pesquisas.

Agradeço ao Prof. Dr Jailson Rodrigues Lopes pela participação na avaliação das imagens.

Agradeço a aluna Rayanne Carneiro Torres de Novaes pela ajuda fundamental na pesquisa e por manter em mim a esperança nas gerações futuras.

Aos funcionários da Pós-Graduação principalmente na figura da senhora Maria Luciene Vieira de Oliveira que nos guia com dedicação em todo esse processo.

RESUMO

Dados antropométricos como correlação entre comprimento de estruturas anatômicas e altura do indivíduo fazem parte de estudos da medicina forense e da biomecânica. Ainda que ossos longos sejam as estruturas mais comumente associadas à altura, a forte correlação entre comprimento total do pé e estatura é bastante conhecida. Apesar disso, há pouca informação na literatura sobre a correlação entre as estruturas do pé e altura. Neste estudo, foram avaliadas imagens de radiografias e de ressonância magnética de 138 pacientes para medição de quatro estruturas (metáfise distal da tíbia, tálus, segundo metatarso e tendão de Aquiles) e comparação com a altura do indivíduo. As medidas da largura da metáfise distal da tíbia e o comprimento do tálus se correlacionaram moderadamente com altura na avaliação com o coeficiente de *Pearson* (0,58 e 0,57 respectivamente), e o comprimento do segundo metatarso teve correlação fraca com altura (0,42). Foi observada ainda diferença entre os sexos: todas as três estruturas ósseas se correlacionaram fracamente com a altura nas mulheres, mas, nos homens, o comprimento do tálus se correlacionou moderadamente com altura (coeficiente de *Pearson* 0,56) e o comprimento do segundo metatarso teve uma fraca correlação com a altura (0,16). A seguinte regressão linear foi proposta: Altura do Indivíduo (m) = 0,993 + 0,013x comprimento do tálus (mm) (+/- 7 cm). O tendão de Aquiles teve fraca correlação com altura (0,19). Este é o primeiro estudo a avaliar a correlação entre as estruturas do pé e altura em uma população latino-americana e um dos poucos a propor uma fórmula para cálculo da altura a partir de um osso do pé. A diferença entre sexos nas proporções do antepé e retropé e a altura dos indivíduos podem explicar algumas diferenças biomecânicas entre homens e mulheres.

Palavras-chave: Tálus, tendão do calcâneo, antropometria

ABSTRACT

Anthropometric data like correlations between anatomic structures and individual's height are present in forensic and biomechanical studies. Although long diaphyseal bones are constantly associated with height, foot length association with height is also well known. Despite that, little is known about foot structures correlation with height. In this study, x-ray and MRI images of 138 patients were measured to evaluate four structures (distal tibia metaphysis width, talus length, second metatarsal length and Achilles length) and compare to patients height. Distal tibial metaphysis and talus length had a moderate correlation with height (Pearson's 0.58 and 0.57), second metatarsal length had a low correlation with height (Pearson's 0.19). A gender difference was observed: all three bone structures had a low correlation with height in women, although in men, talus had a moderate correlation with height (Pearson's 0.56) but second metatarsal had a low correlation with height (0.16). A linear regression has been proposed: $\text{Height (m)} = 0,993 + 0,013x \text{ talus longer axis (mm)} (+/- 7 \text{ cm})$. This is the first study to analyze the correlation of foot structures with height in a Latin-America population, and one of the few to propose a formula to calculate height using a foot bone. The gender difference in the proportions between forefoot and hindfoot and height can help explain some biomechanical differences between men and women.

Keywords: talus, Achilles tendon, anthropometry

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1... Avaliação da largura da metáfise distal da tibia	13
FIGURA 2.... Avaliação do comprimento do eixo longo do tálus.....	14
FIGURA 3.... Avaliação do comprimento do tendão de Aquiles	14
FIGURA 4 Medição do comprimento do eixo anatômico do segundo metatarso.....	15

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A.....	Perfil das distribuições das alturas.....	47
ANEXO B.....	Movimento do centro de gravidade corporal,.....	49
ANEXO C.....	Tabela de correlações do coeficiente de Pearson.....	50
ANEXO D.....	Linhas de tendência geradas pelos pontos.....	50
ANEXO E.....	Artigo Publicado.....	51

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE A	Modelo dos braços de alavanca.....	35
APÊNDICE B	Fases da etapa de apoio da marcha.....	36
APÊNDICE C ...	Dados do estudo, altura dos indivíduos e comprimentos das estruturas.....	37
APÊNDICE D	Dados do estudo, altura dos indivíduos e comprimentos das estruturas homens.....	40
APÊNDICE E ...	Dados do estudo, altura dos indivíduos e comprimentos das estruturas mulheres.....	41
APÊNDICE F	Dados da análise interobservador.....	44

LISTA DE GRÁFICOS

- FIGURA 5.....** Análise gráfica da concordância interobservador para cada estrutura estudada.....18
- FIGURA 6....** Linhas de tendência da correlação entre o tamanho do tálus e do segundo metatarso.....19

LISTA DE TABELAS

TABELA 1.....	Médias e desvios padrões das medidas feitas no estudo para a população geral do estudo....	17
TABELA 2.	Médias e desvios padrões das medidas feitas no estudo para a população do sexo masculino.....	17
TABELA 3 .	Médias e desvios padrões das medidas feitas no estudo para a população do sexo feminino.....	17
TABELA 4..Coeficiente de concordância intraclasse (ICC) para as estruturas analisadas.....	18
TABELA 5.....	Coeficientes de Pearson	19

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	
1.1 Introdução à Antropometria e à Morfometria	1
1.2 Principais Fatores com Influência na Determinação da Altura do Indivíduo	2
1.3 Finalidade Forense das Relações Antropométricas	3
1.4 Uso das Relações Antropométricas do Pé na Medicina Forense	4
1.5 Finalidade da Antropometria em Estudos Biomecânicos	4
1.6 Implicação do Conhecimento Antropométrico para a Biomecânica do Pé	5
1.6.1 <i>Divisão anatômica do pé em três segmentos</i>	5
1.6.1.1 <u>A articulação tíbio-társica e o movimento corpóreo</u>	6
1.6.1.2 <u>O retopé</u>	6
1.6.1.3 <u>O mediopé</u>	7
1.6.1.4 <u>O antepé</u>	7
1.6.1.5 <u>O tendão de Aquiles</u>	8
1.6.2 <i>A relação entre os segmentos do pé na biomecânica</i>	8
1.7 Justificativa	10
2 OBJETIVOS	11
2.1 Objetivos Gerais	11
2.2 Objetivos Específicos	11
3 MATERIAL E MÉTODO	12
3.1 Desenho do Estudo e Participantes	12
3.2 CrITÉrios de Inclusão, Não Inclusão e Exclusão	12
3.3 Métodos	12
3.3 Análise Estatística	15
4 RESULTADOS	17
5 DISCUSSÃO	22

8 CONCLUSÕES.....	26
9 REFERÊNCIAS.....	27

1 INTRODUÇÃO

1.1 Introdução à Antropometria e à Morfometria

O termo antropometria começou a ser utilizado no século XVII, nas ciências naturalistas, mas os estudos da correlação entre parâmetros corpóreos, tanto os fisiológicos (pressão, frequência cardíaca, frequência respiratória) quanto os anatômicos (altura, circunferência abdominal e comprimentos dos membros), e o desenvolvimento de patologias tiveram início ainda na Antiguidade (CUFF, 1998; ULJASZEK; MASCIE-TAYLOR, 2005). Atualmente, a aferição de parâmetros antropométricos é parte fundamental de todo atendimento médico.

Conforme Utkualp e Ercan (2015), a Morfometria, um braço da Antropometria, é o estudo do tamanho e formato dos componentes anatômicos que geram análise quantitativa das relações anatômicas. O entendimento dessas correlações anatômicas foi importante e intensamente estudado para o desenvolvimento das artes, uma vez que artistas clássicos desenvolveram estudos anatômicos para o entendimento dos padrões morfométricos, como as relações entre comprimento dos braços e das pernas em relação ao tronco, padrões dos formatos dos músculos e relações entre eles e ainda as diferenças nesses padrões morfológicos entre homens e mulheres (SMITH, 2000). Nessa perspectiva, conceitos clássicos, como o da “largura da mão”, em que se acreditava que o corpo poderia ser mensurado em proporções em relação à mão do indivíduo, foram utilizados para trabalhos artísticos e ainda hoje o são para fins médicos (YILMAZ; ÇIKMAZ; MESUT, 2005).

Modernamente, a morfometria voltou a ser intensamente estudada para duas finalidades principais: o estudo da biomecânica e a medicina forense.

Com o advento da medicina esportiva, a possibilidade de diagnosticar um futuro atleta de elite estimulou o surgimento de estudos morfométricos e biomecânicos para correlacionar comprimento dos membros, volumes musculares, comprimento dos ossos e de tendões com o desempenho esportivo (BAYIOS *et al.*, 2006; Norton *et al.*, 1996.). Na ortopedia, a morfometria moderna passou a correlacionar dados morfométricos com a propensão maior ao surgimento de determinadas patologias (ANDRADE *et al.*, 2019).

Sob esse viés, umas das estruturas mais importantes cujos estudos morfométricos influenciam no entendimento da biomecânica é o pé. Conforme variados autores, como Takahashi, Worster e Bruening (2017), essa estrutura anatômica é responsável por receber toda a carga do corpo, distribuí-la no solo, amortecer o impacto da marcha, gerar as forças de impulsão contra o solo e manter o centro de gravidade do corpo alinhado para economia de energia corpórea. Em um segmento do corpo tão complexo no qual forças mecânicas são

equilibradas constantemente, as correlações entre tamanho das estruturas do pé e altura dos indivíduos geram impacto na cinética corporal (TAKAHASHI; WORSTER; BRUENING, 2017).

Desse modo, a Morfometria do pé pode ser utilizada na predição de bom desempenho esportivo em atletas e do maior risco de desenvolvimento de patologias ortopédicas. Para prever o desempenho esportivo de atletas através da Morfometria do pé, é necessário um entendimento profundo da biomecânica do pé. (TAKAHASHI; WORSTER; BRUENING, 2017). Por exemplo, uma análise primária que entendesse o pé como estrutura rígida concluiria que pés grandes gerariam maior demanda muscular em relação a pés pequenos devido a terem um pior braço de alavanca para o esforço do tendão de Aquiles (APÊNDICE A). No entanto, mulheres apresentam pés proporcionalmente menores que os de homens em relação à altura (FESSLER; HALEY; LAL, 2005). Esta última constatação faz concluir que mulheres deveriam ter um pé mecanicamente mais favorável do que o de homens, todavia a desenvoltura esportiva dos homens é superior; aqueles com pés mais compridos também têm vantagem esportiva (TANAKA *et al.*, 2017).

Nesse sentido, o entendimento sobre as forças que atuam no pé durante a atividade esportiva e a correlação entre o formato das estruturas com um melhor desempenho esportivo ainda está em evolução (LEE; PIAZZA, 2009; SUGA *et al.*, 2020). Em relação ao estudo de patologias ortopédicas, o diagnóstico do posicionamento estático do pé (pé plano ou pé cavo) faz parte do atendimento ortopédico, e esse diagnóstico implica a avaliação de maior propensão ao desenvolvimento de patologias ortopédicas, por exemplo o pé plano está associado ao maior risco de desenvolvimento de lombalgia (MENZ *et al.*, 2013), assim como alguns estudos correlacionam o formato das facetas articulares do osso calcâneo e o desenvolvimento de pé plano (CESAR NETTO *et al.*, 2019). Desse modo, o formato do osso calcâneo pode ser associado a maior propensão individual a desenvolver lombalgia.

Na medicina forense, o estudo da Morfometria é comum para o cálculo da altura de um cadáver a partir de sua ossada, pois a identificação da altura pode ser crucial para resolução de um caso criminal ou para estudos de sociedades primitivas (CORDEIRO *et al.*, 2009; PABLOS *et al.*, 2013; BIDMOS; ASALA, 2005; HOLLAND, 1995; BYERS; AKOSHIMA; CURRAN, 1989). Em casos criminais, é comum que ossadas estejam incompletas, como os ossos pequenos do pé que ficam mais comumente intactos do que ossos longos. Nessa perspectiva, o estudo da correlação morfométrica entre comprimento do pé e altura do indivíduo pertence a estudos clássicos na medicina forense (GILES;

VALLANDIGHAM, 1991). No entanto, a correlação entre cada osso do pé e a altura do indivíduo ainda necessita de maior aprofundamento na literatura.

1.2 Principais Fatores com Influência na Altura do Indivíduo

A altura é um dos parâmetros mais associados à herança genética no ser humano (SILVENTOINEN, 2003), mas, apesar da influência genética, uma série de fatores ambientais interferem na altura final de um indivíduo. Um ambiente adverso, durante o desenvolvimento de um indivíduo, pode afetar sua estatura final (STECKEL, 2009). Uma dieta pobre em proteínas, fator nutricional, é amplamente aceita como o fator ambiental que mais influencia a altura final de um indivíduo (BOZZOLI; DEATON; QUINTANA-DOMEQUE, 2009). Além da dieta, infecções na infância também afetam a altura (BOZZOLI; DEATON; QUINTANA-DOMEQUE, 2009).

Esses fatores genéticos e ambientais determinam outras questões que comandarão diretamente a altura final do indivíduo, como produção de hormônio do crescimento, idade de início e duração da puberdade. Cerca de 80% da altura do ser humano deriva de estruturas ósseas e 20%, das partes moles (LUNDY, 1985). Como os ossos são os principais componentes da altura, é esperado que os fatores que determinam a altura do indivíduo (genéticos e ambientais) tenham maior influência no comprimento dos ossos do que das partes moles (ORANCHUK *et al.*, 2019). As partes moles, por representarem menor parcela na constituição da altura do indivíduo, podem ou não ser igualmente influenciadas por genética ou nutrição (BIDMOS; MANGER, 2012). É sabido que o tamanho de partes moles, como tendões e músculos, é bastante influenciado pelo nível e pelo tipo de demanda esportiva, o que pode indicar que essas estruturas têm menor correlação com altura dos indivíduos, porque um maior número de variáveis influencia a formação de partes moles em relação ao ossos (PANG; YING, 2006).

Fêmur, tíbia e coluna vertebral são os principais componentes da estatura, e são essas estruturas as que com maior precisão podem ser utilizadas para o cálculo da estatura de um indivíduo a partir de sua ossada (LUNDY, 1985; WILSON; HERRMANN; JANTZ, 2010). Dessa maneira, ossos longos têm maior correlação com a altura do indivíduo do que ossos pequenos ou partes moles (SACO-LEDO *et al.*, 2019; AKHLAGHI *et al.*, 2011; PABLOS *et al.*, 2013; KARAKAS *et al.*, 2011; AGNIHOTRI *et al.*, 2009; GARMENDIA; SÁNCHEZ-MEJORADA; GÓMEZ-VALDÉS, 2018). Assim, se a altura é parâmetro com forte determinismo genético e o comprimento de ossos pequenos guarda menor correlação com a altura, o comprimento de ossos pequenos pode estar mais relacionado a fatores ambientais ou mais sujeito à aleatoriedade de poucos genes.

1.3 Finalidade Forense das Relações Antropométricas

O cálculo da estatura a partir de ossos ainda é técnica importante para a medicina forense, podendo ser peça definitiva na investigação criminal (SACO-LEDO *et al.*, 2019; AKHLAGHI *et al.*, 2011; PABLOS *et al.*, 2013; KARAKAS *et al.*, 2011; AGNIHOTRI *et al.*, 2009; GARMENDIA; SÁNCHEZ-MEJORADA; GÓMEZ-VALDÉS, 2018). De acordo com Lundy (1985), há dois métodos principais para a predição da altura: método anatômico e método matemático. O método anatômico consiste na somatória dos comprimentos de diferentes componentes do esqueleto. O cálculo de Fully é o método anatômico mais comumente utilizado, no qual se utiliza o cálculo do pé ao crânio (FULLY, 1956). Nesta técnica, utiliza-se altura do crânio, altura dos corpos vertebrais de C2 a L5, altura do sacro, comprimento do fêmur, comprimento da tíbia e altura do tálus e calcâneo. A esse somatório é adicionado um fator de correção para contabilizar partes moles como os discos intervertebrais. Esse método é o mais preciso para o cálculo da estatura de um indivíduo a partir de sua ossada, no entanto depende da disponibilidade de quase todo o esqueleto intacto, o que pode não estar disponível (LUNDY, 1985; TROTTER; GLESER, 1958; SACO-LEDO *et al.*, 2019; AKHLAGHI *et al.*, 2011; PABLOS *et al.*, 2013; KARAKAS *et al.*, 2011; AGNIHOTRI *et al.*, 2009; GARMENDIA; SÁNCHEZ-MEJORADA; GÓMEZ-VALDÉS, 2018).

Quando apenas um osso ou alguns ossos estão disponíveis, utiliza-se o método matemático (LUNDY, 1985), neste são utilizadas fórmulas geradas a partir de regressões baseadas nas correlações entre estruturas e alturas; nesse sentido, ossos longos são os mais precisos, porque são os principais componentes da altura e, portanto, apresentam maior correlação com a altura (DUPERTUIS; HADDEN, 1951; BRITS; MANGER; BIDMOS, 2017). Fórmulas produzidas a partir de regressões lineares apresentam margens de erro e, assim, geram estimativas da altura com maior erro do que as técnicas anatômicas (WILSON; HERRMANN; JANTZ, 2010). Algumas das fórmulas mais utilizadas são as descritas por Trotter e Gleser (1958), geradas a partir de ossadas de norte-americanos brancos e negros. Esses mesmos autores, entre outros, orientam o uso com cuidado dessas fórmulas para populações de outros países, uma vez que proporções morfométricas variam entre diferentes populações (DUPERTUIS; HADDEN, 1951; BRITS; MANGER; BIDMOS, 2017), pois, para o uso das fórmulas matemáticas de estimativas da altura a partir de poucos ou apenas um osso, é necessário que a população seja o mais semelhante possível àquela que foi estudada para a composição da fórmula que se está utilizando. Há poucos estudos publicados com a análise de

populações latino-americanas, e populações hispânicas são sabidamente mal representadas na base de dados norte-americana (DFAUS) (WILSON; HERRMANN; JANTZ, 2010).

Como dito anteriormente, para o uso dos métodos matemáticos, ossos longos são os que resultam em cálculos mais precisos, mas podem não estar disponíveis; por outro lado, ossos pequenos são mais facilmente encontrados intactos e, assim, fórmulas foram geradas também a partir de ossos pequenos (WANG *et al.*, 2014).

Dessarte, correlações obtidas a partir de ossos pequenos apresentam menor linearidade do que a de ossos longos, de modo que cada medida de aumento no comprimento desses ossos gera aumento menos proporcional na altura do indivíduo; alguns ossos inclusive não apresentam correlação alguma com a altura (HOLLAND, 1995; BYERS; AKOSHIMA; CURRAN, 1989; GILES; VALLANDIGHAM, 1991). A título de ilustração, ossos como metacarpos, sacro e ossos do carpo apresentam baixa correlação com altura (KARAKAS *et al.*, 2011). É importante ressaltar que há poucos estudos que mostram a correlação de ossos do pé com a altura dos indivíduos (HOLLAND, 1995; BYERS; AKOSHIMA; CURRAN, 1989; CORDEIRO *et al.*, 2009; PABLOS *et al.*, 2013; BIDMOS; ASALA, 2005).

1.4 Uso das Relações Antropométricas na Medicina Forense

Relativamente poucos estudos geraram fórmulas matemáticas para cálculo da estatura especificamente a partir de ossos do pé (KRISHAN; KANCHAN; DIMAGGIO, 2015). Holland (1995) produziu diversas fórmulas para cálculo da altura a partir do tálus e do calcâneo baseado em 100 ossadas de brancos e negros norte-americanos de diferentes faixas etárias, gerando erros padrões, variando entre 4,09 a 6,11cm. Byers, Akoshima e Curran (1989) encontraram boa correlação entre comprimento dos metatarsos e altura e propuseram fórmulas a partir de cada um dos metatarsos também para brancos e negros norte-americanos, com erros entre 4,00 a 7,60 cm. Com base de dados semelhante, Meadows e Jantz (1992) também calcularam fórmulas a partir do comprimento dos metatarsos, com erro entre 5,10 a 5,67cm. Bidmos e Asala (2005) propuseram ainda diversas fórmulas com diferentes dimensões do calcâneo, com erros padrões entre 5.22 a 5.88cm.

1.5 Finalidade da Antropometria em Estudos Biomecânicos

Boa parte dos estudos sobre as relações antropométricas (pico máximo de velocidade e consumo máximo de O₂ previsto – VO₂ máx) e morfométricas (altura, comprimento dos membros e largura dos ombros) com seus efeitos biomecânicos pertencem à medicina esportiva e visam aumentar o desempenho de atletas ou diagnosticar eventuais atletas de elite (ZOPPIROLI *et al.*, 2020; LUCIA *et al.*, 2006).

É da percepção da população que determinadas características antropométricas favorecem atletas de determinados esportes, como indivíduos altos para o basquetebol, tórax largo para nadadores e indivíduos pesados para judô. Apesar de as características morfométricas sabidamente não serem fator exclusivo para o bom desempenho esportivo, algumas características realmente distinguem a maioria dos atletas da população geral, o Anexo A mostra as diferenças entre as alturas de atletas de futebol, ciclismo e lançamento de disco (NORTON *et al.*, 1996). Nessa perspectiva, o comprimento dos membros é associado à melhor performance para nadadores e ciclistas, já indivíduos com membros inferiores longos atingem maior velocidade (LANDER *et al.*, 2000).

1.6 Implicação do Conhecimento Antropométrico para a Biomecânica do Pé

O pé é a estrutura do corpo humano mais singular frente a outras espécies, não há uma espécie com o pé semelhante ao nosso. Esse fato talvez o faça a estrutura com menor tempo adaptativo, a mais imatura do corpo, e, ao mesmo tempo, aquela submetida ao maior estresse mecânico do corpo e, portanto, provavelmente a estrutura de carga do corpo cujas alterações repercutem mais significativamente na mecânica corporal (WANG *et al.*, 2014). A morfologia do pé é área de interesse tanto para pesquisadores em biomecânica interessados em desempenho esportivo quanto para a indústria de calçados esportivos. A relevância desse tema é representada em termos numéricos quando se avalia que a indústria de calçados esportivos movimentou U\$ 365,5 bilhões em 2020 e o investimento em pesquisa para desenvolvimento de tecnologia é constante (WOOD, 2020).

1.6.1 Divisão anatômica do pé em três segmentos

O pé tem como objetivos principais ser um amortecedor no momento do apoio do calcâneo no solo; distribuir toda a carga do corpo no solo de maneira homogênea; absorver a onda de impacto contra o solo e devolver a energia no momento do desprendimento do pé; estabilizar o centro de gravidade do corpo com movimento delicado durante a marcha; transmitir ao solo a força gerada pelo tríceps sural e receber a reação do solo para o desprendimento do pé do solo, absorvendo a menor quantidade de energia; estabilizar o corpo em terrenos irregulares e se adequar aos calçados (TAKAHASHI; STANHOPE, 2013; TAKAHASHI; WORSTER; BRUENING, 2017; WINTER, 1983; FARRIS; SAWICKI, 2012). Cada uma dessas funções é executada prioritariamente por um segmento do pé em associação com os demais, e, por essa razão, a estrutura óssea do pé é costumeiramente dividida entre: articulação tíbio-társica, retropé, médiopé e antepé (TAKAHASHI; WORSTER; BRUENING, 2017)

1.6.1.1 A articulação tíbio-társica e o movimento corpóreo

A articulação tíbio-társica constitui-se de três ossos: tíbia distal, tálus e fíbula e pelos ligamentos entre estes (NETTER, 2018). Os movimentos realizados nesta articulação são essenciais para diminuir a oscilação no plano vertical do centro de gravidade (ANEXO B) (RAY; TAKAHASHI, 2020). Entre o tálus e a tíbia, ocorre o movimento de flexo-extensão da articulação; como a região articular do tálus tem aspecto de losângulo, tendo sua parte anterior maior do que a parte posterior, quando ocorre a flexão dorsal, a parte mais larga do tálus se encaixa na articulação, gerando movimento na articulação tíbio-fibular, quando a fíbula faz rotação externa e pistona superiormente (COUGHLIN; SALTZMAN; MANN, 2013). Na flexão plantar do tálus, a região mais estreita do tálus se encontra na articulação, momento em que a estrutura ligamentar do tornozelo passa a prover a maior parte da estabilidade da articulação, então a fíbula roda internamente e desce levemente (HAN *et al.*, 2019).

Esses movimentos permitem que a articulação que suporta as maiores pressões do corpo, menor superfície cartilaginosa para a massa corpórea suportada, mantenha o centro de gravidade do corpo com estabilidade no terreno não homogêneo (VAN DIJK *et al.*, 2010). Ademais, restrições da mobilidade dessas articulações implicam em maior gasto energético (HUANG *et al.*, 2015).

1.6.1.2 O retropé

O retropé constitui-se na região que inclui os ossos tálus e calcâneo (DEVITA; HELSETH; HORTOBAGYI, 2007). Na marcha, a primeira etapa é caracterizada pelo apoio do calcanhar no solo (APÊNDICE B), momento em que o tendão tibial posterior realiza contração excêntrica, absorvendo a onda de choque do impacto contra o solo e permitindo que o calcâneo faça movimento em valgo, saindo em parte do apoio do tálus, que “mergulha” no ligamento calcâneo navicular comumente chamado de “ligamento mola” pela função de amortecimento do movimento do tálus, que também implica o amortecimento e o armazenamento da energia da onda de choque contra o solo. No momento do apoio do calcâneo no solo, o pé, por sua vez, se torna um amortecedor do movimento (COUGHLIN; SALTZMAN; MANN, 2013).

Após o apoio do calcâneo, ocorre o aplainamento do pé, no qual as demais regiões do pé participam da distribuição de carga no solo e da acomodação no relevo irregular. No momento do desprendimento do calcâneo, há a contração concêntrica do tibial posterior que tensiona o ligamento mola, trazendo o calcâneo para de baixo do tálus e provendo uma estrutura rígida. Essa rigidez é importante para que o pé não absorva as forças de ação e reação geradas contra o solo produzidas pelo tríceps sural através do tendão de Aquiles. A reação do solo frente à força gerada contra ele é a razão de o pé se desprender do solo durante

a marcha; já o pé, como estrutura rígida, no momento do desprendimento do calcâneo, ao não absorver energia neste processo, evita que excesso de energia tenha que ser gerado durante o processo de marcha. Assim, ao trazer o calcâneo para próximo do eixo de carga do corpo, o tibial posterior facilita a função do tendão de Aquiles (COUGHLIN; SALTZMAN; MANN, 2013; MAHARAJ; CRESSWELL; LICHTWARK, 2017).

1.6.1.3 O mediopé

O mediopé é região entre a articulação de *Chopart* e a articulação de *Lisfranc*. Trata-se de uma região composta pelas três cunhas, pelo cuboide e pelo navicular. No mediopé, ocorrem os movimentos de pronosupinação do pé e adução e abdução do pé (COUGHLIN; SALTZMAN; MANN, 2013; NETTER, 2018). A única inserção tendínea do mediopé é a do tibial posterior no navicular e, devido a essa inserção tendínea e à relação do navicular com todos os ossos do retropé e do mediopé, esse osso é frequentemente referenciado como a “chave” do pé, por sua importante função na coordenação dos movimentos. O movimento de pronosupinação é um movimento importante para adaptação no terreno do pé e para equilíbrio das forças geradas no tríceps sural. O movimento de adução e abdução que ocorre principalmente entre o tálus e o navicular é importante também na capacidade de amortecer a onda de choque do impacto no solo e na propulsão do tendão de Aquiles (COUGHLIN; SALTZMAN; MANN, 2013).

1.6.1.4 O antepé

O antepé é composto pela região dos metatarsos e pelos dedos. No antepé, ocorre a maior parte das inserções tendíneas do pé, o que torna essa região importante na transmissão de força no solo, além da adaptação no relevo. No primeiro metatarso, inserem-se o tendão tibial anterior, o mais importante dorsiflexor do tornozelo e o fibular longo, que faz a flexão do primeiro metatarso necessária para o apoio no relevo quando da varização do calcâneo pela contração do tendão tibial posterior no desprendimento do calcâneo. A abdução do antepé e eversão do tornozelo ocorrem pela ação do tendão fibular curto inserido na base do quinto metatarso. Na mecânica do antepé, o primeiro metatarso apresenta importantes inserções tendíneas, sendo este capaz de aplainar o pé no apoio ao solo e aumentar o arco plantar para o desprendimento do solo. O segundo metatarso é considerado o pilar do antepé, no qual os outros metatarsos se ancoram, por essa razão, é o metatarso menos flexível e mais estável (COUGHLIN; SALTZMAN; MANN, 2013; CONG *et al.*, 2014; TAKAHASHI; WORSTER; BRUENING, 2017).

O hálux, além de ser importante no impulso final que libera o pé do solo, importante para atletas que dependem do disparo rápido, também é o local de inserção da fásia plantar

que é responsável por transformar a ação do tendão do Aquiles também em ação varizadora do retropé (HAHN *et al.*, 2008).

1.6.1.5 O tendão de Aquiles

O tendão de Aquiles é o maior tendão do corpo humano e também é o tendão que recebe as maiores forças de tensão. O tendão é composto pelas fibras oriundas do músculo gastrocnêmio, um músculo bi-articular, e do solear (NETTER, 2018). No momento do apoio do calcâneo, os dois músculos fazem uma contração excêntrica que auxilia na absorção da onda de impacto do calcâneo no solo. Na etapa do desprendimento do calcâneo, a musculatura sofre a contração concêntrica responsável pela tração do calcâneo, que faz uma alavanca com o fulcro na articulação do tornozelo e força o antepé contra o solo, permitindo que, por ação e reação, empurre-se o pé para desprendê-lo do chão (COUGHLIN; SALTZMAN; MANN, 2013).

1.6.2 A relação entre os segmentos do pé na biomecânica

O pé tem a função de amortecedor e de propulsor. No momento do amortecimento, o retropé faz movimento em valgo, o mediopé sofre aplainamento e o antepé sofre abdução e dorsiflexão. No momento da soltura do calcâneo do solo, o pé se torna estrutura rígida na qual o retropé sofre variação, o mediopé acentua o cavo plantar e o antepé sofre flexão plantar e adução (MAHARAJ; CRESSWELL; LICHTWARK, 2017).

Com relação à Morfometria do pé como um todo, a maioria dos indivíduos não tem o pé em posição neutra, a maior parte apresenta posições do pé com maior tendência ao pé plano ou ao pé cavo (LUO; XUE; LI, 2017). Isso implica diversas patologias do pé e repercussões biomecânicas. Nesse contexto, o pé plano apresenta menor resistência mecânica, absorve mais as forças geradas contra o solo e, portanto, maior quantidade de força pela musculatura da perna e do pé precisa ser gerada para que ocorra o desprendimento do solo (KARIMI; FERESHTEHNEJAD; POOL, 2013). Esse excesso de esforço mecânico gerado pelo pé plano gera uma série de consequências mecânicas, como o encurtamento da cadeia posterior e patologias associadas, a exemplo da condromalácea patelar (GROSS *et al.*, 2011) e da lombalgia (O'LEARY *et al.*, 2013). Indivíduos com pé que no apoio estático no solo têm pisada com maior cavismo e têm melhor desempenho esportivo para determinadas atividades (SUGA *et al.*, 2020), mas essa pisada está associada a lesões progressivas que, a longo prazo, têm potencial de impedir a atividade esportiva devido à instabilidade progressiva do tornozelo, a lesões condrais e à ruptura dos tendões fibulares (KRAUSE; SEIDEL, 2018).

Diversas relações antropométricas dos ossos do pé têm sido associadas ao melhor desempenho esportivos, porque permitiriam vantagem biomecânica. Acerca disso, calcâneos

mais altos estão associados a um melhor desempenho para esportes com arrancada, provavelmente por gerarem um pé cavo com mais resistência mecânica e menor taxa de absorção da energia (SUGA, 2020). Pessoas com pés proporcionalmente mais longos, especialmente por apresentarem metatarsos longos, apresentam melhor resultados tanto para corridas de resistência quanto para corridas de arrancada (UENO *et al.*, 2020; TOMITA *et al.*, 2018; TANAKA *et al.*, 2017). Já o antepé proporcionalmente mais comprido em relação ao retropé está associado a melhor trabalho mecânico da musculatura flexora plantar do pé, que auxilia na rápida impulsão necessária a corredores de arrancada (BAXTER *et al.*, 2012). Dedos compridos também são associados à melhor força de impulso, gerando possível vantagem a corredores de arrancada (LEE; PIAZZA, 2009).

1.7 Justificativa

Não foram encontrados, nas bases de dados oficiais (LILACS – Literatura Latino-americana e do Caribe em Ciências da Saúde, Medline Complete (EBSCO), Medline/PubMed e Scielo Brasil), estudos com informações sobre uma população brasileira que correlacionassem estruturas do pé, ossos ou partes moles com a altura de indivíduos. Esse tipo de correlação é importante, visto que, quando se utilizam métodos matemáticos de presunção da altura a partir de partes do corpo para fins da medicina forense, o indivíduo que está sendo avaliado deve pertencer ao mesmo grupo étnico-populacional de origem da fórmula (WILSON; HERRMANN; JANTZ, 2010).

A proporcionalidade entre as diferentes estruturas entre si e a altura do indivíduo pouco conhecida na população brasileira também tem implicações na ortopedia, uma vez que a partir da altura do indivíduo poderia ser possível estimar o comprimento final do tendão de Aquiles reconstruído. Além disso, implantes ortopédicos de contorno anatômico, entre eles a prótese de tornozelo, são desenvolvidos com base em populações, muitas vezes, de seus países de origem e são comercializados (SCHMIDT, 2018). No Brasil, o conhecimento aprofundado dessas correlações brasileira pode servir de base para o desenvolvimento de materiais específicos para nossa população.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar a correlação entre o comprimento do tálus, segundo metatarso e tendão de Aquiles e a largura da tíbia distal, com a altura dos indivíduos da população cearense

2.2 Objetivo específico

Desenvolver uma regressão linear a partir dessas correlações para inferir altura do indivíduo a partir dos ossos do pé.

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 Desenho do estudo e participantes

Esta pesquisa, foi submetida ao Comitê de Ética do referido hospital, conforme Norma Operacional nº 001/2013 do Ministério da Saúde, e aprovada (CAAE: 32105020.6.0000.5043).

Trata-se de um estudo em corte transversal. Exames de ressonância magnética em cortes sagital e radiografias do pé com carga na incidência anteroposterior, constantes do arquivo do Serviço de Radiologia da Universidade Federal do Ceará, foram retrospectivamente analisados, e os dados obtidos foram comparados com a altura dos indivíduos.

Preencheram o critério de inclusão 138 exames de indivíduos (60 homens e 78 mulheres). Esses exames foram realizados entre janeiro de 2017 e dezembro de 2019 e retrospectivamente analisados.

A informação sobre a altura dos indivíduos foi obtida nos dados constantes na ficha cadastral feita no ato da realização do exame ou por contato telefônico, nas duas situações a altura foi relatada pelo paciente e não aferida pelos pesquisadores.

Para obter um entendimento global das relações proporcionais aos diferentes segmentos do pé e de partes moles com a altura do indivíduo, uma estrutura representante de cada segmento foi analisada e comparada com a altura.

Foram selecionados o segmento metafisário distal da tíbia (representando o tornozelo), o tálus (representando o retropé), o segundo metatarso (representando o antepé) e o tendão de Aquiles (representando partes moles).

3.2 Critérios de inclusão, não inclusão e exclusão

Critérios de inclusão: exames de pacientes com ressonância magnética e radiografias na incidência anteroposterior com carga constantes no sistema com altura conhecida.

Critérios de não inclusão: exames cuja altura do paciente fosse desconhecida ou exames de pacientes que não sabiam referenciar com precisão sua altura ou que não se apresentassem um dos dois exames ressonância ou radiografia.

Critérios de exclusão: pacientes com idade inferior a 15 anos (esqueleto imaturo), exames com patologias que gerassem deformidade óssea (como deformidades ósseas congênitas ou sequelas de fraturas) ou lesões estruturais do tendão de Aquiles (como

tendinoses ou sequelas de ruptura do tendão) após avaliação por um radiologista e por um ortopedista.

3.3 Método

Conforme padronização do serviço, as imagens de ressonância magnética do tornozelo foram obtidas com o tornozelo do paciente preso a maca do exame de maneira que o pé do paciente ficasse em orientação ortogonal ao plano horizontal. As imagens radiográficas do pé foram obtidas em incidência antero-posterior com carga com a inclinação de 15° da ampola de raio-x com distância de 1 metro entre a ampola e o pé.

A largura da tíbia distal foi medida como uma linha reta sobre a cicatriz da cartilagem de crescimento no corte sagital da ressonância em atenuação T1 (Figura 1). Como a cicatriz da cartilagem de crescimento tem um aspecto côncavo nenhuma linha reta se adequaria perfeitamente a ela, a linha reta era traçada no local de maior congruência entre a cicatriz da cartilagem de crescimento e uma reta, considerou-se a linha que definisse o maior diâmetro possível da metáfise distal da tíbia.

Figura 1: Avaliação da Largura da Metáfise Distal da Tíbia



Fonte: Astolfi *et al* 2020

O comprimento do tálus foi medido, também, no corte sagital da ressonância magnética em atenuação T1, em seu maior eixo anatômico (Figura 2); por eixo anatômico do

tálus entendemos a linha reta mais equidistante das bordas superior e inferior do osso (LEE *et al.*, 2010).

Figura 2: Avaliação do Comprimento do Eixo Longo do Tálus



Fonte: Astolfi *et al* 2020

Para a avaliação do comprimento do tendão de Aquiles, foi considerada sua porção livre de inserção muscular(Figura 3), a aferição foi feita como uma linha reta com início na porção mais proximal livre de inserção muscular até a porção mais distal da inserção óssea (BARFOD *et al.*, 2018).

Figura 3: Avaliação do Comprimento do Tendão de Aquiles



Fonte: Astolfi *et al* 2020

O comprimento do segundo metatarso foi medido na imagem de radiográfica antero-posterior do pé com carga no eixo anatômico deste osso(Figura 4); o eixo anatômico do segundo metatarso foi considerado como a linha reta mais equidistante da borda lateral e medial do osso (LEE *et al.*, 2010).

Figura 4: Medição do Comprimento do Eixo Anatômico do Segundo Metatarso



Fonte: Astolfi *et al* 2020

3.4 Análise estatística

As correlações entre as estruturas e as alturas dos indivíduos foram avaliadas pelo coeficiente de Pearson (ANEXO C). Para o cálculo da fórmula que melhor descreveria uma regressão linear entre a estrutura e a altura do indivíduo, uma regressão simples foi utilizada, com altura como variável dependente (y) e comprimento da estrutura como variável independente (x). Para o cálculo, foi estimada uma reta entre as duas variáveis. A acurácia do modelo (R^2) foi calculado pela medida do R-quadrado. Em regressões univariáveis, o R^2 é o quadrado da correlação de Pearson (SCHNEIDER; HOMMEL; BLETTNER, 2010).

A confiabilidade interobservador foi calculada pelo ICC (*Intraclass Correlation Coeficiente*). A confiabilidade interobservador foi avaliada entre medições realizadas em 37 pacientes por um médico radiologista e um médico ortopedista. Correlações de 0,81 a 0,99 foram consideradas quase perfeitas; 0,61 a 0,8 foram consideradas substanciais; 0,41 a 0,6 foram consideradas moderadas e igual ou inferior a 0,2 foram consideradas baixas (LANDIS; KOCH, 1977).

4 RESULTADOS

As médias dos comprimentos das estruturas obtidas nas medições estão apresentadas nas Tabelas 1, 2 e 3.

Tabela 1 - Médias e Desvios Padrões das Medidas Feitas no Estudo para a População Geral do Estudo

Médias Obtidas Para a População		
Idade	43 anos	Desvio Padrão (41,46 – 44,53)
Sexo	56,52% feminino	
Altura	1,65 m	DP (1,63 – 1,66)
Comprimento do Tálus	50,05 mm	DP (50,0 – 50,99)
Diâmetro da Tíbia Distal	38,5 mm	DP (38,12 – 38,87)
Comprimento do 2 ^o metatarso	80,0 mm	DP (78,34 – 81,65)
Comprimento do Tendão de Aquiles	62,0 mm	DP (60,33 – 63,66)

Fonte: Astolfi *et al.*, 2020. (adaptada).

Tabela 2 - Médias e Desvios Padrões das Medidas Feitas no Estudo para a População do Sexo Masculino

Médias do Sexo Masculino		
Altura dos Homens	1,72 m	DP (1,69 – 1,74)
Comprimento do Tálus	52,7 mm	DP (51,59 – 53,80)
Comprimento da Tíbia Distal	41,8 mm	DP (40,78 – 42,81)
Comprimento do 2 ^o Metatarso	81,55 mm	DP (79,35 – 83,74)
Comprimento do Tendão de Aquiles Homens	74,7 mm	DP (68,05 – 81,34)

Fonte: Astolfi *et al.*, 2020. (adaptada).

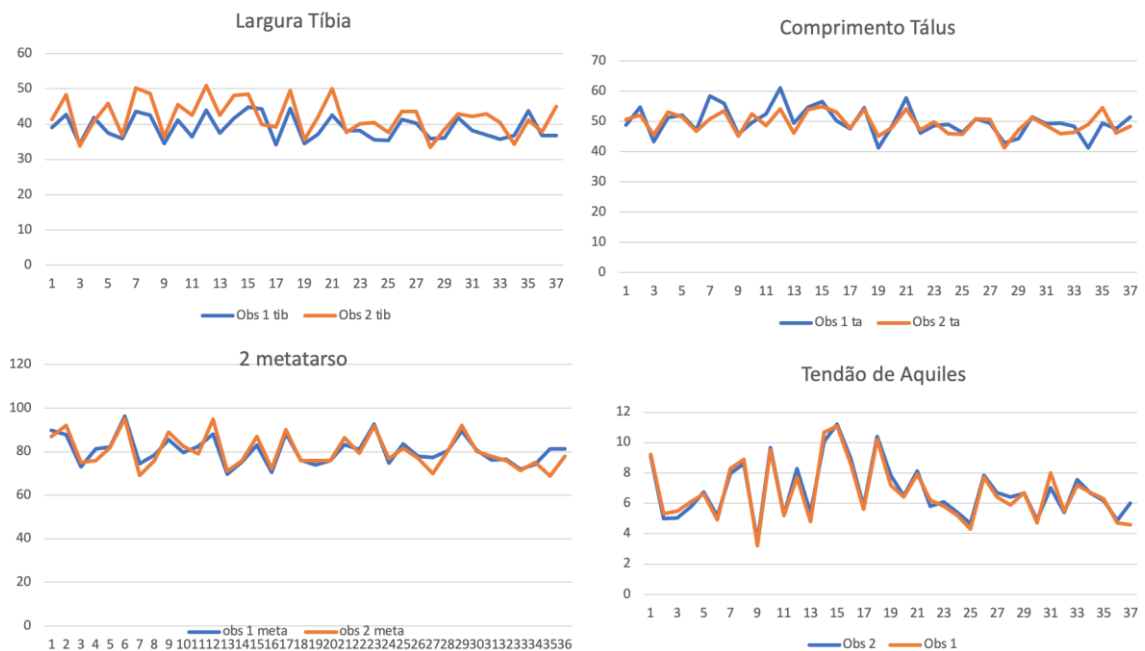
Tabela 3 - Médias e Desvios Padrões das Medidas Feitas no Estudo para a População do Sexo Feminino

Médias Mulheres		
Altura das Mulheres	1,61 m	DP (1,59 – 1,62)
Comprimento do Tálus Mulheres	46,45 mm	DP (45,76 – 47,13)
Largura da Tíbia Distal Mulheres	36,3 mm	DP (35,71 – 36,88)
Comprimento do 2 ^o Metatarso	76,25 mm	DP (74,32 – 78,71)

Fonte: Astolfi *et al.*, 2020. (adaptada).

A análise interobservador feita entre o médico ortopedista e o médico radiologista dos 37 pacientes mostrou-se quase perfeita 0,95 (0,81 – 0,99), conforme observada na Figura 5 e no APÊNDICE F.

Figura 5: Análise Gráfica da Concorrência Interobservador para Cada Estrutura Estudada



Fonte: o próprio autor.

O coeficiente de concorrência intraclasse para cada estrutura analisada pode ser observado na tabela 4.

Tabela 4: Coeficiente de Concorrência Intraclasse (ICC) para as Estruturas Analisadas

Estruturas	ICC
------------	-----

Largura da Tíbia Distal	1
Comprimento eixo do Tálus	1
Comprimento eixo do 2 metatarso	0,867
Comprimento tendão de Aquiles	0,975

Fonte: o próprio autor.

As medidas do tálus e da tíbia distal apresentaram correlação moderada com a altura (Coeficiente de Pearson de 0,58 e 0,57 respectivamente). Dos 138 pacientes do estudo, apenas 60 tinham radiografias do pé para a medição do comprimento do segundo metatarso. O segundo metatarso se correlacionou fracamente com a altura, coeficiente 0,42. O tendão de Aquiles teve uma correlação fraca com a altura (Pearson 0,19), conforme Tabela 5.

Tabela 5 - Coeficientes de Pearson Obtidos das Correlações entre as Estruturas, em Vermelho as Correlações Fracas, Verde as Correlações Moderadas

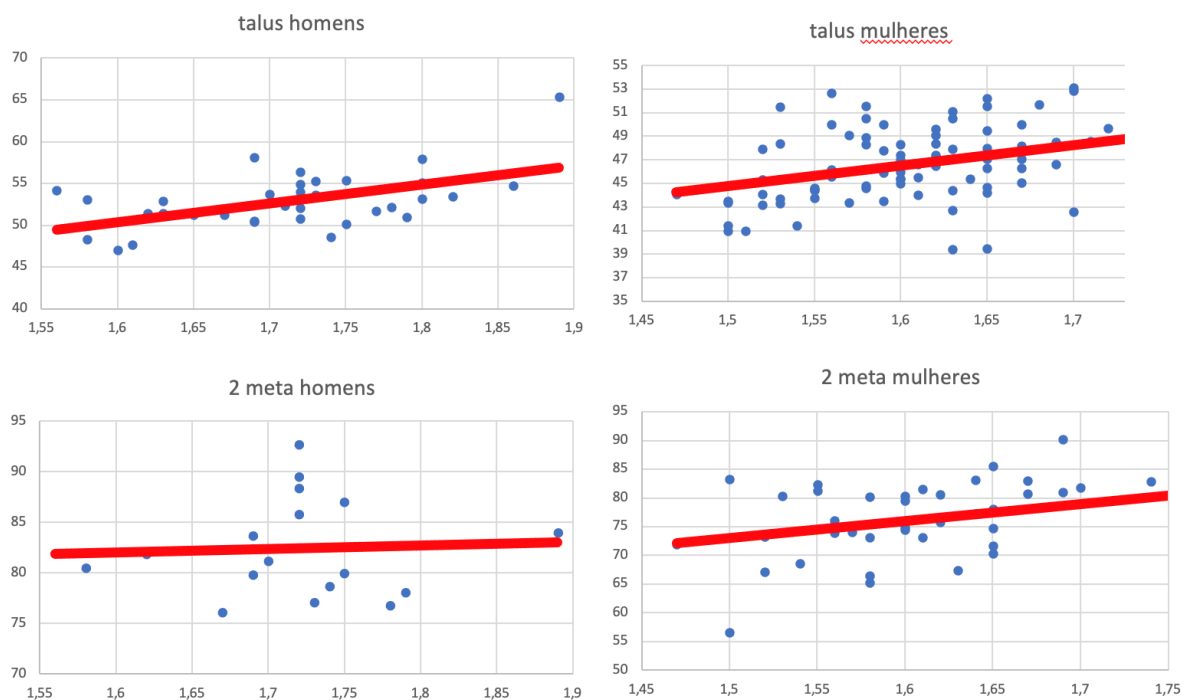
	Tálus	Tibia Distal	Segundo Metatarso	Tendão de Aquiles
Altura	0,58	0,57	0,42	0,19
Altura dos homens	0,56	0,46	0,16	0,15
Altura das mulheres	0,37	0,32	0,31	0,17

Fonte: o próprio autor.

Quando a população foi dividida por sexo, nos homens, a medida do tálus se correlacionou moderadamente (Pearson 0,56) e da tíbia distal fracamente (Pearson 0,46) com a altura. Nas mulheres, houve uma fraca correlação (Coeficiente de Pearson de 0,37 e 0,32 respectivamente). Nos homens, houve uma fraca correlação entre o comprimento do segundo metatarso e a altura (Coeficiente de Pearson 0,16), enquanto nas mulheres houve uma correlação fraca, mas com um coeficiente maior do que o encontrado nos homens (Coeficiente de Pearson de 0,31). O comprimento do tendão de Aquiles não se correlacionou com a altura tanto em homens quanto em mulheres (Coeficiente de Pearson de 0,15 e 0,17 respectivamente). O gráfico da Figura 6 denota que quanto maior a inclinação da linha

vermelha, maior a correlação entre as estruturas. Note que a inclinação da linha do tálus no homem é maior do que da linha do segundo metatarso, no entanto, nas mulheres a inclinação é semelhante.

Figura 6: Linhas de Tendência da Correlação entre o Tamanho do Tálus e do Segundo Metatarso e a Altura Homens e Mulheres.



Fonte: o próprio autor.

Tanto o tálus quanto tibia distal se correlacionaram com a altura de maneira moderada na população em geral, com leve tendência à maior correlação para o tálus. Para o cálculo da fórmula da regressão linear, foi utilizada a população total, porque, ao ser calculada para homens e mulheres separadamente, a acurácia piorava provavelmente pela redução no número de indivíduos para o cálculo. Quando utilizados os dois parâmetros (tálus e tibia) para o cálculo, a acurácia também caiu provavelmente devido à multicolinearidade. A multicolinearidade causa informação redundante; quando a multicolinearidade aumenta, a precisão cai devido às correlações entre as variáveis (YOO *et al.*, 2014).

O modelo de cálculo gerou a seguinte equação

$$\text{Altura (m)} = 0,993 + 0,013 \times \text{Comprimento do tálus (+/- 7 cm)}$$

Nesta regressão linear, o modelo calculou uma acurácia de 40%. A acurácia de 40% (R-quadrado) significa que, considerando uma linha reta atravessando a região dos pontos em um gráfico entre altura e comprimento do tálus, 40% dos pontos realmente estão nesta linha. O erro padrão estimado foi de 14cm.

A regressão linear não foi testada em uma amostra independente neste trabalho, uma vez não havia mais indivíduos com altura conhecida para serem avaliados. Como forma de testar a fórmula gerada, esta foi utilizada na mesma população do estudo (a partir do comprimento do tálus de cada indivíduo, sua altura foi estimada). O ANEXO D apresenta as linhas de tendência geradas pelos pontos da população original, da estimativa da altura a partir desta fórmula apresentada e a partir de fórmula similar gerada para população de raça diferente da estudada (HOLLAND, 1995).

5 DISCUSSÃO

Este é o primeiro estudo na América Latina a avaliar em uma população da região tropical a correlação entre o comprimento de estruturas do pé com altura dos indivíduos. É também um dos poucos a avaliar a correlação entre ossos do pé e altura na população mundial (WILSON; HERRMANN; JANTZ, 2010; HOLLAND, 1995; CORDEIRO *et al.*, 2019; PABLOS *et al.*, 2013; BIDMOS; ASALA, 2005).

Os dados de 138 pacientes avaliados neste trabalho é compatível com estudos semelhantes de Holland T. D.(1995), Bidmos *et al.*(2005) e Meadows *et al.*(1992) que analisaram 100, 116 e 212 indivíduos respectivamente.

As médias encontradas para as estruturas estudadas são diferentes das encontradas na maioria dos trabalhos que utilizaram ossos de cadáveres. Isso ocorre porque, quando se analisa a peça anatômica, a medição é feita por um paquímetro posicionado na parte externa do osso (WILSON; HERRMANN; JANTZ, 2010; CORDEIRO *et al.*, 2009; PABLOS *et al.*, 2013; BIDMOS; ASALA, 2005).

Mensurar estruturas através da ressonância magnética poderia estar sujeito a um erro na obtenção dos dados à medida que um mau posicionamento durante a realização do exame, faz com que o pé não receba os cortes sagitais no seu maior eixo e sim oblíquo. Este fato geraria medidas maiores ou menores do que o tamanho real da estrutura, uma vez que a mensuração foi considerada como sendo a maior medida obtida no mesmo corte de ressonância (MACLAREN *et al.*, 2014). No entanto, a padronização no método de posicionamento do paciente com os amarilhos mantendo o membro imóvel e fixo de maneira que o pé ficasse perpendicular ao plano horizontal da mesa tende a reduzir esse tipo de viés.

Provavelmente é devido a esses métodos de fixação do paciente na mesa para a realização da ressonância que a confiabilidade entre as medições obtidas na ressonância magnética e os achados anatômicos se mostrou alta em estudos anteriores (BIDMOS;

MANGER, 2012). A vantagem do uso de imagens de exames radiográficos para análises morfométricas quando comparado com a mensuração em cadáveres é a possibilidade de obtenção de número muito superior de casos uma vez que exames radiográficos são muito frequentes e sua mensuração digitalizada é mais fácil do que aquela feita em cadáveres. (KARAKAS *et al.*, 2011; BIDMOS; MANGER, 2012).

Na aferição do comprimento do segundo metatarso utilizando-se radiografias com carga é possível que ocorram problemas típicos da transformação de uma estrutura tri-dimensional em bi-dimensional, mesmo com a padronização do método de obtenção das imagens. Incongruências podem ocorrer devido à postura do pé, no pé cavo o segundo metatarso fica mais inclinado o que diminui sua sombra de projeção na chapa do raio-x, no pé plano o segundo metatarso tende a ficar horizontalizado o que aumenta a sombra da projeção do osso na chapa do raio-x (MAYNOU *et al.*, 2017). No entanto, outros autores conseguiram obter uma avaliação do comportamento tridimensional do pé mesmo que através da análise da radiografia bi-dimensional (ITO *et al.*, 2015).

A avaliação do comprimento do tendão de Aquiles, utilizando-se apenas a porção livre de inserções musculares e o traçado dos eixos anatômicos do tálus e do segundo metatarso já foram utilizados por outros autores (BARFOD *et al.*, 2018, COUGHLIN *et al.*, 2002, BIDMOS; MANGER, 2012). Para avaliação da largura da metáfise distal da tíbia não havia parâmetro na literatura, foi padronizado o uso da cicatriz da cartilagem de crescimento, esta padronização apresentou correlação quase perfeita na avaliação interobservador entre dois avaliadores experientes, esse dado é importante uma vez que diferentes sistemas de padronização de avaliação podem ter baixa reprodutibilidade (SAYED-NOOR *et al.*, 2011).

Uma limitação deste estudo é a não aferição direta da altura dos participantes. Esse dado era referido pelo paciente na hora da realização do exame, o que permite um erro difícil de mensurar; não há dados na literatura sobre com qual precisão os indivíduos sabem referir sua altura. Problemática semelhante ocorreu nos estudos clássicos, uma vez que a altura do cadáver, na maioria das vezes, é estimada a partir de cálculos que têm margem de erro (LUNDY, J. K., 1985; KRISHAN *et al.*, 2015; GARMENDIA *et al.*, 2018).

Este estudo é um dos primeiros a relacionar alguma parte mole, não óssea, do corpo com a altura dos indivíduos (BIDMOS; MANGER, 2012; PANG; YING, 2006). O conhecimento da correlação entre o comprimento do tendão de Aquiles e a altura é importante, porque este é o tendão mais lesionado e mais reconstruído do corpo humano. O fator mais importante para o sucesso da cirurgia de reconstrução do tendão de Aquiles é manter o comprimento correto deste, já que um tendão encurtado dificulta o apoio do

calcanhar na marcha e alongado o torna insuficiente. Poucos parâmetros fidedignos para que o cirurgião reestabeleça o comprimento correto são encontrados na literatura. Uma equação que pudesse, no pré-planejamento cirúrgico, fornecer uma noção do comprimento final do tendão a ser mantido reconstruído seria de capital importância.

Neste estudo, a média obtida para o comprimento do tendão foi de 62mm, média semelhante a estudos mais recentes (PATEL; LABIB, 2018). O tendão não tem correlação com altura na população em geral (Pearson 0,19). O único estudo que encontrado sobre essa correlação, com 40 participantes, havia estabelecido a não correlação entre altura e o comprimento do tendão (PANG; YING, 2006). Essa ausência de correlação entre tecidos de partes moles, neste caso o tendão de Aquiles, e a altura se deve ao fato de que, na conformação de partes moles, há mais fatores influenciadores do que há na formação óssea (MERSMANN; BOHM; ARAMPATZIS, 2017). O tendão de Aquiles é tão susceptível a fatores ambientais que a alteração na inclinação do terreno da atividade física pode alterar sua estrutura de colágeno (RIBEIRO, 2013).

Nos homens, o retropé (tálus) e o tornozelo (tíbia distal) se correlacionaram de maneira moderada com a altura, mas o comprimento do antepé masculino (representado pelo segundo metatarso) tem baixa correlação com a altura. Já todas as estruturas analisadas nas mulheres tiveram correlação fraca com a altura, o que pode indicar que o braço de alavanca do pé de mulheres é diferente dos homens, o que pode ter significância biomecânica (PUTTI; ARNOLD; ABOUD, 2010). É válido salientar que pés femininos são proporcionalmente menores do que pés masculinos (FESSLER; HALEY; LAL, 2005).

Há dados na literatura que suportam que homens são maiores que as mulheres e pés masculinos são desproporcionalmente maiores que os femininos, dessa forma, ao se comparar homens e mulheres da mesma altura, os pés masculinos serão maiores. (O'CONNOR; BRAGDON; BAUMHAUER, 2006). As informações obtidas no presente estudo, fazem supor que essa desproporção ocorra por um antepé em geral mais comprido nos homens, uma vez que o segundo metatarso não guarda relação com a altura nos homens.

Nesse sentido, a correlação entre as médias das medidas do antepé e altura em homens e mulheres neste estudo é de 47,41 mm de metatarso/m de altura em homens e 47,36 mm de metatarso/ m de altura em mulheres, fato que não sugere com força essa inferência lógica a partir da literatura, mas esse dado pode ter sido afetado pelo relativo baixo número de segundo metatarsos medidos (60) e ao fato de que, ao se calcularem as médias por sexo, o número se tornou ainda mais reduzido (havia apenas 18 segundos metatarsos masculinos).

A informação encontrada de que metatarsos em indivíduos do sexo masculino têm baixa correlação com altura não condiz com a pouca literatura disponível a esse respeito (BYERS; AKOSHIMA; CURRAN, 1989; MEADOWS; JANTZ, 1992). Estudos em ossos desidratados de cadáveres de indivíduos negros e brancos norte-americanos do início do século 20 mostraram forte correlação entre comprimento dos metatarsos e altura (BYERS; AKOSHIMA; CURRAN, 1989). A diferença nas informações pode ter ocorrido por se tratar de indivíduos de raças distintas em gerações distanciadas por quase um século, visto que os estudos anteriores se basearam em ossadas de indivíduos que morreram na primeira metade do século 20.

Esses dados podem sugerir uma vantagem biomecânica para o pé dos homens, pois, como foi dito anteriormente, metatarsos mais compridos geram maior vantagem na corrida de arrancada por permitirem um melhor trabalho da musculatura flexora dos dedos, que passam a auxiliar na força de desprendimento do calcâneo (UENO *et al.*, 2018; TOMITA *et al.*, 2018; TANAKA *et al.*, 2017; BAXTER *et al.*, 2012).

Ao se analisar o pé como estrutura rígida simples, o fato sugerido por este estudo de que homens têm o antepé proporcionalmente mais comprido do que mulheres não significaria melhora mecânica para eles. O antepé mais comprido significa uma maior distância entre o fulcro do movimento (o tornozelo) e o peso a ser levantado (o chão), o que pioraria o braço de alavanca para o agente gerador de movimento (tendão de Aquiles), obrigando-o a fazer mais força para que o antepé empurre o chão para receber a mesma energia em direção oposta vinda do chão (APÊNDICE A). No entanto, estudos mais recentes têm mostrado que o pé é uma estrutura que permite um processo energético próximo à neutralidade a velocidades abaixo de 1,33 m/s a 1,38 m/s devido às propriedades elásticas do tendão de Aquiles e do próprio pé (TAKAHASHI; STANHOPE, 2013; TAKAHASHI; WORSTER; BRUENING, 2017). Enquanto o retopé e o tornozelo são zonas de força positiva (WINTER, 1983; FARRIS; SAWICKI, 2012; DEVITA; HELSETH; HORTOBAGYI, 2007), o médiopé e o antepé são zonas de força negativa (EBRAHIMI; GOLDBERG; STANHOPE, 2017), nas quais a energia é absorvida para posterior liberação. O antepé mais comprido dos homens pode significar então um membro com maior capacidade de absorver e liberar energias, o que é uma vantagem já conhecida no caso das órteses de pacientes amputados, órteses com maior capacidade de absorver e liberar a força gerada na marcha, geram economia de energia de cerca de 7% na marcha (COLLINS; WIGGIN; SAWICKI, 2015).

Neste estudo, o osso tálus foi escolhido para representar o retopé no lugar do maior osso da região: o calcâneo. Isso se deu porque a correlação entre o calcâneo e a altura dos

indivíduos foi mais estudada do que a do tálus (BIDMOS; ASALA, 2005) e porque a correlação entre o tálus e a tíbia distal é importante para o entendimento, o desenvolvimento e avaliação dos diferentes tipos de próteses para artroplastia do tornozelo. Estudos que envolvem essa região anatômica podem facilitar o desenvolvimento de próteses específicas para a população brasileira, que, por ter os componentes metálicos mais compatíveis com os ossos da população, poderiam reduzir os índices de umas das complicações mais comuns das próteses de tornozelo: a fratura do maléolo medial. Isso, se ocorresse por prótese com perfil mais exato para a população, poderia consumir menos osso da tíbia distal para sua implantação.

O comprimento do tálus e a largura tíbia distal correlacionaram-se de maneira consistente com a altura na população em geral, o que corrobora os resultados de estudos feitos em cadáver (HOLLAND, 1995; HAN *et al.*, 2019).

Este foi o primeiro estudo a avaliar a correlação da largura da tíbia distal com a altura, e uma forte correlação era esperada, uma vez que estudos antropométricos mostraram que indivíduos mais altos têm tíbias mais compridas (SACO-LEDO *et al.*, 2019) e tíbias compridas tendem a ser mais largas (AKHLAGHI *et al.*, 2011). A correlação moderada entre comprimento do tálus e altura já havia sido encontrada em outros estudos (HOLLAND, 1995; BIDMOS; ASALA, 2005; PABLOS *et al.*, 2012).

Com base na boa correlação apresentada pelo parâmetro comprimento do tálus e altura, foi apresentada uma regressão linear para ser aplicada para fins de investigação forense. Em ossos metafisários, é esperada uma maior margem de erro para esse tipo de regressão linear, porque os melhores ossos para esse cálculo são os ossos longos, pois são estes os maiores contribuintes para a altura final do indivíduo (SACO-LEDO *et al.*, 2019; WILSON; HERRMANN; JANTZ, 2010; AGNIHOTRI *et al.*, 2009; GARMENDIA; SÁNCHEZ-MEJORADA; GÓMEZ-VALDÉS, 2018). A considerável margem de erro total de 14cm encontrada é próxima, mas ainda acima das margens de erros de regressões feitas a partir de outros ossos metafisários, como o sacro 11,4cm (KARAKAS *et al.*, 2011), calcâneo 12,22cm ou 11,76 (HOLLAND, 1995; BIDMOS; ASALA, 2005) e metatarsos 15,2cm (MEADOWS; JANTZ, 1992). A margem de erro maior encontrada pode ter ocorrido pelo fato de que, nos estudos citados, há a separação por raças e sexos, principalmente entre negros e brancos.

Neste estudo, houve dificuldade em se caracterizar a raça dos indivíduos devido à intensa miscigenação do povo brasileiro, o que dificulta a seleção precisa de grupos étnicos, como é possível em outros países. Na tentativa de produzir um cálculo específico para

mulheres e homens, houve também uma piora provavelmente pela amostra não ser ampla suficiente para essa divisão.

Havia, neste estudo, um número relativamente pequeno de radiografias da população estudada, de maneira que somente em 60 indivíduos foi possível aferir o comprimento do segundo metatarso, o que pode ter prejudicado as conclusões sobre essa estrutura. Não havia, até este momento, outra população com altura conhecida, então a equação apresentada não pôde ser testada de maneira independente e a representação gráfica apresentada, mostrando apenas que as linhas de tendência, tem maior efeito visual de validação da fórmula apresentada do que precisão, uma vez que a dispersão com uma margem de erro de 40% iria apresentar pontos muito esparsos, dificultando a percepção das diferenças entre os pontos reais e os pontos encontrados pela equação deste e do estudo anterior.

6 CONCLUSÕES

- 1 A altura dos indivíduos não pode ser utilizada como fator preditivo do comprimento final do tendão de Aquiles reconstruído
- 2 Em homens, tíbia distal e tálus têm correlação moderada com a altura, segundo metatarso e tendão de Aquiles têm correlação fraca;
- 3 Em mulheres, tíbia distal, tálus, segundo metatarso e tendão de Aquiles têm correlação fraca com altura;
- 4 Regressão linear proposta: $\text{Altura (m)} = 0,993 + 0,013 \times \text{Comprimento do tálus (+/- 7 cm)}$.

7 REFERÊNCIAS

AGNIHOTRI, A. K; KACHHWAHA, S.; JOWAHEER, V.; et al. Estimating stature from percutaneous length of tibia and ulna in Indo-Mauritian population. **Forensic Sci Int.**, v. 187, n. 1-3, e1-109, 2009.

AKHLAGHI, M.; SHEIKHAZADI A.; KHOSRAVI N.; *et al.* The value of the anthropometric parameters of the tibia in the forensic identification of the Iranian population over the age of 20. **J Forensic Leg Med.**, v. 18, n. 6, p. 257-263, 2011.

ANDRADE, R.; CORREIA, A. L.; NUNES, J.; *et al.* Is Bony Morphology and Morphometry Associated With Degenerative Full-Thickness Rotator Cuff Tears? A Systematic Review and Meta-analysis. **Arthroscopy**, v. 35, n. 12, p. 3304-3315, dez. 2019.

ASTOLFI, R.; NOVAES R. C. T.; LEITE J. A. D.; RIBEIRO, T. C. H.; SANTOS, G. L. A.; LOPES, J. R. Foot structures and their correlations with body height. **Forensic Science International: Reports**, v. 2, n. 100153, dez. 2020. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2665910720301031>. Acesso em: 03 jun. 2020.

BARFOD, K. W.; RIECKE, A. F.; BOESEN, A.; HANSEN, P.; MAIER, F.; DOESSING, S. Validity and reliability of an ultrasound measurement of the free length of the Achilles tendon. **Dan Med J.**, v. 65, n. 3, mar. 2018.

BAXTER, J. R.; NOVACK T. A.; WERKHOVEN, V. H.; PENNELL, R. D.; PIAZZA, S. Ankle joint mechanics and foot proportions differ between human sprinters and non-sprinters. **Proc Biol Sci.**, v. 279, n. 1735, p. 2018-2024, 2012.

BAYIOS, I. A.; BERGELES, N. K.; APOSTOLIDIS, N. G.; NOUTSOS, K. S.; KOSKOLOU, M. D. Anthropometric, body composition and somatotype differences of Greek

elite female basketball, volleyball and handball players. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 46, n. 2, p. 271-280, jun. 2006.

BIDMOS, M. A.; MANGER, P. R. New soft tissue correction factors for stature estimation: results from magnetic resonance imaging. **Forensic Sci Int.**, v. 214, n. 1-3, e1-212, jan. 2012.

BIDMOS, M.; ASALA, S. Calcaneal measurement in estimation of stature of South African blacks. **American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists**, v. 126, n. 3, p. 335-342, 2005.

BOZZOLI, C.; DEATON, A.; QUINTANA-DOMEQUE, C. Adult height and childhood disease. **Demography**, v. 46, p. 647-669, 2009.

BYERS, S.; AKOSHIMA, K.; CURRAN, B. Determination of adult stature from metatarsal length. **Am. J. Phys. Anthropol.**, v. 79, n. 3, p. 275-279, jul. 1989.

BRITS D, MANGER PR, BIDMOS MA. The accuracy of the anatomical method for stature estimation in Black South African females. **Forensic Sci Int.** Sep;278:409.e1-409.e10. 2017

CESAR NETTO, C.; SANTOS, A. L. G.; SAITO, G. H.; LINTZ, F; SIEGLES, S.; O'MALLEY, M. J.; DELAND, J. T; ELLIS, S. J. Subluxation of the Middle Facet of the Subtalar Joint as a Marker of Peritalar Subluxation in Adult Acquired Flatfoot Deformity: A Case-Control Study. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 101, n. 20, p. 1838-1844, out. 2019.

COLLINS, S. H.; WIGGIN, M. B.; SAWICKI, G. S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. **Nature**, v. 522, n. 7555, p. 212-215, jun. 2011.

CONG, Y; LAM, W. K.; CHEUNG, J. M.; ZHANG, M. In-shoe plantar tri-axial stress profiles during maximum-effort cutting maneuvers. **J Biomech.**, v. 47, n. 16, p. 3799-3806, dez. 2014.

CORDEIRO, C.; MUÑOZ-BARÚS, J.; WASTERLAIN, S.; CUNHA, E.; VIEIRA, D. N. Predicting adult stature from metatarsal length in a Portuguese population. **Forensic Science International**, v. 193, n. 1-3, p. 131, 2009.

COUGHLIN, M. J.; SALTZMAN, C. L.; MANN, R. A. **Mann's Surgery of the Foot and Ankle**. 9. ed. Rio de Janeiro: Mosby, 2013.

COUGHLIN, M. J.; SALTZMAN, C. L.; NUNLEY, J.A. Angular measurements in the evaluation of hallux valgus deformities: a report of the ad hoc committee of the American Orthopaedic Foot & Ankle Society on angular measurements. **Foot Ankle Int.** 2002;23(1):68-74.

CUFF, T. Biometric method, past, present, and future. *In*: IRWIN, J. O. **Historical Anthropometrics**. United Kingdom: Ashgate, 1998.

DEVITA, P.; HELSETH, J.; HORTOBAGYI, T. Muscles do more positive than negative work in human locomotion. **J Exp Biol.**, v. 210, p. 3361-3373, jul. 2007.

DUPERTUIS, C. W.; HADDEN, J. A. On the reconstruction of stature from long bones. **Am J Phys Anthropol**, v. 9, p.15–54, 1951.

EBRAHIMI, A.; GOLDBERG, S. R.; STANHOPE, S. J. Changes in relative work of the lower extremity joints and distal foot with walking speed. **J Biomech.**, v. 58, p. 212-216, 2017.

FARRIS, D. J.; SAWICKI, G. S. The mechanics and energetics of human walking and running: a joint level perspective. **J R Soc Interface**, v. 9, n 66, p. 110-118, 2012.

FESSLER, D. M.; Haley, K. J.; Lal, R. D. Sexual dimorphism in foot length proportionate to stature. **Ann Hum Biol.**, v. 32, n. 1, p. 44-59, jan. 2005.

FULLY, G. Une nouvelle methode de determination de la taille. **Annales de Médecine Légale, Criminologie, Police Scientifique et Toxicologie**, Paris, v. 35, p. 266-273, 1956.

GARMENDIA, A. M.; SÁNCHEZ-MEJORADA, G.; GÓMEZ-VALDÉS, J. A. Stature estimation formulae for Mexican contemporary population: A sample based study of long bones. **J Forensic Leg Med.**, v. 54, p. 87-90, 2018.

GILES, E.; VALLANDIGHAM, P. H. Height estimation from foot and shoeprints length. **J Forensic Sci.**, v. 36, n. 4, p. 1134–1151, jul. 1991.

GROSS, K. D.; FELSON, D. T.; NIU, J.; HUNTER, D. J.; GUERMAZI, A.; ROEMER, F. W.; DUFOUR, A. B. Association of flat feet with knee pain and cartilage damage in older adults. **Arthritis Care Res.**, Hoboken, v. 63, n. 7, p. 937-944, jul. 2011.

HAHN, F.; MAIWALD, C.; HORSTMANN, T.; VIENNE, P. Changes in plantar pressure distribution after Achilles tendon augmentation with flexor hallucis longus transfer. **Clin. Biomech.**, Bristol, v. 23, n. 1, p. 109-116, jan. 2008.

HAN, Q.; LIU, Y.; CHANG, F.; CHEN, B.; ZHONG, L.; WANG, J. Measurement of talar morphology in northeast Chinese population based on three-dimensional computed tomography. **Medicine**, Baltimore, v. 98, n. 37, e17142, 2019.

HOLLAND, T .D. Estimation of adult stature from the calcaneus and talus. **American Journal of Physical Anthropology**, v. 96, n. 3, p. 315-320, 1995.

HUANG, T. W.; SHORTER, K. A; ADAMCZYK, P. G.; KUO, A. D. Mechanical and energetic consequences of reduced ankle plantar-flexion in human walking. **J Exp Biol.**, v. 218, v. 22, p. 3541-3550, 2015.

ITO, K; HOSODA, K.; SHIMIZU, M.; IKEMOTO, S.; KUME, S.; NAGURA, T.; IMANISHI, N.; AISO, S.; JINZAKI, M.; OGIHARA, N. Direct assessment of 3D foot bone

kinematics using biplanar X-ray fluoroscopy and an automatic model registration method. **J Foot Ankle Res.** 2015 Jun 10;8:21.

KARAKAS, H. M.; CELBIS, O.; HARMA, A.; ALICIOGLU, B. Total body height estimation using sacrum height in Anatolian Caucasians: multidetector computed tomography-based virtual anthropometry. **Skeletal Radiol.**, v. 40, n. 5, p. 623-630, 2011.

KARIMI, M. T.; FERESHTEHNEJAD, N.; POOL, F. The impact of foot insole on the energy consumption of flat-footed individuals during walking. **Foot Ankle Spec.**, v. 6, n. 1, p. 21-26, fev. 2013.

KRAUSE, F.; SEIDEL, A. Malalignment and Lateral Ankle Instability: Causes of Failure from the Varus Tibia to the Cavovarus Foot. **Foot Ankle Clin.**, v. 23, n. 4, p. 593-603, dez. 2018.

KRISHAN, K.; KANCHAN, T.; DIMAGGIO, J. A. Emergence of forensic podiatry-A novel sub-discipline of forensic sciences. **Forensic Sci Int.**, v. 255, p. 16-27, out. 2015.

LANDERS, G. J.; BLANKSBY, B. A.; ACKLAND, T. R.; SMITH, D. Morphology and performance of world championship triathletes. **Annals of Human Biology**, v. 27, n. 4, p. 387-400, jul./ago. 2000.

LANDIS, J. R.; KOCH, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics**, v. 33, p. 159-174, 1977.

LEE, K. M.; CHUNG, C.Y.; PARK, M. S.; LEE, S. H.; CHO, J. H.; CHOI, I. H. Reliability and validity of radiographic measurements in hindfoot varus and valgus. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 92, n. 13, p. 2319-2327, out. 2010.

LEE, S. S.; PIAZZA, S. J. Built for speed: musculoskeletal structure and sprinting ability. **J Exp Biol.**, v. 212, n. 22, p. 3700-3707, nov. 2009.

LUCIA, A.; ESTEVE-LANAO, J.; OLIVÁN, J.; GÓMEZ-GALLEGO, F.; SAN JUAN, A.F.; SANTIAGO, C.; PÉREZ, M.; CHAMORRO-VIÑA, C.; FOSTER, C. Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. **Appl Physiol Nutr Metab.**, v. 31, n. 5, p. 530-540, out. 2006.

LUNDY, J. K. The mathematical versus anatomical methods of stature estimate from long bones. **Am J Forensic Med Pathol**, v. 6, p. 73-75, 1985.

LUO, X. D.; XUE, C. H.; LI, Y. Study on the foot shape characteristics of the elderly in China. **Foot (Edinb)**, v. 33, p. 68-75, dez. 2017.

MACLAREN J.; HAN, Z.; VOS, S. B.; FISCHBEIN, N. Reliability of brain volume measurements: a test-retest dataset. **Sci Data.** 2014 Oct 14;1:140037.

MAHARAJ, J. N.; CRESSWELL, A. G.; LICHTWARK, G. A. Subtalar Joint Pronation and Energy Absorption Requirements During Walking are Related to Tibialis Posterior Tendinous Tissue Strain. **Sci Rep.**, v. 7, n. 1, dez. 2017.

MAYNOU C, SZYMANSKI C, THIOUNN A. The adult cavus foot. *EFORT Open Rev.* 2017;2(5):221-229. Published 2017 May 11.

MEADOWS, L.; JANTZ, R. L. Estimation of stature from metacarpal lengths. *J Forensic Sci.*, v. 37, n. 1, p. 147-154, jan. 1992.

MENZ, H. B. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology*, Oxford, v.52, n. 12, p. 2275-2282, dez. 2013.

MERSMANN, F.; BOHM, S.; ARAMPATZIS, A. Imbalances in the Development of Muscle and Tendon as Risk Factor for Tendinopathies in Youth Athletes: A Review of Current Evidence and Concepts of Prevention. *Front Physiol.*, v. 8, p. 987, dez. 2017.

NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; ZAJAC, F. E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech.* v. 34, n. 11, p. 1387-1398, nov. 2001.

NETTER, F. H. *Atlas of Human Anatomy*. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2018.

NORTON, K. Anthropometry and sports performance. *In: NORTON, K; OLDS, T. (Ed.). Anthropometrica*. Sydney: University of New South Wales Press, 1996.

O'CONNOR, K.; BRAGDON, G.; BAUMHAUER, J. F. Sexual dimorphism of the foot and ankle. *Orthop Clin North Am.*, v. 37, n. 4, p. 569-574, out. 2006.

O'LEARY, C. B.; CAHILL, C. R.; ROBINSON, A. W.; BARNES, M. J.; HONG, J. A systematic review: the effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*, v. 26, n. 2, p. 117-123, 2013.

ORANCHUK, D. J.; STOREY, A. G.; NELSON, A. R.; CRONIN, J. B. Isometric training and long-term adaptations: Effects of muscle length, intensity, and intent: A systematic review. *Scand J Med Sci Sports.*, v. 29, n. 4, p. 484-503, abr. 2019.

PABLOS, A.; GÓMEZ-OLIVENCIA, A.; GARCÍA-PÉREZ, A.; MARTÍNEZ, I.; LORENZO, C.; ARSUAGA, J. L.. From toe to head: use of robust regression methods in stature estimation based on foot remains. *Forensic Sci Int.*, v. 226, n. 1-3, mar. 2013.

PANG, B. S.; YING, M. Sonographic measurement of achilles tendons in asymptomatic subjects: variation with age, body height, and dominance of ankle. *J Ultrasound Med.*, v. 25, n. 10, p. 1293-1296, out. 2006.

PATEL, N. N.; LABIB, S. A. The Achilles Tendon in Healthy Subjects: An Anthropometric and Ultrasound Mapping Study. *J Foot Ankle Surg.*, v. 57, n. 2, p. 285-288, 2018.

PERRY, J. *Análise de Marcha*, v.1: Marcha Normal. São Paulo: Manole, 2005.

PUTTI, A. B.; ARNOLD, G. P.; ABOUD, R. J. Foot pressure differences in men and women. *Foot Ankle Surg.*, v. 16, n. 1, p. 21-24, mar. 2010.

RAY, S. F.; TAKAHASHI, K. Z. Gearing Up the Human Ankle-Foot System to Reduce Energy Cost of Fast Walking. **Sci Rep.**, v. 10, n. 1, mai. 2020.

RIBEIRO, H. C. T.; Modelo de indução de tendinose de aquiles em ratos: estudo histomorfométrico. 2013. 46 f. **Dissertação (Mestrado em Cirurgia) - Universidade Federal do Ceará. Faculdade de Medicina, Fortaleza, 2013.**
<http://www.repositorio.ufc.br/handle/riufc/8741>

SACO-LEDO, G.; PORTA, J.; DUYAR, I.; MATEOS, A. Stature estimation based on tibial length in different stature groups of Spanish males. **Forensic Sci Int.**, v. 304, p. 109973, 2019.

SANTOS, C. **Estatística Descritiva** – Manual de Autoaprendizagem. Lisboa: Edições Sílabo, 2007.

SAYED-NOOR, A.S.; AGREN, P.H.; WRETENBERG, P.; Interobserver reliability and intraobserver reproducibility of three radiological classification systems for intra-articular calcaneal fractures. **Foot Ankle Int.** 2011 Sep;32(9):861-6.

SCHMIDT, W.; LIARNO, S.; KHLOPAS, A.; PETERSIK, A.; MONT, M.A. Stryker Orthopaedic Modeling and Analytics (SOMA): A Review. **Surg Technol Int.**, v. 32, p. 315-324, jun. 2018.

SCHNEIDER, A.; HOMMEL, G.; BLETTNER, M. Linear regression analysis: part 14 of a series on evaluation of scientific publications. **Dtsch Arztebl Int.**, v. 107, n. 44, p.776-782, nov. 2010.

SILVENTOINEN, K. Determinants of variation in adult body height. **J. Biosoc. Sci.**, v. 35, p. 263–285, 2003.

SMITH, P. H. Artists as scientists: nature and realism in early modern Europe. **Endeavour**, v. 24, n. 1, p. 13–21, 2000.

STECKEL, R. H. Heights and human welfare: Recent developments and new directions. **Explorations in Economic History**, v. 46, p. 1–23, 2009.

SUGA, T.; TERADA, M.; TANAKA, T.; MIYAKE, Y.; UENO, H.; OTSUKA, M.; NAGANO, A.; ISAKA, T. Calcaneus height is a key morphological factor of sprint performance in sprinters. **Sci Rep.**, v. 10, n. 1, set. 2020.

TAKAHASHI, K. Z.; STANHOPE, S. J. Mechanical energy profiles of the combined ankle-foot system in normal gait: insights for prosthetic designs. **Gait Posture**, v. 38, n. 4, p. 818-823, set. 2013.

TAKAHASHI, K. Z.; WORSTER, K.; BRUENING, D. A. Energy neutral: the human foot and ankle subsections combine to produce near zero net mechanical work during walking. **Sci Rep.**, v. 7, n. 1, nov. 2017.
talus. **American Journal of Physical Anthropology**, v. 96, n. 3, p. 315-320, mar. 1995.

TANAKA, T.; SUGA, T.; OTSUKA, M.; MISAKI, J.; MIYAKE, Y.; KUDO, S.; NAGANO, A.; ISAKA, T. Relationship between the length of the forefoot bones and performance in male sprinters. **Scand J Med Sci Sports.**, v. 27, n. 12, p. 1673-1680, dez. 2017.

TOMITA, D.; SUGA, T.; TANAKA, T.; UENO, H.; MIYAKE, Y.; OTSUKA, M.; NAGANO, A.; ISAKA, T. A pilot study on the importance of forefoot bone length in male 400-m sprinters: is there a key morphological factor for superior long sprint performance? **BMC Res Notes.**, v. 11, n. 1, ago. 2018.

TROTTER, M.; GLESER, G. A re-evaluation of estimation of stature based on measurements taken during life and the long bones after death. **Am J Phys Anthropol**, v. 16, p. 79-122, 1958.

UENO, H.; SUGA, T.; TAKAO, K.; MISAKI, J.; MIYAKE, Y.; NAGANO, A.; ISAKA, T. Association between Forefoot Bone Length and Performance in Male Endurance Runners. **Int J Sports Med.**, v. 39, n. 4, p. 275-281, fev. 2018.

ULIJASZEK, S. J.; MASCIE-TAYLOR, C. G. N. **Anthropometry: The Individual and the Population.** Cambridge: Cambridge University Press, 2005.

UTKUALP, N.; ERCAN, I. Anthropometric Measurements Usage in Medical Sciences, **BioMed Research International**, v. 2015, 2015. Disponível em: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/404261/>. Acesso em: 21 mai. 2020.

VAN DIJK, C. N.; REILINGH, M.L.; ZENGERINK, M.; VAN BERGEN, C.J. Osteochondral defects in the ankle: why painful?. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.**, v. 18, n. 5, p. 570-580, 2010.

WANG, W.; ABOUD R.J.; GÜNTHER, M.M.; CROMPTON, R.H. Analysis of joint force and torque for the human and non-human ape foot during bipedal walking with implications for the evolution of the foot. **J Anat.**, v. 225, n. 2, p. 152-166, ago. 2014.

WILSON, R. J.; HERRMANN, N. P.; JANTZ, L. M. Evaluation of stature estimation from the database for forensic anthropology. **J Forensic Sci.**, v. 55, n. 3, p. 684-689, 2010.

WINTER, D. A. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. **Clin Orthop Relat Res.**, n. 175, p. 147-154, mai. 1983.

WOOD, Laura. **The Footwear Market by Type, Material, End User and Distribution Channel: Global Opportunity Analysis and Industry Forecast, 2020-2027.** Disponível em: <https://www.researchandmarkets.com/reports/5118815/footwear-market-by-type-material-end-user-and>. Acesso em: 19 jul. 2020.

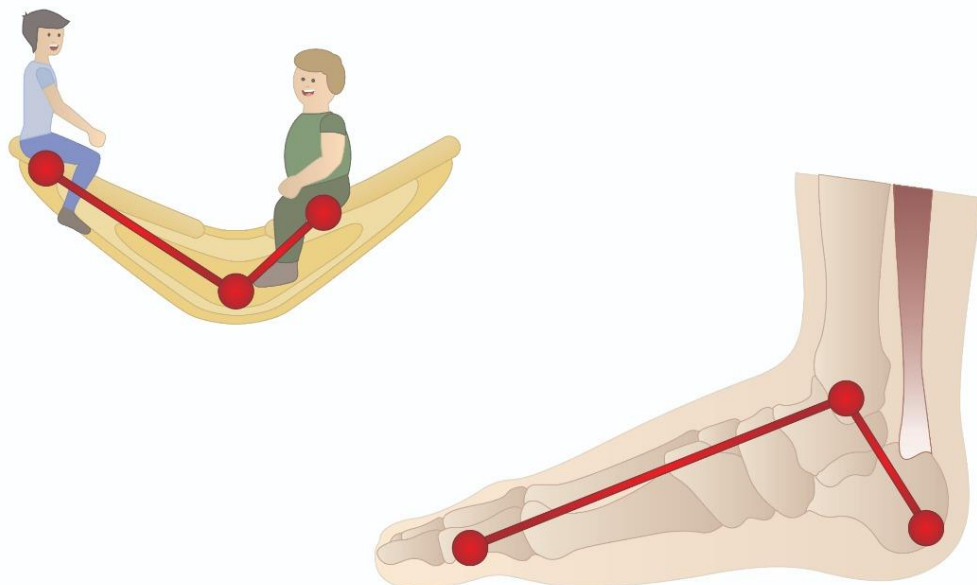
YILMAZ, A.; CIKMAZ, S.; MESUT, R. Evaluation of turkish males with respect to Leonardo' scircle and upper extremity ratios. **Balkan Medical Journal**, v. 22, p. 137-141, 2005.

YOO, W.; MAYBERRY, R.; BAE, S.; SINGH, K.; PETER HE Q, LILLARD, J. W. A Study of Effects of MultiCollinearity in the Multivariable Analysis. **Int J Appl Sci Technol.**, v. 4, n. 5, p. 9-19, out. 2014.

ZOPPIROLI, C. Talent Development in Young Cross-Country Skiers: Longitudinal Analysis of Anthropometric and Physiological Characteristics. **Front Sports Act Living**, v. 2, p. 1-16, out. 2020.

APÊNDICE A

Modelo dos braços de alavanca suportados pelo tendão de Aquiles numa interpretação de estruturas rígidas. Nessa interpretação, o tendão de Aquiles, que sempre está mais próximo ao tornozelo do que a metáfise distal do primeiro metatarso, teria sempre que trabalhar em um regime desfavorável de alavancas, pois está sempre no braço curto da alavanca.

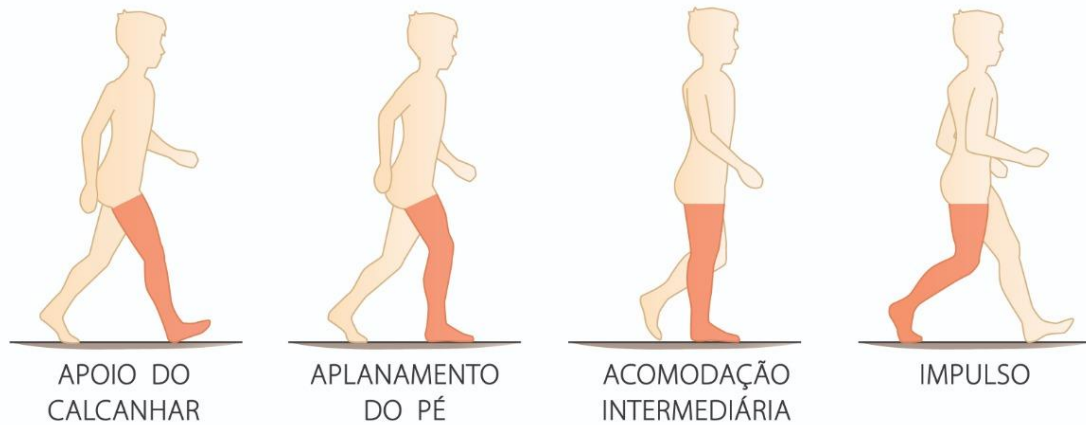


No entanto, cada estrutura ligamentar entre os ossos do pé funciona como uma mola, que absorve a energia do impacto contra o solo e a libera novamente. Os diversos ossos a frente do tornozelo fazem com que tenhamos diversas conexões ligamentares e portanto diversas molas, mostrando a importante função elástica do pé.



APÊNDICE B

Fases da Etapa de Apoio da Marcha



APÊNDICE C

Dados do Estudo, Altura dos Indivíduos e Comprimentos das Estruturas

Altura geral	Tendão geral	TÍBIA geral	Tálus	2 metatarso
1,67	10,1	39,4	47,1	
1,67	67,4	43,5	54,2	
1,67	50,4	35,1	43,7	
1,67	86,7	40	49,6	
1,67	69,8	39,7	53,2	
1,67	53,4	33,9	42,7	
1,67	87,1	42,9	57,5	89,7
1,67	110	42,5	56,8	87,8
1,67	40,5	35,6	45,3	
1,67	98,1	41,2	49,7	
1,67	73,5	37,5	44,8	
1,67	53,7	37,2	50,5	73,1
1,67	85,8	44,7	58,5	81,4
1,67	53,8	36,6	48,5	
1,67	10,8	42,6	52,4	
1,67	11,3	44,4	55,7	82,1

1,72	96,2	38,1	48,7	96,3
1,67	58,1	34,8	46,3	
1,65	10,5	45,9	53,7	
1,51	75,7	34,2	41	
1,6	62,7	35,8	48,3	74,5
1,91	84,2	42,3	55,3	78,5
1,65	58,1	37,5	44,7	85,5
1,6	65,5	35,3	45	
1,6	50,8	35,9	46	79,5
1,55	39,5	33,1	44,5	82,3
1,65	76,2	39,6	50,7	88,1
1,57	73,2	37,6	49,1	
1,82	93,2	31,4	43,8	69,7
1,56	81	32	45,6	75,3
1,63	49	36,3	50,5	
1,65	69,3	37,8	49,5	
1,62	56,4	35,2	48,4	
1,62	82,7	37,3	46,5	
1,5	68,9	35,6	41,4	
1,59	61,3	42,8	50	
1,89	54,1	42,9	52,9	
1,64	64,1	36,8	45,4	83,1
1,65	54,9	33,8	52,2	70,4
1,86	82,4	43,8	49,9	
1,72	88,7	45,8	52,1	88,4
1,52	69,8	36	44,1	
1,56	48,1	35,1	46,2	76,1
1,56	72,4	38,8	52,7	73,9
1,62	46,8	40,5	49,1	75,8
1,5	78,8	33,7	43,5	83,3
1,69	50,9	39	48,2	81
1,68	71,4	38,5	51,7	
1,72	74,7	42,6	54	92,7
1,6	52,4	32,8	47,4	74,9
1,69	79,3	38,8	50,5	83,7
1,65	45,1	35,1	47,3	77,8
1,63	49,4	42	52,9	
1,53	51,8	38,4	51,5	
1,64				77,3
1,53	54,5	38,7	48,4	80,4
1,82	48,1	41	53,4	
1,72	97,2	47,1	56,4	89,5

1,67	49,1	41,7	50	80,7
1,67	87,3	39,8	51,2	76,1
1,62	64,1	36,5	49,6	76,4
1,8	95	43,4	53,2	
1,47	44,9	33,8	44,1	72
1,63	54,4	36,5	51,1	
1,57	53	33,8	43,4	74,1
1,55	54,2	34,9	44,6	81,3
1,7	51,8	39,3	53,7	81,2
1,61	68,3	37,5	44	81,5
1,55	66,7	34,8	43,8	
1,58	32,1	36,3	48,3	66,5
1,5	42,6	35,5	43,4	56,6
1,74				82,9
1,58	74,6	34,4	44,8	
1,69	108,6	45	50,4	79,8
1,71	78,4	41,4	52,7	
1,53	45,1	34,7	43,3	
1,75	100	39,2	55,4	80
1,61	65,4	38,6	45,5	73,2
1,63	38,1	33,7	44,4	67,4
1,65	69,3	36,6	51,2	
1,56	77,4	42,5	54,2	
1,59	68,4	35,8	46,4	
1,65				
1,65	40,6	34,1	48	
1,65	69,2	36,4	51,6	74,7
1,63	42,2	29,6	39,4	
1,62				80,6
1,63	75,1	41	51,4	
1,65	55,6	37,3	46,3	71,7
1,6	78,4	37,9	47	
1,69	58,9	43,3	58,1	82,4
1,72	110	45,7	54,9	85,8
1,52	72,1	37,9	47,9	67,1
1,65	54,8	35,8	44,2	78,1
1,69	66,1	38	46,6	90,2
1,58	99,1	42	51,6	
1,6	82,2	31,9	47	80,3
1,62	63,5	33,7	47,4	
1,5	87	39,3	41	
1,7	68,8	42,6	53,1	81,8

1,65	65,1	33,3	39,5	
1,6	49,8	37,5	45,4	
1,71	49,9	44,5	52,3	
1,56	48,6	37,8	50	
1,73	117	45,6	55,3	
1,67	57,6	36,6	45,1	
1,71	66,8	40,8	48,6	
1,6	44	36,2	45,4	
1,55	51,2	34	44,4	
1,7	69,8	40,5	42,6	
1,59	39,4	35,2	43,5	
1,79	47,1	40,9	51	78,1
1,8	109	41,4	57,9	
1,59	73,5	38,2	47,8	
1,74	69,3	42,3	48,6	78,7
1,63	35,3	34,7	47,9	
1,72	62,8	40,1	50,8	
1,54	81,5	34,8	41,4	68,6
1,58	74,4	41,8	53,1	80,5
1,65	66,1	38,6	47,1	
1,61	82,7	36,7	47,7	
1,8	101	45,5	55,1	
1,78	64,4	40,7	52,2	76,8
1,89	42,7	52	65,4	87,9
1,75	56,4	42,5	50,1	87
1,58	37,8	39	48,9	65,3
1,58	55	36,3	44,6	80,2
1,86	54,5	45,3	54,7	
1,7	84,5	42	52,9	
1,62	77,6	41,2	51,4	81,9
1,58	66,3	41,1	48,3	
1,73	61,6	42,3	53,6	77,1
1,61	34,1	37,2	46,6	
1,67	62,7	38,2	48,2	83
1,59	52,2	39	45,9	
1,77	62,2	39,4	51,7	
1,52	60,6	32,4	43,2	73,3

APÊNDICE D

Dados do Estudo, Altura dos Indivíduos e Comprimentos das Estruturas Homens

idade homens	altura homens	tendao homens	TÍBIA homens	talus homens	2 meta homens
69	1,72	88,7	45,8	52,1	88,4
45	1,72	74,7	42,6	54	92,7
22	1,69	79,3	38,8	50,5	83,7
45	1,63	49,4	42	52,9	
41	1,82	48,1	41	53,4	
57	1,72	97,2	47,1	56,4	89,5
65	1,67	87,3	39,8	51,2	76,1
38	1,8	95	43,4	53,2	
42	1,7	51,8	39,3	53,7	81,2
21	1,69	108,6	45	50,4	79,8
35	1,71	78,4	41,4	52,7	
57	1,75	100	39,2	55,4	80
46	1,65	69,3	36,6	51,2	
46	1,56	77,4	42,5	54,2	
56	1,63	75,1	41	51,4	
44	1,6	78,4	37,9	47	
53	1,69	58,9	43,3	58,1	82,4
69	1,72	110	45,7	54,9	85,8
69	1,71	49,9	44,5	52,3	
44	1,73	117	45,6	55,3	
24	1,79	47,1	40,9	51	78,1
39	1,8	109	41,4	57,9	
40	1,74	69,3	42,3	48,6	78,7
38	1,72	62,8	40,1	50,8	
39	1,58	74,4	41,8	53,1	80,5
44	1,61	82,7	36,7	47,7	
68	1,8	101	45,5	55,1	
39	1,78	64,4	40,7	52,2	76,8
29	1,89	42,7	52	65,4	84
32	1,75	56,4	42,5	50,1	87
25	1,86	54,5	45,3	54,7	
43	1,62	77,6	41,2	51,4	81,9
56	1,58	66,3	41,1	48,3	
38	1,73	61,6	42,3	53,6	77,1

28	1,77	62,2	39,4	51,7
----	------	------	------	------

APÊNDICE E

Dados do Estudo, Altura dos Indivíduos e Comprimentos das Estruturas nas Mulheres

idade mulher	altura mulher	tendao mulher	TÍBIA mulher	talus mulher	2 meta mulher
28	1,67	10,1	39,4	47,1	
31	1,53	50,4	35,1	43,7	
59	1,63	53,4	33,9	42,7	
59	1,52	40,5	35,6	45,3	
21	1,72	98,1	41,2	49,7	
51	1,58	53,7	37,2	50,5	73,1
35	1,69	53,8	36,6	48,5	
55	1,67	58,1	34,8	46,3	
51	1,51	75,7	34,2	41	
47	1,6	62,7	35,8	48,3	74,5
54	1,65	58,1	37,5	44,7	85,5
58	1,6	65,5	35,3	45	
48	1,6	50,8	35,9	46	79,5
35	1,55	39,5	33,1	44,5	82,3
61	1,57	73,2	37,6	49,1	
58	1,82	93,2	31,4	43,8	69,7
77	1,56	81	32	45,6	75,3
62	1,63	49	36,3	50,5	
75	1,65	69,3	37,8	49,5	
44	1,62	56,4	35,2	48,4	
18	1,62	82,7	37,3	46,5	
60	1,5	68,9	35,6	41,4	
32	1,59	61,3	42,8	50	
34	1,89	54,1	42,9	52,9	
42	1,64	64,1	36,8	45,4	83,1
23	1,65	54,9	33,8	52,2	70,4
48	1,52	69,8	36	44,1	
59	1,56	48,1	35,1	46,2	76,1
45	1,56	72,4	38,8	52,7	73,9
58	1,62	46,8	40,5	49,1	75,8

68	1,5	78,8	33,7	43,5	83,3
65	1,69	50,9	39	48,2	81
35	1,68	71,4	38,5	51,7	
33	1,6	52,4	32,8	47,4	74,9
54	1,65	45,1	35,1	47,3	77,8
33	1,53	51,8	38,4	51,5	
44	1,64				77,3
65	1,53	54,5	38,7	48,4	80,4
53	1,67	49,1	41,7	50	80,7
63	1,62	64,1	36,5	49,6	76,4
63	1,47	44,9	33,8	44,1	72
46	1,63	54,4	36,5	51,1	
32	1,57	53	33,8	43,4	74,1
36	1,55	54,2	34,9	44,6	81,3
31	1,61	68,3	37,5	44	81,5
46	1,55	66,7	34,8	43,8	
37	1,58	32,1	36,3	48,3	66,5
61	1,5	42,6	35,5	43,4	56,6
	1,74				82,9
39	1,58	74,6	34,4	44,8	
63	1,53	45,1	34,7	43,3	
28	1,61	65,4	38,6	45,5	73,2
23	1,63	38,1	33,7	44,4	67,4
31	1,59	68,4	35,8	46,4	
	1,65				
35	1,65	40,6	34,1	48	
45	1,65	69,2	36,4	51,6	74,7
38	1,63	42,2	29,6	39,4	
	1,62				80,6
38	1,65	55,6	37,3	46,3	71,7
47	1,52	72,1	37,9	47,9	67,1
58	1,65	54,8	35,8	44,2	78,1
74	1,69	66,1	38	46,6	90,2
65	1,58	99,1	42	51,6	
28	1,6	82,2	31,9	47	80,3
56	1,62	63,5	33,7	47,4	
59	1,5	87	39,3	41	
37	1,7	68,8	42,6	53,1	81,8
62	1,65	65,1	33,3	39,5	
49	1,6	49,8	37,5	45,4	
15	1,56	48,6	37,8	50	
34	1,67	57,6	36,6	45,1	

29	1,71	66,8	40,8	48,6	
35	1,6	44	36,2	45,4	
36	1,55	51,2	34	44,4	
31	1,7	69,8	40,5	42,6	
50	1,59	39,4	35,2	43,5	
58	1,59	73,5	38,2	47,8	
28	1,63	35,3	34,7	47,9	
63	1,54	81,5	34,8	41,4	68,6
35	1,65	66,1	38,6	47,1	
37	1,58	37,8	39	48,9	65,3
51	1,58	55	36,3	44,6	80,2
48	1,7	84,5	42	52,9	
25	1,61	34,1	37,2	46,6	
40	1,67	62,7	38,2	48,2	83
25	1,59	52,2	39	45,9	
60	1,52	60,6	32,4	43,2	73,3

APÊNDICE F

Dados da Análise Interobservador

Obs 1 Tendão	Obs 2 Tendão
9,08	9,2
5,01	5,3
5,05	5,5
5,78	6,1
6,74	6,6
5,15	4,9
7,98	8,3
8,63	8,9
3,48	3,2
9,66	9,5
5,24	5,2
8,29	7,7
5,35	4,8
10,07	10,7
11,2	11,1
8,99	8,6
5,8	5,6
10,4	10,2

7,83	7,2
6,49	6,4
8,12	7,9
5,82	6,2
6,08	5,8
5,4	5,2
4,65	4,3
7,83	7,7
6,72	6,4
6,43	5,9
6,68	6,7
4,91	4,7
7,03	8
5,4	5,5
7,57	7,2
6,67	6,7
6,18	6,3
4,89	4,7
6,01	4,6

Obs 1 Tálus	Obs 2 Tálus
48,7	50,6
54,6	52
43,3	45,4
51,1	53
52	51,5
47,1	46,8
58,4	50,8
55,9	53,5
45,6	45,1
49,5	52,5
52,4	48,5
61	54,1
49,3	46,1
54,7	53,9
56,6	54,8
50,2	53,1

47,5	47,7
54,5	53,9
41,3	45
48,4	47,9
57,7	54,1
46,2	47,2
48,5	49,8
49	45,9
46,4	45,7
50,8	50,8
49,4	50,5
42,8	41,3
44,3	47,1
51,4	51,3
49,2	48,5
49,3	45,8
48,3	46,3
41,3	48,9
49,4	54,5
47,5	46
51,4	48,4
Obs 1 Tíbia	Obs 2 Tíbia
39	41,3
42,7	48,3
34,4	33,8
41,8	40,8
37,5	45,8
35,9	36,7
43,5	50,3
42,5	48,7
34,5	36,5
41,1	45,5
36,4	42,5
44	50,9
37,5	42,5
41,6	48,1
44,8	48,4
44,2	39,9
34,2	39,3
44,4	49,5
34,5	35,5

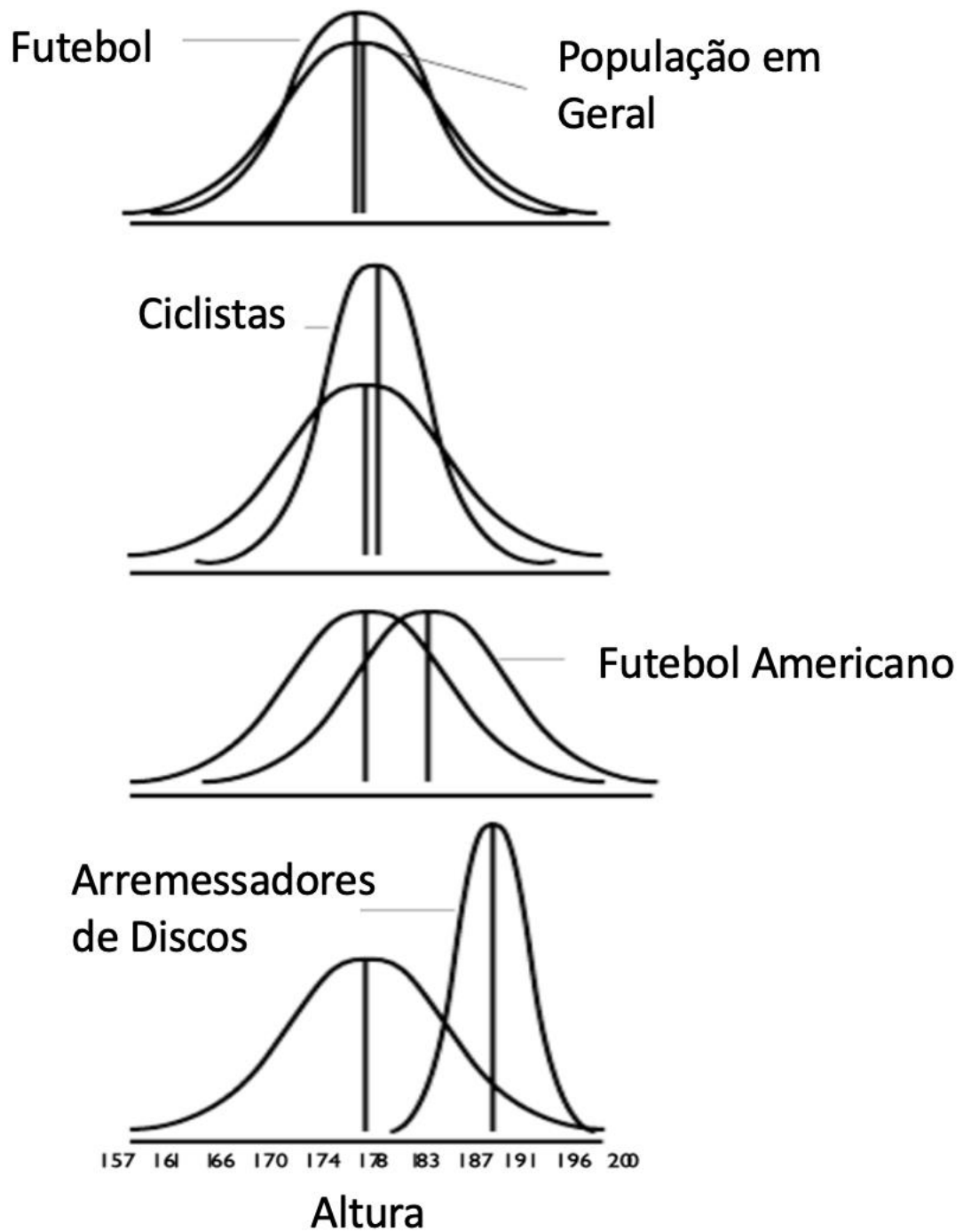
37,1	42
42,6	50
38,2	37,6
38,1	40,1
35,6	40,5
35,4	37,6
41,3	43,5
40,3	43,5
35,9	33,4
36	38,6
41,9	42,8
38,1	42,1
36,9	42,9
35,7	40,4
36,7	34,4
43,7	41,2
36,8	37,9
36,8	44,9

obs 2 meta	obs 2 meta
89,7	87
87,8	92
73,1	75
81,4	76
82,1	81,9
96,3	95,1
74,5	69
78,5	76
85,5	89
79,5	82,3
82,3	79,1
88,1	95
69,7	71,1
75,3	76
83,1	87
70,4	72,1
88,4	90,1
76,1	76
73,9	76
75,8	76
83,3	86,3
81	79,2
92,7	91,9

74,9	76,8
83,7	81,5
77,8	77
77,3	69,9
80,4	80,2
89,5	92
80,7	80,3
76,1	78
76,4	76
72	71,3
74,1	75
81,3	68,9
81,2	77,8

ANEXO A

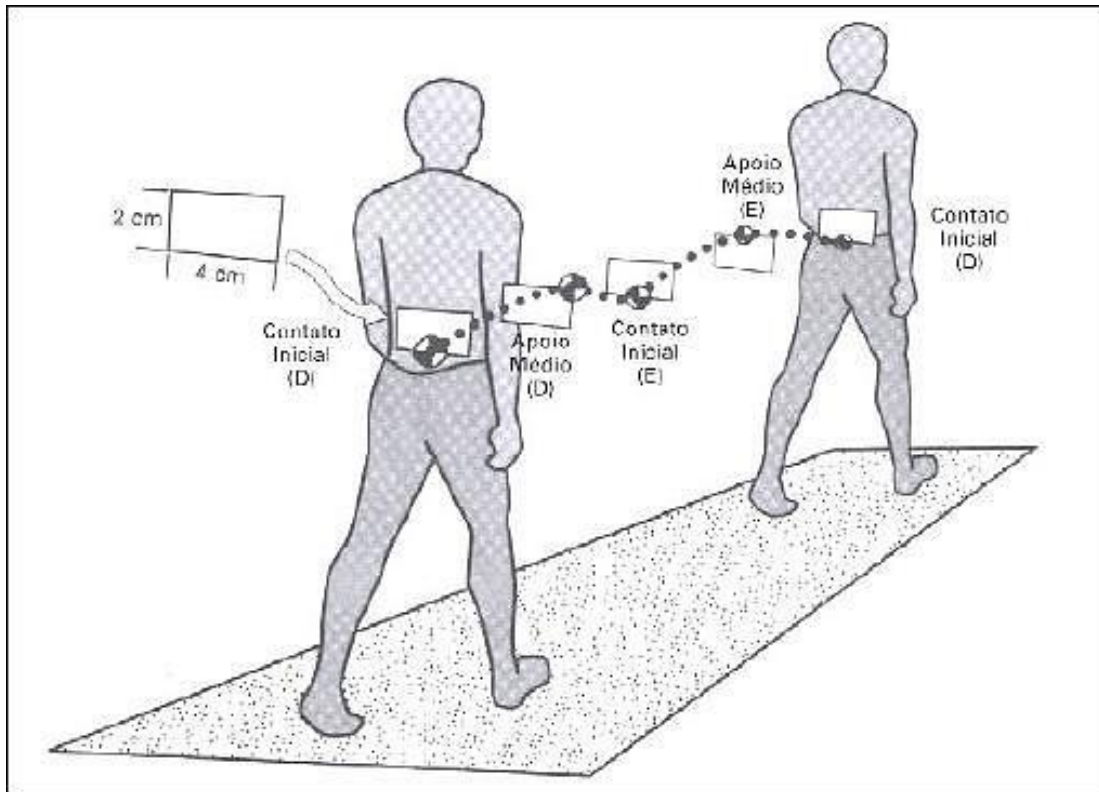
Perfil das Distribuições das Alturas dos Indivíduos da População em Geral e de Atletas de Diferentes Tipos de Esportes. Há biótipos que são mais favoráveis a determinados tipos de esportes.



Fonte: Norton *et al.*, 1996.

ANEXO B

Movimento do centro de gravidade corporal, movimentos do quadril, joelhos, tornozelos e pés mantém baixa variação na movimentação do centro de gravidade para economizar energia.



Fonte: Perry, 2005.

ANEXO C

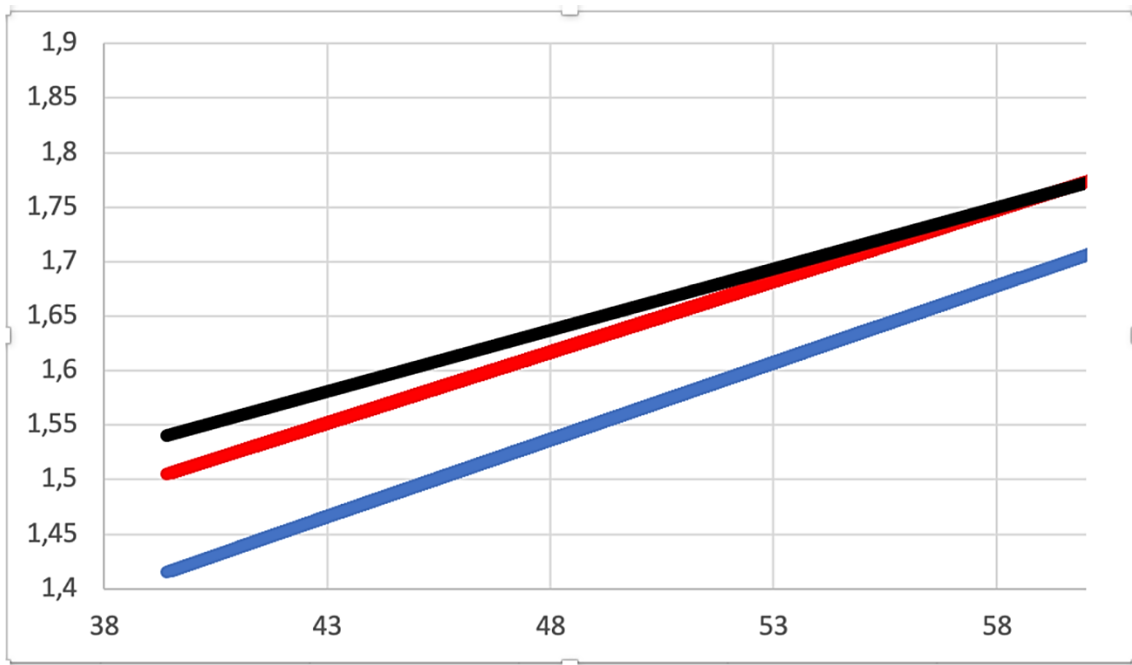
Tabela de correlações do coeficiente de Pearson.

Coeficiente de correlação	Correlação
$r = 1$	Perfeita positiva
$0,8 \leq r < 1$	Forte positiva
$0,5 \leq r < 0,8$	Moderada positiva
$0,1 \leq r < 0,5$	Fraca positiva
$0 < r < 0,1$	Ínfima positiva
0	Nula
$-0,1 < r < 0$	Ínfima negativa
$-0,5 < r \leq -0,1$	Fraca negativa
$-0,8 < r \leq -0,5$	Moderada negativa
$-1 < r \leq -0,8$	Forte negativa
$r = -1$	Perfeita negativa

Fonte: Santos, 2007.

ANEXO D

Linhas de tendência geradas pelos pontos entre comprimento do tálus e altura: preto linha dos dados obtidos no estudo; vermelho: linha de tendência utilizando a regressão linear obtida no estudo novamente aplicada aos comprimentos dos tálus do estudo para estimar a altura dos indivíduos; azul: linha de tendência para as alturas encontradas a partir dos comprimentos dos tálus dos indivíduos deste estudo, utilizando-se uma regressão linear gerada em estudo anterior.



Fonte: Astolfi *et al.*, 2020.

ANEXO E

<https://doi.org/10.1016/j.fsir.2020.100153>



ELSEVIER

Contents lists available at ScienceDirect

Forensic Science International: Reports

journal homepage: www.elsevier.com/locate/fsir

Forensic Anthropology

Foot structures and their correlations with body height

Rodrigo Schroll Astolfi^{a,*}, Rayanne Carneiro Torres de Novaes^a, José Alberto Dias Leite^a,
Henrique Cesar Temoteo Ribeiro^a, Alexandre Leme Godoy Santos^b, Jailson Rodrigues Lopes^c

^a Universidade Federal do Ceará, Rua Coronel Nunes de Melo, 1315 - Rodolfo Teófilo, Fortaleza, CE, 60430-275, Brazil

^b Instituto de Ortopedia da Universidade de São Paulo; R. Dr. Ovídio Pires de Campos, 333 - Cerqueira César, São Paulo, SP, 05403-010, Brazil

^c Av. Rui Barbosa, 1975 - Aldeota, Fortaleza, CE, 60115-22, Brazil



ARTICLE INFO

Keywords:
Anthropometry
Height
Biomechanics
Talus
Distal tibia
Achilles tendon
Second metatarsal

ABSTRACT

Anthropometric information, such as bone and soft tissue length correlations with body height, is obtained from forensic science and biomechanical studies. Generally, studies on the relation between body height and measures of bones require access to long bones, which are not always available. Footprint size is traditionally used to determine height, but little is known about the relation between foot bones and height. In this study, we evaluated 138 ankle MRI and X-ray scans and compared the measures of four structures (the talus, distal tibia, second metatarsal and Achilles tendon) with body height. The measures of the talus and distal tibia correlated moderately with height (Pearson's correlation coefficients of 0.58 and 0.57), and the length of the second metatarsal correlated weakly with height (Pearson's coefficient of 0.42). The following regression equation was observed: height (m) = 0.993 + 0.013 x talar length (mm) (+/- 7 cm). The Achilles tendon (AT) had low correlation with height (Pearson's coefficient of 0.19). A sex difference was observed: all three bone structures had a weak correlation with height in female; in male, the length of the talus had a moderate correlation with height (Pearson's coefficient of 0.56), and the length of the second metatarsal had a low correlation (Pearson's coefficient of 0.16). This is one of the few studies that studied a Latin American population and proposed a regression equation for body height as a function of the length of foot bones. The sex difference observed in the proportions of the forefoot and hindfoot that correlated with body height might explain some of the differences in foot biomechanics between male and female.

Introduction

Anthropometry is a basic component of anatomical studies and can be applied in many fields [1]. The relation between an individual's height and measures of bones is largely used for forensic purposes [2–4]. Usually, long diaphyseal bones such as the femur and tibia are used to estimate the individual's body height [2,4,5,17,18] because these bones are great contributors to body height; thus, they provide a more accurate estimation than do other bones [5,6]. However, in many forensic cases, these long bones may not be available, and therefore [18], the correlation between small bones and height is also important [3,7].

Foot size is traditionally used for determining body height in forensic cases [8,9], but few studies have tried to determine the relationship between stature and foot bones [10–13,36,37]. The talar bone is longer in people who are taller [11,13,14], and it is longer in males than in females [15]. Cadaveric studies in North American and Portuguese individuals showed that stature is strongly correlated with the lengths of the metatarsals [10,11], as well as the talus and calcaneus [11–13]. Moreover, the relationship between calcaneus measures and stature

showed linear trend in South Africans, so Bidmos and Asala proposed a formula to estimate height from the lengths of foot bones [12]. A few studies evaluated the correlations of soft tissues with stature, i.e. semitendinosus has a moderate and gracilis tendons has a low correlation with height respectively [16], and fewer studies investigated the correlation between the Achilles tendon, the body's largest tendon, and stature, one of the few studies found a low correlation with height [17].

Previous studies have shown that anthropometric differences exist between different populations [6,11,17], and the authors have suggested that standards derived for a specific population should not be used for other populations. To the best of our knowledge, no studies correlating foot bones with height have been conducted in Brazilian or even Latin American populations. Other authors have reported that Hispanic populations are not well represented in the Database for Forensic Anthropology in the United States (DFAUS) [19].

The correlation between foot structures (bones and soft tissues) and height is fundamental for anthropology studies as this correlation can vary along human history [32], biomechanics as this correlation is crucial

* Corresponding author.

E-mail addresses: dr.rodrigoastolfi@gmail.com (R.S. Astolfi), rayanne.06@outlook.com (R.C.T. de Novaes), dralbertodiasleite@gmail.com (J.A. Dias Leite), caphenrique@hotmail.com (H.C. Temoteo Ribeiro), alexandrelemegodoy@gmail.com (A.L. Godoy Santos), jailsonlopes@hotmail.com (J.R. Lopes).

<http://doi.org/10.1016/j.fsir.2020.100153>

Received 7 July 2020; Received in revised form 26 October 2020; Accepted 29 October 2020

Available online 4 November 2020

2665-9107/© 2020 The Authors. Published by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

R.S. Astolfi et al.

FSIR 2 (2020) 100153

to body's lever arm [33] and for new surgical implants designs to predict economic viability of the same implant in different populations [34]. Also, a regression equation can help infer height from body structure length for forensic purposes.

To analyze the correlation and propose a new regression equation between foot structure and height, the present study analyzed the MRI and X-ray scans of 138 ankles of living people; measured four foot structures: distal tibia, the talus, second metatarsal and Achilles tendon (AT) representing ankle, hindfoot, forefoot and the greatest foot's soft tissue structure, respectively; and compared these measures with patient height.

Materials

Sagittal-plane magnetic resonance imaging (MRI) scans of 138 ankles (138 patients, 60 males and 78 females) taken between 2017 and 2019 were retrieved from the radiology department's archive and retrospectively analyzed. The inclusion criteria were consecutive patients admitted on the service for MRI exam, aging between 18 and 90 years old, absence of abnormalities in the ankle bones and Achilles tendon after cautious analysis by the radiologist and the orthopedic surgeon and patient

known height on the medical records. The hospital and national ethics committees authorized our access to the patient data and approved our study (CAAE: 32105020.6.0000.5043). Measurements were made using Carestream's Vue Motion Viewer[®].

To have a global understand of different foot parts relation with height, one structure was analyzed to represent each segment: ankle (distal tibia), hindfoot (talus), and forefoot (second metatarsal) and one soft tissue structure (AT). The choice for the use of talus and not calcaneus was made because calcaneus relation to stature was already observed by other authors [12] and besides the forensic importance the relation between tibial plafond, talus and height is also fundamental for modern's ankle prosthesis design. We measured the long dimension of the talus, larger diameter of the distal tibia and the length of the distal free end of the AT on the MR images. The length of the second metatarsal was also measured in the anteroposterior view on foot weight bearing X-rays.

Methods

Talus length was measured from the MR images taken in the sagittal view, where the long axis could be observed, and the long axis of the talus

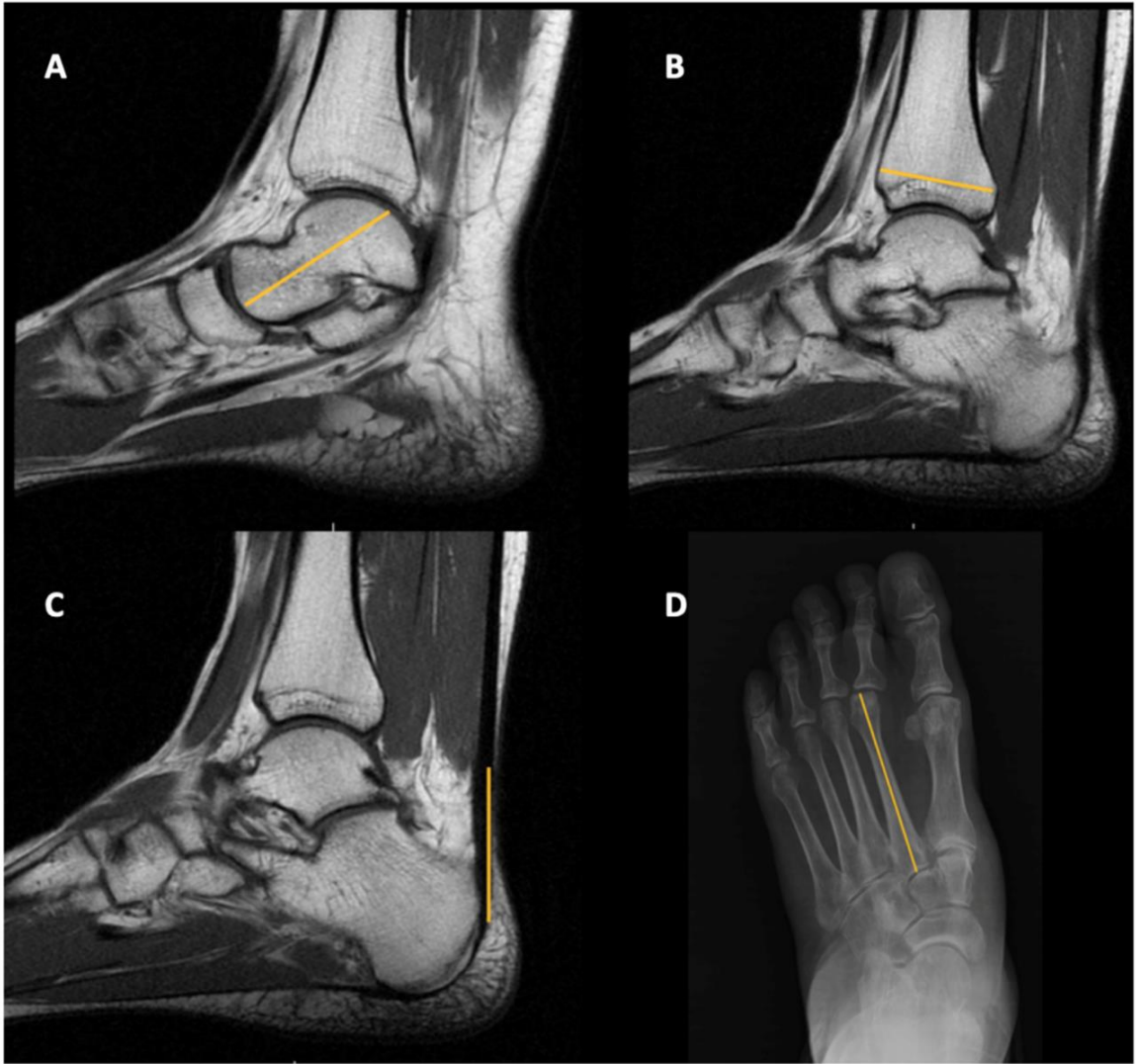


Fig. 1. Measurement of the structures: A) The length of the talar was measured at the bone midline, B) the larger width of the distal tibia was measured at the former growth cartilage, C) the length of the Achilles tendon was measured excluding the muscular insertion region, and D) the length of the second metatarsal was measured along the bone anatomical axis.

2

R.S. Astolfi et al.

FSIR 2 (2020) 100153

was considered the line that better fit the middle points between the bone edges [20]. The length of the second metatarsal was measured as the longitudinal axis of the bone in the anteroposterior weight-bearing X-ray, connecting the extremities of the bone, as described by other authors [35]. The width of the distal tibia was measured with the sagittal MR images, where the largest measurement was the obliquity of the former growth cartilage scar for better standardization. The length of the AT was measured from the most proximal point of the free tendon (without muscular insertion) to the most distal point of the calcaneus insertion [36] (Fig. 1).

Statistical analysis

To determine a formula that describes the relation between the length of structures and body height, a simple regression was made using height as a dependent variable (y) and the length of the structure (talus, distal tibia, second metatarsal and AT) as the independent variables (x). The calculation estimated a perfectly linear relation between the two variables. The model's accuracy (R²) was assessed by the R-squared measure. In univariable regression analysis, R² is the square of Pearson's correlation coefficient [29].

Intraobserver and interobserver reliability were assessed by the intraclass correlation coefficient (ICC). Correlations of 0.81 to 0.99 were considered nearly perfect; 0.61 to 0.80 were considered substantial; 0.41 to 0.60 were considered moderate, 0.21 to 0.40 were considered fair; and equal or lower to 0.20 were considered low [30].

whereas in the female, a weak correlation was found (Pearson's coefficient of 0.31). The AT was not correlated with body height in either the male or female (Pearson's coefficients of 0.15 and 0.17), respectively).

As the talus and distal tibia had a moderate correlation with height, especially in men, a linear regression to predict height from bone length was abstracted for both sexes.

$$\text{Height (m)} = 0.993 + 0.013 \times \text{Talar Length (mm)} (+/-7 \text{ cm})$$

Calculation was made using simple regression equation, ordinary least squares regression, where the regression coefficient is the amount of change on the dependent variable (height) for a one-unit change on the independent variable (length). In a graphic model the regression coefficient is the slope of the line drawn that best adjust the linear correlation between the talus length and height, the presented equation is the mathematic representation of this line. In the linear regression, the model had an accuracy of 40 %. This accuracy (R-squared), means that with regard to a completely linear relation (perfect correlation) between the talus and height, 40 % of the real data points are located along this line. The standard error was 7 cm.

To test the linear regression in the study's population using the formula, each patient's height was presumed from the talus length, the tendency line from both correlations (original height and presumed height) with the talus length are shown in Fig. 2.

Only the talus was used to create the regression equation because

equal or lower to 0.20 were considered low [30].

Results

The average measures of the four structures are shown in Table 1. The interobserver analyses showed good correlation according to the Wilcoxon test (sig. 0.701) (Z score: -0.383).

The talus and tibia measures were correlated linearly and moderately with patient height (Pearson's coefficients of 0.58 and 0.57, respectively). The second metatarsal also had a moderate correlation with height but with a smaller Pearson's coefficient of 0.42. The AT had low correlation with height (Pearson's coefficient of 0.19).

When the study population was divided by sex, in the male, the talus and tibia measures correlated moderately with height (Pearson's coefficients of 0.56 and 0.46, respectively), but in the female, there was a weak correlation (Pearson's coefficients of 0.37 and 0.32, respectively). In the male, there was low correlation between the second metatarsal length and body height (Pearson's coefficient of 0.16),

Table 1

Population characteristics and average measures for the structures assessed. The standard deviations (SD) were calculated by a 0,05 margin.

Total Study Population Averages		
Patient age	43 years	SD (41.46–44.53)
Sex distribution	56.52 % female	
Height	1.65 m	SD (1.63–1.66)
Talus Length	50.05 mm	SD (50.0–50.99)
Distal Tibia Diameter	38.5 mm	SD (38.12–38.87)
Second Metatarsal Length	80.0 mm	SD (78.34–81.65)
AT Length	62.0 mm	SD (60.33–63.66)
Averages in Male		
Height, Male	1.72 m	SD (1.69–1.74)
Talus Length, Male	52.7 mm	SD (51.59–53.80)
Distal Tibia, Male	41.8 mm	SD (40.78–42.81)
Second Metatarsal, Male	81.55 mm	SD (79.35–83.74)
AT Length, Male	74.7 mm	SD (68.05–81.34)
Averages in Female		
Height, Female	1.61 m	SD (1.59–1.62)
Talus Length, Female	46.45 mm	SD (45.76–47.13)
Distal Tibia, Female	36.3 mm	SD (35.71–36.88)
Second Metatarsal, Female	76.25 mm	SD (74.32–78.71)

Only the talus was used to create the regression equation because when both the talus and distal tibia were used, a less precise formula was obtained because of multicollinearity. Multicollinearity causes redundant information; as multicollinearity increases, precision decreases because of interrelationships between variables [31].

Discussion

This is the first study to investigate the average length of foot structures in a Latin American population and one of the few to correlate these measures with body height [6,10–13,36,37].

In the male, the hindfoot and ankle measures correlated strongly with height, but the length of the male forefoot seems to vary significantly with height. All the bone structures in the foot that were analyzed in the female correlated weakly but equally with height, which might indicate that the biomechanical lever arm in the foot differs between male and female, which may help explain some foot pathologies [21]. Although there are known sex differences in the proportions of the entire length of the foot to body height [22], these differences may be due to differences in the forefoot length.

The talus length and distal tibia width correlated linearly with height in the male, corroborating the results observed in cadaver-based studies [13,14]. Holland found another formula for determine height from talus ($1.411 \times \text{talus length} + 85.95$), using this formula in the present population study a worst tendency line was obtained (Fig. 2), although both formulas have a similar accuracy (6.18 and 7 cm) [13].

A strong correlation between the distal tibia width and body height was expected, as anthropometric studies have shown a strong correlation between height and the tibial longitudinal length [2,4,5]; in addition, longer tibias are expected to be larger in diameter [23]. On the other hand, the second metatarsal had low correlation with height in men and a moderate correlation in female, which is inconsistent with the results of the few existing studies [10,11]. Byers et al. found a high correlation between second metatarsal and height in male and in female, but with different formulas for each sex and race [37]. Hence, for the present study, the talus and distal tibia length (hindfoot and ankle) seem to be a more reliable measures for forensic medicine than does the length of the second metatarsal (forefoot) [11–13].

This study presented a new linear regression for estimating body height from the length of the talus. A considerable error margin of 7 cm was found, but a similar margin of 5.69 cm was also found when height

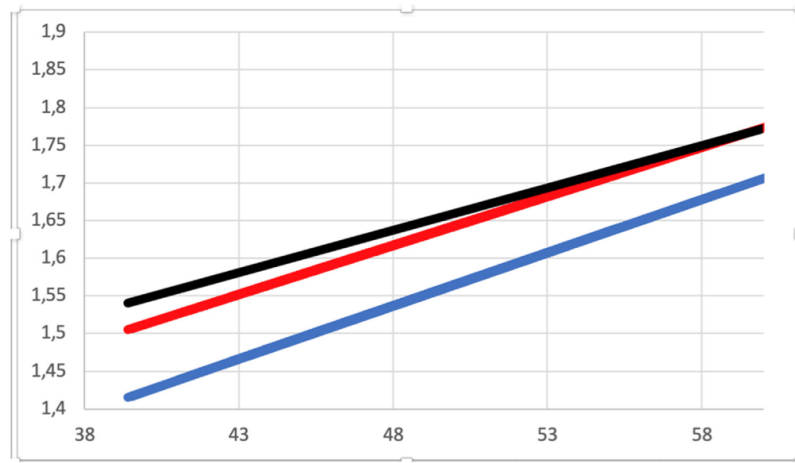


Fig. 2. Tendency line for correlation between the talus length (x) and height (y) in black and tendency line between the talus length and presumed height calculated using the presented regression equation in red. The blue line represents the tendency line for the same population using the formula presented in previous study [13].

was estimated from a sacrum measure [24]. This large margin error (calculated accuracy of 40 %) was expected because precise calculations are obtained only by using long bones such as the femur and tibia, as they are the most important determinants of an individuals' height [2,4-6].

The average structure lengths presented here differ from those reported in most studies that generally involve cadavers in the methodology; in those studies, the assessments were made with a ruler from the outside of the bone [6,10-13]. In contrast, we decided to measure the longitudinal length of structures on MR and X-ray images because they are commonly available, these measurements are simpler to perform, and they enable large population analyses [14,24,25]. Strong correlations between the values calculated by MRI and the real anatomic structures have been described [25].

height from the talus length, but the total error can be as high as 14 cm. The length of the AT had no correlation with height in either sex. The discrepancy between the talus and second metatarsal in male, in their correlations with height, can justify the mechanical differences between sexes.

Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

References

- [12] M. Bidmos, S. Asala, Calcaneal measurement in estimation of stature of South African blacks, *Am. J. Phys. Anthropol.* 126 (3) (2005) 335–342, doi:http://dx.doi.org/10.1002/ajpa.20063.
- [13] Holland, Thomas Dean, Estimation of adult stature from the calcaneus and talus, *Am. J. Phys. Anthropol.* 96 (3) (1995) 315–320.
- [14] Q. Han, Y. Liu, F. Chang, B. Chen, L. Zhong, J. Wang, Measurement of talar morphology in northeast Chinese population based on three-dimensional computed tomography, *Medicine (Baltimore)* 98 (37) (2019) e17142, doi:http://dx.doi.org/10.1097/MD.00000000000017142.
- [15] Sakaue, Kazuhiro, Sex assessment from the talus and calcaneus of Japanese, *Bull. Natl. Mus. Nat. Sci.* 500 (37) (2011) 35–48.
- [16] R.N. Pereira, F.C. Karam, R.L. Schwanke, R. Millman, Z.M. Foletto, C.H. Schwanke, Correlation between anthropometric data and length and thickness of the tendons of the semitendinosus and gracilis muscles used for grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament, *Rev. Bras. Ortop.* 51 (2) (2016) 175–180, doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.rboe.2016.01.011 published 2016 Feb 9.
- [17] B.S. Pang, M. Ying, Sonographic measurement of achilles tendons in asymptomatic subjects: variation with age, body height, and dominance of ankle, *J. Ultrasound Med.* 25 (October (10)) (2006) 1291–1296, doi:http://dx.doi.org/10.7863/jum.2006.25.10.1291 PMID: 16998101.
- [18] M. Trotter, G.C. Gleser, Estimation of stature from long bones of American Whites and Negroes, *Am. J. Phys. Anthropol.* 10 (4) (1952) 463–514, doi:http://dx.doi.org/10.1002/ajpa.1330100407.
- [19] R.J. Wilson, N.P. Herrmann, L.M. Jantz, Evaluation of stature estimation from the database for forensic anthropology, *J. Forensic Sci.* 55 (3) (2010) 684–689, doi:http://dx.doi.org/10.1111/j.1556-4029.2010.01343.x.
- [20] M. Arunakul, A. Amendola, Y. Gao, J.E. Goetz, J.E. Femino, P. Phisitkul, Tripod index: a new radiographic parameter assessing foot alignment, *Foot Ankle Int.* 34 (10) (2013) 1411–1420, doi:http://dx.doi.org/10.1177/1071100713488761.
- [21] A.B. Putti, G.P. Arnold, R.J. Abboud, Foot pressure differences in men and women, *Foot Ankle Surg.* 16 (1) (2010) 21–24, doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.fas.2009.03.005.
- [22] D.M. Fessler, K.J. Haley, R.D. Lal, Sexual dimorphism in foot length proportionate to stature, *Ann. Hum. Biol.* 32 (1) (2005) 44–59, doi:http://dx.doi.org/10.1080/03014460400027581.
- [23] M. Akhlaghi, A. Sheikhezadi, N. Khosravi, Y. Pournia, S.H. Saberi Anary, The value of the anthropometric parameters of the tibia in the forensic identification of the Iranian population over the age of 20, *J. Forensic Leg. Med.* 18 (6) (2011) 257–263, doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jflm.2011.05.001.
- [24] H.M. Karakas, O. Celbis, A. Harma, B. Alicioglu, Total body height estimation using sacrum height in Anatolian Caucasians: multidetector computed tomography-based virtual anthropometry, *Skeletal Radiol.* 40 (5) (2011) 623–630, doi:http://dx.doi.org/10.1007/s00256-010-0937-x.
- [25] M.A. Bidmos, P.R. Manger, New soft tissue correction factors for stature estimation: results from magnetic resonance imaging, *Forensic Sci. Int.* 214 (1–3) (2012) 212.e1–212.e2127, doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2011.08.020.
- [26] A.M. Navali, M.A. Jafarabadi, Is There Any Correlation Between Patient Height and Patellar Tendon Length? *Arch. Bone Surg.* 3 (2) (2015) 99–103.
- [27] N.N. Patel, S.A. Labib, The achilles tendon in healthy subjects: an anthropometric and ultrasound mapping study, *J. Foot Ankle Surg.* 57 (2) (2018) 285–288, doi:http://dx.doi.org/10.1053/j.jfas.2017.10.005.
- [28] F. Mersmann, S. Bohm, A. Arampatzis, Imbalances in the development of muscle and tendon as risk factor for tendinopathies in youth athletes: a review of current evidence and concepts of prevention, *Front. Physiol.* 8 (2017) 987, doi:http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2017.00987 Published 2017 Dec 1.
- [29] A. Schneider, G. Hommel, M. Blettner, Linear regression analysis: part 14 of a series on evaluation of scientific publications, *Arztebl. Int.* 107 (44) (2010) 776–782, doi: http://dx.doi.org/10.3238/arztebl.2010.0776.
- [30] J.R. Landis, G.G. Koch, The measurement of observer agreement for categorical data, *Biometrics* 33 (1977) 159–174.
- [31] W. Yoo, R. Mayberry, S. Bae, K. Singh, Q. Peter He, J.W. Lillard Jr., A study of effects of MultiCollinearity in the multivariable analysis, *Int. J. Appl. Sci. Technol.* 4 (5) (2014) 9–19.
- [32] E.J. McNutt, B. Zipfel, J.M. DeSilva, The evolution of the human foot, *Evol. Anthropol.* 27 (September (5)) (2018) 197–217, doi:http://dx.doi.org/10.1002/evan.21713 Epub 2018 Sep 22. PMID: 30242943.
- [33] A.M. Nevill, S.W. Oxford, M.J. Duncan, Optimal body size and limb length ratios associated with 100-m personal-best swim speeds, *Med. Sci. Sports Exerc.* 47 (August (8)) (2015) 1714–1718, doi:http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0000000000000586 PMID: 25412299.
- [34] F. Hussain, M.R. Abdul Kadir, A.H. Zulkifly, A. Sa'at, A.A. Aziz, G. Hossain, T. Kamarul, A. Syahrom, Anthropometric measurements of the human distal femur: a study of the adult Malay population, *Biomed Res. Int.* 2013 (2013) 175056, doi:http://dx.doi.org/10.1155/2013/175056 Epub 2013 Nov 5. PMID: 24294597; PMCID: PMC3835611.
- [35] K.M. Lee, C.Y. Chung, M.S. Park, S.H. Lee, J.H. Cho, I.H. Choi, Reliability and validity of radiographic measurements in hindfoot varus and valgus, *J. Bone Joint Surg. Am.* 92 (October 6 (13)) (2010) 2319–2327, doi:http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.I.01150 PMID: 20926727.
- [36] K.W. Barford, A.F. Riecke, A. Boesen, P. Hansen, J.F. Maier, S. Doessing, A. Troelsen, Validity and reliability of an ultrasound measurement of the free length of the Achilles tendon, *Dan. Med. J.* 65 (March (3)) (2018) A5453 PMID: 29510804.
- [37] S. Byers, K. Akoshima, B. Curran, *Determination of adult stature from metatarsal length*, *Am. J. Phys. Anthropol.* 79 (3) (1989) 275–279, doi:http://dx.doi.org/10.1002/ajpa.1330790303.