



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**



**Instituto Superior de Engenharia de Lisboa  
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa**

# **Torção Tibial pré-encerramento da placa epifisária numa população juvenil: desenvolvimento de um modelo de avaliação por Ressonância Magnética**

**Bárbara Filipe Pereira**

**Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de  
Mestre em Engenharia Biomédica**

**Orientador**

**Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro (Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Lisboa)**

**Março de 2022**



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**



Instituto Superior de Engenharia de Lisboa  
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

# **Torção Tibial pré-encerramento da placa epifisária numa população juvenil: desenvolvimento de um modelo de avaliação por Ressonância Magnética**

Bárbara Filipe Pereira

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de  
Mestre em Engenharia Biomédica

## Orientador

Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro (Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Lisboa)

## Júri

Presidente: Doutor António Jorge Duarte de Castro Silvestre (Instituto Superior de Engenharia do Instituto Politécnico de Lisboa)

Vogais: Doutora Filipa Oliveira da Silva João (Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa)  
Doutor Carlos Daniel Cipriano Ferreira (Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro)

Março de 2022

## Agradecimentos

O desenvolvimento deste trabalho final de mestrado foi possível graças ao apoio, auxílio e incentivo de várias pessoas, às quais passo a agradecer profundamente:

À minha orientadora, professora Margarida Ribeiro, pela divulgação, interesse, acompanhamento e partilha de conhecimento no tema em estudo.

À área de Ortoprotesia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, na pessoa do professor Mário Briôa, na execução do modelo do dispositivo de fixação, suporte dos pés feito em gesso.

À professora Elisabete Carolino da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa pelo apoio estatístico.

À equipa de Imagiologia da Clínica Lusíadas Oriente, em especial, ao Técnico Adrião Pereira, por me terem proporcionado as condições necessárias à obtenção dos dados, pela enorme disponibilidade, atenção, simpatia, ajuda e prestabilidade sempre demonstradas. Igualmente à Magnus Imagens Médicas, principalmente à Técnica Marisa Pereira.

A todos os que me acompanharam nesta jornada de Mestrado, professores e colegas, com quem fui trocando ideias e dúvidas, essenciais para o avanço e desenvolvimento do estudo, que de uma forma ou outra me ajudaram a chegar aqui.

Aos meus colegas e amigos pelo apoio e incentivo ao longo de todas as etapas desta jornada.

Aos voluntários que realizaram os exames de modo que pudesse obter os dados para análise.

A última palavra destina-se à minha família por acreditarem em mim e no meu trabalho, sobretudo para os meus pais e irmão, que me deram apoio, carinho, força, coragem e motivação incondicionais necessários e essenciais para a concretização deste trabalho inclusive nos momentos mais difíceis. A eles dedico este trabalho.

Um muito obrigada a todos!

## Resumo

A Torção Tibial (TT) é uma das principais deformações dos membros inferiores, sobretudo em crianças, a qual produz uma mudança no alinhamento dos planos de movimento das articulações proximal e distal da tíbia. Esta patologia tem sido diagnosticada e avaliada através do exame de Tomografia Computorizada que utiliza Radiação Ionizante (RI), podendo causar danos graves nas células, tecidos e órgãos. Propõe-se a avaliação desta patologia músculo-esquelética através da Ressonância Magnética (RM) por ser um método sem recurso à RI, e que possui boa resolução espacial e tecidual.

No presente estudo pretende-se adaptar um método de quantificação e avaliação da TT através da RM. Para tal foram realizados exames de RM a 104 indivíduos, com idade média de  $20,7 \pm 2,3$  anos, usando um GE OPTIMA 1,5 Tesla. Posteriormente 10 destes realizaram novo exame para obtenção de modelos 3D num equipamento MAGNETOM Sempra 1,5 Tesla. O ângulo da TT foi medido entre a porção distal e proximal através dos métodos propostos por Jakob (1980) e Goutallier (2006).

Pela análise estatística conclui-se que os dados obtidos se ajustam à distribuição normal, e que existem diferenças estatisticamente significativas entre os métodos. Observa-se que os valores do Método Jakob em média são superiores ao Método Goutallier e em ambos os intervalos estão próximos do intervalo descrito na literatura. Nas variáveis 'género', 'índice de massa corporal', 'sofrer de lesão músculo-esquelética' e 'prática de exercício físico', não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas entre as categorias em qualquer um dos métodos,  $p > \alpha$  ( $\alpha = 5\%$ ). A metodologia desenvolvida permitiu concluir que a RM é um método reprodutível para analisar a TT, no entanto, este modelo de avaliação poderá ser complementado com o desenvolvimento de métodos de análise computadorizada da anatomia óssea em 3D.

Palavras-Chave: Torção tibial, Radiação Ionizante, Ressonância Magnética, Método Jakob, Método Goutallier.

## Abstract

Tibial Torsion (TT) is one of the main deformities of the lower limbs, especially in children, which produces a change in the alignment of the planes of movement of the proximal and distal tibial joints. This pathology has been diagnosed and evaluated through the Computed Tomography exam that uses Ionizing Radiation (IR), and can cause severe damage to cells, tissues, and organs. It is proposed to evaluate this musculoskeletal pathology through Magnetic Resonance Imaging (MRI) because it is a method that does not use IR and has good spatial and tissue resolution.

The present study aims to adapt a method to quantify and evaluate TT using MRI. To this end, MRI scans were performed on 104 individuals, with a mean age of  $20.7 \pm 2.3$  years, using a GE OPTIMA 1.5 Tesla. Afterwards, 10 of these individuals underwent a new examination to obtain 3D models in a MAGNETOM Sempra 1.5 Tesla. The TT angle was measured between the distal and proximal portions using the methods proposed by Jakob (1980) and Goutallier (2006).

By statistical analysis it is concluded that the data obtained fit the normal distribution, and that there are statistically significant differences between the methods. The Jakob Method values on average are higher than the Goutallier Method and in both ranges are close to the range described in the literature. In the variable's 'gender', 'body mass index', 'suffering from musculoskeletal injury' and 'physical exercise practice', no statistically significant differences were detected between the categories in any of the methods,  $p > \alpha$  ( $\alpha = 5\%$ ). The methodology developed allowed us to conclude that MRI is a reproducible method to analyse TT; however, this evaluation model needs to be complemented with the development of computerized 3D bone anatomy analysis methods.

Keywords: Tibial torsion, Ionizing radiation, Magnetic Resonance, Jakob Method, Goutallier Method.

# Índice

<b>Agradecimentos</b> .....	iii
<b>Resumo</b> .....	iv
<b>Abstract</b> .....	v
<b>Lista de Figuras</b> .....	viii
<b>Lista de Tabelas</b> .....	xii
<b>Lista de Gráficos</b> .....	xiii
<b>Lista de Abreviaturas e siglas</b> .....	xiv
<b>Capítulo 1 – Introdução</b> .....	1
<b>1.1. Apresentação do problema em estudo</b> .....	1
<b>1.2. Fundamentação e Motivação</b> .....	1
<b>1.3. Objetivos e Estrutura do Documento</b> .....	2
<b>Capítulo 2 – Enquadramento do tema</b> .....	4
<b>2.1. Sistema Locomotor</b> .....	4
2.1.1. Morfologia e função do membro inferior .....	5
2.1.2. Desenvolvimento ósseo – Ossificação endocondral .....	16
2.1.3. Disfunções e patologias associadas ao membro inferior .....	18
2.1.4. Torção Tibial.....	23
<b>2.2. Estudo da tecnologia por Ressonância Magnética</b> .....	26
2.2.1. História e Evolução tecnológica dos sistemas de Ressonância Magnética .....	26
2.2.2. Radiação Ionizante e os seus Efeitos Biológicos .....	29
2.2.3. A Ressonância Magnética como método de imagem .....	32
2.2.4. Componentes fundamentais para o funcionamento da Ressonância Magnética .....	34
2.2.5. Princípio de aquisição de imagem .....	36
2.2.6. Técnicas de aquisição de imagem e geração de contraste.....	39
2.2.6.1. Sequências de pulso .....	40
2.2.6.2. Técnicas de anulação de sinal – saturação de gordura.....	41
2.2.7. Segurança e Artefactos .....	42
<b>Capítulo 3 – Estado de Arte</b> .....	44
<b>Capítulo 4 – Métodos e Recursos</b> .....	67
<b>4.1. Desenho do Estudo</b> .....	68
<b>4.2. Procedimentos Éticos-legais e de Segurança</b> .....	78

4.3. Métodos de medição do ângulo de Torção Tibial.....	79
<b>Capítulo 5 – Resultados e Discussão .....</b>	<b>82</b>
5.1. Caracterização da amostra .....	82
5.2. Análise estatística dos valores de Torção Tibial medidos.....	87
<b>Capítulo 6 – Conclusões e Estudos Futuros .....</b>	<b>96</b>
<b>Referências Bibliográficas .....</b>	<b>100</b>
<b>Anexos .....</b>	<b>107</b>
<b>Anexo I: Consentimento Informado .....</b>	<b>107</b>
<b>Anexo II: Formulário <i>Google Forms</i> (Dados pessoais demográficos e de saúde)...</b>	<b>110</b>
<b>Anexo III: Respostas ao formulário .....</b>	<b>114</b>
<b>Anexo IV: Parecer da Comissão de Ética.....</b>	<b>120</b>
<b>Anexo V: Parecer do Conselho Clínico e de Ética das instituições de acolhimento (Clínica Lusíadas Oriente e Magnus Imagens Médicas) .....</b>	<b>123</b>
<b>Anexo VI: Caracterização descritiva da amostra.....</b>	<b>126</b>
<b>Anexo VII: Valores de Torção Tibial da primeira fase medidos (DP <i>Fat-sat</i>, T2 e T1 <i>SPGR</i>) .....</b>	<b>128</b>
<b>Anexo VIII: Valores de Torção Tibial da segunda fase medidos (método de <i>Dixon</i>), e as ponderações da primeira fase (DP <i>Fat-sat</i>, T2 e T1 <i>SPGR</i>) para os 10 participantes .....</b>	<b>130</b>
<b>Anexo IX: Correlações entre as várias ponderações da primeira fase (DP <i>Fat-sat</i>, T2 e T1 <i>SPGR</i>) nos 2 métodos (MJ e MG) e as variáveis independentes (género, IMC, sofrer de LME e prática de exercício físico).....</b>	<b>131</b>

## Lista de Figuras

Figura 1 - Esquematização resumida dos ossos do MI, adaptado de Santos (7).....	5
Figura 2 - Ossos da bacia com a visualização do acetábulo, adaptado de Tortora et al. (2016) (8). .....	6
Figura 3 - Representação esquemática dos músculos pélvi femorais intrapélvicos e extrapélvicos da bacia, Crowther (2005) (6). .....	7
Figura 4 - Anatomia dos ossos da articulação do joelho, adaptado de <a href="https://reliza.com.br/dor-no-joelho-o-que-voce-precisa-saber-sobre-esse-assunto/?__cf_chl_managed_tk__=pmd_AuqF10MotzgMtdPxMmZqcLAW.WqFaBJb_y_1H1Lk1jc-1632312628-0-gqNtZGzNAzujcnBszQc9">https://reliza.com.br/dor-no-joelho-o-que-voce-precisa-saber-sobre-esse-assunto/?__cf_chl_managed_tk__=pmd_AuqF10MotzgMtdPxMmZqcLAW.WqFaBJb_y_1H1Lk1jc-1632312628-0-gqNtZGzNAzujcnBszQc9</a> (10).....	9
Figura 5 - Fémur articula com a tíbia especialmente com os planaltos tibiais, adaptado de Ariel (11).....	9
Figura 6 - Articulação do joelho, a) vista posterior superficial e b) vista posterior profunda, adaptado de Seeley et al. (2003) (2). .....	11
Figura 7 - Ossos da perna, adaptado de Seeley et al. (2003) (2). .....	12
Figura 8 - Esquematização dos três segmentos da tíbia, adaptado de <a href="https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/structure-a-long-bone-humerus-tube-vector-27875100">https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/structure-a-long-bone-humerus-tube-vector-27875100</a> (12).....	13
Figura 9 - Articulação Tibiotársica, adaptado de D'amado (2021) (13).....	14
Figura 10 - Ossos do pé, adaptado de Seeley et al. (2003) (2).....	15
Figura 11 - Estrutura de um osso longo, adaptado de Meneses (15).....	17
Figura 12 - Classificação das alterações ou deformações anatómicas ao nível do MI, adaptado de Subburaj et al. (2010) (21).....	20
Figura 13 - Diferenças no alinhamento do joelho em (a) valgo; (b) alinhamento normal; e (c) varo, Tschinkel et al. (2020) (22). .....	21
Figura 14 - Ângulo de TT entre as linhas proximal e distal da tíbia, adaptado de González-Carbonell et al. (2015) (1).....	25
Figura 15 - Dr. Damadian e a sua equipa com o The Indomitable. Este protótipo encontra-se exposto no Smithsonian Institute of Technology em Washington D.C., Sabbatini (2003) (35). .....	28
Figura 16 - Apresentação da primeira imagem dum tórax humano obtida com um scanner de RM, Damadian et al. (1976) (36). .....	28
Figura 17 - Uso do gadolínio como meio de contraste para melhor visualização de possíveis patologias na base do crânio, Ribeiro (2009) (50). .....	34
Figura 18 - Componentes básicos de um sistema de RM, adaptado de Ferreira et al. (2011) (51).....	35
Figura 19 - Movimento de precessão representado com a seta a amarelo, com dipolo magnético $\mu$ , adaptado de <a href="https://ressonancia-magnetica.webnode.com/news/principios-fisicos-da-ressonancia-nuclear-magnetica/">https://ressonancia-magnetica.webnode.com/news/principios-fisicos-da-ressonancia-nuclear-magnetica/</a> (53).....	37

Figura 20 - Orientação dos momentos de dipolo magnético, em a) ausência de campo externo – sem orientação, e b) na presença do B <sub>0</sub> – com orientação, adaptado de <a href="http://coral.ufsm.br/quimica_organica/images/hnmr_fundam_bas.pdf">http://coral.ufsm.br/quimica_organica/images/hnmr_fundam_bas.pdf</a> (55). .....	37
Figura 21 - Planos do vetor magnetização e o ângulo de inversão que formam, adaptado de Westbrook et al. (2011) (4). .....	38
Figura 22 - Exemplo de atração de objetos ferromagnéticos – efeito míssil, <a href="http://www.simplyphysics.com/mri_safety.html">http://www.simplyphysics.com/mri_safety.html</a> (68). .....	43
Figura 23 - Exemplo de queimaduras, <a href="http://www.simplyphysics.com/mri_safety.html">http://www.simplyphysics.com/mri_safety.html</a> (68). ..	43
Figura 24 - Técnicas mais usadas: a) ângulo coxa-pé, b) eixo transmaleolar, c) teste do segundo dedo do pé, adaptado de Snow (2021) (70). .....	45
Figura 25 - Eixos mais recorrentes nos estudos por imagem a nível proximal, a) eixo posterior proximal e b) eixo transcondilar, e distalmente c) eixo bimaleolar e d) eixo transtibial, adaptado de Snow (2021) (70). .....	46
Figura 26 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Hoch et al. (2021) (29). .....	47
Figura 27 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Jend et al. (1981) (74). .....	47
Figura 28 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Reikerås et al. (1989) (76). .....	48
Figura 29 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo (linha A – eixo posterior) e ATD a verde (linha D – eixo transtibial). No entanto, o ATP também pode ser definido pelo eixo transcondilar (linha B) e eixo condilar (linha C que une as margens anteriores das superfícies articulares dos planaltos), adaptado de Eckhoff et al. (1994) (72). .....	49
Figura 30 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Strecker et al. (1997) (81). .....	50
Figura 31 - Ângulo de TT medido por goniómetro, Lang et al. (1998) (82). .....	51
Figura 32 - Cortes de TC através dos pontos de referência tibial, a) planaltos tibiais, b) tuberosidade tibial, e c) maléolos medial e lateral, adaptado de Lang et al. (1998) (82). .....	51
Figura 33- A função arco tangente, expressa em radianos, corresponde ao valor do ângulo de TT, adaptado de Lawand et al. (2004) (83). .....	53
Figura 34 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Tamari et al. (2005) (84). .....	53
Figura 35 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo (linha AB) e ATD a verde (linha CD), adaptado de Mullaji et al. (2008) (85). .....	54
Figura 36 - Representação de vários eixos para medir o ATD, a) definido num corte na tíbia distal com o perónio articulado; b) Método de Jend, definido como a seção imediatamente proximal à articulação tibiotársica; c) Método de Ulm, traçado entre os centros de uma elipse da superfície do maléolo medial e outra elipse formada pela ligação distal entre a tíbia e o perónio; d) Eixo bimaleolar corresponde à linha entre os centros densos dos maléolos, adaptado de Liidakis et al. (2012) (86). .....	55

Figura 37 - A TT foi avaliada pela medição do ATP a amarelo em relação ao ATD a verde, adaptado de Diederichs et al. (2013) (88).....	56
Figura 38 - Ângulo de TT entre as linhas proximal a amarelo e distal a verde da tibia, adaptado de González-Carbonell et al. (2015) (1).....	57
Figura 39 - A TT foi avaliada pela medição do a) ATP a amarelo, e vários ATD a verde, b) ângulo transmaleolar, c) ângulo intermaleolar posterior e d) ângulo do astrágalo anterior, adaptado de Basaran et al. (2015) (89).....	58
Figura 40 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, com a introdução de um eixo perpendicular a este último, adaptado de Madadi et al. (2016) (90).....	59
Figura 41 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Roskopf et al. (2017) (91).....	60
Figura 42 - Ângulo de TT em TC formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Borish et al. (2017) (92).....	61
Figura 43 - Ângulo de TT clínica formado entre uma linha que conecta os centros dos maléolos medial e lateral e uma linha perpendicular ao longo eixo da coxa, Borish et al. (2017) (92). 61	
Figura 44 - Ângulo de TT para as medidas de captura de movimento formado pelo eixo da tibiotársica projetado no plano formado pelo eixo do joelho e eixo longo da tibia. Através de 4 marcadores colocados nos côndilos femorais medial e lateral, e maléolos medial e lateral, adaptado de Borish et al. (2017) (92).....	62
Figura 45 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Kaiser et al. (2019) (93).....	63
Figura 46 - Análise segmentar da TT. a) ilustração esquemática da tibia DT com os níveis de medição, L1, L2, L3. b) L1: Linha de referência tangencial ao limite posterior do planalto tibial; c) L2: Linha de referência tangencial ao córtex tibial posterior; d) L3: Linha de referência que passa pelos centros dos maléolos medial e lateral. ATP a amarelo entre L1 e L2, ATD a verde entre L2 e L3, e Ângulo de TT entre L1 e L3, adaptado de Winkler et al. (2020) (71).....	64
Figura 47 - Métodos de medição 2D para medir o ângulo de TT entre o ATP a amarelo a) e, respectivo ATD para o método de Jakob b) e método de Goutallier c), adaptado de Hoch et al. (2021) (29).....	65
Figura 48 - Algumas etapas sequenciais em linha do processo de fixação de pés.....	73
Figura 49 - Preparação do exame de RM.....	74
Figura 50 - Preparação do voluntário para a aquisição do exame de RM.....	75
Figura 51 - Programação do exame de RM.....	75
Figura 52 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde através do Método de Jakob.....	80
Figura 53 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde através do Método de Goutallier.....	80
Figura 54 - Imagem de superfície dos membros inferiores em 3D, a) vista anterior e b) vista posterior.....	81

Figura 55 - Imagens de TT obtidas pela RM nas ponderações: a) DP Fat-sat; b) T2; c) T1 SPGR e d) método Dixon. ....87

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Fatores de ponderação tecidual, Diário da República (44). .....	31
Tabela 2 - Valores de TT obtidos por goniometria e TC, adaptado de Lang et al. (1998) (82). .....	52
Tabela 3 - Comparação dos valores obtidos nas 3 técnicas usadas em cada grupo, adaptado de Borish et al. (2017) (92). .....	62
Tabela 4 - Classificação do IMC para adultos segundo a OMS, OMS (2005) (97). .....	70
Tabela 5 - Classificação do IMC para crianças e adolescentes segundo o CDC, CDC (98). .....	71
Tabela 6 - Protocolo morfológico do estudo: características e parâmetros das sequências no estudo. ....	76
Tabela 7 - Dados das variáveis idade, altura e massa da amostra. ....	83
Tabela 8 - Distribuição da variável IMC na amostra. ....	83
Tabela 9 - Frequência e duração da prática de exercício físico praticado pelos participantes. .....	85
Tabela 10 - Relação entre as variáveis sofrer ou não de LME e praticar ou não exercício físico. .....	86
Tabela 11 - Comparação entre os métodos (MJ e MG) nas ponderações da primeira fase (DP Fat-sat, T2 e T1 SPGR) para as pernas DT e ESQ. Teste t para 2 amostras emparelhadas. .....	88
Tabela 12 - Estatísticas descritivas das medições obtidas segundo as ponderações da primeira fase (DP Fat-sat, T2 e T1 SPGR) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ. ....	88
Tabela 13 - Comparação entre as ponderações da primeira fase (DP Fat-sat, T2 e T1 SPGR) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ. Teste t para 2 amostras emparelhadas. .....	89
Tabela 14 - Comparação entre os métodos (MJ e MG) no método da segunda fase (Dixon) para as pernas DT e ESQ. Teste t para 2 amostras emparelhadas. ....	91
Tabela 15 - Comparação entre as ponderações da primeira fase (DP Fat-sat, T2 e T1 SPGR) e o método da segunda fase (Dixon) no MJ para as pernas DT e ESQ. Teste t para 2 amostras emparelhadas. ....	92
Tabela 16 - Comparação entre as ponderações da primeira fase (DP Fat-sat, T2 e T1 SPGR) e o método da segunda fase (Dixon) no MG para as pernas DT e ESQ. Teste t para 2 amostras emparelhadas. ....	93

## **Lista de Gráficos**

Gráfico 1 - Caracterização da amostra conforme o género dos participantes.....	82
Gráfico 2 - LME(s) sofrida(s) pelos participantes. ....	84
Gráfico 3 - Tipos de exercício físico praticado pelos participantes.....	85

## Lista de Abreviaturas e siglas

$B_0$	Campo Magnético Principal
$\lambda$	Razão giromagnética
$\omega_0$	Frequência de preção do próton
$\omega_0 = B_0 * \lambda$	Equação da Ressonância
$\mu$	Dipolo Magnético
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ACR	American College of Radiology
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i> – tão baixo quanto razoavelmente possível
ATD	Ângulo de torção distal
ATP	Ângulo de torção proximal
Ax	Axial
BIT	Trato ou Banda Iliotibial
CDC	<i>Centers for Disease Control and Prevention</i>
Cor	Coronal
DP	Densidade de prótons
DPw	Ponderação de Densidade de Prótons
DT	Direito(a)
ESQ	Esquerdo(a)
<i>Fat-Sat</i>	<i>Fat-Saturation Pulse</i>
<i>Flip Angle</i>	Ângulo de notação
fMRI	Imagem Funcional
FOV	<i>Field Of View</i> – Campo de Visão
<i>FSE</i>	<i>Fast Spin Echo</i>
G	Gauss
GE	Eco de Gradiente
H	Hidrogénio
Hz	Hertz
IF	Interfalângicas
IMC	Índice de Massa Corporal
IR	Inversão Recuperação
L1	Linha de referência tangencial ao limite posterior do planalto tibial

L2	Linha de referência tangencial ao córtex tibial posterior
L3	Linha de referência que passa pelos centros dos maléolos medial e lateral
LLI	Ligamentos Lateral Interno
LME	Lesões Musculoesqueléticas
MG	Método de Goutallier
MHz	Megahertz
MI	Membro Inferior
MJ	Método de Jakob
ML	Magnetização Longitudinal
mm	Milímetros
ms	Milissegundos
MTF	Metatarso falângica
OCD	Osteocondrite Dissecante
OMS	Organização Mundial da Saúde
RI	Radiação Ionizante
RF	Radiofrequência
RM	Ressonância Magnética
<i>SE</i>	<i>Spin-Echo</i>
<i>SPGR</i>	<i>Spoiled Gradient Echo</i> ou <i>Incoherent Gradient Echo</i>
<i>STIR</i>	<i>Short Tau Inversion Recovery</i>
T	Tesla = 1 Newton / Ampere*metro
T1	Relaxação Longitudinal
T2	Relaxação Transversal
T1w	Ponderação T1
T2w	Ponderação T2
TAC	Tomografia Assistida por Computador
TC	Tomografia Computorizada
TE	Tempo Eco
TI	Tempo de Inversão
TMT	Tarsometatarsica
TR	Tempo Repetição
<i>TSE</i>	<i>Turbo Spin Echo</i>
TT	Torção Tibial

(Esta página foi deixada intencionalmente em branco)

# Capítulo 1 – Introdução

## 1.1. Apresentação do problema em estudo

Atualmente são escassos os estudos presentes na literatura que recorrem à modalidade de diagnóstico da Ressonância Magnética (RM) para análise e avaliação da patologia da Torção Tibial (TT). Assim, o presente estudo tem em vista demonstrar que é possível estudar as alterações métricas da TT através da RM, sem recurso à Radiação Ionizante (RI), o que se torna numa mais-valia para todas as entidades de saúde.

A problemática desta investigação passa por encontrar, através da RM, um método de medição alternativo para análise e monitorização desta disfunção que seja exato, discricionário, acessível e inócuo. Surge então a pergunta de investigação: “É possível estabelecer um método imagiológico por RM para avaliar a disfunção musculoesquelética da TT que minimize a variabilidade de métodos existentes e, que mantenha os critérios de eficiência, exatidão, reprodutibilidade, inocuidade e acessibilidade?”

## 1.2. Fundamentação e Motivação

A TT é uma das principais deformações dos Membros Inferiores (MI), mais frequentemente detetada em idade infantil, sendo definida como uma rotação da tibia ao longo do seu eixo longitudinal a qual produz uma mudança no alinhamento dos planos de movimento das articulações proximal e distal. Esta disfunção condiciona uma variação métrica, aos valores normais, designada por desvio tibial (1). A ossificação endocondral com a formação de novo tecido ósseo ocorre na formação dos ossos longos dos membros superiores e inferiores, até cerca dos 20-25 anos de idade, momento em que se dá o encerramento da placa epifisária, tornando-se mais difícil a resposta às correções ortopédicas (2).

A Imagiologia é vista, por excelência, como o método de diagnóstico na avaliação desta alteração patológica. Inicialmente através da Tomografia Computorizada (TC) mas cedo se comprovou os graves danos nas células, tecidos e órgãos devido ao efeito deletério da RI sobre as células, o que deve ser evitado. Dado o impacto desta dismetria na qualidade de vida, postura, locomoção e estética, e com os avanços tecnológicos na Imagem Médica, surge a RM. Este é um método não invasivo que não utiliza RI e, permite avaliar a patologia músculo-esquelética em causa, possuindo uma boa resolução de contraste tecidular e espacial.

Uma vez que, o estudo se centra numa população jovem, até aos 24 anos - idade limite para uma possível correção da TT sem recorrer a cirurgia - caso esta deformação se verifique

torna-se mais importante a sua determinação por métodos sem utilização da RI. Este tipo de radiação, ao propagar-se, altera o estado físico de alguns átomos, dado que detém energia suficiente para ionizar os átomos e arrancar os eletrões das orbitais atómicas. Perante o elemento condutor o meio de propagação da energia classifica-se em termos da sua natureza: corpuscular (propaga-se por meio de partículas), como as radiações alfa e beta, ou de natureza eletromagnética (propaga-se através de um campo elétrico e magnético na forma de onda eletromagnética), como a radiação gama, raios X e algumas frequências ultravioleta. A atividade ionizante pode alterar as células do corpo humano, o que causa danos nas células, como por exemplo na pele, tecidos, ou órgãos mais radiosensíveis (3).

No fenómeno de RM, os prótons em movimento de *spin*, estão alinhados a  $0^\circ$  com o campo magnético. Posteriormente existe um pulso de radiofrequência (RF) que os faz girar para o plano xy ( $90^\circ$ ), seguidamente existe novo pulso de RF que faz girar os prótons a  $180^\circ$ . Neste momento os *spins* encontram-se alinhados, existindo a magnetização máxima. Em determinado momento da relaxação da energia inicial dos *spins* e com o vetor magnetização elevado, recolhe-se o sinal. O pulso de RF causa uma mudança de polaridade nos *spins* e faz com que os núcleos passem ao estado de baixa energia para o de alta energia. Deste modo, torna-se necessário que o pulso de RF tenha a mesma frequência de precessão do *spin* para que ocorra esta mudança (4).

### **1.3. Objetivos e Estrutura do Documento**

Pretende-se encontrar um protocolo abreviado de aquisição tão curto quanto possível que permita adquirir imagens para determinação exata da patologia em estudo. Neste sentido, a RM deverá permitir uma observação o mais possível reprodutível e completa dos contornos ósseos, e irá servir para representar a trabeculação das estruturas ósseas sem sinal em contraste com as restantes estruturas, o que evidencia uma boa definição de contornos e promove uma melhor acuidade de medida.

Este estudo apresenta como objetivo geral: Adaptar um método de quantificação e avaliação da Torção Tibial por Ressonância Magnética numa população juvenil em fase de pré-ossificação da placa epifisária.

Neste sentido, definiram-se como objetivos específicos: Comparar os valores obtidos com os valores descritos na literatura; Verificar se existem diferenças estatisticamente significativas entre indivíduos praticantes e não praticantes de exercício físico; Analisar se existem diferenças estatisticamente significativas entre indivíduos com e sem lesões músculo-esqueléticas; Avaliar se existem diferenças estatisticamente significativas entre as várias

técnicas por RM utilizadas nas 2 fases do estudo (entre ponderações T1 e T2 e técnica de saturação do sinal de gordura) e, por fim, Estimar o contributo das imagens 3D como complemento da avaliação da TT na amostra em causa.

O objetivo operacional associado consistiu na construção de um dispositivo de fixação do MI para contenção do movimento e reprodução da angulação do pé durante a aquisição das imagens por RM.

Este trabalho está organizado por diversos capítulos de forma a seguir uma linha sequencial. Após uma breve introdução do método da RM na análise e avaliação da TT, onde é apresentado o problema em estudo, a fundamentação, e as motivações subjacentes à realização deste trabalho, os objetivos de conhecimento, e por fim a estrutura da presente dissertação.

No segundo capítulo, referente ao enquadramento teórico, são indicados conceitos e informações relativos ao sistema locomotor, à morfologia e função do MI, o desenvolvimento ósseo, as disfunções e patologias associadas ao MI, com foco principal na TT. De igual forma, encontram-se os conceitos referentes ao estudo da tecnologia por RM, a sua história, evolução, componentes fundamentais ao funcionamento da tecnologia, a produção de imagem, terminando na segurança aquando da sua utilização e nos artefactos que produz.

De seguida, o terceiro capítulo corresponde ao estado de arte, com estudos e alguns casos clínicos já existentes na literatura. Assim, focam-se os aspetos técnicos considerados fundamentais e essenciais para esta investigação.

No quarto capítulo descrevem-se os métodos e recursos, o desenho do estudo, a metodologia utilizada para a aquisição dos exames de RM, e conseqüentemente todos os dados para que seja possível a otimização do protocolo experimental. A amostra é caracterizada e é apresentado o desenho experimental sendo referidos os programas computacionais utilizados, explicado o protocolo, seguido pela apresentação das diferentes ponderações de RM, e todos os seus parâmetros para a obtenção de imagens.

O quinto capítulo evidencia os resultados obtidos e a discussão após a análise dos dados correspondentes a cada protocolo utilizado, com as principais conclusões.

Seguidamente o sexto capítulo diz respeito às conclusões, além disso são indicadas as limitações do estudo com sugestões para estudos futuros.

Por fim, encontram-se as referências bibliográficas às quais se seguem os anexos.

## Capítulo 2 – Enquadramento do tema

Para melhor entendimento da problemática em estudo apresentam-se os principais conceitos e considerações. Assim, com o presente capítulo pretende-se efetuar uma revisão sintetizada do sistema locomotor, com evidência no MI, da anatomia deste, do desenvolvimento ósseo, das disfunções e patologias associadas ao MI, em especial a TT. A segunda parte consiste numa revisão do estudo da tecnologia por RM, a história e evolução desta, componentes fundamentais para o seu funcionamento e como se produz uma imagem. Por fim, normas de segurança a ter em conta bem como artefactos produzidos por esta modalidade de diagnóstico.

### 2.1. Sistema Locomotor

O sistema locomotor diz respeito à combinação do sistema muscular (ativo) e do sistema esquelético (passivo), que atuam em conjunto de forma a garantir uma ampla variedade de movimentos. O aparelho locomotor é dependente e não autónomo por interagir com vários sistemas do corpo humano. Este sistema possui como função sustentar e produzir o movimento do corpo criando o sistema Musculoesquelético. De referir que a capacidade de movimentação depende da ação conjunta (ossos, articulações e músculos) sob regulação do sistema nervoso (2).

O sistema muscular formado por músculos unidos aos ossos por tendões, diz respeito aos movimentos do corpo graças ao processo de contração muscular voluntário e/ou involuntário. Deste modo, os músculos ao interagirem com os ossos e ao se contraírem são responsáveis pelo movimento e locomoção corporal, para além de manterem os ossos nas suas posições específicas e regularem o volume dos órgãos. Daí o sistema muscular se comportar como o elemento ativo (2).

O sistema esquelético que representa o elemento passivo é formado pelos ossos, cartilagens, ligamentos e tendões. Confere ao corpo a sua forma e protege as partes moles e órgãos internos. Este sistema possui funções de sustentação, proteção, suporte, movimento, armazenamento de alguns minerais e gordura, e hematopoiese – formação de células sanguíneas. O sistema esquelético consiste na realidade, em tecidos vivos e dinâmicos capazes de crescer, de se adaptar ao stresse mecânico e, de se reparar a si próprio em caso de lesão (2).

A classificação dos ossos depende da sua morfologia, o seu conjunto denomina-se esqueleto. A cartilagem diz respeito ao tecido conjuntivo não vascularizado elástico e resistente que

protege as articulações, encontra-se nas extremidades dos ossos ao nível das articulações, desempenha funções de suporte, proteção, ligação e crescimento. Os ligamentos inserem-se nos ossos, destinam-se a estabilizá-los e guiá-los durante a amplitude do movimento. Por fim, os tendões os quais são constituídos por tecido conjuntivo denso e resistente, são compostos principalmente pela proteína colagénio. Constituem a extremidade, distal ou proximal, de ligação de um músculo a um osso ou a um órgão (2).

Do sistema locomotor fazem também parte as articulações, sistema articular, tecidos que permitem a ligação entre dois ou mais ossos. As articulações classificam-se funcionalmente de acordo com os movimentos desempenhados (grau de mobilidade) e estruturalmente dependendo dos tecidos que unem os ossos. Deste modo, com base no grau de mobilidade, as articulações podem ser classificadas em sinartroses, anfiartroses e diartroses, ao passo que se classificam estruturalmente como, fibrosas (suturas, sindesmoses e gonfoses), cartilagíneas (sincondroses e sínfises) e sinoviais (2).

### 2.1.1. Morfologia e função do membro inferior

O MI possui funções de extrema importância no ser humano, como de sustentação do peso corporal, locomoção, de forma a manter o equilíbrio. Estima-se que no total dos 62 ossos ao nível dos MI, estes possam ser divididos em quatro grupos principais: ossos da bacia, coxa, perna e pé (5,6) visualizado na Figura 1.

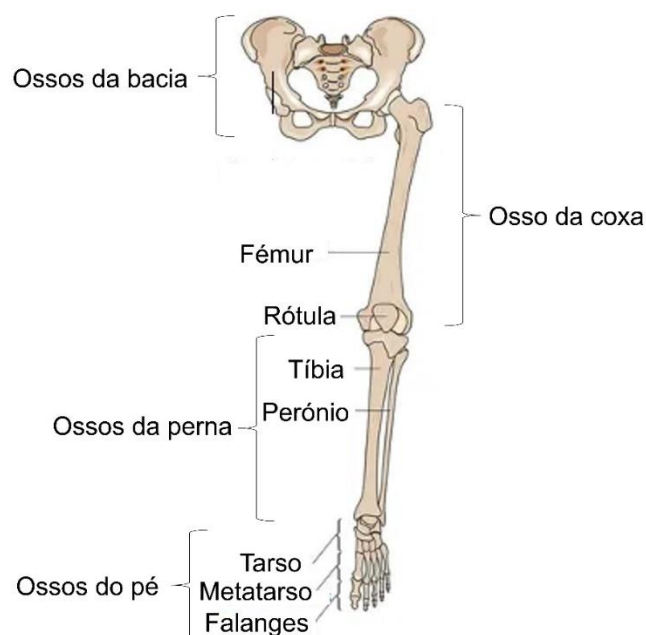


Figura 1 - Esquemática resumida dos ossos do MI, adaptado de Santos (7).

Os ossos da bacia e sacro terminam no osso do cóccix, encontram-se conectados ao tronco, e por isso corresponde a uma região de transição. Os dois ossos da bacia constituem a base de esqueleto do MI, que se unem anteriormente pela sínfise púbica e posteriormente através do osso sacro. Neste sentido, ao conjunto formado pelos principais ossos da bacia, sacro e cóccix denomina-se pélvis óssea ou cintura pélvica com função de proteção. A coxa localiza-se abaixo da bacia prolongando-se até à articulação do joelho. Seguidamente ao joelho encontra-se a perna que se estende até à articulação do tornozelo ou tibiotársica. Por fim, como extremidade inferior, o pé (6).

O osso da bacia (Figura 2) possui 3 partes (ílio, ísquio e púbis) formando o acetábulo, que se conecta diretamente com a cabeça do fémur, de modo a formar a articulação da bacia que é responsável pela ampla gama de movimentos proporcionados à extremidade inferior. A área da bacia contém múltiplas cápsulas articulares, como a iliopsoas, isquioglútea e a trocantérica (média subglútea, pequena subglútea e grande subglútea) formadas durante o desenvolvimento embrionário normal (8).

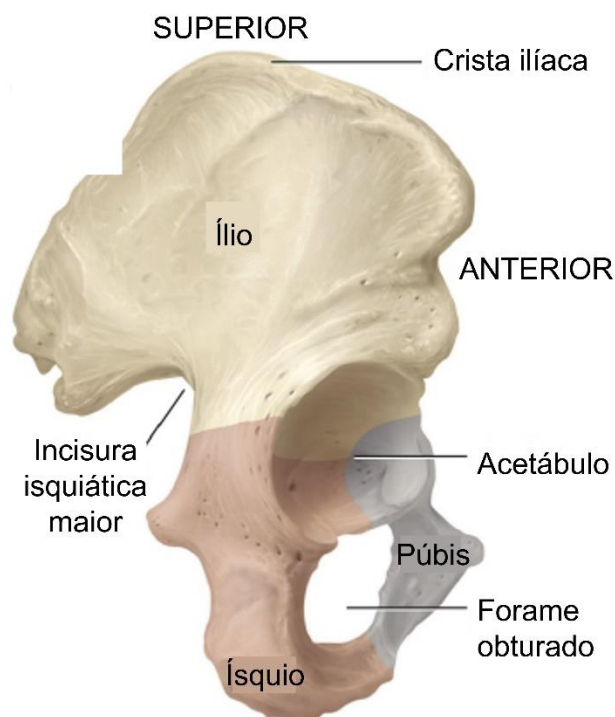


Figura 2 - Ossos da bacia com a visualização do acetábulo, adaptado de Tortora et al. (2016) (8).

Estas cápsulas articulares envolvem uma articulação sinovial e unem os ossos articulares. De salientar que estes ossos se encontram cobertos por cartilagem articular, uma cartilagem hialina que reduz o atrito entre os ossos durante o movimento, e ajuda a absorver choques. A

cápsula articular é composta por duas camadas, uma membrana fibrosa externa e uma membrana sinovial interna que contém o líquido sinovial. Este líquido rico em albumina consiste em ácido hialurônico, que reduz o atrito pela lubrificação da articulação, fornece nutrientes, e remove resíduos metabólicos no interior da cartilagem articular (8).

O colo femoral liga a cabeça do fêmur à diáfise femoral, onde a parte posterior do colo serve de ligação à parte posterior do ligamento capsular da articulação da bacia que termina distalmente nos grandes trocânteres. Assim, o grande trocânter corresponde ao seguimento do colo e do bordo femoral, representa a porção mais larga das extremidades inferiores e serve de inserção aos tendões de vários músculos, como o médio glúteo, obturador externo e interno, gêmeos pélvicos e piriforme. O pequeno trocânter estende-se para fora da porção posterior e inferior da base do colo femoral, onde se insere o músculo iliopsoas formado pelo grande psoas e ilíaco. Uma proeminência óssea com alguma saliência entre o corpo e o colo do fêmur que se estende desde o grande trocânter ao pequeno trocânter define a linha intertrocantérica (6).

Os músculos da articulação da bacia podem ser divididos em três grupos, músculos iliofemorais constituídos pelo grande glúteo, médio glúteo e pequeno glúteo, com inserções no osso ílio e fêmur. Os músculos pélvi femorais intrapélvicos constituídos pelo piriforme, obturador interno com inserções no interior do osso da bacia e fêmur. Por fim, o grupo dos músculos pélvi femorais extrapélvicos composto pelo obturador externo, gêmeo pélvico superior e inferior e quadrado femoral, que se inserem no exterior do osso da bacia e fêmur (Figura 3) (8).

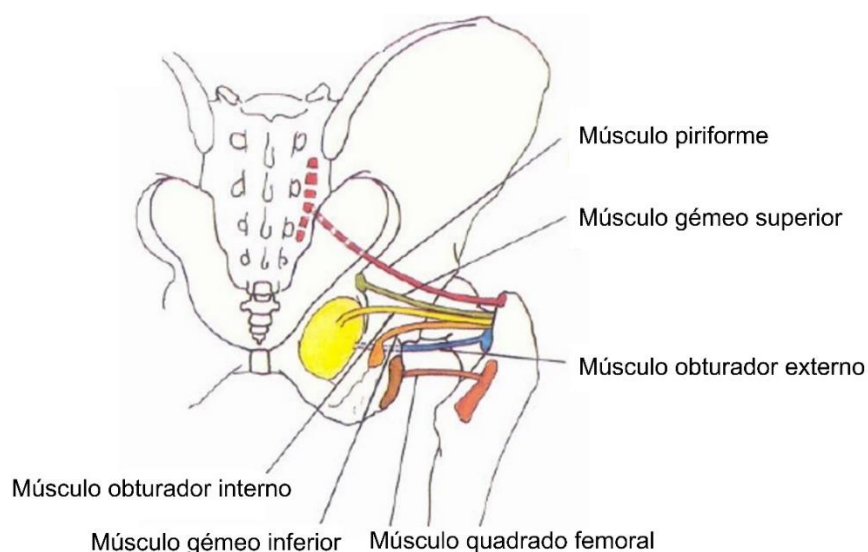


Figura 3 - Representação esquemática dos músculos pélvi femorais intrapélvicos e extrapélvicos da bacia, Crowther (2005) (6).

A região da coxa localiza-se entre a bacia e a articulação do joelho. Detém um único osso, o fêmur que corresponde ao osso mais longo do corpo humano, e é também o que possui maior peso e força. Este osso participa em duas articulações, proximalmente (extremidade superior) na articulação da bacia e distalmente (extremidade inferior) na articulação do joelho (8).

Os músculos da coxa podem ser divididos em três grupos de acordo com a sua localização, anterior, posterior e interna. No que diz respeito aos músculos anteriores-externos encontram-se o sartório, tensor da fáscia lata e quadricípite femoral (formado pelo vasto externo, vasto intermédio, vasto interno e reto femoral) que se inserem no osso íliaco. Aos músculos posteriores da coxa correspondem o bicípite femoral, semitendinoso e semimembranoso que no seu conjunto designam-se como isquiotibiais. Os músculos pectíneo, reto interno, longo adutor, curto adutor e grande adutor constituem os músculos internos da coxa. Os músculos que formam a pata de ganso ou pata anserina correspondem ao sartório, semitendinoso e reto interno (6).

Os nervos da bacia e coxa têm origem no plexo lombar e possuem ramos mais profundos com várias ramificações terminais conectadas aos vários músculos presentes nestas regiões. Estes nervos denominam-se: nervo cutâneo femoral lateral, cutâneo femoral medial, cutâneo femoral posterior, nervo femoral, ilioinguinal e ílio-hipogástrico, genitofemoral, obturador e ciático (9).

Nestas duas regiões (bacia e quadril) distinguem-se os ligamentos anteriores como o ligamento iliofemoral, pubofemoral e redondo, ao passo que o ligamento isquiofemoral é um ligamento posterior. A articulação da bacia é circundada por fortes ligamentos que aumentam a sua estabilidade, e descreve-se como um ligamento capsular uma vez que os ligamentos iliofemoral, pubofemoral e isquiofemoral a envolvem praticamente na totalidade. As artérias glúteas superior e inferior, femoral, íliaca externa, íliaca interna e obturadora, com as suas ramificações, são consideradas as mais importantes nesta região. De referir que as veias desta área estão geralmente associadas às artérias (6).

Chegando à extremidade distal do fêmur, a articulação do joelho evidenciada na Figura 4, é formada pela interação de três ossos, o fêmur, tibia e rótula. Embora ligado à tibia, o perónio não articula com a articulação do joelho. A articulação do tipo sinovial em roldana ou trocleartrose, é composta por três articulações, a femororrotuliano, femorotibial e tibioperoneal proximal. O fêmur articula com a tibia, especialmente com o planalto ou plateau tibial, e formam a articulação principal do joelho (6), como se observa na Figura 5.

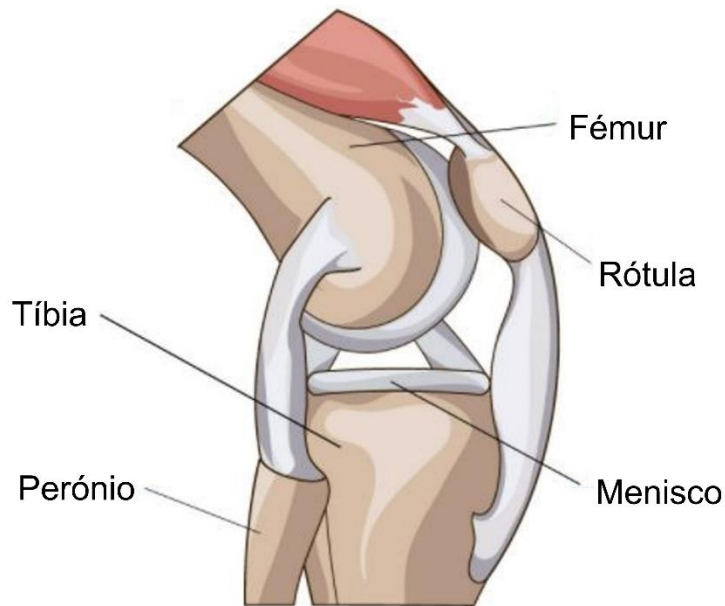


Figura 4 - Anatomia dos ossos da articulação do joelho, adaptado de [https://reliza.com.br/dor-no-joelho-o-que-voce-precisa-saber-sobre-esse-assunto/?\\_\\_cf\\_chl\\_managed\\_tk\\_\\_=pmd\\_AuqF10MotzgMtdPxMmZqcLAW.WqFaBjb\\_y\\_1H1Lk1jc-1632312628-0-gqNtZGzNAzujcnBszQc9](https://reliza.com.br/dor-no-joelho-o-que-voce-precisa-saber-sobre-esse-assunto/?__cf_chl_managed_tk__=pmd_AuqF10MotzgMtdPxMmZqcLAW.WqFaBjb_y_1H1Lk1jc-1632312628-0-gqNtZGzNAzujcnBszQc9) (10).

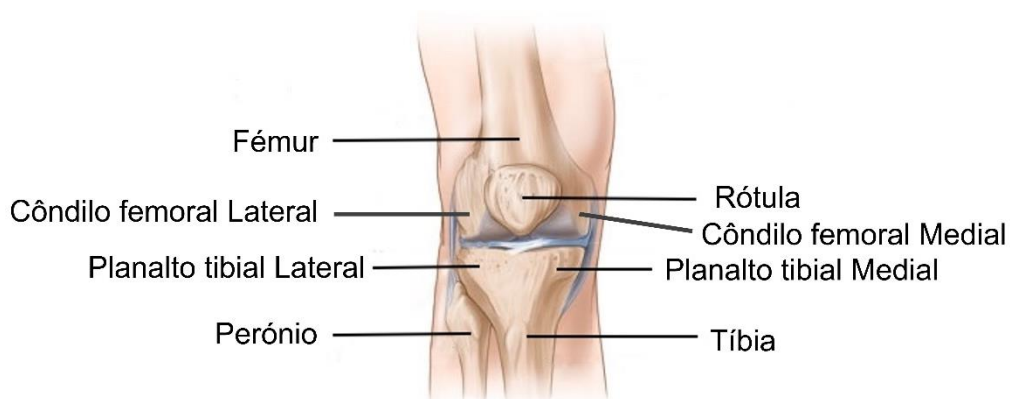


Figura 5 - Fémur articula com a tíbia especialmente com os planaltos tibiais, adaptado de Ariel (11).

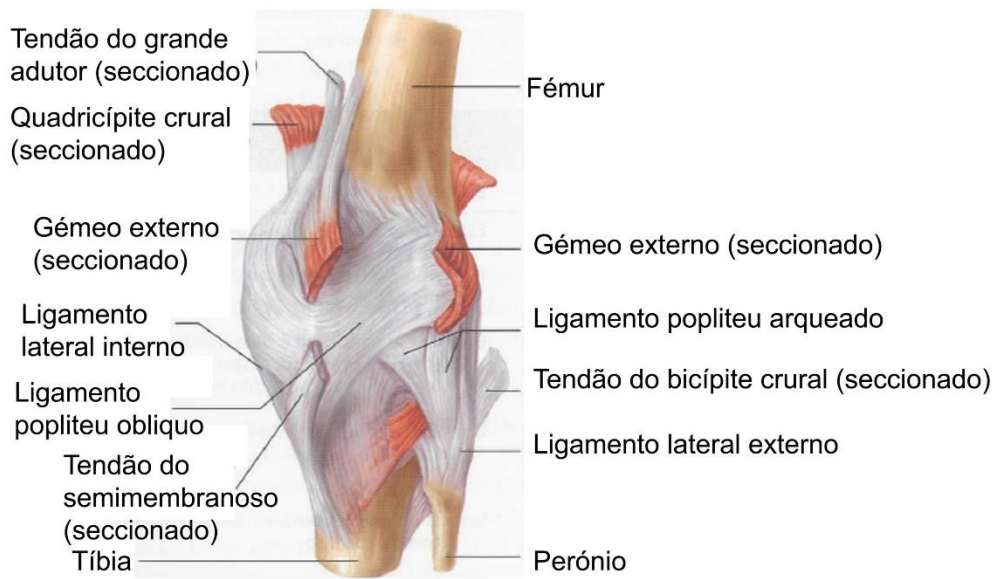
O fémur distal termina em dois côndilos, interno e externo, separados por uma fossa intercondiliana. Cada côndilo femoral articula com a correspondente superfície do planalto tibial, visível na Figura 5. Os meniscos externos e internos, espessas cartilagens fibrosas, atuam como absorventes do choque do pé com o chão, fornecem congruência articular, aumentam a área de contacto entre o fémur e a tíbia, ajudam na proteção da cartilagem articular, distribuem as forças de suporte e, ajudam a distribuir os nutrientes sinoviais à cartilagem articular (8).

A fáscia lata corresponde a uma fáscia profunda da coxa que em conjunto com os tendões dos músculos glúteo máximo e tensor da fáscia lata, formam o Trato ou Banda Iliotibial (BIT) que se insere no planalto lateral da tíbia. A BIT corresponde a um estabilizador adicional do joelho que reforça a cápsula articular, e mantém a sua estabilidade lateral. A articulação do joelho está rodeada por várias cápsulas sinoviais que o lubrificam e nutrem (8).

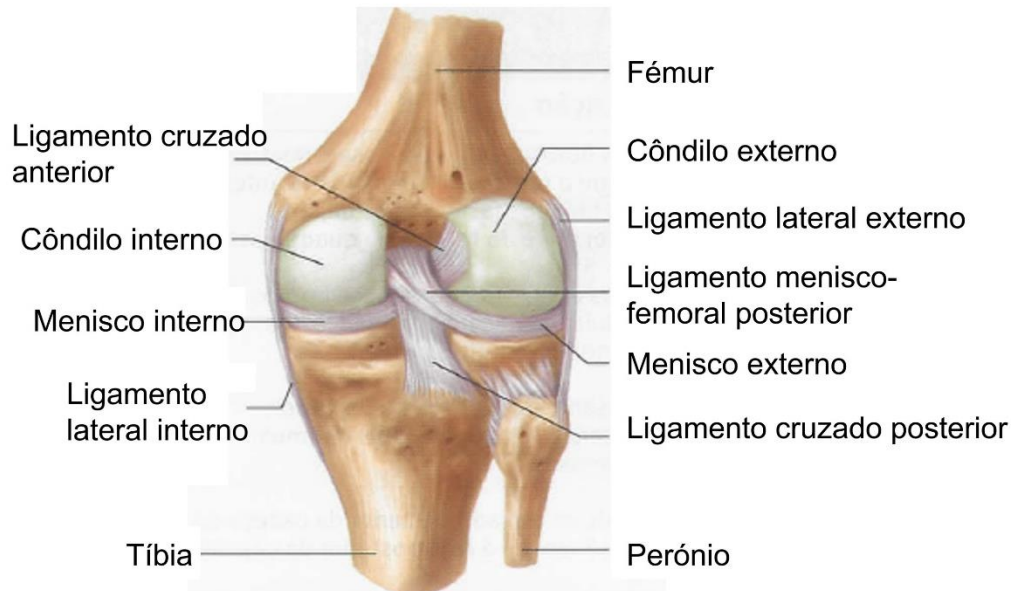
No joelho estão presentes o ligamento rotuliano ou tendão rotuliano, tendão quadricípite, asas da rótula, ligamentos poplíteos (oblíquo e arqueado), ligamentos laterais (interno – LLI e externo), ligamentos cruzados (anterior e posterior), ligamento transverso e ligamento menisco-femoral (anterior e posterior). O joelho possui duas outras estruturas importantes, os retináculos rotulianos externo e interno caracterizados por bandas de tecido que garantem o normal funcionamento da rótula quando o joelho varia a amplitude de movimento (6). A maioria dos músculos envolvidos no joelho tem origem na coxa, o que permite serem agrupados de acordo com a sua localização anterior, interior e posterior, descrita anteriormente (8).

Os ramos das artérias circunflexas femoral, poplíteia e externa alimentam a articulação do joelho. A distribuição dos nervos do joelho realiza-se pelos ramos dos nervos femorais e safeno (6).

A Figura 6 apresenta algumas estruturas da articulação do joelho descritas anteriormente.



a)



b)

Figura 6 - Articulação do joelho, a) vista posterior superficial e b) vista posterior profunda, adaptado de Seeley et al. (2003) (2).

Na perna encontram-se dois ossos paralelos, tíbia e perónio (2) apresentados na Figura 7.

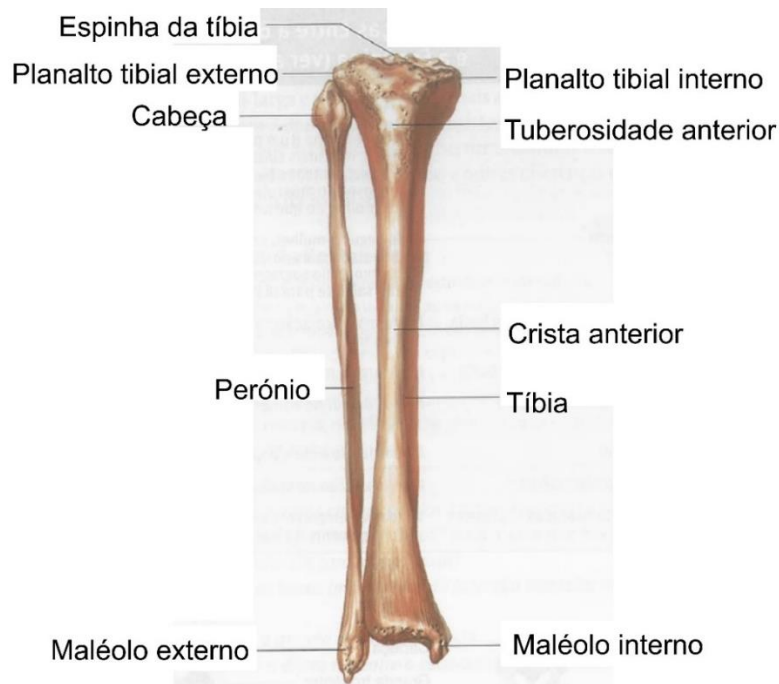


Figura 7 - Ossos da perna, adaptado de Seeley et al. (2003) (2).

A tíbia, representada na Figura 7 constitui o maior osso desta região e promove a sustentação do peso do corpo. Este osso divide-se em três segmentos, proximal (planaltos tibiais), diáfise (ao nível da crista da tíbia) e distal como se observa na Figura 8. A extremidade proximal inicia-se acima do rebordo externo da tuberosidade tibial, ao passo que na extremidade distal termina numa superfície horizontal plana e larga com uma apófise denominada maléolo interno, que por sua vez forma a face interna da articulação da tibiotársica. De referir que a tíbia se articula proximalmente com o fémur e o perónio, e distalmente com o osso astrágalo, ou talo, ou tróclea, e novamente com o perónio, ou seja, articula-se com o perónio tanto proximal como distalmente. A região dos planaltos é formada por duas superfícies lisas ligeiramente côncavas denominadas de planalto tibial externo e interno (Figura 7), separadas pela espinha da tíbia (6).

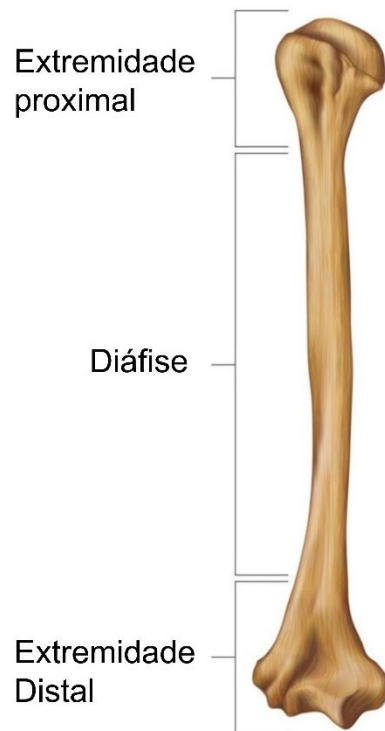


Figura 8 - Esquemática dos três segmentos da tíbia, adaptado de <https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/structure-a-long-bone-humerus-tube-vector-27875100> (12).

O perônio forma o maléolo externo e serve de fixador muscular. Do ponto de vista proximal a cabeça do perônio fixa-se abaixo da articulação do joelho, e distalmente termina no maléolo externo (6).

Os músculos da perna agrupam-se segundo a sua localização em anteriores, laterais e posteriores. Em relação aos músculos anteriores da perna, temos os músculos tibial anterior, extensor longo do hálux, extensor longo dos dedos e peroneal anterior. Os músculos longo peroneal e curto peroneal representam os músculos laterais. Por fim, nos músculos posteriores da perna encontram-se os músculo tricípite sural (formado pelos músculos solhar e gastrocnêmio ou gêmeos), plantar ou plantar delgado, poplíteo ou popliteu, flexor longo dos dedos, tibial posterior e flexor longo do hálux (2). No entanto, os músculos da perna podem também agrupar-se segundo uma organização em compartimentos, a superficial posterior (tricípite sural e plantar delgado), profundo posterior (poplíteo, flexor longo do hálux, flexor longo dos dedos e tibial posterior), anterior (tibial anterior, peroneal anterior, extensor longo do hálux e extensor longo dos dedos) e externo (longo peroneal e curto peroneal) (8).

Cada músculo da perna possui uma ligação tendinosa. Geralmente o tendão tem o mesmo nome do músculo que lhe está associado, como o tendão de Aquiles, tendão plantar e tendão posterior da tíbia. Nos nervos dos músculos da perna encontram-se o nervo ciático, nervo tibial e nervo peroneal que se dividem em ramos. O túnel tarsico (canal osteofibroso) encontra-

se ladeado pelo maléolo interno, pela face interna do astrágalo e do calcâneo e pelo retináculo flexor. O fornecimento sanguíneo é realizado pela artéria poplítea e pelos seus ramos, artérias e veias (6).

A articulação tibiotársica representada a azul na Figura 9, frequentemente referida como a articulação troclear caracteriza-se por ser uma articulação também em roldana, composta por três ossos, tíbia, perônio e astrágalo, que se podem observar na Figura 9. O maléolo interno articula-se com a porção interna do astrágalo, enquanto o maléolo externo se articula com a parte externa do astrágalo. Desta forma, a interlinha articular resulta do conjunto formado pelas partes articulares da tíbia, perônio e proeminência do astrágalo (6).

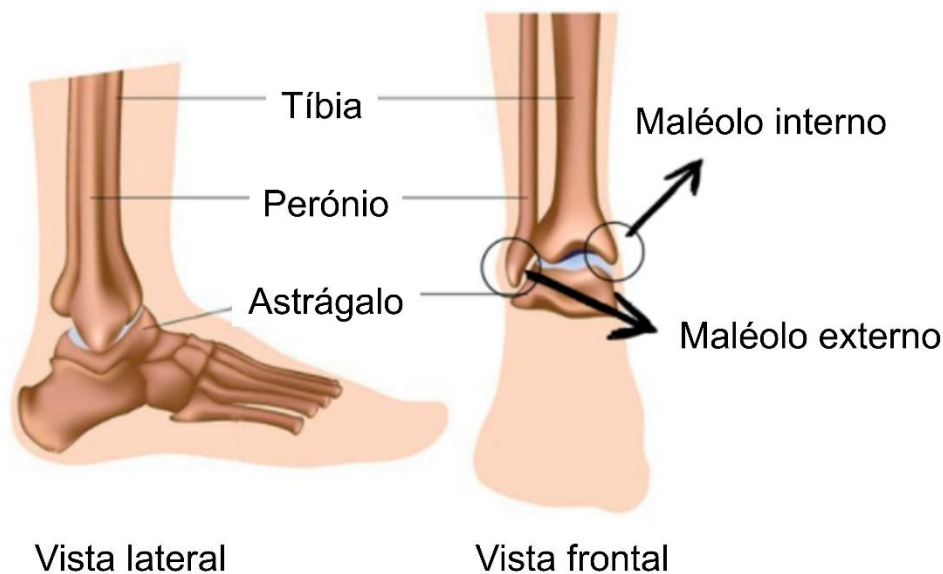


Figura 9 - Articulação Tibiotársica, adaptado de D'Amado (2021) (13).

Os três maiores complexos ligamentares da tibiotársica são os da porção interna, externa e sindesmose, numa perspectiva clínica. O ligamento deltoide é um ligamento interno, à medida que externamente se encontram três principais ligamentos, o ligamento talo-peroneal anterior, ligamento talo-peroneal posterior e ligamento calcâneo-peroneal. A sindesmose da tibiotársica consiste no ligamento tibioperoneal ântero-inferior, ligamento tibioperoneal pósterio-inferior e membrana interóssea (une a tíbia e o perônio ao longo do seu comprimento) (6).

A maioria das estruturas musculares da tibiotársica consistem em unidades músculo-tendinosas ou tendões da perna. Existem três tendões importantes, o tendão tibial posterior, tendão flexor longo dos dedos e flexor longo do hálux. Na parte posterior situa-se o tendão de

Aquiles o tendão mais fino e forte de todos os tendões do corpo. Para além deste tendão existe o tendão plantar, tendão peronial, tendão extensor longo dos dedos, tendão extensor longo do hálux e tendão tibial anterior. Os nervos da coluna lombar inferior e sacro superior permitem a inervação da tibiotalar. O fluxo arterial da tibiotalar realiza-se principalmente através dos ramos das artérias tibial anterior e poplítea (6).

Por fim, numa posição mais inferior encontram-se os pés, os quais estão sujeitos a numerosas forças. Tradicionalmente as estruturas ósseas do pé encontram-se divididas em três secções, visíveis na Figura 10. A parte proximal composta pelos ossos do tarso (7 ossos), a parte intermédia inclui os metatarsos (composto por 5 ossos, numerados de I a V) e a distal constituída pelas falanges (total de 14 ossos denominados falanges proximal, média e distal, cada dedo possui 3 falanges exceto o hálux que possui apenas 2), o que perfaz um total de 26 ossos (8).

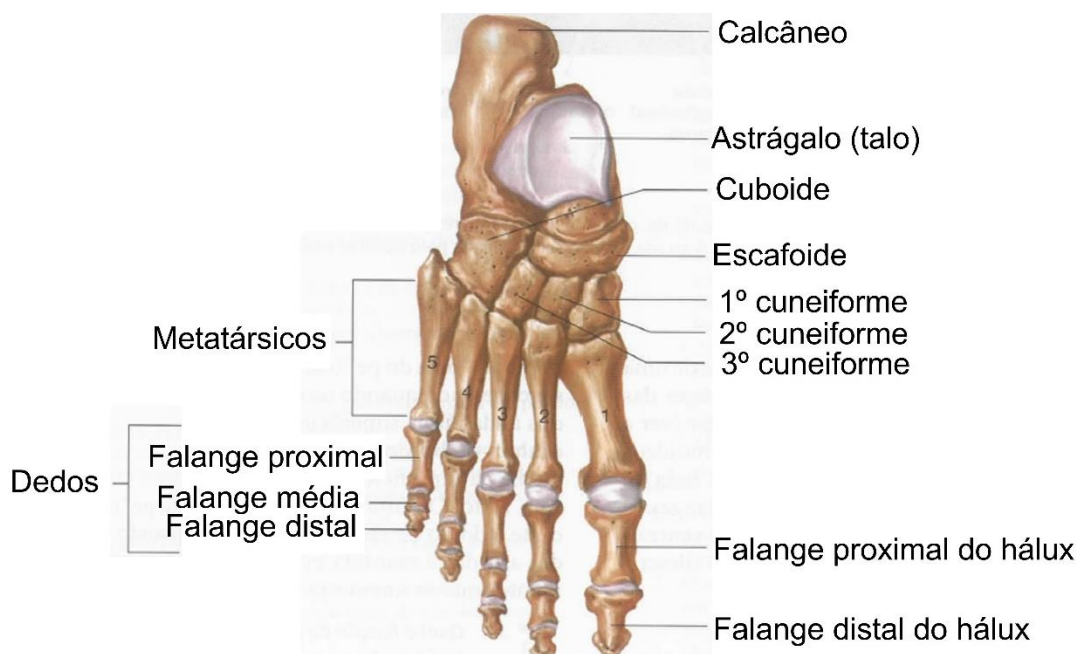


Figura 10 - Ossos do pé, adaptado de Seeley et al. (2003) (2).

De forma a dividir as secções dos ossos do pé existem várias articulações. Os ossos do tarso e os metatarsos encontram-se separados pela articulação tarsometatarsica (TMT) ou articulação de Lisfranc. Os metatarsos separam-se das falanges pela articulação metatarso falângica (MTF) e as falanges dividem-se através das articulações interfalângicas (IF). O pé possui 3 arcadas, longitudinal interna (formada pelo calcâneo, astrágalo, escafoide, cuneiforme e três primeiros metatarsos), longitudinal externa (formada pelo calcâneo,

cuboide, e dois últimos metatársicos) e transversal (formada pelo cuboide e cuneiformes) que distribuem o peso do corpo entre o calcanhar e a cabeça dos metatarsos quando se está em pé ou em andamento (2).

Dos múltiplos ligamentos existentes no pé salientam-se os ligamentos IF, ligamentos planares, ligamentos metatársicos, ligamentos dorsais, ligamentos interósseos, ligamento calcâneo-escafoide plantar, ligamento deltoide, e ligamento bifurcado (constituído pelos ligamentos calcâneo-cuboide e calcâneo-escafoide). A membrana densamente fibrosa e forte na camada subcutânea do pé com origem na tuberosidade interna do calcâneo denomina-se fáscia plantar e divide-se em cinco bandas que se inserem nas falanges proximais. Os tendões tibial anterior e posterior, longo e curto peroniais, flexor e extensor do hálux, flexor e extensor longo e curto dos dedos, constituem-se como tendões importantes do pé (6).

Os músculos do pé têm sido classificados de várias formas, uma das divisões baseia-se nos músculos extrínsecos e intrínsecos. Os músculos extrínsecos situam-se na perna e os seus tendões no pé, podem ser divididos nos compartimentos anterior, superficial posterior, profundo posterior, e externo conforme anteriormente descrito ao nível da perna. Os músculos intrínsecos localizam-se no pé, e são eles músculo extensor curto dos dedos, adutor do hálux, flexor curto do hálux, abductor do hálux, abductor do 5º dedo, flexor curto do 5º dedo (considera-se que possui uma extensão denominada músculo oponente do 5º dedo), flexor curto dos dedos, quadrado plantar, lombricoides (constituídos por 4 músculos) e interósseos (plantares e dorsais) (2).

O nervo ciático, nervos peroniais, nervo safeno, nervo tibial e nervos plantares inervam a região do pé. A artéria peroneal, artéria tibial anterior e posterior, artéria pediosa dorsal, artérias metatársicas e artérias plantares irrigam o pé. Por vezes, a artéria tibial posterior pode estar congenitamente ausente, sendo substituída por uma artéria peroneal de maior calibre (6).

### 2.1.2. Desenvolvimento ósseo – Ossificação endocondral

Durante o desenvolvimento fetal existem dois padrões de formação de tecido ósseo, denominados ossificação de membrana ou membranosa ou intramembranosa e ossificação endocondral. A diferença dos termos provém do tecido onde ocorre a formação do osso. Na primeira surge em membranas de tecido conjuntivo que formam o osso frontal, parietal e parte do osso occipital, temporal e maxilares, ao passo que na endocondral ocorre na cartilagem hialina, e forma os ossos curtos e longos em particular nos membros superiores e inferiores. Os dois processos de ossificação começam por produzir osso reticular que é posteriormente

remodelado. Após a remodelação os ossos formados não se conseguem distinguir. Deste modo importa salientar a ossificação endocondral, uma vez que a tíbia corresponde a um osso longo. Nestes ossos existem duas regiões alvo principais da ossificação: diáfise (corpo) e epífises (extremidades), separadas das anteriores pelas placas epifisárias. De realçar que existe, simultaneamente, a metáfise que corresponde à parte dilatada da diáfise próxima da epífise (2,6,14) como se constata pela Figura 11.

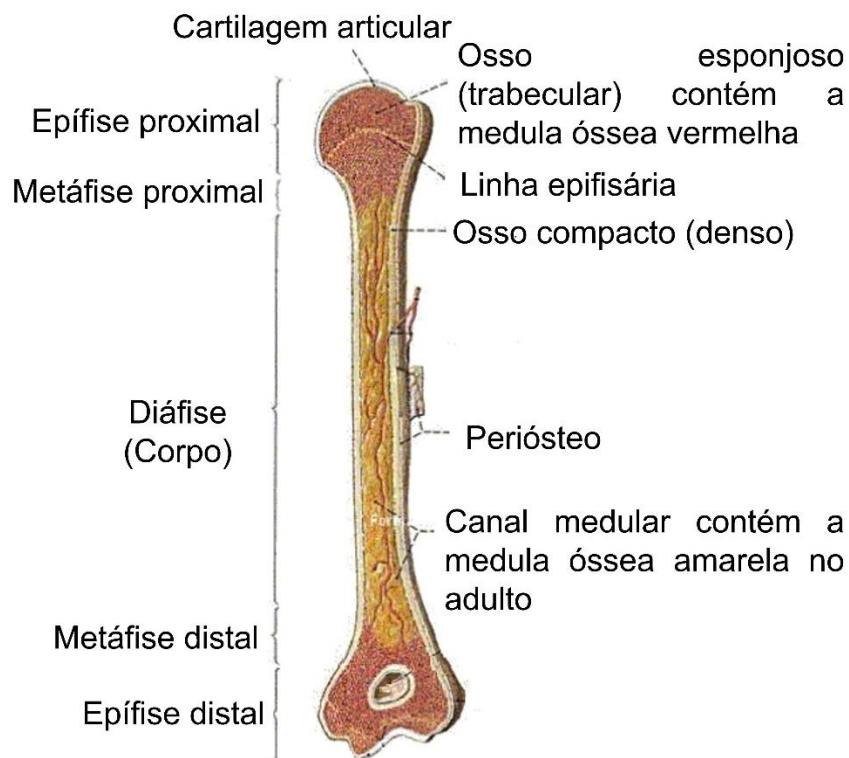


Figura 11 - Estrutura de um osso longo, adaptado de Meneses (15).

Na região da diáfise existe a cavidade medular onde se encontra a medula óssea que produz elementos do sangue – tornando-se assim um órgão hematopoiético. A medula divide-se em medula óssea vermelha e amarela. A medula óssea vermelha caracteriza-se pela enorme quantidade de hemácias, é responsável pela produção de células sanguíneas, ao passo que a amarela é constituída por tecido adiposo não produz células sanguíneas. Num recém-nascido apenas existe medula vermelha, sendo substituída progressivamente pela medula óssea amarela. Deste modo, um indivíduo adulto apresenta principalmente medula óssea amarela, no entanto, a vermelha poderá estar presente em algumas regiões, como vértebras, costelas, esterno, crista ílfaca, ossos do crânio e epífises do fémur e úmero (2).

Ao nível da placa epifisária, é mantida uma região de cartilagem, conhecida como cartilagem de crescimento responsável pela ocorrência da ossificação endocondral o que leva à formação de osso. No processo de formação de novo tecido ósseo existe atividade predominante de formação de matriz óssea pelas células denominadas de osteoblastos, numa fase mais inativa, quando rodeados por matriz transformam-se em osteócitos. Quando os ossos atingem o tamanho adulto normal corresponde ao fim dado que a formação de novas células e de matriz extracelular diminui, e o seu alongamento cessa. Neste ponto o osso substitui toda a cartilagem, ou seja, ocorre a ossificação da placa epifisária, que se transforma na linha epifisária. Este fenómeno designado por encerramento da placa epifisária ocorre entre os 12 e os 25 anos de idade, e deste modo, por volta desta faixa etária, tornam-se mais difíceis as intervenções cirúrgicas e as correções ortopédicas, bem como o sucesso das mesmas (2).

### 2.1.3. Disfunções e patologias associadas ao membro inferior

As Lesões Musculoesqueléticas (LME) são geralmente definidas como um conjunto de patologias ou disfunções que afetam os músculos, tendões, ligamentos, articulações, nervos, discos vertebrais, cartilagem, vasos sanguíneos ou tecidos moles associados. Afetam todas as faixas etárias e podem ser causadas ou agravadas pela prática da atividade física. As LME abrangem uma vasta gama de doenças inflamatórias e degenerativas do sistema musculoesquelético e são caracterizadas pela dor e perda de função física do corpo que limitam as atividades, assim como a integração na sociedade (16). Neste sentido será importante entender, primeiramente, cada uma das LME.

As fraturas representam um traumatismo, uma interrupção na continuidade de um osso. As fraturas de fadiga são provocadas por sobrecarga e impacto continuados, podendo estar ligadas a algumas modalidades desportivas de alta intensidade, de grande carga repetitiva, entre outros. A fratura por insuficiência ou fratura patológica ocorre devido ao suporte de peso normal ou atividades mínimas, ou seja, o osso não é capaz de absorver a sobrecarga e recuperar. Nas fraturas por avulsão um tendão ou músculo ao invés de se romper, arranca um fragmento de osso no ponto onde se encontra fixado ao tecido mole (5,6,17).

As luxações são uma lesão articular caracterizada pelo afastamento da extremidade de um osso onde normalmente se encontra articulado, ou seja, ocorre a separação completa dos ossos. Na subluxação os ossos que formam a articulação ficam parcialmente fora da sua posição e verifica-se um deslocamento incompleto (17).

O termo osteocondrite dissecante (OCD) refere-se geralmente a uma lesão que envolve a separação da cartilagem e do osso subcondral na face articular (6).

As roturas são lesões traumáticas no músculo que se representam pelo rompimento de fibras do tecido. As roturas entre músculo e tendão podem ter diferentes nomes, tendinite, tenossinovite, tenovaginite, tendinose e tendinopatia. A tendinite é uma inflamação dos tendões e consiste num espessamento difuso do tendão que pode incluir nódulos. A tenossinovite corresponde à tendinite acompanhada por uma inflamação da bainha do tendão. A tenovaginite é por definição um processo de inflamação agudo das bainhas sinoviais. A tendinose corresponde ao processo de degradação do tendão que se relaciona com um processo inflamatório. A tendinopatia é uma lesão de sobrecarga ou esforço repetitivo em excesso que evidencia um processo inflamatório e degenerativo (6,17,18).

O estiramento muscular é uma lesão indireta que resulta de um alongamento excessivo das fibras musculares para além da sua capacidade normal de trabalho (6). A entorse descreve-se como uma lesão ligamentar traumática em que o ligamento de determinada articulação é afetado, ou seja, é forçado para além da sua capacidade normal de trabalho sem que haja luxação. As distensões caracterizam-se pelo deslocamento (torção ou extensão) violento de um músculo ou ligamento de uma articulação. As contusões são lesões produzidas por um impacto direto, sem causar ferida ou rotura da pele e, resultam ou não em deformação do músculo (17).

O Osteocondroma é um tumor geralmente benigno que se caracteriza por uma displasia do desenvolvimento comum da placa de crescimento periférica que resulta num crescimento lobulado de cartilagem e osso a partir da metáfise. Geralmente observado em ossos longos, como fémur e tíbia (17).

A artrite é uma doença que provoca a inflamação da articulação, enquanto a artrose provoca a degeneração de qualquer articulação que tenha cartilagem. A causa mais comum de artrite corresponde à artrose (19).

As articulações, por vezes, possuem movimentos mais amplos que a sua faixa normal, isto denomina-se Hiper mobilidade Articular em que a pessoa é particularmente flexível e capaz de mover os membros em posições que seriam impossíveis para outras pessoas. Esta condição quando provoca dores musculares fortes ou predisposição a luxações e subluxações passa a ser uma doença, a Síndrome da Hiper mobilidade Articular (17).

A diferença de comprimento acima de 1 centímetro dos MI (desnível) designa-se por dismetria ou heterometria, causada por alteração anatómica ou estrutural dos membros. Caso o membro fique descompensado, a espinha ilíaca anterior e posterior permanecem mais baixas

no lado mais curto o que por sua vez poderá resultar num desnivelamento do sacro e/ou escoliose (qualquer desvio lateral da coluna vertebral) (20).

As alterações ou deformações anatómicas ao nível dos ossos longos do MI podem ser amplamente classificadas como: angular, torsional e curvada, visível através da Figura 12.

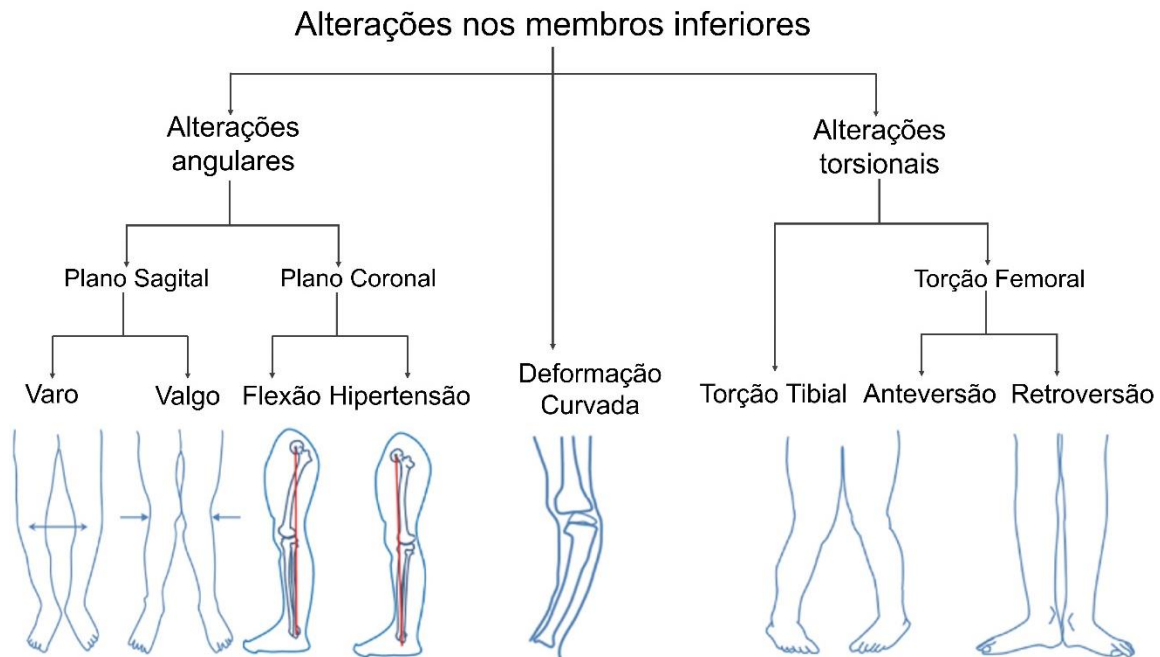


Figura 12 - Classificação das alterações ou deformações anatómicas ao nível do MI, adaptado de Subburaj et al. (2010) (21).

Uma deformação angular, pós-natal ou posicional é descrita pela localização da articulação e a direção do ângulo, no plano sagital e divide-se em varo e valgo. No plano coronal distingue-se a flexão e a hipertensão, ao passo que a deformação curvada consiste na curvatura excessiva do osso em relação às extremidades dos ossos longos. A deformação torsional define-se como a torção anatómica ou axial excessiva da porção proximal em relação à distal, como a TT e torção femoral (anteversão e retroversão). De salientar que as deformações excessivas nos ossos longos alteram o comprimento, rotação, alinhamento e translação, o que provoca uma marcha diferente do normal (21).

A Figura 13 ilustra as diferenças no alinhamento do joelho em três situações, genu ou joelho valgo (joelhos em “X”), alinhamento normal e genu varo (“pernas arqueadas”).

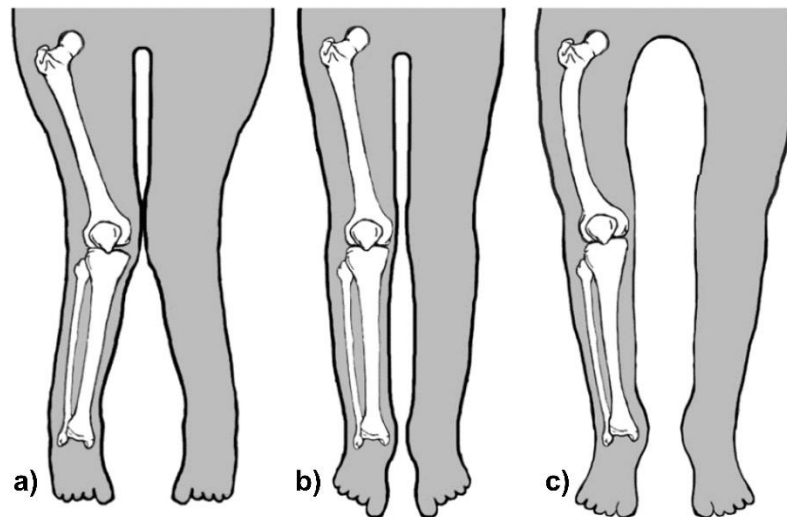


Figura 13 - Diferenças no alinhamento do joelho em (a) valgo; (b) alinhamento normal; e (c) varo, Tschinkel et al. (2020) (22).

A análise da marcha e do perfil rotacional são aspectos importantes na investigação das deformidades angulares e ajudam os profissionais a identificar a etiologia das deformidades angulares, principalmente em pediátrica (23). O joelho em varo resulta da posição intrauterina onde os MI se encontram sobrepostos e enrolados um sobre o outro, diz-se normal (MI neutros, ou seja, alinhados numa posição estável) até aos 2 anos (22). As crianças começam a desenvolver genu valgo fisiológico a partir dos 2 anos que se torna mais proeminente entre os 3-4 anos. A partir desta idade geralmente diminui para uma posição estável até sensivelmente aos 7 anos. Corresponde à angulação residual do plano coronal normal da extremidade inferior que será transportada até à idade adulta e não deve aumentar (23). O joelho em valgo tende a corrigir-se espontaneamente por volta dos 7 anos decorrente da ação muscular. Assim, a preocupação reside em crianças acima dos 2 anos que persistem com joelho em varo, ou acima dos 7 anos com joelho em valgo (22,23).

No genu valgo os joelhos estão inclinados mediamente, numa posição invertida e podem tocar um no outro, enquanto os pés permanecem separados numa postura de base ampla. Este problema ortopédico referente à TT proximal causa dor e dificuldades em andar (22). No genu varo os joelhos apresentam uma curvatura, o que significa que as pernas se encontram com uma angulação medial em relação ao eixo da coxa (24). Esta condição provoca problemas do foro estético e psicológicos e funcionais, incluindo dificuldade em andar, dores nos joelhos, e deterioração da cartilagem dos joelhos devido à pressão desigual nos seus compartimentos medial e distal (25). O genu recurvatum também conhecido como hiperextensão do joelho corresponde à extensão excessiva do joelho na direção posterior (26).

Relativamente às anomalias patológicas, as fraturas de anca consideram-se como a causa número um da morbidade e da mortalidade na população mais idosa, algumas congénitas. Nos adultos, o traumatismo, especialmente a fratura do colo femoral representa a causa mais comum da lesão, enquanto nas crianças a osteonecrose da cabeça femoral denomina-se por doença de *Calvé Perthes*. As fraturas do sacro, do ramo púbico, do acetábulo, ou do grande trocânter poderão causar dor aguda na anca. As fraturas da anca provocadas pela osteoporose são as mais graves, ao passo que algumas se associam ao desenvolvimento da osteonecrose (necrose ou morte de tecido ósseo) e à lesão de artérias e outros vasos. Verificam-se as luxações posterior e anterior da anca (6).

Ao nível dos músculos quadricíptes estão incluídas lesões como as distensões e roturas. A lesão mais comum dos isquiotibiais é a distensão normalmente denominada de músculo repuxado, as fraturas por avulsão, podem igualmente ocorrer com a lesão dos isquiotibiais (6).

A inflamação ou irritação das cápsulas articulares pode resultar em bursite. Uma das causas mais frequentes da dor na anca em adultos é a osteoartrite, contudo as neoplasias da pélvis, acetábulo e/ou fémur também podem provocar esta dor. Na região da bacia é possível ocorrer também contusão, osteocondrite da epífise femoral, artrite aguda, hiper mobilidade, dores nas articulações e órgãos pélvicos, artrite tuberculosa e espondilite anquilosante (6) (doença inflamatória crónica que causa limitação da mobilidade) (27).

Nos traumatismos associados à articulação do joelho incluem-se as fraturas da extremidade distal do fémur (osteocondrite dissecante, fratura por avulsão dos côndilos femorais e fratura epifisária), da extremidade proximal da tibia (planalto tibial, cabeça do perónio) ou da rótula. Verifica-se de igual forma a subluxação ou luxação da rótula, roturas, quisto no menisco, joelho valgo e varo, Doença de *Osgood-Schlatter* (sobretudo na adolescência manifesta-se como uma inflamação na epífise da tibia anterior) ou tendinite rotuliana, osteoartrite, artrite séptica, artrite tuberculosa, infeções e sinovite (inflamação da membrana sinovial) (6).

As fraturas da tibia são as mais recorrentes nos ossos longos. Nos casos em que a fratura ocorre próximo da inserção ligamentar, poderá ser confundida com uma entorse. A periosteíte da tibia comumente conhecida por *shin splint* associa-se à dor na porção anterior da perna, contudo, o termo mais específico é Síndrome de Stress Tibial Anterior, o qual corresponde atualmente a uma reação de stress dentro do osso. A perna do tenista corresponde à rotura do meio ou centro do músculo gastrocnémio. Uma das causas mais comum da dor nos gêmeos corresponde à trombose venosa profunda, ou seja, a formação de coágulos de sangue (trombos), nas veias profundas impedindo a normal circulação sanguínea (6).

As fraturas do maléolo externo estão associadas às lesões do ligamento externo da tibiotalar. A ruptura completa de um ou mais ligamentos podem causar uma cedência da tibiotalar. Quando os tendões saem do seu lugar sofrem subluxação, ocasionalmente a subluxação do tendão pode ser visível quando sai para fora do sulco habitual (6).

As entorses da tibiotalar são muito recorrentes, na sua maioria envolvem o ligamento malar externo, todavia os ligamentos internos e a sinostose da tibiotalar também podem ser lesados. As fraturas por avulsão do maléolo interno e externo também são vistas como entorses da tibiotalar. Na maioria das entorses da tibiotalar externa o ligamento malar externo fica lesado (6).

Atualmente são usados múltiplos termos para descrever a dor do tendão de Aquiles, a título de exemplo, tendinose, tendinopatia, peritendinite, tenossinovite e aquilodinia. A tendinite não envolve alterações intrínsecas da substância do tendão, enquanto a tendinose descreve a dor no tendão de Aquiles, uma vez que evidencia maior degeneração do que inflamação deste. A peritendinite corresponde à reação inflamatória do revestimento externo do tendão sem ruptura das fibras, a aquilodinia refere-se à dor na inserção do tendão no calcâneo. A ruptura deste tendão é frequente (6).

Na região do pé verificam-se inúmeras alterações consoante a faixa etária. Alguns exemplos são, fraturas de todos os ossos (quanto mais distal for a fratura, mais difícil é mover o dedo associado), fratura de Lisfranc, pé equino-varo (pé torto), calcâneo valgo, pé cavo (curvatura excessiva da arcada interna), pé plano (diminuição ou ausência da arcada interna), pé em pronação (inclinação demasiado para dentro), pé em supinação (pouca ou nenhuma inclinação para dentro), doença de *Köhler* (osteocodrite deformante da articulação MTF), doenças malignas, roturas, artrite reumatoide, osteoartrite, gota, bursite, tendinite, contusão do tecido adiposo, danos nos vasos, lesões por avulsão, sinovite da articulação MTF, nódulos reumatoides nos tendões, hálux valgo, hálux varo, hálux em flexão, hálux rígido (articulação inflexível que leva ao desgaste da cartilagem), osteófitos na articulação MTF (6).

O pé diabético representa uma das complicações mais graves da doença diabética e é definido pela Organização Mundial da Saúde (OMS) como o pé com infeção, úlcera ou a sua destruição provocada por alterações dos nervos ou vasos (28).

#### 2.1.4. Torção Tibial

A TT representa uma das mais importantes deformações dos MI sobretudo em crianças. É definida como qualquer torção da tibia ao longo do seu eixo longitudinal, a qual produz uma mudança no alinhamento dos planos de movimento das articulações proximal e distal,

resultando em alterações biomecânicas. Esta disfunção provoca uma variação métrica designada por desvio tibial e está sujeita a variações conforme idade, género, características anatómicas, populacionais e doenças osteoarticulares (1).

A rotação da tíbia ao longo do seu eixo longitudinal foi descrita pela primeira vez em 1903 por Pierre Germain Marie Le Damany. Le Damany descreve que a TT severa pode ser entendida como a displasia do desenvolvimento da anca, como um elemento que pode surgir durante o desenvolvimento e crescimento do feto no útero. O termo torção tibial foi consolidado num estudo radiográfico em 1949 (29).

A diferença entre torção e rotação foi destacada por Rosen & Sandick (1955). A torção é descrita como uma torção em torno do eixo longitudinal de um corpo, enquanto a rotação corresponde ao desvio de um corpo contra outro. Contudo, na literatura, estes termos são frequentemente usados como sinónimos. Estes autores definiram que à torção externa seria atribuído sinal positivo (“+”), ao passo que à interna se associava a sinal negativo (“-”) (30).

Por um lado, a torção interna (medial) da tíbia ocorre comumente antes do nascimento, dado que as pernas da criança rodam ao espaço confinado ao útero da mãe. A criança caminha com a rótula virada para a frente e os pés virados para dentro, produzindo um ângulo de rotação das coxas interno e um ângulo negativo de progressão dos pés no perfil de torção. Resolve-se espontaneamente até aos 4-5 anos. Este tipo de torção quando se apresenta excessiva e persistente pode dar origem ao pé e joelho varo. No caso de a tíbia possuir uma torção significativa (ângulo coxa-pé maior que  $15^{\circ}$ ) e anomalia funcional ou estética grave, que não se consiga corrigir automaticamente em crianças com mais de 8 anos, poderá ser recomendada a cirurgia Osteotomia Rotacional Tibial. Nesta cirurgia a tíbia é seccionada, rodada e posteriormente fixada numa posição mais retificada. Em casos graves requer o uso de correções através de ortóteses ortopédicas ou imobilização com gesso (31).

Por outro lado, a torção externa (lateralmente) da tíbia surge normalmente entre os 4-7 anos durante o crescimento normal da criança. O exame físico revela ângulo coxa-pé maior que  $30^{\circ}$  e quando a criança caminha produz ângulo de progressão do pé positivo, dado que os pés estão virados para fora. A cirurgia de correção externa raramente é recomendada antes dos 10 anos, porém pode ser realizada para prevenir a incapacidade decorrente da síndrome femorrotuliano e instabilidade da articulação do joelho. Assim, se a deformação acentuada persistir após os 10 anos, poder-se-á recomendar a cirurgia Epífise femoral distal (31).

O ângulo de torção pode ser medido entre o ângulo de torção proximal (ATP) e o ângulo de torção distal (ATD). O eixo proximal define-se pela linha que une os pontos mais posteriores da tíbia, à medida que o eixo distal se define por uma linha na superfície da tíbia distal (1), observável na Figura 14.

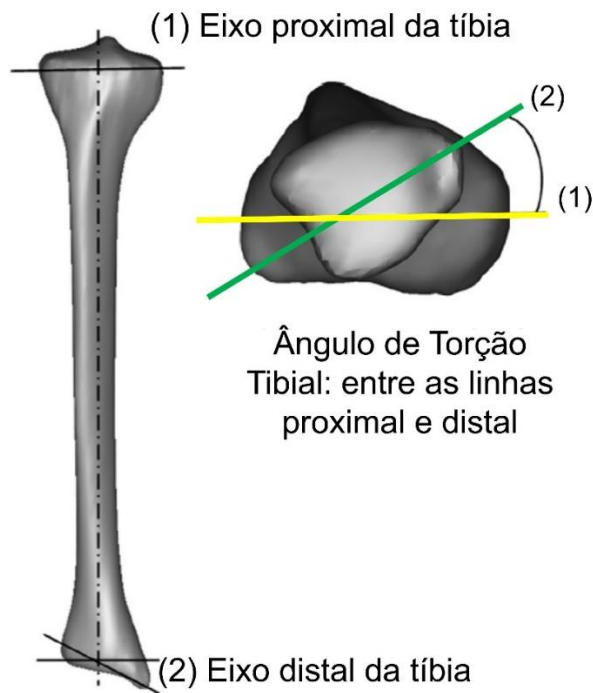


Figura 14 - Ângulo de TT entre as linhas proximal e distal da tíbia, adaptado de González-Carbonell et al. (2015) (1).

Uma vez que a tíbia não se encontra na sua “posição correta” ocorre falta de equilíbrio, o que leva a quedas mais frequentes e ao desgaste da cartilagem articular devido ao desequilíbrio das forças de atrito. A alteração métrica está quase sempre associada a uma alteração estática que se reflete posteriormente na marcha e queixas estéticas (1).

Harris (2013) indicou os seguintes fatores como influenciadores na correção da TT espontânea: magnitude das deformações; simetria entre as pernas; deformações em crianças com idade próxima dos 2 anos, e a partir desta, terão menos probabilidade de serem corrigidas, uma vez que o sucesso diminui à medida que a criança se aproxima desta idade. No tratamento não operatório das deformações torsionais tibiais recorre-se a exercícios de manipulação e mecanismo ortopédico (1).

A avaliação e medição do grau de torção de forma correta e precisa torna-se importante e essencial, no sentido de se definir se existe ou não alteração e qual a sua magnitude. É fundamental para a deteção precoce de doenças do aparelho locomotor e a orientação do prognóstico. Existem vários métodos indiretos in vivo e diretos descritos no Capítulo 3 – Estado de Arte. Neste seguimento a ciência da imagiologia é vista por excelência, como o método de diagnóstico de avaliação desta alteração patológica. Os métodos antropométricos para avaliação e análise da TT evoluíram para os exames médicos, primeiramente com recurso à RI como a TC, seguidamente com o método da RM sem recurso à RI.

## 2.2. Estudo da tecnologia por Ressonância Magnética

A RM representa um método de grande importância para diversas áreas do conhecimento, desde a medicina até a agricultura (32). Por ser um método não invasivo e não destrutivo, o seu recurso permite análises que não são possíveis a outras modalidades. Um sistema de RM é complexo e possui várias partes que interagem entre si. Este trabalho possui como foco o desenvolvimento de um modelo fiável para avaliação da TT através da RM.

### 2.2.1. História e Evolução tecnológica dos sistemas de Ressonância Magnética

As origens da RM podem ser encontradas ao longo de mais de um século, uma vez que muitos cientistas e investigadores deixaram os seus estudos e contributos notáveis, alguns com atribuição de Prémios Nobel. Deste modo, torna-se fulcral entender a evolução da RM (33).

Em 1819, o físico e químico dinamarquês Hans Oersted descobriu que uma agulha na presença de cargas elétricas em movimento produzia um campo magnético. Michael Faraday, físico e químico britânico, passados 12 anos, em 1831 comprovou esta teoria, ao demonstrar que campos magnéticos ao atravessarem uma bobina poderiam induzir uma corrente elétrica (34).

O físico e matemático francês Jean Baptiste Joseph Fourier desenvolveu a Transformada de Fourier, algoritmo atualmente usado no processamento de imagem de RM. Este algoritmo diz respeito a um método de transformação matemática geral para analisar a transferência de calor entre corpos sólidos, capaz de reconstruir imagens eficientes, usado pela primeira vez por Richard Ernst em 1975 (33).

O inventor sérvio Nikola Tesla descobriu o campo magnético giratório, e em 1891 inventou a bobina de indução Tesla. A intensidade do Campo Magnético Principal ( $B_0$ ) é expresso em Tesla, no sistema internacional de unidades, sendo que 1 Tesla = 1 Newton / Ampere\*metro. Por vezes também se usa a unidade gauss (G) cuja relação é: 1 T = 10 000 G; 1 G =  $10^{-4}$  T = 100  $\mu$ T (33).

A equação que traduz a frequência de precessão, na qual os núcleos se encontram num estado de energia superior, foi demonstrada pelo físico e matemático irlandês Joseph Larmor. A precessão (movimento de *spin* dos prótons perante campo magnético externo) ocorre a uma dada frequência na qual o vetor que representa este movimento descreve uma forma cónica. A velocidade deste movimento caracteriza-se pela frequência de precessão do próton (medida em Megahertz - MHz),  $\omega_0$  que descreve o número de vezes que o próton realiza o

movimento de precessão num segundo – equação da ressonância. A equação da ressonância é escrita pela multiplicação do  $B_0$  com a razão giromagnética  $\lambda$  (42,57 MHz/Tesla):  $\omega_0 = B_0 * \lambda$ . De referir que a frequência de precessão não é constante e depende diretamente da equação da ressonância:  $\nu = \omega_0 / 2\pi$  (33).

Isidor Isaac Rabi, físico norte-americano, desenvolveu, em 1930, o método de feixe molecular o qual conseguiu detetar e medir estados simples de rotação de átomos e moléculas bem como determinar os momentos magnéticos dos núcleos. Foi reconhecido com o Prémio Nobel de Física em 1944 (33). Em 1943 Otto Stern, físico norte-americano, recebeu o Prémio Nobel da Física pelas contribuições na descoberta do momento magnético do próton. Após um ano, o físico soviético Yevgeny Zavoisky descobriu o movimento de *spin* dos prótons (34).

Em 1946 Edward Mills Purcell, físico norte-americano, e Felix Bloch, físico suíço, em estudos independentes descreveram o fenómeno físico baseado nas propriedades magnéticas de certos núcleos, através do uso da RM na análise química de estruturas conhecida por espectroscopia (34). Os dois físicos descobriram que quando uma amostra de uma substância pura era colocada sob efeito de um campo magnético e lhe era transmitida energia através da emissão de RF, os seus átomos absorviam a energia. Em 1952 foi-lhes atribuído, em conjunto, o Prémio Nobel de Física, pelo desenvolvimento de novos métodos para medições de precisão magnética nuclear e descobertas relacionadas com o tema (33,34)

Em 1971, Raymond Damadian, médico e inventor norte-americano mediu os tempos de relaxação longitudinal (T1) e relaxação transversal (T2) em tecidos normais e patológicos de ratos. Verificou que o tecido tumoral tinha tempos superiores ao tecido normal, o que levou os cientistas a considerar a RM como um importante método de deteção de doenças. No mesmo ano, Paul Christian Lauterbur, químico norte-americano, e Peter Mansfield, físico britânico descreveram a utilização dos campos de gradiente  $G_x$ ,  $G_y$  e  $G_z$  para excitar prótons permitindo a localização espacial do seu sinal. Em 2003, receberam em conjunto o Prémio Nobel da Fisiologia e da Medicina (33).

No ano de 1975, Richard Ernest introduziu a codificação de fase e frequência na RM recorrendo à Transformada de Fourier para reconstrução de imagens Bidimensionais (2D). De salientar esta técnica como a base da atual de RM e que lhe valeu o Prémio Nobel da Química em 1991 (33). Em 1977, Damadian e a sua equipa criaram o primeiro *scanner* para RM de corpo inteiro a que apelidaram o *The Indomitable* representado na Figura 15 que demorava 4 horas e 45 minutos a executar um exame (34).



Figura 15 - Dr. Damadian e a sua equipa com o *The Indomitable*. Este protótipo encontra-se exposto no Smithsonian Institute of Technology em Washington D.C., Sabbatini (2003) (35).

Em 1977 Damadian mostrou a primeira secção transversal de um tórax humano visível na Figura 16. Em 1980 William A. Edelstein, físico americano, conjuntamente com a sua equipa demonstraram imagens de corpo usando a técnica de Ernst, na qual uma única imagem pode ser adquirida em, aproximadamente, 5 minutos (33).

O uso do termo Ressonância Magnética Nuclear remete para meados da década de 1980. No início dos anos 80 todas as inovações desta área começaram a ser testadas, a técnica *spin-echo* (SE) e a ponderação T2 (T2w) foram as que mais se destacaram entre 1982 e 1983 de forma a detetar patologias (33).



Figura 16 - Apresentação da primeira imagem dum tórax humano obtida com um scanner de RM, Damadian et al. (1976) (36).

Em 1988 a *Food and Drug Administration* aprovou a introdução no mercado do contraste paramagnético, e em simultâneo começaram a fabricar-se equipamentos de ultra-alto campo

magnético (34). De seguida começam a surgir as diversas técnicas de RM e os conceitos de maior rapidez associados ao preenchimento do *espaço K*. O desenvolvimento de *software* e *hardware* dedicados permitiram a introdução das técnicas de aquisição em paralelo, com particular importância na redução de tempos de aquisição (33).

### 2.2.2. Radiação Ionizante e os seus Efeitos Biológicos

A RI refere-se ao fluxo de partículas materiais ou fótons de radiação eletromagnética que podem ionizar átomos do ambiente ao longo da sua trajetória. Independentemente da fonte de radiação, quer seja natural, quer artificial, seja uma pequena dose de radiação ou uma grande dose, existem efeitos biológicos. Os efeitos biológicos da RI surgem quando esta interage com os átomos que formam as células (meio biológico), e ao transferir energia para este meio danificam as cadeias moleculares podendo progredir e afetar todo o corpo (37).

Em humanos, há uma ampla gama de resposta à radiação (danos) que é determinada por parâmetros, como a fonte e tipo de radiação, dosagem (quantidade de energia de radiação recebida), duração e região irradiada e, mais importante, a composição genética e epigenética do indivíduo exposto. Os aspetos genéticos e epigenéticos são significativos em muitas condições e podem determinar, por exemplo, a probabilidade de um indivíduo desenvolver cancro ou responder a um tratamento contra o cancro (38). O potencial de dano da RI relaciona-se principalmente à geração de iões, que através da sua interação com a água produzem radicais livres (substâncias tóxicas que podem contribuir para a destruição da célula). Por sua vez, os radicais livres atacam o DNA, proteínas, lipídios e outras células e também macromoléculas (39).

De modo geral, os efeitos podem ser classificados em determinísticos ou estocásticos. Os determinísticos surgem quando a dose de RI é suficiente para provocar danos celulares ou a morte celular, prejudicando a função das células, ou tecido ou órgão irradiado. Estes ocorrem necessariamente desde que ultrapassado um determinado valor de dose (limiar). Com o aumento da dose, menos células sobrevivem intactas e, portanto, os efeitos determinísticos aumentam, em gravidade e frequência, de forma linear com o aumento da dose, sendo as alterações provocadas denominadas de somáticas. Este tipo de efeitos possui como princípio a proteção a todo o custo (40,41).

O aparecimento de danos varia de algumas horas a vários meses após a exposição, depende do tipo de efeito e das características do tecido irradiado. Isto deve-se ao facto da sensibilidade dos tecidos à RI ser variável, é diretamente proporcional à atividade proliferativa celular e inversamente proporcional à maturidade celular. O dano causado pela radiação varia

igualmente de acordo com a suscetibilidade individual e a capacidade de reparação celular. Assim, ovários, testículos, medula óssea, tecido linfático e cristalino são alguns dos tecidos mais radiosensíveis. Quando a dose é suficientemente elevada pode ocorrer a morte devido à depleção de células e à inflamação de um ou mais órgãos vitais do corpo (40,41).

Os estocásticos envolvem a modificação não-letal do material genético de células somáticas ou germinativas do indivíduo exposto. Este tipo de efeito surge quando a RI é capaz de desencadear modificações no material genético da célula irradiada levando à origem de rearranjos, modificações ou mutações celulares. Por conseguinte depende unicamente da probabilidade da modificação de uma célula e da sua propagação para cancro. Caracterizam-se por uma relação probabilística, ou seja, a probabilidade para que o efeito ocorra (mas sem gravidade) depende da dose de RI. Por um lado, esta modificação ocorre devido a mutações no DNA do núcleo da célula quando esta não é adequadamente reparada, o que pode conduzir a cancro se a célula exposta à RI for uma célula somática. Por outro lado, caso a célula exposta seja uma célula germinativa, as anomalias hereditárias genéticas poderão ocorrer, embora seja extremamente raro. Neste tipo não existe limiar de dose e o princípio centra-se em proteger razoavelmente (tão baixo quanto razoavelmente possível) (40).

Os efeitos biológicos da radiação dividem-se normalmente em duas categorias. A primeira categoria consiste na exposição a altas doses de radiação em curtos períodos de tempo produzindo efeitos agudos ou de curto prazo. A segunda categoria representa a exposição a baixas doses de radiação por um longo período de tempo produzindo efeitos crónicos ou de longo prazo. As altas doses tendem a matar tanto células como tecidos e danificar órgãos, enquanto baixas doses tendem a danificá-las ou alterá-las. Os efeitos de altas doses podem ainda provocar queimaduras na pele, perda de cabelo, esterilidade e catarata. Os efeitos das baixas doses em longos períodos de tempo ocorrem ao nível da célula, e não causam um problema imediato a nenhum órgão do corpo. O principal efeito deste tipo de dose são as mutações não letais com especial preocupação o cancro (37).

Os danos moleculares podem resultar em modificações na sobrevivência, reprodução, forma ou função das células afetadas, o que por sua vez pode ter consequências nos tecidos e órgãos ou no organismo como um todo. Todas as moléculas biológicas podem ser danificadas pela radiação, contudo os danos provocados nas moléculas dos ácidos desoxirribonucleicos (DNA) podem produzir efeitos biológicos mais graves. Uma vez que o DNA é responsável por toda a informação genética de um indivíduo e, está envolvido na codificação de todos os componentes celulares e na transmissão desta informação. As células possuem grande capacidade de recuperação e reparação de danos, no entanto, nem todos os efeitos da radiação são irreversíveis. Em alguns casos, a célula danificada é capaz de se reproduzir,

porém se o dano for grave a célula afetada pode morrer. A exposição da RI induz uma variedade de lesões do DNA como, quebra da cadeia simples e dupla, formação de ligações cruzadas, quebra e alterações de bases oxidadas e açucares, bem como perda de bases (37,39).

Danos no DNA não reparados ou reparados incorretamente podem resultar em mutações (alterações na sequência de bases do DNA) que são transmitidas para as células filhas, e podem resultar em alterações nas macromoléculas e assim em danos estruturais ou funcionais. Uma única alteração numa base do DNA, ou a perda de pequenas regiões ou de fragmentos cromossômicos pode levar à alteração de genes envolvidos no controle da divisão celular, o que provoca uma proliferação celular descontrolada podendo evoluir para um tumor maligno (42).

As células crescem e dividem-se de acordo com o seu ciclo celular, a fase de desenvolvimento e a dose de radiação são fatores importantes para o efeito das radiações sobre os seres vivos. Na fase de duplicação do DNA, a quebra destas moléculas pode afetar o desenvolvimento das células, impedindo-as da transferência do seu material genético e de se reproduzirem corretamente. Nem todas as células vivas são igualmente sensíveis à radiação. Desta forma, a sensibilidade de todo o corpo depende dos órgãos mais sensíveis que, por sua vez, dependem das células mais sensíveis. A radiosensibilidade celular varia ao longo do ciclo celular, células cuja taxa de divisão é alta são mais radiosensíveis, isto é, apresentam uma maior vulnerabilidade à RI. Quanto maior o grau de diferenciação celular, menor será a taxa de divisão e probabilidade de morte induzida pela radiação (43).

Existem fatores de ponderação para os diferentes órgãos de acordo com a sua radiosensibilidade. Os fatores de ponderação de tecido ou órgão não possuem dimensão e estão relacionados com a sensibilidade destes à RI, no que respeita à indução de mutações e efeitos hereditários. Estes fatores possibilitam a avaliação numérica da probabilidade do aparecimento de danos biológicos considerando as características da radiação, e refletindo a eficácia biológica das radiações. Os fatores de ponderação descritos pelo Diário da República encontram-se apresentados na Tabela 1 (44).

*Tabela 1 - Fatores de ponderação tecidual, Diário da República (44).*

<b>Tecido ou órgão</b>	<b>Fator de ponderação</b>
Medula óssea vermelha, cólon, pulmão, estômago, mama, diversos tecidos*	0,12
Gónadas	0,08
Bexiga, esófago, fígado, tiroide	0,04

Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01
--	------

\* O valor fator de ponderação para os diversos tecidos aplica-se à média aritmética das doses dos 13 órgãos: tecido suprarrenal, região extratorácica (ET), vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa bucal, pâncreas, próstata (género masculino), intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero (género feminino).

Muitos estudos descreveram vários tipos de morte celular após RI como apoptose (menos imunogénica), necrose (mais inflamatória), morte celular dependente de ferro e várias respostas ao stress celular como uma ocorrência durante a mitose (resposta celular que deteta a falha mitótica e leva as células a um destino anti-proliferativo irreversível), senescência (envelhecimento), peroxidação lipídica (perda de eletrões dos lípidos) e a atividade de caspase (grupo de enzimas que regulam a morte celular programada). A irradiação repetida com baixa dose pode induzir apoptose, enquanto altas doses desencadeiam necrose e estimulam o sistema imunológico (45).

As crianças e jovens são mais vulneráveis à RI que os adultos, principalmente devido à maior radiosensibilidade e por possuírem uma vida útil mais longa após a exposição. Os órgãos sensíveis destes indivíduos encontram-se mais próximos uns dos outros, não sendo fácil de os excluir do campo da radiação. As diferenças na composição corporal levam a um contraste de imagem reduzido nestes indivíduos em comparação com adultos. A dose administrada deve ser tão baixa quanto razoavelmente possível, enquanto se tenta manter a melhor qualidade de imagem nos exames radiológicos. Desta forma é essencial planear cuidadosa e individualmente os procedimentos radiológicos e evitar a RI sempre que existam alternativas viáveis (46).

### 2.2.3. A Ressonância Magnética como método de imagem

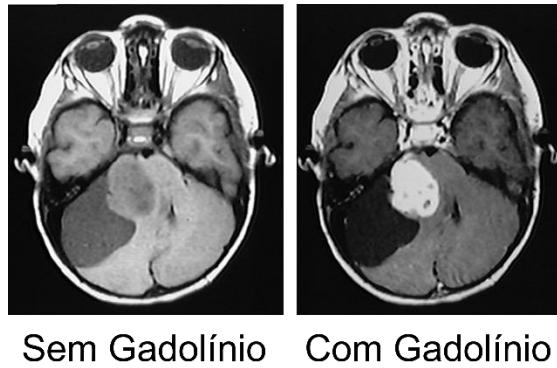
A RM constitui-se como uma modalidade imagiológica não invasiva, considerada como *Gold-standard* para avaliação e análise de inúmeras patologias. Este método apresenta técnicas básicas, complementares e aplicações que a tornam como uma modalidade revolucionária e indispensável na área das ciências médicas (47,48) .

A imagem por RM baseia-se na interação de ondas de RF e certos núcleos do corpo (geralmente átomos de hidrogénio – H) que após terem sido colocados num forte campo magnético dão origem a imagens em vários planos. Isto permite um diagnóstico médico mais preciso uma vez que exhibe grande detalhe dos órgãos e tecidos biológicos. O átomo de H é o mais abundante no corpo humano, possui apenas um único protão e o maior momento magnético entre todos os elementos presentes e as suas características em tecidos saudáveis e não saudáveis diferem bastante, daí ser o utilizado em exames de RM (49).

A não utilização de RI corresponde a uma das principais vantagens da RM e que a torna num método não invasivo. Contrariamente à TC, a RM permite avaliar múltiplas características tecidulares, incluindo os tempos de relaxação T1 e T2 e características de fluxo sanguíneo. Este método possui boa resolução tecidual, é excelente na avaliação de partes moles, e possui sensibilidade na deteção de água (edema). O uso desta modalidade permite a obtenção de imagens de diferentes planos, assim como imagens volumétricas sem ter de alterar a posição do paciente. Para além disso, permite efetuar estudos vasculares sem meios de contraste ou com meios mais seguros. Em contrapartida é um método dispendioso, por vezes demorado, com limitações na avaliação do osso e torna-se limitativo em doentes claustrofóbicos (4).

Uma substância ao possuir massa e carga elétrica desenvolve um campo magnético e a forma como as substâncias se comportam na presença de um campo magnético externo determina-se por suscetibilidade magnética. Assim o grau de magnetismo depende da suscetibilidade magnética das substâncias. O grau de magnetismo relaciona-se com a propriedade dipolo magnético atómico, ou momento, no qual os dipolos são gerados pelo movimento dos prótons. O momento magnético efetivo de um átomo corresponde à combinação de vários momentos magnéticos. De acordo com a natureza e resposta dos núcleos a um campo magnético, as substâncias classificam-se por ordem crescente de intensidade magnética, propriedades de diamagnetismo (baixa suscetibilidade negativa), paramagnetismo (baixa suscetibilidade positiva), superparamagnetismo (suscetibilidade magnética positiva intermediária) e ferromagnetismo (suscetibilidade positiva muito alta) (4).

O agente de contraste, quando usado em RM consiste numa substância que serve para melhorar a qualidade das imagens realçando estruturas anatómicas através da absorção tecidual. Os agentes de contraste possuem a propriedade de alterar o grau de magnetismo à custa da suscetibilidade magnética de cada tecido biológico e emite um sinal específico, logo, áreas saudáveis emitem sinais diferentes de áreas afetadas patologicamente. Maioritariamente o contraste usado é à base de gadolínio, como é visível na Figura 17. Porém existem outros agentes de contraste que se podem usar, como exemplo elementos à base de manganês e partículas de óxidos de ferro (4). A Sociedade Internacional de Ressonância Magnética em Medicina alerta para o uso dos contrastes no uso clínico e de pesquisa, dado que podem provocar reações adversas aos indivíduos.



*Figura 17 - Uso do gadolínio como meio de contraste para melhor visualização de possíveis patologias na base do crânio, Ribeiro (2009) (50).*

#### 2.2.4. Componentes fundamentais para o funcionamento da Ressonância Magnética

De forma a produzir imagem por RM estão incluídos vários processos, precessão e alinhamento de *spins*, emissão de RF, codificação espacial e formação de imagem. Em linhas gerais o exame de RM pode ser descrito como, o paciente ao ser colocado sob o equipamento é submetido a um campo magnético intenso, e de seguida um impulso de RF é emitido. Após se desligar o impulso, o paciente emite um sinal para a antena recetora de modo que a imagem seja reconstruída no software de aquisição (4).

Um sistema de RM possui sete componentes fundamentais para o seu funcionamento, magneto (íman), bobinas de gradiente, bobinas de RF, bobinas de shimming, suporte eletrónico, computador e estação de processamento e visualização, representados na Figura 18 (51).

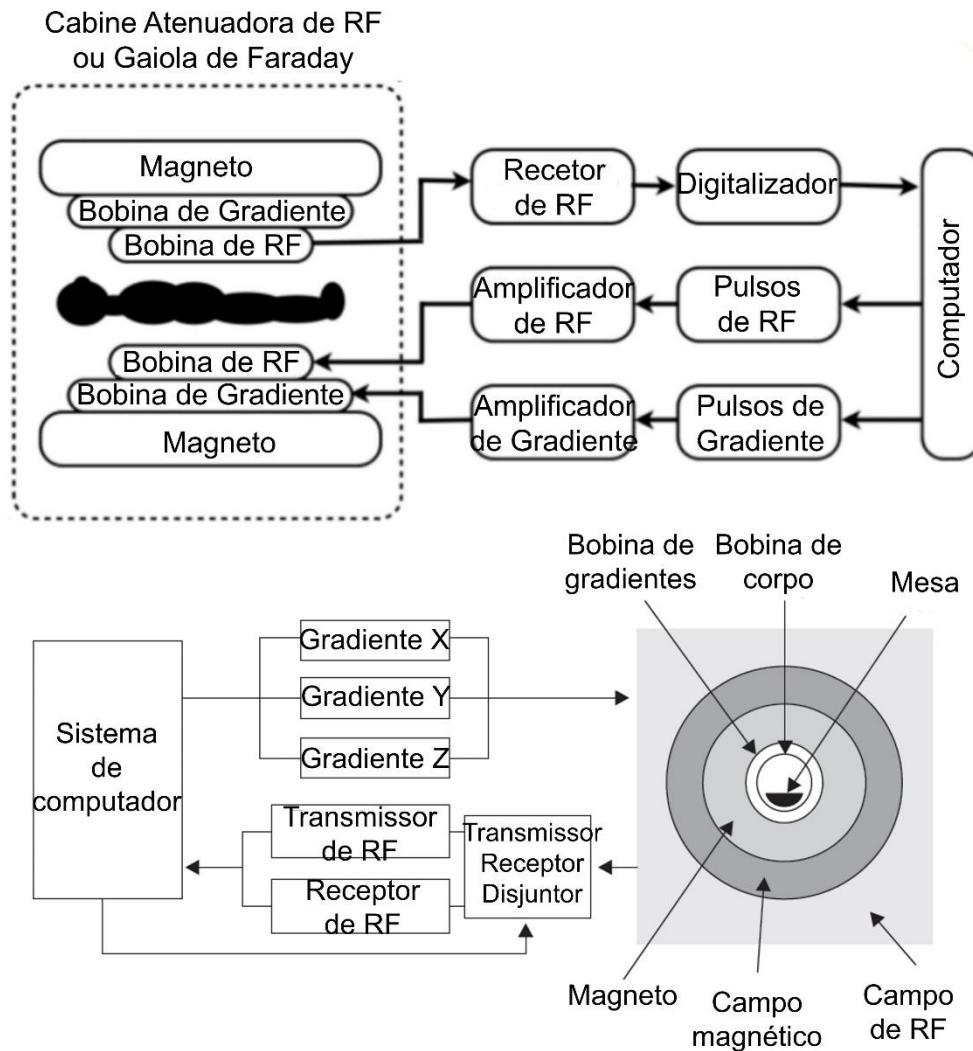


Figura 18 - Componentes básicos de um sistema de RM, adaptado de Ferreira et al. (2011) (51).

O magneto alinha os núcleos em estado de alta e baixa energia ao produzir um campo magnético estático e permanente. Estes podem ser magnetos resistivos ou eletromagnéticos, permanentes e supercondutores. Atualmente os magnetos supercondutores são os mais usados, construídos com ligas de nóbio e titânio pelo que são denominados magnetos supercondutores (4).

As bobinas de gradiente são acopladas a amplificadores e possuem como função criar pequenas distorções lineares no  $B_0$  de modo a poder ser codificado o sinal dos diferentes voxels, mapeando o sinal codificado. Estas distorções são criadas pelas variações nos planos x (cortes sagitais), y (cortes coronais) e z (cortes axiais) induzidas pela alteração da corrente elétrica que circula nas espiras, necessárias para produzir a imagem (4).

Na região anatómica de estudo coloca-se a bobina (recetora de RF), na qual existem ondas elétricas de alta voltagem de forma a criar um campo magnético perpendicular ao  $B_0$ . As

bobinas têm como função interagir com os *spins* da amostra através da alteração da frequência de Larmor. Dentro das bobinas de RF destacam-se as bobinas de corpo, locais, transmissoras (transmitem RF), receptoras (recebem o sinal) e amplificador de RF (4).

A bobina de corpo encontra-se no próprio equipamento. As bobinas locais coletam sinais fracos de RF originários do corpo do paciente. Existem, por exemplo, bobinas de crânio, coluna, joelho, pé, entre outras. O número de canais varia geralmente entre 4 e 32 proporcionando uma melhor relação sinal-ruído (4).

As bobinas de shimming servem para tornar o magneto homogêneo, ou seja, permitem a homogeneização do campo magnético. O termo *shimming* foi generalizado para *shim* definido como qualquer procedimento para correção de distorções de campo magnético (52).

O suporte eletrônico constitui-se como um sistema receptor de imagem que converte o sinal recebido. Para tal, o sinal primeiramente será amplificado e em seguida será transmitido para um local remoto para formar uma imagem através de um processamento computadorizado. O computador disponibiliza um meio de interface com o operador, responsável pelo teste do sistema, exibição de imagens, funções de medição, e por vezes de recuperação de imagens. A estação de processamento e visualização é responsável pelo processamento do sinal digital bruto, que deverá ser processado pela transformada de Fourier para ser convertida em imagem (4).

#### 2.2.5. Princípio de aquisição de imagem

Uma carga elétrica em movimento gera corrente elétrica, e produz ao seu redor uma força magnética ou um campo magnético definido. Portanto, sempre que existe corrente elétrica existe um campo magnético. Uma vez que a RM se baseia na interação de átomos de H num forte campo magnético externo submetidos a pulsos de RF, os átomos estão constantemente a rodar sobre um eixo, ou seja, possuem *spin nuclear*. Ao possuir *spin* tem polo norte e polo sul e um momento de dipolo magnético  $\mu$  e, atuam como ímanes (4), como se pode verificar pela Figura 19.

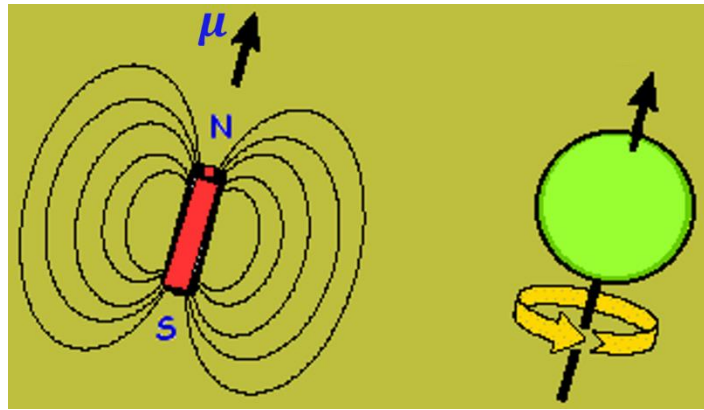


Figura 19 - Movimento de precessão representado com a seta a amarelo, com dipolo magnético  $\mu$ , adaptado de <https://ressonancia-magnetica.webnode.com/news/principios-fisicos-da-ressonancia-nuclear-magnetica/> (53).

No estado de equilíbrio, ou seja, na ausência de campo magnético externo os momentos magnéticos dos prótons encontram-se orientados ao acaso, o que origina um momento nulo no paciente, Figura 20a). Aquando da existência de um  $B_0$  externo os prótons orientam-se ao longo das linhas de intensidade deste (prótons alinhados) (54), Figura 20b).

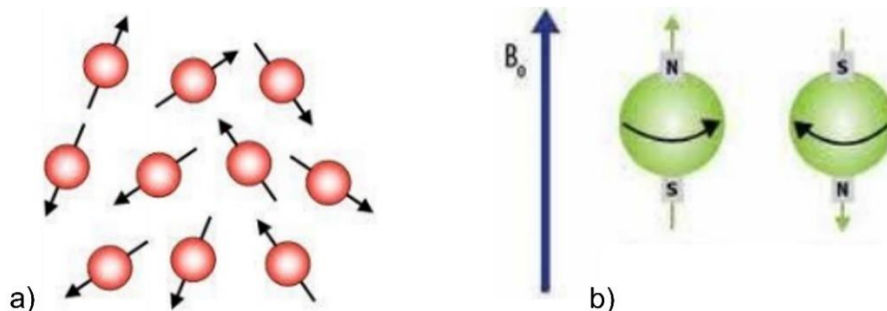


Figura 20 - Orientação dos momentos de dipolo magnético, em a) ausência de campo externo – sem orientação, e b) na presença do  $B_0$  – com orientação, adaptado de [http://coral.ufsm.br/quimica\\_organica/images/hnmr\\_fundam\\_bas.pdf](http://coral.ufsm.br/quimica_organica/images/hnmr_fundam_bas.pdf) (55).

Os prótons podem orientar-se segundo a direção do campo magnético, paralela e em direção oposta, antiparalela (4).

Os prótons que se encontrem na direção paralela possuem uma energia menor o que representa a situação mais estável. Em oposição os prótons orientados antiparalelamente encontram-se num estado excitado e, portanto, possuem maior energia potencial. Os prótons tendem a orientar-se segundo a direção que lhes exige menor energia potencial, ou seja, com os seus momentos magnéticos orientados segundo o campo magnético. Como descrito anteriormente a equação de Larmor exprime o valor da frequência de precessão através da multiplicação da intensidade do  $B_0$  pela  $\lambda$  através  $\omega_0 = B_0 * \lambda$  (4).

O vetor magnetização pode assumir diferentes valores consoante a energia que recebe. Quando a energia é nula o alinhamento ocorre no plano longitudinal paralelo a  $B_0$ . Ao atingir maior nível de energia desvia-se deste plano, o que faz aumentar o seu vetor magnetização transversal. O ângulo formado entre os dois planos designa-se ângulo de notação (*Flip Angle*) e, corresponde ao ângulo que o vetor magnetização adquire sob o efeito do pulso de RF (56), representado pela Figura 21.

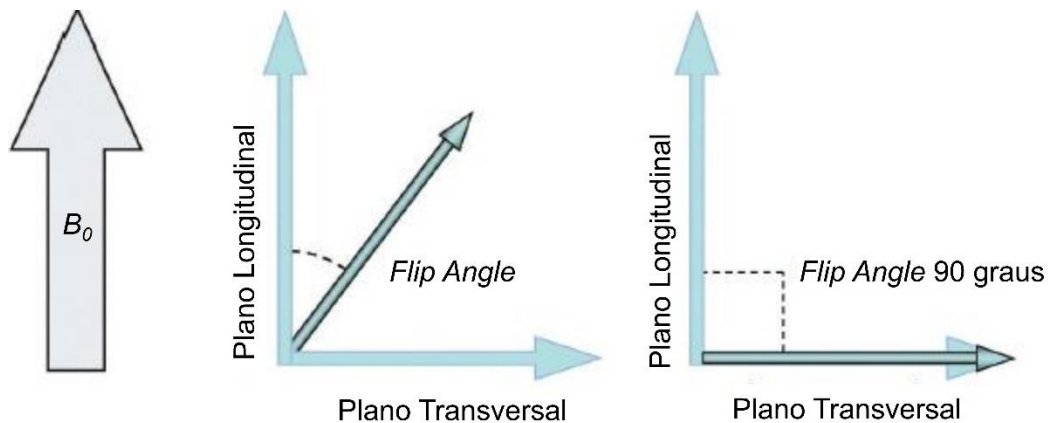


Figura 21 - Planos do vetor magnetização e o ângulo de inversão que formam, adaptado de Westbrook et al. (2011) (4).

Quando o paciente se encontra no campo magnético do equipamento de RM adquire o seu próprio campo magnético, vetor magnetização direcionado ao longo do  $B_0$  externo. De evidenciar que para “perturbar o estado energético” dos prótons será necessário que o pulso de RF e a frequência de precessão dos prótons seja a mesma, ou seja, o pulso tem de ter a mesma velocidade dos prótons. Este fenómeno denomina-se Ressonância, a transferência de energia apenas é possível quando os prótons e o pulso de RF possuem a mesma frequência (4).

Assim, os prótons expostos a pulsos de RF irão absorver a energia do pulso e mudar o seu estado de menor energia para um nível superior (prótons antiparalelos). Desta forma, diminui a magnetização longitudinal (ML) e origina-se a magnetização transversal. Os prótons ao voltarem ao estado de equilíbrio emitem energia eletromagnética – relaxação e a ML aumenta novamente (4).

No fenómeno de relaxação são considerados dois tipos conforme descrito anteriormente, a longitudinal e a transversal. A relaxação longitudinal descreve-se numa curva exponencial caracterizada por uma constante de tempo T1, em que os prótons ao relaxarem voltam a estar alinhados com o campo magnético. A transversal traduz-se numa curva exponencial

caracterizada pelo tempo T2, em que há o decaimento da precessão dos prótons para fora de fase. Verifica-se que tempo T1 é relativamente maior (mais longo) que T2, no entanto, é difícil determinar com exatidão o fim desta recuperação e relaxação (57,58).

#### 2.2.6. Técnicas de aquisição de imagem e geração de contraste

Na RM existem dois parâmetros de aquisição importantes, o Tempo de Eco (TE) e Tempo de Repetição (TR) ambos medidos em milissegundos (ms). O TE inicia-se a quando do pulso de RF de 90° e termina quando o sinal é identificado pela bobina que, quantifica a relaxação transversal. O TR diz respeito à duração total do pulso de RF que termina quando se inicia novo pulso e, quantifica a relaxação longitudinal. Estes tempos estão diretamente relacionados com a formação de imagem, interferem no contraste e na qualidade da imagem, e detêm valores muito variáveis em imagens ponderadas em T1, T2 e DP (Densidade de prótons). As ponderações traduzem o comportamento imagiológico das estruturas anatómicas e das patologias, dizem respeito ao tipo de sequência de pulso de RM empregue para gerar uma série de imagens nesta modalidade de diagnóstico (4).

As ponderações T1 (T1w) e T2 (T2w) constituem-se como sequências de contraste que medem as diferenças dos parâmetros T1 e T2, intrínsecas ao tecido em estudo. Neste sentido, T1w mostra imagens com sinal elevado das partes moles e gordura, enquanto a água aparece com baixo sinal, os valores de TR e TE são curtos. Em T2w as imagens são caracterizadas pelo brilho da água e tom escuro da gordura, os valores de TR e TE são longos (59,60). A ponderação DP (DPw) corresponde à concentração de prótons de H numa dada área anatómica, com imagens brilhantes e outras escuras, os valores de TR devem ser longos e TE curtos (4). Os tecidos patológicos são ricos em água devido ao edema, e constata-se que o mesmo processo patológico pode apresentar características de sinal diferentes devido à variação dos seus constituintes. Assim diferentes patologias podem mostrar sinais semelhantes (60).

As imagens com baixo sinal (densidade menor, escuras) designam-se por hipointensas ou com hipossinal, enquanto imagens com sinal mais elevado (densidade maior, brilhantes) intitulam-se como hiperintensas ou com hipersinal, no entanto quando não existe intensidade de sinal destacado diz-se que há isodensidade (60).

A imagem de RM não se forma a partir de um único eco (sinal) e necessita de receber várias vezes o mesmo sinal. O conjunto de sinais são coletados no espaço K em que cada linha será preenchida por um sinal. Este espaço refere-se ao armazenamento de informação de sinal

proveniente do paciente que contém uma matriz retangular com dois eixos, o eixo horizontal representa o eixo da fase, enquanto o eixo vertical corresponde ao eixo de fase (4).

O número de pulsos de *rephasing* 180° realizados pelo TR corresponde ao número de ecos produzidos e ao número de linhas do espaço K preenchidas, este número denomina-se comprimento do *echo train* ou fator turbo. Assim, quanto maior for o *echo train*, menor será o tempo de aquisição, pois mais etapas de codificação de fase são realizadas por TR (4).

A área anatómica ocupada coberta por uma imagem de RM (campo de visão) diz respeito ao FOV (*Field Of View*), medido em milímetros (mm). Um corte corresponde a um determinado plano ao longo do eixo do gradiente, e a espessura de corte (em mm) refere-se à resolução da aquisição. O espaço indica o intervalo (*gap*) entre os cortes (ambos em mm). A frequência (medida em Hertz - Hz) é uma grandeza física ondulatória caracterizada pela taxa de mudança de fase (ciclo) por segundo. A posição (fração do período avançado em relação à origem temporal) de um momento magnético no seu movimento de precessão num determinado momento remete à fase, medida em Hz (4).

#### 2.2.6.1. Sequências de pulso

No método da RM existem diversas sequências que se podem manipular com o intuito de transmitirem informações morfológicas e avaliações de composição de estruturas. Para tal procede-se à manipulação de alguns parâmetros técnicos como o TR e TE, e a aplicação de RF que se repetem inúmeras vezes num dado tempo (61).

Primeiramente surgiu a sequência *Spin Echo* (SE), no entanto, com objetivo de minimizar o tempo de exame e aumentar a rapidez surgiram as sequências *Multi-Echo*, *Fast Spin Echo* (FSE) e *Turbo Spin Echo* (TSE). Para além destas, as técnicas Eco de Gradiente (GE) e Inversão Recuperação (IR) que correspondem às mais comuns na prática clínica (61).

Na sequência SE aplica-se um pulso inicial de 90° que provoca o desfasamento dos *spins*. Este processo faz aumentar a componente de magnetização transversal, ao qual, posteriormente se aplica um pulso de 180° que origina o alinhamento dos *spins* e a coerência em fase. Quando se manipula o eco com TE e TR curtos produzir-se-ão imagens ponderadas em T1. Nas sequências *multi-echo* utilizam-se vários pulsos de 180° com múltiplas codificações de fase, maioritariamente utilizadas na obtenção de imagens ponderadas em T2 e/ou DP para um mesmo TR (61).

Relativamente à sequência GE são utilizados ângulos de magnetização inferiores a 90° entre os vários pulsos de RF, uma vez sensível às mudanças no campo magnético terá maior

tendência a originar artefactos. A técnica *Water Fat-Separation* – ponderação em T2 diz respeito a uma sequência de GE onde se consegue obter a água e gordura em diferentes frequências (56). A técnica *Spoiled Gradient Echo* ou *Incoherent Gradient Echo (SPGR)* corresponde a uma sequência GE que elimina a magnetização transversal no final de cada ciclo de excitação através de um gradiente de campo magnético ou pulso de RF, o que resulta numa imagem ponderada em T1. Assim, o seu principal benefício e uso é a produção de imagens ponderadas em T1 (62).

#### 2.2.6.2. Técnicas de anulação de sinal – saturação de gordura

Uma das grandes desvantagens apontada à RM consiste no facto de não ser um bom método para o estudo do osso. Neste sentido recorre-se a técnicas de saturação do sinal de gordura da medula óssea, nas quais os contornos ósseos são bem visíveis e o osso fica sem sinal obtendo-se um elevado contraste com as estruturas adjacentes. Neste tipo estão incluídas a técnica *Fat-Saturation Pulse (Fat-Sat)*, *Dixon* e *Short Tau Inversion Recovery (STIR)* derivada da sequência IR (61,63).

Na técnica *Fat-Sat* os pulsos de RF são de curta duração e sintonizados com a frequência de ressonância da gordura. Os picos do sinal de gordura e água são relativamente amplos e possuem uma ligeira sobreposição devido à falta de homogeneidade do campo magnético (63).

Em campos baixos utiliza-se a técnica *STIR* ou *Dixon*, a seleção da técnica depende da finalidade da supressão de gordura (realce de contraste vs caracterização do tecido), da quantidade de gordura do tecido em estudo, da intensidade e da homogeneidade do campo magnético (63).

A técnica *STIR* possui um tempo de inversão (TI) momento no qual o sinal de gordura é zero. Em virtude de a supressão do sinal de gordura ser baseada nas diferenças de T1 dos tecidos, constata-se que este tempo é mais curto na gordura em relação ao da água. A gordura recupera mais rápido, enquanto o sinal da água não foi totalmente recuperado após o pulso de 180°. Se um pulso de 90° for aplicado no ponto nulo da gordura, esta não produzirá sinal, enquanto a água produzirá (63).

A técnica *Dixon* intitula-se como a sequência de RM que permite a aquisição de várias imagens com diferentes TE, baseado no fundamento do desvio químico existente entre a água e a gordura (precessão a taxas diferentes) (64). A aquisição de imagens em fase e fora de fase simultaneamente permite que as imagens sejam combinadas matematicamente de duas maneiras, o que resulta em um total de 4 sequências:

1. em fase = (água + gordura)
2. fora de fase = (água - gordura)
3. apenas de gordura = em fase - fora de fase = (água + gordura) - (água - gordura)
4. apenas de água = em fase + fora de fase = (água + gordura) + (água - gordura) (65)

A imagem somente de água pode ser usada como uma imagem com supressão de gordura, enquanto a imagem apenas de gordura pode ser combinada com outras sequências de forma a fornecer a supressão de gordura. As vantagens deste método correspondem à supressão do sinal de gordura ser mais uniforme e menos afetado por artefactos; permitir a supressão do sinal de gordura no pós-processamento da imagem e não durante a sua aquisição; poder ser combinado com uma variedade de sequências e ponderações; fornecer imagens com e sem supressão de gordura numa única aquisição; mostrar a presença de gordura microscópica e quantificá-la (fornece mapas com a distribuição de água e gordura) (65). Contudo o método é bastante suscetível à não homogeneidade do campo e à saturação de gordura (63).

#### 2.2.7. Segurança e Artefactos

Verificada a constante evolução tecnológica com equipamentos de RM cada vez mais potentes deve-se ter em consideração a segurança de todos os participantes. Aquando de um exame o paciente tem de preencher um questionário e um consentimento informado elaborados pela entidade clínica e ética, de forma a tornar o processo o mais seguro possível. O Técnico de Radiologia explica o exame e indica que o paciente deve permanecer o mais imóvel possível durante o exame, a fim de não prejudicar a imagem obtida e não comprometer o diagnóstico (66).

De salientar que não deve existir metais ferromagnéticos dentro da sala de RM pois estes são atraídos pelo campo magnético e assim danificariam o equipamento. Estas salas encontram-se revestidas pela designada Gaiola de Faraday (blindagem) que protege toda a estrutura interna da sala de qualquer radiação, interferência externa, ou eletromagnética circundante (66).

A RM pode estar associada a vários efeitos biológicos os quais muitas vezes possuem resultados inconclusivos ou contraditórios (67). Desta forma são consideradas três categorias de efeitos de risco, efeitos resultantes do campo magnético estático, resultantes dos pulsos de RF e resultantes dos gradientes. A título de exemplo, potenciais incidentes decorrentes de campo magnético intenso (altera o funcionamento do equipamento e atrai objetos

ferromagnéticos externos ao paciente – efeito míssil visível na Figura 22); gases criogénicos (gases liquefeitos que tendem a subir na atmosfera, provoca efeitos de toxicidade para o doente e equipa, e queimaduras observado na Figura 23); ruído acústico; agentes de contraste (provoca reações alérgicas); elevada deposição de RF (leva ao aumento da temperatura corporal e às queimaduras); e o gradiente de campo magnético (leva ao choque elétrico e estímulo de nervos periféricos) (66). A temperatura representa um fator adverso dentro da sala de ressonância, uma vez que altas temperaturas levam às inhomogeneidades do campo magnético (66).



Figura 22 - Exemplo de atração de objetos ferromagnéticos – efeito míssil, [http://www.simplyphysics.com/mri\\_safety.html](http://www.simplyphysics.com/mri_safety.html) (68).



Figura 23 - Exemplo de queimaduras, [http://www.simplyphysics.com/mri\\_safety.html](http://www.simplyphysics.com/mri_safety.html) (68).

Por vezes existe o registo incorreto das imagens de RM, levando à obliteração do sinal. Esta falsa informação representada na imagem designa-se por artefacto. Os artefactos podem ser categorizados em três grupos de acordo com a sua causa: movimento do doente durante o exame; técnica de aquisição específica ou parâmetros de aquisição; causa externa ao doente e equipamento ou avaria do equipamento. Normalmente a RM é sensível a artefactos que podem prejudicar e comprometer a qualidade, resolução espacial e imagem de diagnóstico tornando a sua interpretação difícil, contudo, em alguns casos um artefacto pode ajudar a identificar uma patologia (69).

## Capítulo 3 – Estado de Arte

Uma vez que a Torção Tibial (TT) está sujeita a grandes mudanças durante a infância, a maioria dos estudos analisa o seu desenvolvimento normal e patológico nesta fase inicial da vida. Em adultos a TT pode ser patologicamente alterada após um traumatismo e cirurgia consecutivos, o que leva por vezes a um resultado clínico menos satisfatório, como a capacidade reduzida dos músculos para alongar as articulações da anca e joelho em pacientes com elevado grau de TT (29).

A Ressonância Magnética (RM) tem sido usada para medir perfis em crianças com boa reprodutibilidade na TT, no entanto, pouco trabalho foi realizado ao comparar este método com outras modalidades em adultos. Posto isto verifica-se que é necessário mais investigação e pesquisa para determinar se as medidas de TT na RM são comparáveis às medidas por outros métodos e se os mesmos níveis de torção podem ser usados como indicadores de correção (70).

O valor padrão da torção depende do método de exame e dos pontos de referência anatómicos usados para medir este ângulo. Até ao presente momento não existe um *Gold-standard* definido para avaliação da TT, uma vez que nenhum método ideal foi desenvolvido. As deformações angulares dependem principalmente da localização dos centros de referência em relação ao eixo anatómico e mecânico do Membro inferior (MI). Os investigadores têm usado uma grande variedade de eixos e marcos de referência na medição destas deformidades, sem nenhum padrão estabelecido para os definir. Desta forma os cortes dos eixos, marcos e o ângulo de TT medidos na RM são análogos aos da Tomografia Computorizada (TC). Isto leva a uma ampla gama de valores relatados de deformação, aproximações e reprodutibilidade insatisfatória. Em contraste com o fémur, encontrar uma definição clara dos eixos articulares, é difícil para a tibia (21).

Com base nos dados antropométricos, em cadáveres e em estudos clínicos e de imagem, uma variação entre 24,0° a 30,0° parece corresponder aos valores normais de TT externa para pacientes de origem europeia. As variações geográficas e culturais podem influenciar os valores normais de TT, portanto, os valores europeus não podem ser aplicados universalmente. Torção maior que 30,0° é usada, pela maioria dos autores, como o principal indicador para Osteotomia Rotacional Tibial (70). No entanto uma ampla faixa de valores de TT média torna-se aparente variando de 20,0° a 41,7°, assim acredita-se que uma das causas da pouca precisão dos resultados seja a dificuldade de padronização das linhas de referência da tibia (71).

Os métodos de medição de torção podem ser divididos em 3 grandes categorias. Dos 3 métodos, as medidas clínicas observáveis são as mais fáceis de obter. No entanto, o exame é o método menos preciso de quantificar. Os estudos de imagem provavelmente fornecem o melhor compromisso, pois têm uma precisão aceitável e estão prontamente disponíveis (70).

As técnicas (exame clínico) mais usadas dizem respeito ao ângulo coxa-pé que corresponde ao ângulo entre o eixo longitudinal da coxa e o eixo longitudinal através do 2º metatarso - Figura 24a); ao eixo transmaleolar que diz respeito ao ângulo entre o eixo longitudinal da coxa e uma linha perpendicular ao eixo que conecta os maléolos medial e lateral - Figura 24b); e ao teste do segundo dedo do pé que representa o ângulo entre os eixos vertical e longitudinal da tibia - Figura 24c). Neste último, o paciente é inclinado com o joelho estendido, a anca é rodada até o 2º dedo do pé apontar diretamente para o chão, o joelho é flexionado a 90°, evitando uma alteração na rotação da coxa, por fim, o ângulo entre o eixo vertical e o longitudinal tibial dá o ângulo de TT (70).

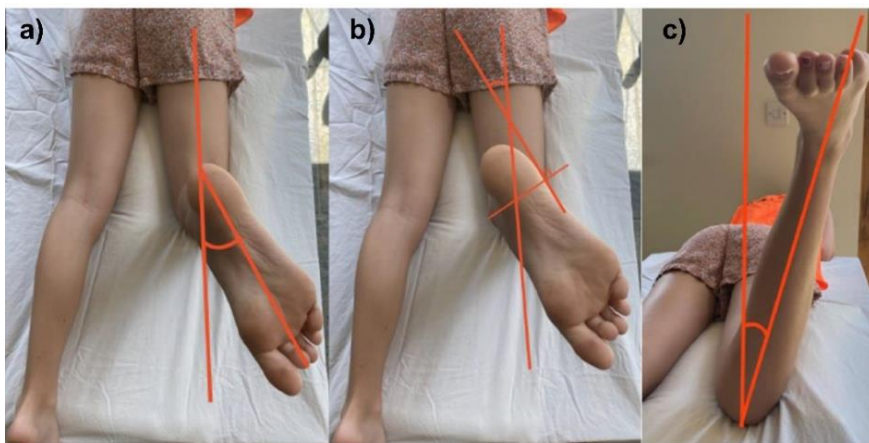


Figura 24 - Técnicas mais usadas: a) ângulo coxa-pé, b) eixo transmaleolar, c) teste do segundo dedo do pé, adaptado de Snow (2021) (70).

No estudo por métodos de imagem são recorrentes diferentes eixos e ângulos que definem o ângulo da TT através de ultrassom, fluoroscopia, radiografias, TC e RM. Os métodos de medida radiográfica usando radiografias padrão ou fluoroscopia têm-se mostrado inadequados, uma vez que a sua reprodutibilidade é baixa. Graças às possibilidades e oportunidades emergentes na imagem transversal diferentes métodos de medição 2D baseados em TC foram propostos (29,70).

O ângulo de torção proximal (ATP) pode ser definido pelo eixo posterior proximal (definido por uma linha que contorna os planaltos posteriores – Figura 25a), como pelo eixo transcondilar (linha determinada pelos pontos mais largos dos planaltos tibiais, ou seja, na região do

diâmetro mais largo – Figura 25b). Enquanto no ângulo de torção distal (ATD) encontram-se os eixos bimaleolar (linha entre os centros densos dos maléolos – Figura 25c) e transtibial (linha que une a extremidade do maléolo medial ao ponto médio do limite lateral – Figura 25d) (70).

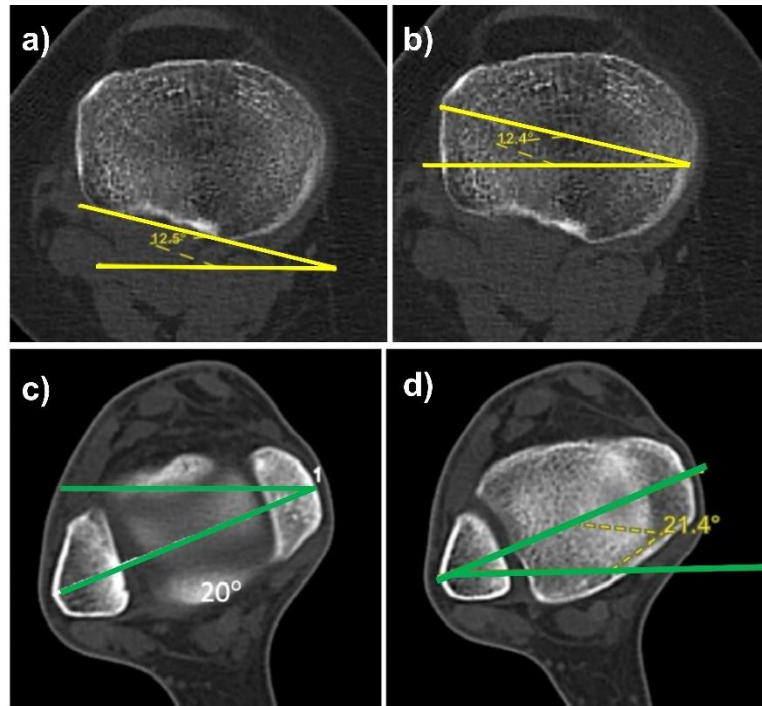


Figura 25 - Eixos mais recorrentes nos estudos por imagem a nível proximal, a) eixo posterior proximal e b) eixo transcondilar, e distalmente c) eixo bimaleolar e d) eixo transtibial, adaptado de Snow (2021) (70).

A linha que une o centro de ambos os maléolos, ou seja, o eixo bimaleolar é mais usada como referência distal, no entanto, este eixo pode estar enviesado, uma vez que os dois pontos são escolhidos arbitrariamente e podem diminuir a confiabilidade (72).

LeDamany (1909), com 100 indivíduos foi o primeiro a descrever os valores considerados normais de TT através da antropometria com um valor médio de 23,7° (70).

A avaliação da TT por TC foi realizada pela primeira vez por Jakob *et al.* (1980) (73), com 45 cadáveres, através do ATP traçado na cortical posterior da cabeça da tíbia num corte proximal à cabeça do perónio (linha amarela na Figura 26) e do ATD desenhado pelo centro de dois círculos num corte proximal à superfície articular da tíbia na tibiotársica, um deles delineado na tíbia e outro no perónio (linha verde na Figura 26). Neste estudo obteve-se um valor médio de 30,0° a partir das impressões do computador.

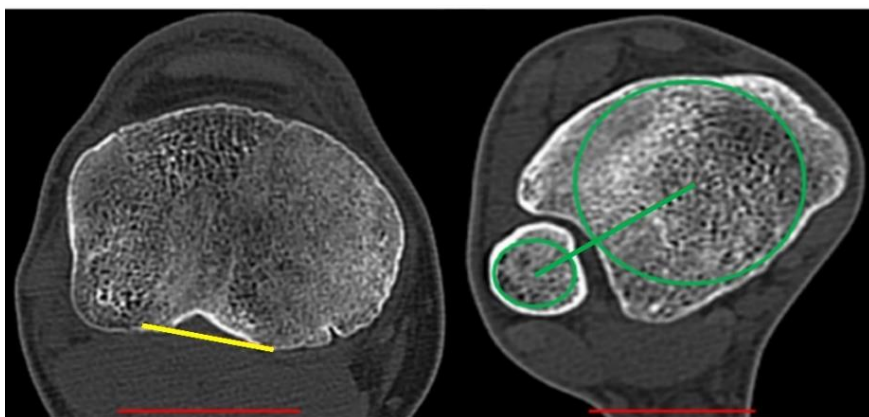


Figura 26 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Hoch et al. (2021) (29).

Jend *et al.* (1981) (74), com 70 membros, propuseram um método simples e confiável semelhante usando a TC para avaliar a TT. Este método foi definido apenas com pontos de referência da tíbia. O paciente foi colocado em decúbito dorsal, MI esticados e fixos. A tangente ao limite dorsal da tíbia constituiu a linha de referência proximal (ATP a amarelo na Figura 27). O plano de corte distal foi posicionado próximo ao espaço articular da tibiotársica (ATD a verde na Figura 27). Cada linha de referência forma um ângulo com a base horizontal, tendo-se obtido um valor médio de TT de  $40,0^\circ \pm 9,0^\circ$ .

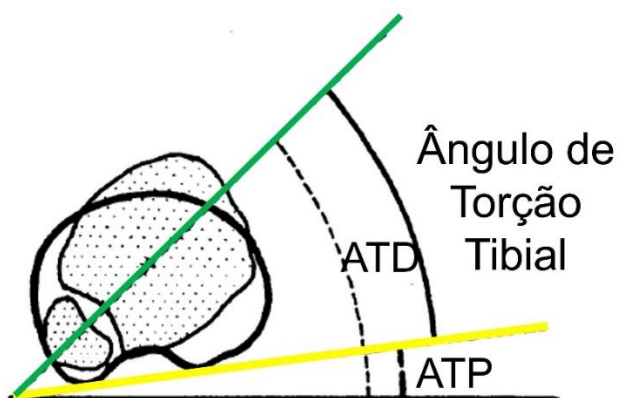


Figura 27 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Jend et al. (1981) (74).

Clementz (1988) (75), com 100 participantes dos 18-61 anos, estudou a TT através de um fluoroscópio móvel com braço em C. O sujeito foi colocado em decúbito dorsal com a perna a ser examinada totalmente em extensão na mesa de exame, que era radiotransparente ao nível da tibiotársica. O pé foi apoiado firmemente na posição neutra contra um suporte vertical na extremidade da mesa para permitir que a perna ficasse na posição reproduzível. A perna que não estava a ser examinada repousou com o joelho fletido contra um suporte lateral de

modo que os raios X passassem ininterruptamente pelo joelho a ser examinado. A TT foi definida como o ângulo entre a perpendicular normal ao plano horizontal (ATP) e a linha de referência tangente à superfície interna do maléolo medial (ATD), o valor médio foi de  $30,7^\circ \pm 7,8^\circ$  para o lado DT, e  $28,6^\circ \pm 7,6^\circ$  para o ESQ. Assim, a diferença na torção entre o lado direito (DT) e esquerdo (ESQ) foi  $+2,1^\circ \pm 5,2^\circ$  (sinal “+” indica a dominância do lado DT).

No método bimaléolar definido por Reikerås *et al.* (1989) (76), em TC com 50 participantes dos 16-70 anos, a tangente à face dorsal dos planaltos tibiais foi definida como o ATP (linha amarela na Figura 28), enquanto a linha que conecta os centros dos maléolos medial e lateral ao nível da articulação do tornozelo foi definida como o ATD (linha verde na Figura 28). A TT foi medida como a inclinação entre a tangente dorsal aos planaltos tibiais e a linha de referência distal. Os autores relataram valores de  $32,3^\circ \pm 8,5^\circ$  e  $30,7^\circ \pm 10,4^\circ$  para o lado DT e ESQ, respectivamente no gênero feminino e, no gênero masculino valores de  $35,3^\circ \pm 7^\circ$  e  $32,0^\circ \pm 10,3^\circ$  para o lado DT e ESQ, respectivamente (77).

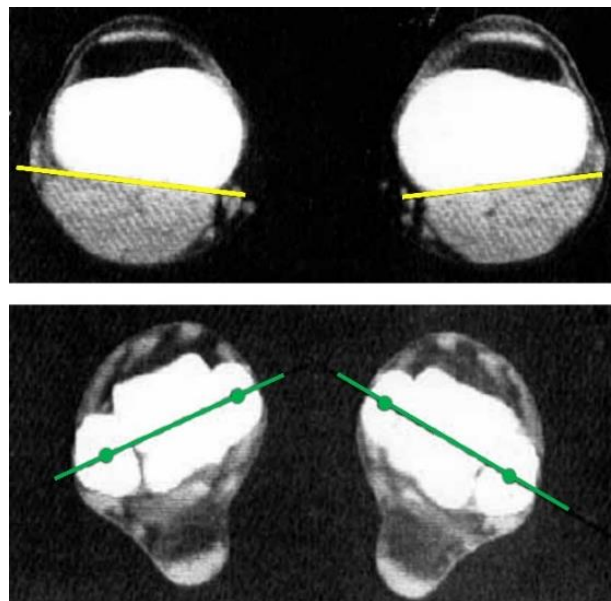


Figura 28 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Reikerås *et al.* (1989) (76).

A geometria articular da tibia foi estudada em relação ao eixo funcional e aos marcos ósseos extra-articulares através de um sistema de coordenadas cartesianas, no estudo de Yoshioka *et al.* (1989) (78), com 31 membros de cadáveres dos 61-89 anos. A TT foi definida como o ângulo entre a linha que representa a largura transmaleolar (ATD - comprimento de uma linha que une as extremidades dos maléolos) e o eixo transversal do planalto tibial no plano transversal (ATP - largura da tibia proximal máxima). O valor médio obtido para a TT foi de  $21,0^\circ \pm 4,9^\circ$  e  $27,0^\circ \pm 11,0^\circ$  para o gênero masculino e feminino, respectivamente.

Eckhoff *et al.* (1994) (72), com 112 esqueletos do Sudão dos 20-52 anos, avaliaram a TT por goniometria e TC. Nas medidas goniométricas um braço do goniómetro foi apoiado na superfície de apoio (paralelo ao planalto), enquanto o outro braço estava alinhado visualmente ao eixo transtibial distal. O ângulo observado entre os braços foi igual ao ângulo de TT. Na TC a torção foi definida entre o eixo posterior dos planaltos tibiais (ATP, linha A amarela na Figura 29), e o eixo transtibial do tornozelo (ATD, linha D a verde na Figura 29).

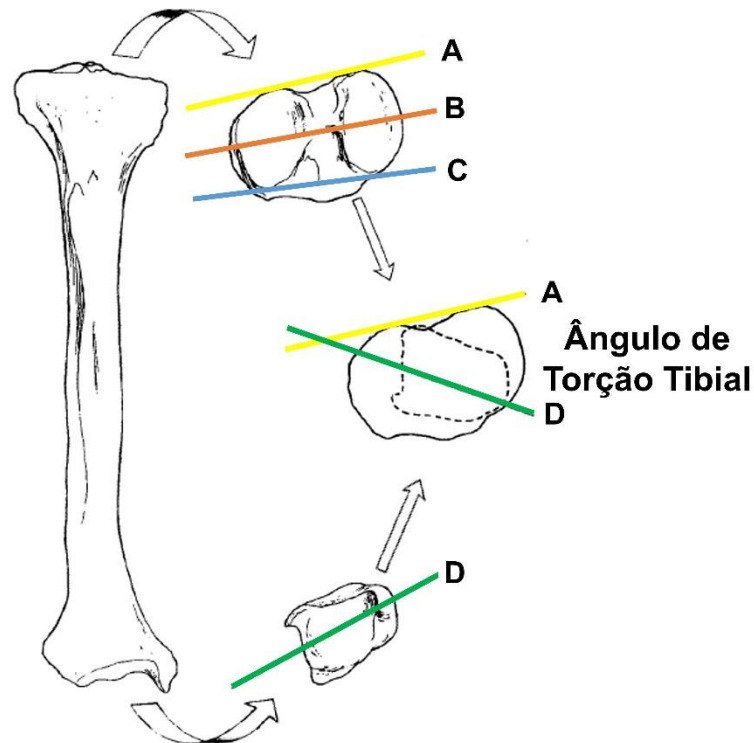


Figura 29 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo (linha A – eixo posterior) e ATD a verde (linha D – eixo transtibial). No entanto, o ATP também pode ser definido pelo eixo transcondilar (linha B) e eixo condilar (linha C que une as margens anteriores das superfícies articulares dos planaltos), adaptado de Eckhoff *et al.* (1994) (72).

A análise dos dados goniométricos revelou valor médio de TT de  $38,0^\circ \pm 11,0^\circ$  para o lado DT,  $33,0^\circ \pm 9,0^\circ$  para o lado ESQ e, combinada (DT e ESQ) de  $35,0^\circ \pm 9,0^\circ$ . Pela TC revelou valor médio de  $40,0^\circ \pm 9,0^\circ$  para o lado DT,  $32,0^\circ \pm 10,0^\circ$  para o lado ESQ e, combinada de  $36,0^\circ \pm 9,0^\circ$ . Houve uma diferença significativa entre os membros DT e ESQ em ambos os métodos. No entanto, não foram encontradas diferenças significativas entre as medidas em ambos os métodos. A análise de regressão demonstrou que não houve influência da idade ou do género na torção presente.

A TT foi avaliada através do ângulo coxa-pé no estudo de De Abreu *et al.* (1996) (79), com 300 participantes dos 5-10 anos. A criança estava em decúbito ventral na mesa de exame com os joelhos fletidos a  $90^\circ$ , o ângulo foi obtido através da inserção de duas linhas

imaginárias conforme descrito anteriormente. Das 300 crianças avaliadas, 52 possuíam TT interna, com predomínio no género feminino ( $n = 37$ ). Os autores observaram uma queda na sua incidência com o avanço da idade para ambos os géneros após os 5 anos, continuando a diminuir principalmente até aos 9 anos. Aos 9 anos, apenas um caso foi verificado e, aos 10 anos, a incidência foi nula.

Strecker *et al.* (1997) (80), em TC com 504 tíbias, ao usar o método de Ulm evidenciaram valor médio de TT de  $34,9^\circ \pm 15,9^\circ$ , com  $36,5^\circ$  para o lado DT e  $33,1^\circ$  para o lado ESQ.

No estudo de Schneider *et al.* (1997) (81), em RM com 98 participantes com média de 42 anos, recorreu-se ao método de Jend, conforme descrito anteriormente. O ATP foi determinado por uma linha traçada ao longo do limite posterior do planalto tibial (linha amarela na Figura 30), enquanto o ATD foi definido pela união do centro de um círculo na tíbia com o ponto médio de uma linha que cruza a ligação da tíbia ao perónio (linha verde na Figura 30). O ângulo de TT foi então determinado entre ATP e ATD com valores médios de  $41,7^\circ \pm 8,8^\circ$ .

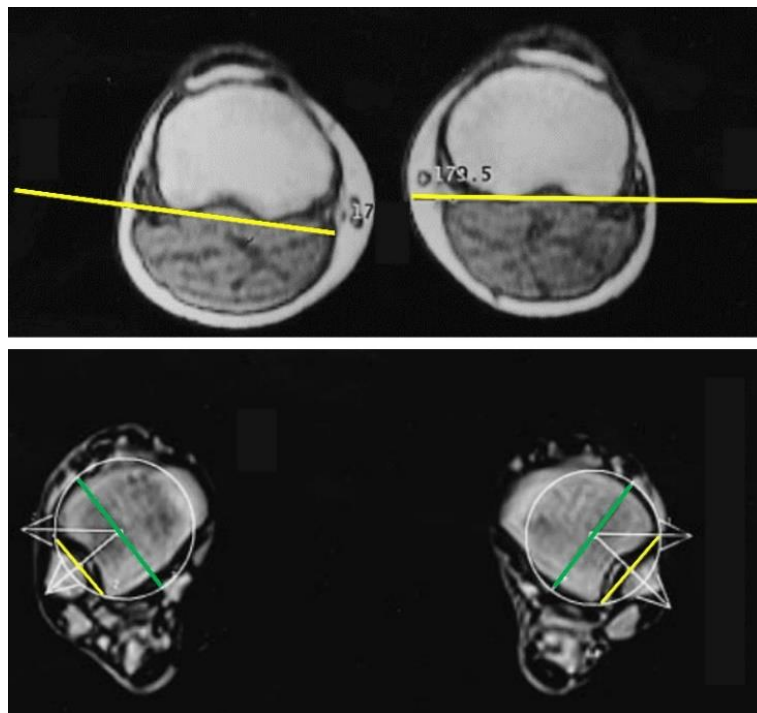


Figura 30 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Strecker *et al.* (1997) (81).

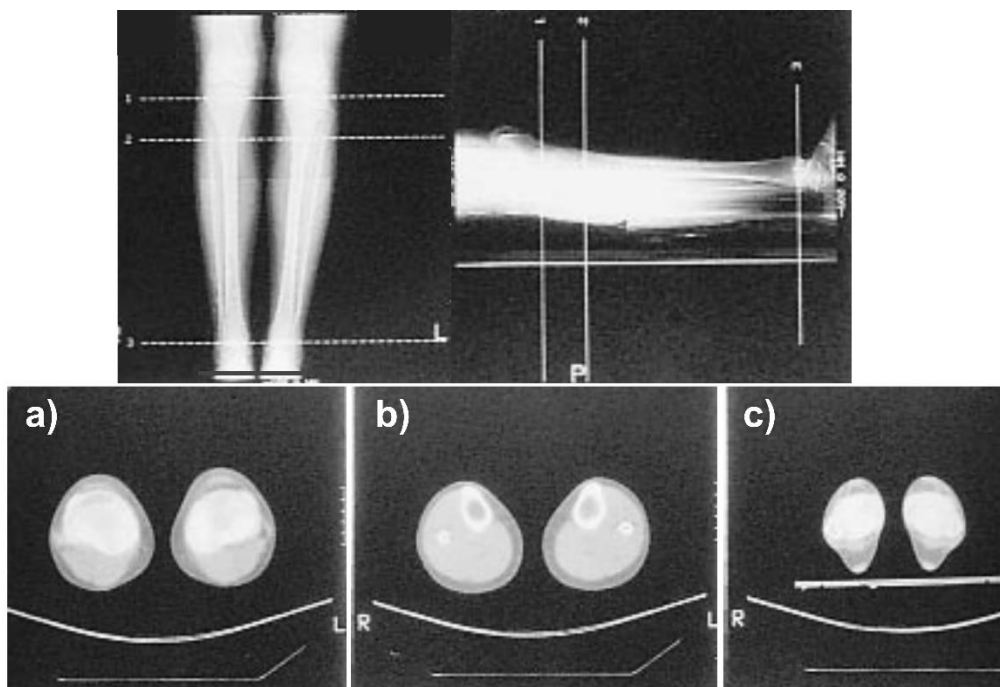
Lang *et al.* (1998) (82), com 7 participantes dos 26-73 anos, compararam valores de TT obtidos por TC e goniómetro. No método do goniómetro a tuberosidade tibial foi marcada com uma caneta e o membro foi rodado até a tuberosidade estar centrada de forma que ficasse paralela ao plano sagital e, portanto, a  $90^\circ$  em relação ao plano frontal do corpo. As pontas

do paquímetro do goniómetro foram posicionadas precisamente sobre os centros dos maléolos marcados com caneta, como se verifica na Figura 31.



*Figura 31 - Ângulo de TT medido por goniómetro, Lang et al. (1998) (82).*

Na TC, os cortes foram adquiridos com a tuberosidade tibial alinhada no plano sagital e os pés colocados numa platina em ângulo reto para manter a posição do membro durante o exame. As imagens de seções transversais foram efetuadas em três níveis, planaltos tibiais - Figura 32a), tuberosidade tibial - Figura 32b), e maléolos medial e lateral - Figura 32c).



*Figura 32 - Cortes de TC através dos pontos de referência tibial, a) planaltos tibiais, b) tuberosidade tibial, e c) maléolos medial e lateral, adaptado de Lang et al. (1998) (82).*

Os eixos foram desenhados por computador, ao nível do ATP na superfície posterior dos planaltos tibiais e paralelos ao plano sagital na tuberosidade tibial, e do ATD ao longo do centro dos maléolos. Os resultados obtidos apresentam-se na Tabela 2, M/T: ângulo maleolar em relação à tuberosidade tibial; M/P: ângulo maleolar em relação aos planaltos tibiais; M/T-M/P, diferença entre os ângulos maleolares em relação aos dois pontos de referência proximais.

Tabela 2 - Valores de TT obtidos por goniometria e TC, adaptado de Lang et al. (1998) (82).

Método	Posição	Média (°)	Desvio-padrão (°)
Goniómetro (M/T)	ESQ	18,7	3,4
	DT	18,8	3,0
	Combinada	18,7	3,1
TC (M/T)	ESQ	22,7	8,0
	DT	22,1	8,5
	Combinada	22,4	7,9
TC (M/P)	ESQ	33,1	12,2
	DT	34,4	8,2
	Combinada	33,8	10,0
TC (M/T-M/P)	ESQ	10,4	6,5
	DT	12,3	7,5
	Combinada	11,4	6,8

(Abreviaturas: M/T: ângulo maleolar em relação à tuberosidade tibial; M/P: ângulo maleolar em relação aos planaltos tibiais; M/T-M/P, diferença entre os ângulos maleolares em relação aos dois pontos de referência proximais.)

Os autores não encontraram diferenças significativas entre o lado ESQ e DT, portanto, os dados foram combinados. Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores medidos pelo goniómetro e TC ao usar a tuberosidade tibial como ATP. No entanto, foi encontrada uma diferença significativa entre as medidas estabelecidas para o ATP, uma vez que se observa que a média das medidas com os planaltos tibiais foram superiores em comparação com as da tuberosidade.

No estudo de Lawand et al. (2004) (83), com 40 participantes, foi desenvolvido um dispositivo para aferição clínica do ângulo de TT em diversas faixas etárias. O aparelho possibilita a aferição de variáveis antropométricas da tibia distal, e o valor angular da TT é obtido de forma indireta através de cálculo trigonométrico. A função arco tangente, expressa em radianos, corresponde ao valor do ângulo de TT, tal como é evidenciado pela Figura 33. A análise dos dados mostrou valores médios de  $18,8^\circ \pm 3,1^\circ$  e a técnica mostrou-se precisa e confiável.

## Visão esquemática do princípio aplicado

O braço maior do paquímetro deve estar paralelo à mesa, desta forma fica paralelo ao eixo de flexão do joelho

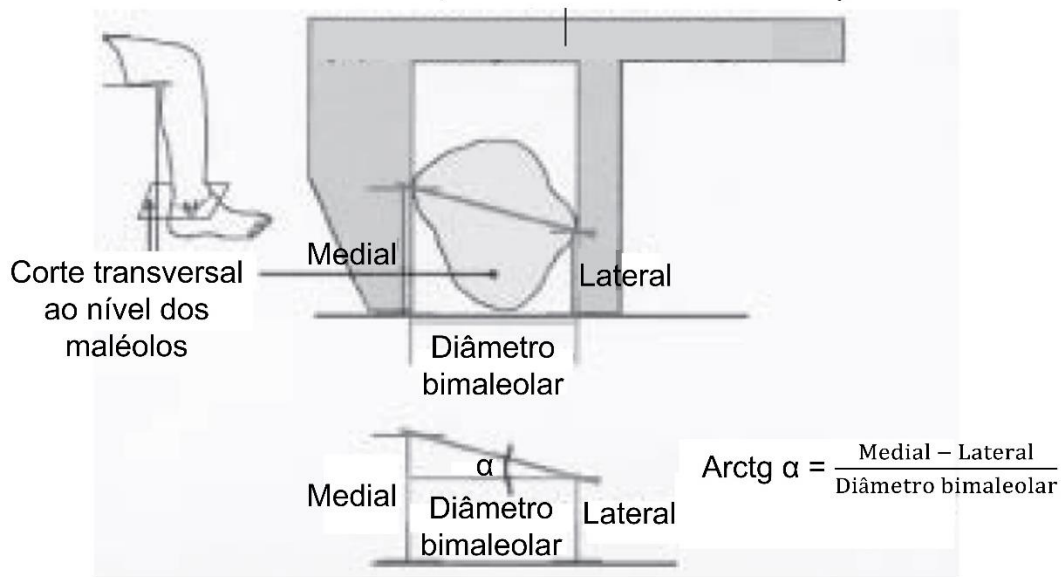


Figura 33- A função arco tangente, expressa em radianos, corresponde ao valor do ângulo de TT, adaptado de Lawand et al. (2004) (83).

Tamari et al. (2005) (84), em RM com 15 participantes dos 18-43 anos, recorreram ao procedimento análogo à TC descrito por Schneider et al. (1997) (81). O ATP, conforme descrito anteriormente, foi determinado por uma linha traçada ao longo do limite posterior do planalto tibial (linha amarela na Figura 34) e, o ATD definido pela união do centro de um círculo na tíbia com o ponto médio de uma linha que cruza a ligação da tíbia ao perônio (linha verde na Figura 34). Cada componente foi medido separadamente em relação à linha horizontal e somados para obter o valor da TT, evidenciando valores médios de  $37,8^\circ \pm 8,8^\circ$ .

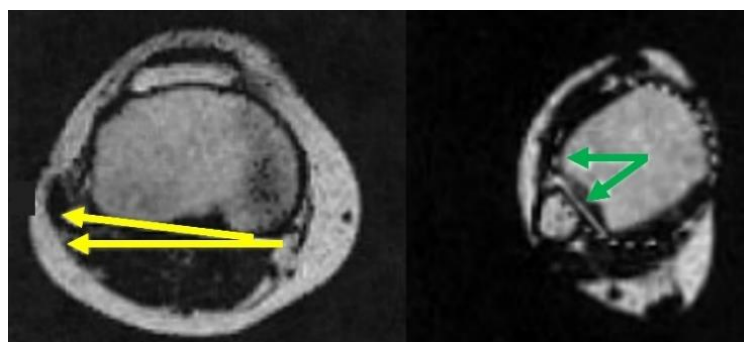


Figura 34 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Tamari et al. (2005) (84).

Arun B Mullaji *et al.* (2008) (85), em TC com 50 indivíduos indianos dos 26-40 anos, definiram o ângulo da TT pelo ATP (linha AB amarela na Figura 35) como uma tangente traçada no ponto mais posterior dos planaltos tibiais, e pelo ATD (linha CD verde na Figura 35) através de uma linha traçada nos pontos médios dos maléolos medial e lateral. Os autores relataram torção média de  $21,6^\circ \pm 7,6^\circ$ , com  $22,6^\circ \pm 7,8^\circ$  e  $20,6^\circ \pm 7,4^\circ$  para o lado DT e ESQ, respectivamente. O valor de TT obtido neste estudo foi menor do que em caucasianos, no entanto, comparável aos japoneses em estudos com técnicas de medição semelhantes.

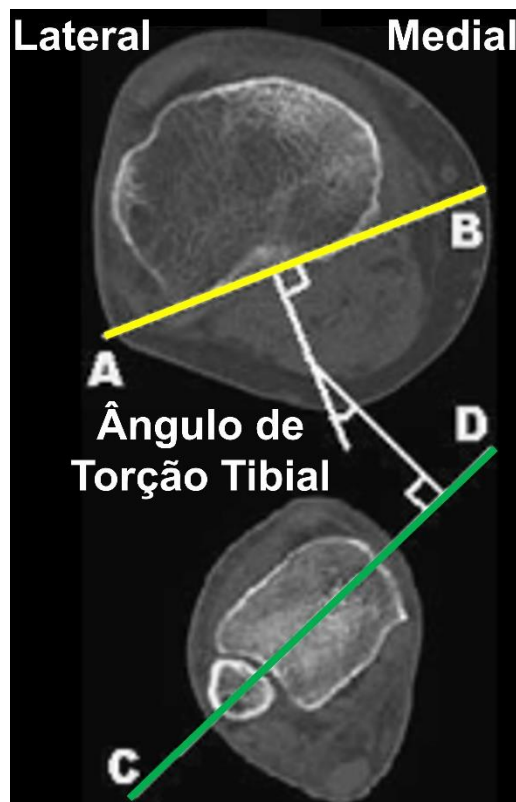
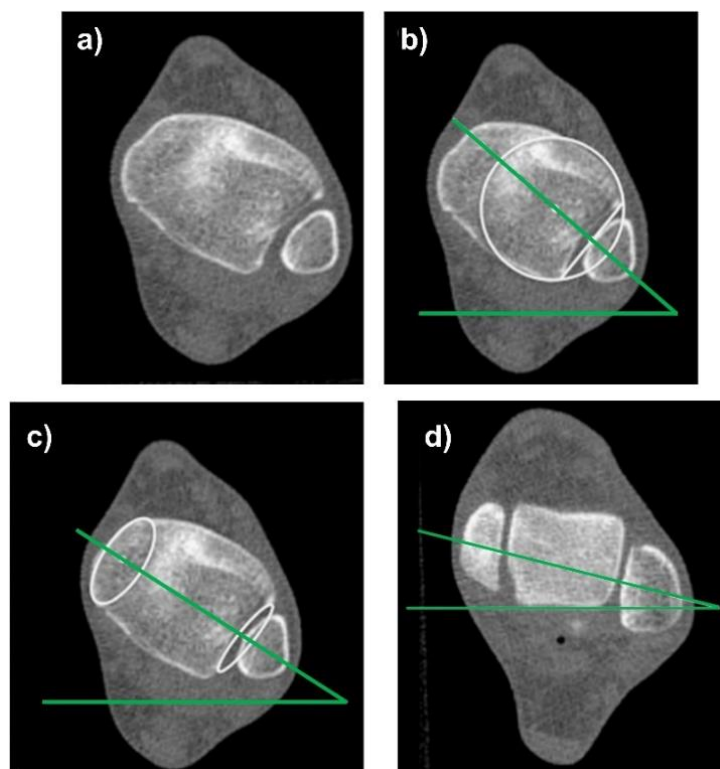


Figura 35 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo (linha AB) e ATD a verde (linha CD), adaptado de Mullaji *et al.* (2008) (85).

O ATD, tal como referido anteriormente, pode ser definido por vários eixos por exemplo através de um corte na tíbia distal ao nível da articulação distal com o perónio como indica a Figura 36a). Liidakis *et al.* (2012) (86), em TC com 44 participantes dos 21-50 anos, analisaram 3 métodos para definir o ATD representados a verde na Figura 36: método de Jend (1980) (87) Figura 36b) descrito anteriormente como a seção imediatamente proximal à articulação tibiotársica); Ulm (1992) Figura 36c) traçado entre os centros de uma elipse da superfície do maléolo medial e outra elipse formada pela ligação distal entre a tíbia e o perónio); e bimaleolar (1989) Figura 36d) descrito anteriormente como a linha entre os centros densos dos maléolos). No entanto o ATD pode também ser definido num corte na tíbia ao

nível da articulação tibioperoneal como indica a Figura 36a). As medidas distais dos métodos de Ulm e Jend dependem de cortes da TC na ligação distal da tibia com o perónio, o que acaba por dificultar a escolha do nível no qual se podem realizar as medidas. Com o método bimaleolar é mais acessível pois escolhe-se o corte em que os maléolos medial e lateral e o astrágalo estejam bem presentes e visíveis.

Estes autores concluíram que o maior coeficiente de correlação Interclasse foi obtido pelo método bimaleolar (0,99 correlações intra e 0,92 inter-observador). Este subestimou o ângulo de TT em 4,8° e 13,0° em média em relação às técnicas de Ulm e Jend, respetivamente. Os maiores valores para o ATD foram através do método de Jend, seguido do método de Ulm, e os menores pelo eixo bimaleolar. O método de Jend superestimou o ATD em média de 8,0° em comparação com o método de Ulm, enquanto o eixo bimaleolar subestimou em média de 5,0°. Com exceção do método Ulm, a confiabilidade dos outros métodos não poderia ser melhorada usando cortes de TC predefinidos.



*Figura 36 - Representação de vários eixos para medir o ATD, a) definido num corte na tibia distal com o perónio articulado; b) Método de Jend, definido como a seção imediatamente proximal à articulação tibiotalar; c) Método de Ulm, traçado entre os centros de uma elipse da superfície do maléolo medial e outra elipse formada pela ligação distal entre a tibia e o perónio; d) Eixo bimaleolar corresponde à linha entre os centros densos dos maléolos, adaptado de Liou et al. (2012) (86).*

Diederichs *et al.* (2013) (88), em RM com 30 participantes dos 16-37 anos, definiram o ATP (linha amarela na Figura 37) como uma linha tangente à cortical tibial posterior próximo da extremidade do perônio, enquanto o ATD (linha verde na Figura 37) foi definido como uma linha que passa pelo meio dos maléolos medial e lateral. A TT foi avaliada pela medição do ATP em relação ao ATD como se verifica pela Figura 37, com resultado de  $25,3^\circ \pm 7,4^\circ$ .

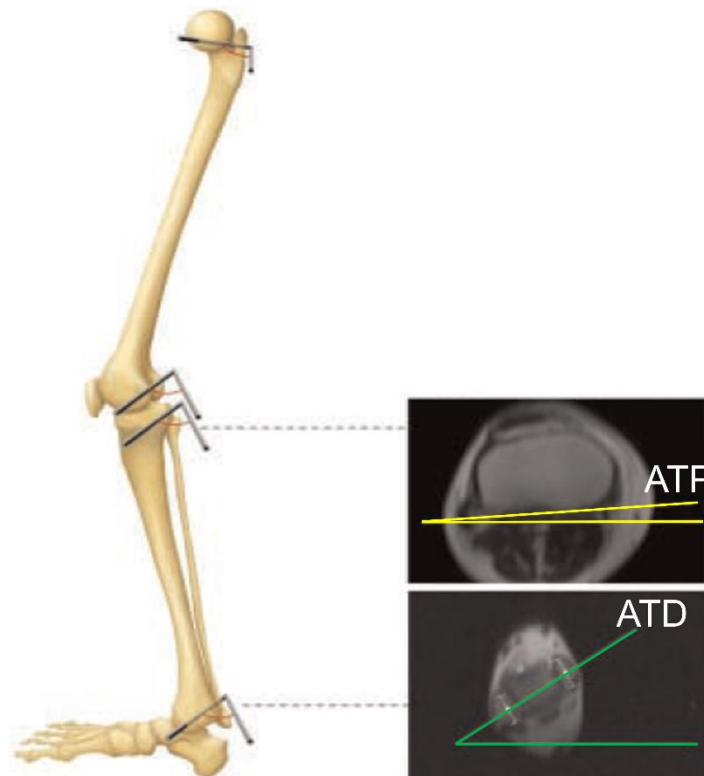


Figura 37 - A TT foi avaliada pela medição do ATP a amarelo em relação ao ATD a verde, adaptado de Diederichs *et al.* (2013) (88).

Modelos Tridimensionais (3D) da tibia específicos para cada paciente a partir de dados de TC foram utilizados no estudo de González-Carbonell *et al.* (2015) (1) através do software *Mimics* e *Abaqus*. O ângulo de torção foi medido como o ângulo entre o ATP (eixo posterior do planalto tibial a amarelo na Figura 38) e o ATD (eixo transtibial do tornozelo a verde na Figura 38), como descrito anteriormente. Os autores concluíram que o stress máximo se localizava no eixo da diáfise da tibia e, que para o modelo o esforço de torção deve ser superior a 30 Newton metros para se iniciar a correção da alteração.

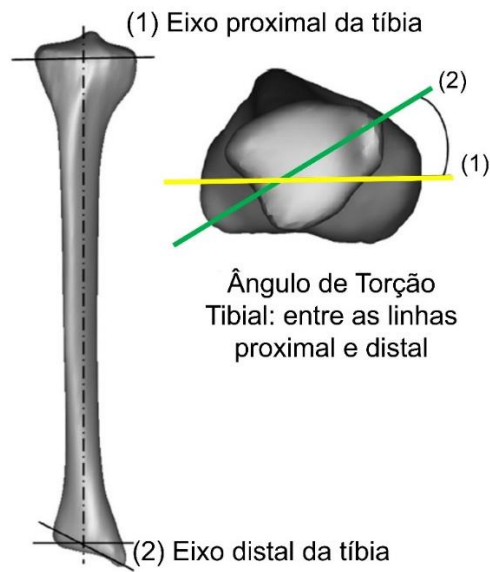


Figura 38 - Ângulo de TT entre as linhas proximal a amarelo e distal a verde da tíbia, adaptado de González-Carbonell et al. (2015) (1).

No mesmo ano Basaran *et al.* em RM (2015) (89), com 17 participantes dos 3-12 anos, utilizaram 3 ângulos para a medição da TT, ângulo transmalleolar, intermalleolar posterior e do astrágalo anterior para o ATD. O ATP (amarelo na Figura 39) definido como o ângulo entre as linhas traçadas ao longo do limite posterior do planalto tibial e o plano horizontal, Figura 39a). Os ATD (verde na Figura 39) foram definidos como ângulo transmalleolar, Figura 39b) (ângulo entre as linhas traçadas ao longo dos centros dos diâmetros ântero-posteriores dos maléolos medial e lateral e o plano horizontal), ângulo intermalleolar posterior, Figura 39c) (ângulo entre as linhas traçadas ao longo do limite posterior dos maléolos medial e lateral e o plano horizontal) e ângulo do astrágalo anterior, Figura 39d) (ângulo entre as linhas traçadas ao longo da superfície anterior do astrágalo e o plano horizontal).

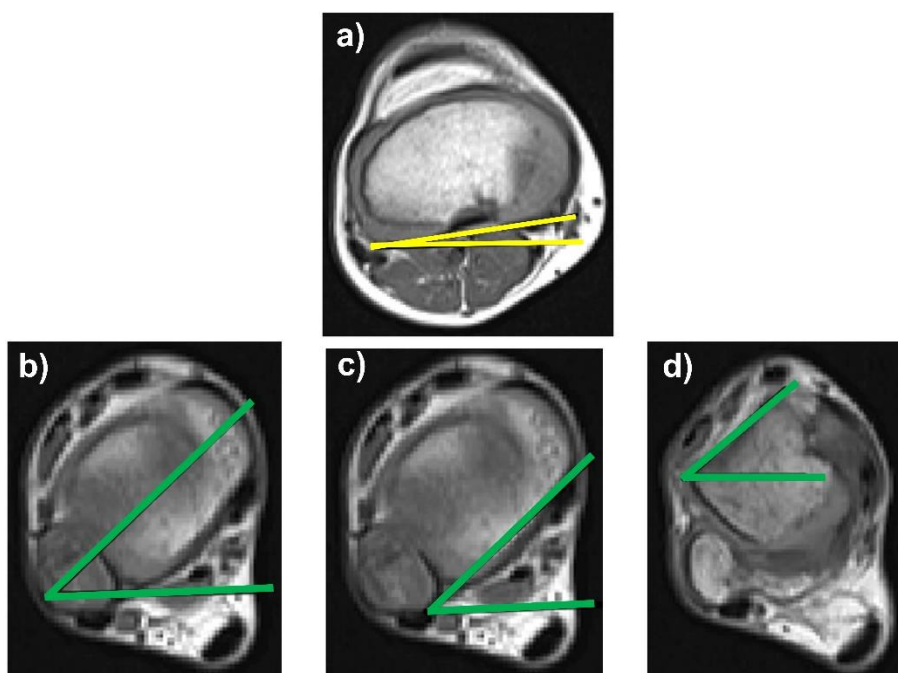


Figura 39 - A TT foi avaliada pela medição do a) ATP a amarelo, e vários ATD a verde, b) ângulo transmaleolar, c) ângulo intermaleolar posterior e d) ângulo do astrágalo anterior, adaptado de Basaran et al. (2015) (89).

Os autores concluíram que as medidas de TT baseadas na RM foram confiáveis e reprodutíveis nos três métodos. Contudo, o ângulo do astrágalo anterior e o ângulo intermaleolar posterior são mais simples e bem-sucedidos na determinação da TT. Além disso, as imagens ponderadas em T1 e T2 podem ser usadas com sucesso para essa finalidade.

No caso de Madadi *et al.* (2016) (90), com 60 participantes com idade média de  $32,7 \pm 8,3$  anos, os ATP representado a amarelo na Figura 40 e ATD representado a verde na Figura 40, foram traçados em cortes tomográficos e o ângulo entre estes foi medido como o valor da TT. Para determinar o ATP (linha amarela) a linha do planalto tibial foi traçada cruzando posteriormente ambos os planaltos proximais. No método tradicional a linha que passa no meio da tíbia e perônio era usada como ponto de referência. Neste estudo, foi introduzido, pela primeira vez o eixo perpendicular (linha azul) à linha que conecta distalmente a ligação entre a tíbia e o perônio e considerado como o ATD (linha verde).

Os valores médios de TT medidos pelo método tradicional foram  $30,4^\circ \pm 8,7^\circ$  e  $30,0^\circ \pm 8,8^\circ$  nas primeira e segunda medições com intervalo de 1 mês, respetivamente. Nas medições com o novo método os valores na primeira medição foram  $35,0^\circ \pm 8,7^\circ$ , e para as medições do mês seguinte foram  $35,2^\circ \pm 9,2^\circ$ .

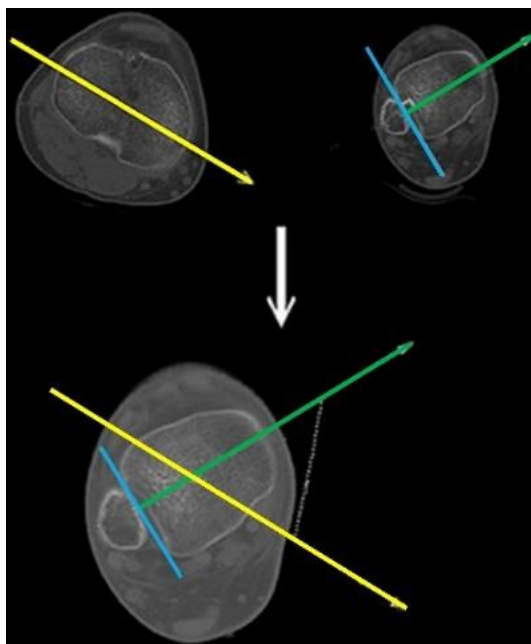


Figura 40 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, com a introdução de um eixo perpendicular a este último, adaptado de Madadi et al. (2016) (90).

Roskopf *et al.* (2017) (91), compararam a TT com imagens de RM e modelos 3D baseados em radiografias biplanares de baixa dose, em 60 participantes dos 6-12 anos. Para a RM recorreram ao método descrito por Goutallier (2006) em TC. Este método calcula o ângulo da TT entre uma linha adaptada ao contorno posterior da cabeça tibial (planaltos tibiais, ATP a amarelo na Figura 41) e o eixo bimaleolar (linha que passa pelos pontos médios da superfície articular dos maléolos medial e lateral, ATD a verde na Figura 41). Todas as medidas de RM foram feitas com os contornos ósseos ossificados e não os cartilaginosos. No exame dos modelos foi utilizado um scanner de raios X biplanar, e as imagens obtidas foram posteriormente submetidas à modelagem 3D das pernas usando o software stereos que calcula automaticamente os resultados por um algoritmo padronizado.

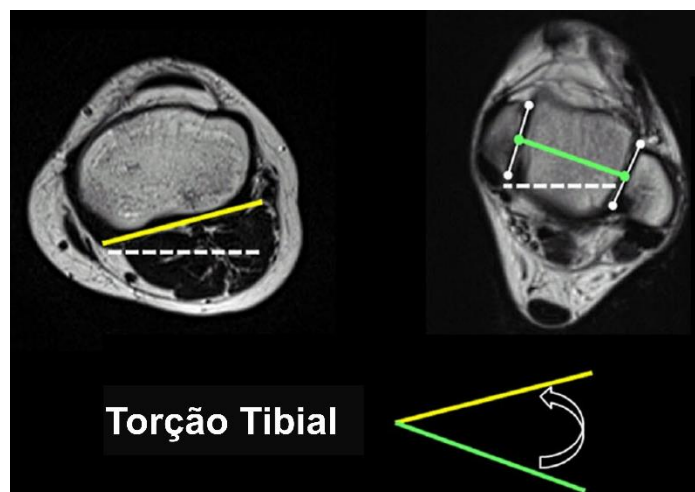


Figura 41 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Roskopf et al. (2017) (91).

A média de TT obtida pela RM foi de  $21,5^\circ \pm 10,2^\circ$  e nas radiografias foi  $26,8^\circ \pm 9,0^\circ$ . A concordância entre leitores foi de 0,96 em MR e 0,94 em modelos 3D, as diferenças médias entre leitores em RM foram  $3,2^\circ$  e  $3,3^\circ$  em modelos 3D. Verificaram que existiu boa confiabilidade e concordância entre os leitores usando a RM em comparação com os modelos 3D na amostra. Desta forma concluíram que as medições de TT diferem entre as duas modalidades, embora a discrepância seja comparável às variações entre TC e modelos 3D.

Borish *et al.* (2017) (92), com 40 participantes dos 6-16 anos, com um grupo de controlo com 20 participantes saudáveis e grupo de 20 pacientes com mielomeningocele - hérnia da medula espinal e das suas membranas através de um defeito da coluna vertebral (17) - compararam 3 métodos de avaliação de TT, a TC (método de imagem), exame físico (método clínico) e captura de movimento (método computacional 3D). Os participantes foram submetidos a uma TC das pernas enquanto estavam deitados em decúbito dorsal, o ângulo da TT foi medido entre o eixo tibial posterior na Figura 42a) (tangente à face posterior dos planaltos tibiais, ATP a amarelo) e o eixo bimaléolar na Figura 42b) (traçado ao meio dividindo os maléolos, ATD a verde).

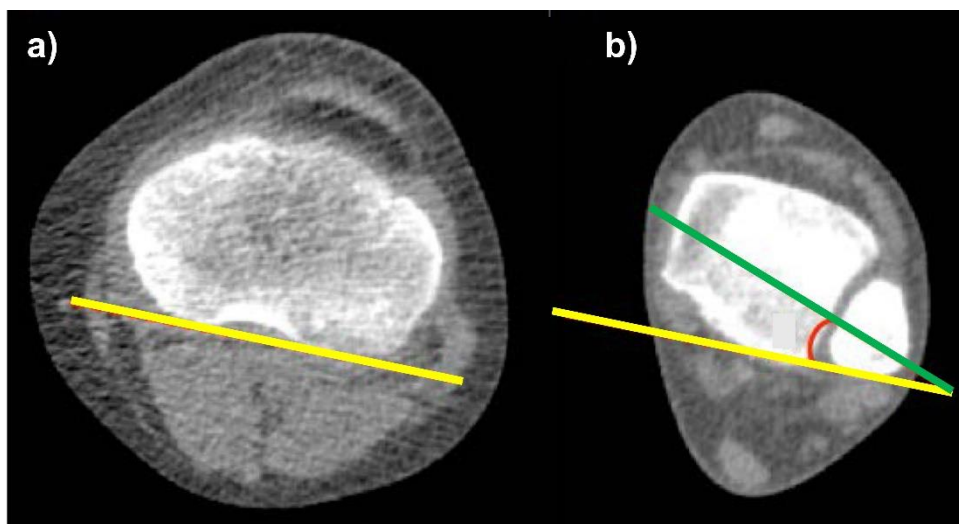


Figura 42 - Ângulo de TT em TC formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Borish et al. (2017) (92).

Para o método clínico, os participantes estavam em decúbito dorsal com o joelho fletido a  $90^\circ$  e a tibiotársica em posição neutra. A TT foi medida como o ângulo entre uma linha que conecta os centros dos maléolos medial e lateral e uma linha perpendicular ao longo do eixo da coxa, como se mostra na Figura 43.



Figura 43 - Ângulo de TT clínica formado entre uma linha que conecta os centros dos maléolos medial e lateral e uma linha perpendicular ao longo eixo da coxa, Borish et al. (2017) (92).

As medições da captura de movimento foram extraídas de 4 pontos anatômicos de marcadores 3D retro-reflexivos. Os côndilos femorais medial e lateral correspondentes ao eixo de flexão do joelho, e os maléolos medial e lateral correspondentes ao eixo transmaleolar. O

software *Vicon Workstation* foi utilizado para calcular o ângulo do eixo da tibiotalar projetado no plano formado pelo eixo do joelho e eixo longo da tíbia, visível na Figura 44.

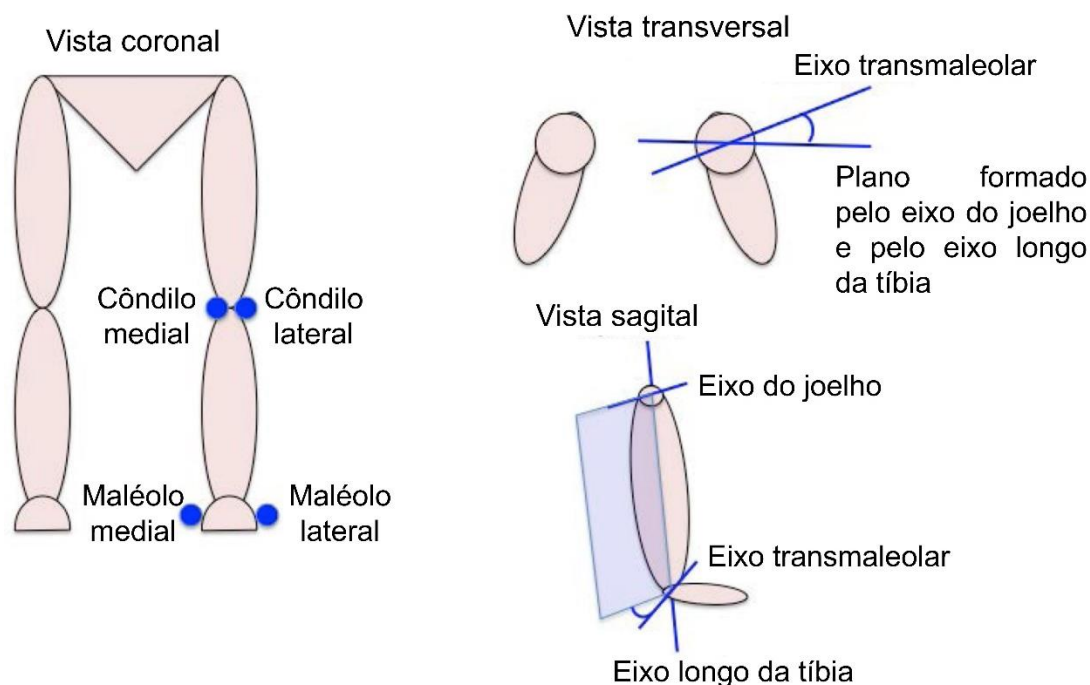


Figura 44 - Ângulo de TT para as medidas de captura de movimento formado pelo eixo da tibiotalar projetado no plano formado pelo eixo do joelho e eixo longo da tíbia. Através de 4 marcadores colocados nos côndilos femorais medial e lateral, e maléolos medial e lateral, adaptado de Borish et al. (2017) (92).

Os valores obtidos encontram-se apresentados na Tabela 3, para todas as medições em valores negativos evidenciam rotação lateral, e valores positivos mostram rotação medial.

Tabela 3 - Comparação dos valores obtidos nas 3 técnicas usadas em cada grupo, adaptado de Borish et al. (2017) (92).

Método	Controlo (°)		Pacientes (°)	
	Média ± D-P	Intervalo	Média ± D-P	Intervalo
TC	-29,9 ± 6,9	-45,4 a -13,1	-36,0 ± 13,3	-67,3 a -11,7
Clínico	-14,9 ± 5,7	-30,0 a -5,0	-14,5 ± 11,3	-40,0 a 10,0
Captura de movimento	-16,9 ± 6,9	-32,9 a -5,8	-9,7 ± 13,6	-42,7 a 17,4

D-P: desvio-padrão

Os dados obtidos pelos autores mostram concordância entre as medidas clínicas e as de captura de movimento, mas as diferenças sistemáticas entre estas medidas e as medidas de TC foram evidenciadas em aproximadamente 20,0°. É importante que os médicos estejam

cientes de que os métodos clínicos ou de captura de movimento fornecem medidas de TT que são menos laterais do que as obtidas usando TC. Isto deve-se à diferente identificação dos eixos nas várias técnicas.

No estudo de Kaiser *et al.* (2019) (93), em RM com 59 participantes dos 18-48 anos, a TT foi medida pelo ângulo entre uma tangente aos planaltos tibiais posteriores (ATP a amarelo na Figura 45) e uma linha que corta ambos os maléolos (ATD a verde na Figura 45). Os autores obtiveram uma média de TT de  $29,0^\circ \pm 9,0^\circ$ .

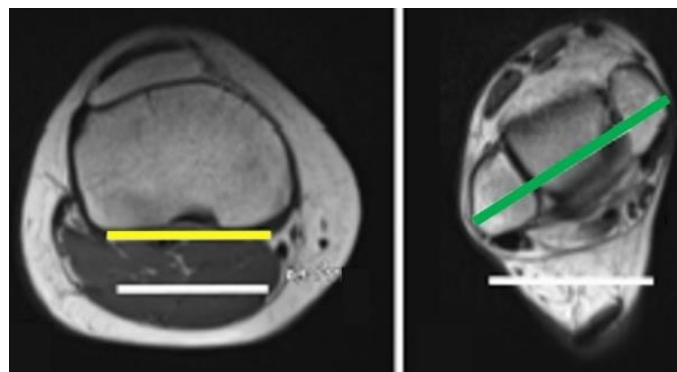


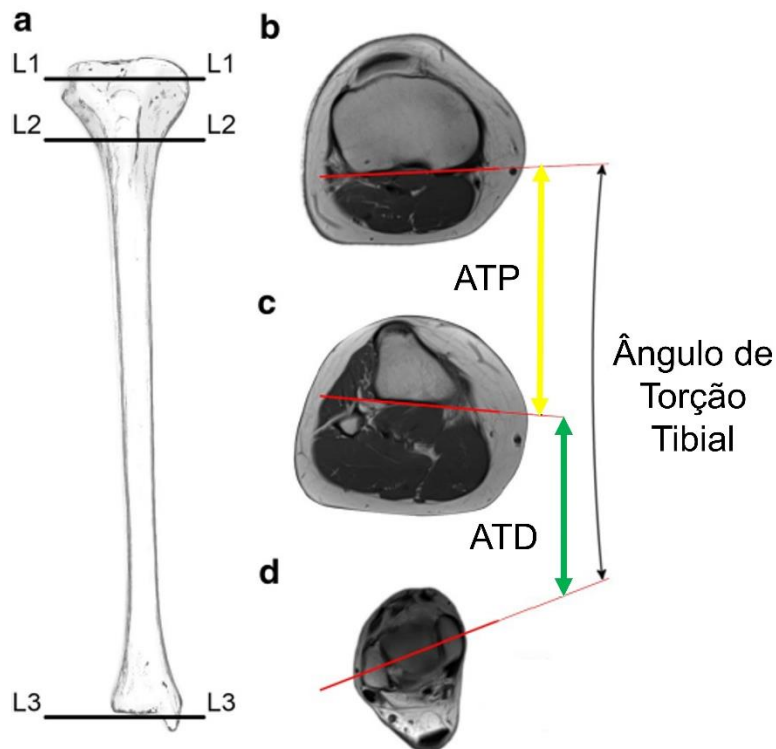
Figura 45 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde, adaptado de Kaiser *et al.* (2019) (93).

Vanhove *et al.* (2019) (94), em TC com 55 participantes dos 50-84 anos, usaram o método bimalleolar definido por Reikerås *et al.* (1989) (76) para o ATD. O ATP foi determinado por uma linha tangente ao limite posterior dos planaltos tibiais e, obtiveram valores de torção nas tíbias DT e ESQ de  $25,5^\circ \pm 7,7^\circ$  e  $27,7^\circ \pm 7,6^\circ$ , respectivamente.

Fürmetz *et al.* (2019) (95), com 3 participantes falecidos dos 16-75 anos, propôs uma avaliação do MI como um todo, e desenvolveram um protocolo padronizado de alto grau de precisão e confiabilidade para medir anatomia dos MI em modelos ósseos 3D. A partir de dados de TC criaram modelos 3D digitais. Na segmentação das imagens de TC e no cálculo dos modelos 3D foi utilizado o software *Mimics*. A TT foi definida por 2 pontos mais proximais dorsais da tibia e 2 pontos mais externos na altura da tibiotársica (maléolo medial e lateral). A técnica de medição usa apenas 4 pontos para definir a torção de um corpo volumétrico. O valor médio de TT obtido foi de  $27,1^\circ \pm 5,5^\circ$  com inclinação tibial medial de  $9,5^\circ \pm 2,4^\circ$  e lateral de  $8,7^\circ \pm 1,9^\circ$ .

Winkler *et al.* (2020) (71), em RM com 91 participantes dos 16-39 anos, o ângulo de TT foi definido como o ângulo entre a linha de referência tangencial ao limite posterior do planalto tibial (L1) e a linha de referência que passa pelos centros dos maléolos medial e lateral (L3).

De modo a medir a ATP e ATD, uma terceira linha de referência foi desenhada tangencial ao córtex tibial posterior (L2). O ATP a amarelo na Figura 46 foi definido como o ângulo entre L1 e L2, e o ATD a verde na Figura 46 definido como o ângulo entre L2 e L3, no qual verificaram ângulo de TT médio de  $29,6^\circ \pm 9,1^\circ$ .



*Figura 46 - Análise segmentar da TT. a) ilustração esquemática da tibia DT com os níveis de medição, L1, L2, L3. b) L1: Linha de referência tangencial ao limite posterior do planalto tibial; c) L2: Linha de referência tangencial ao córtex tibial posterior; d) L3: Linha de referência que passa pelos centros dos maléolos medial e lateral. ATP a amarelo entre L1 e L2, ATD a verde entre L2 e L3, e Ângulo de TT entre L1 e L3, adaptado de Winkler et al. (2020) (71).*

Hoch *et al.* (2021) (29), com 79 participantes dos 15-64 anos, desenvolveram um método de medição da TT em 3D através da TC. Até esse ano, nenhuma técnica de medição 3D em imagens seccionais tinha sido desenvolvida, pois todos os métodos propostos utilizavam uma técnica 2D aplicada em cortes selecionados em posições anatómicas pré-definidas da tibia. A TT em 3D foi definida com o ATP (o mesmo para todas as medidas) e o ATD (calculado duas vezes para cada osso) projetados no plano perpendicular ao eixo anatómico da tibia. O ATP foi definido por uma linha conectando os pontos do planalto tibial mais próximos ao contorno mais distal dos côndilos femorais. Para o ATD foi considerado num caso apenas a tibia distal (3D-T) e noutro foi incluído adicionalmente o perónio distal (3D-TP).

As medições foram comparadas com os 2 métodos de medição 2D - Método de Jakob (MJ) e Método de Goutallier (MG) - descritos em cima. Ambos foram definidos com o mesmo ATP

(tangente ao longo da cortical posterior da cabeça da tíbia, linha amarela na Figura 47a), mas ATD diferente (linhas verdes na Figura 47). O ATD da Figura 47b) diz respeito ao MJ (desenhado pelo centro da tíbia e perônio) e da Figura 47c) corresponde ao MG (eixo bimaléolar, linha que passa pelos pontos médios dos maléolos medial e lateral). Para ambos, o ângulo de TT foi calculado como o ângulo entre o ATP e o respectivo ATD.

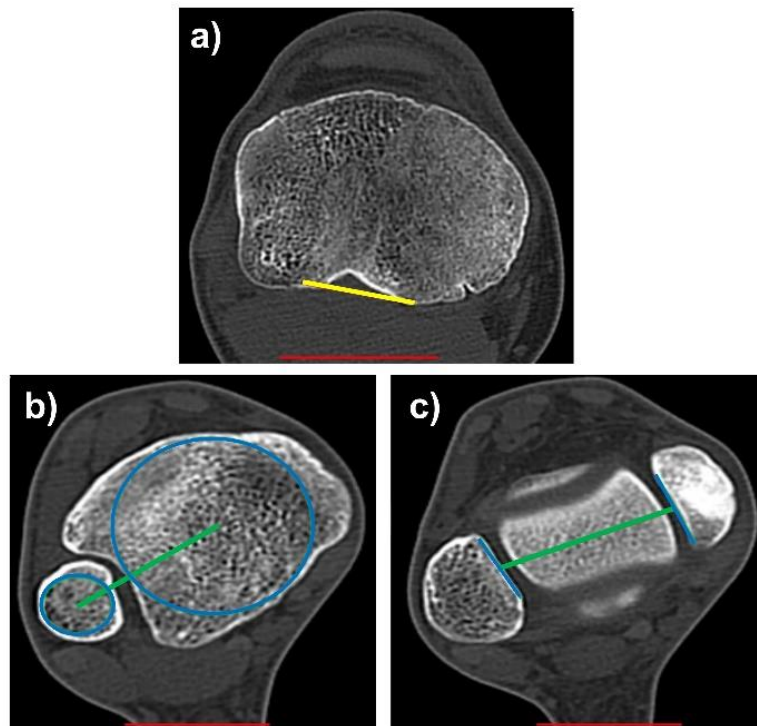


Figura 47 - Métodos de medição 2D para medir o ângulo de TT entre o ATP a amarelo a) e, respectivo ATD para o método de Jakob b) e método de Goutallier c), adaptado de Hoch et al. (2021) (29).

O Coeficiente de correlação Intraclass (ICC) para a nova técnica foi determinado para os resultados destes métodos. O ICC foi de 0,917 e 0,938 para MJ e MG, respectivamente, e de 0,954 e 0,950 para 3D-TP e 3D-T, nesta ordem. O valor médio de TT obtido para o MJ foi de 30,1°, ao passo que no MG foi de 24,1°. A concordância entre os métodos 2D e 3D foi moderada a boa com ICCs entre 0,715 e 0,795. Os valores de torção para os lados ESQ e DT não diferiram significativamente entre 2D e 3D (26,2° vs 28,5° e 27,2° vs 25,9°). O mesmo se verifica entre homens e mulheres em 2D (26,2° vs 29,6°), no entanto em 3D foi significativamente diferente (25,0° vs 31,2°).

A técnica 3D desenvolvida considera toda a superfície 3D da tíbia. Um modelo volumétrico foi utilizado para o cálculo e, portanto, encontra-se mais próximo da realidade anatômica do que as simples marcas selecionadas pelo examinador. Esta técnica mostrou uma alta

confiabilidade inter-observador, capaz de fornecer valores para a TT com ou sem consideração da posição do perónio, o que é conveniente, uma vez que a sua posição é variável. No entanto, como este osso se apresenta como um estabilizador relevante para a articulação da tibiotalar e concede uma contribuição relevante para a função cinemática da articulação, considera-se que deva ser incluído na análise. Contudo, o perónio pode ser excluído caso apresente alterações pós-traumáticas ou pós-operatórias que o tornem inseguro.

A presente investigação surge pelo facto de existirem poucos estudos sobre o ângulo da TT através da RM, e que comparem as medidas desta torção em imagens ponderadas em T1, T2 e DP.

## Capítulo 4 – Métodos e Recursos

Segundo Fortin (2009) (96), a *“investigação científica é um processo sistemático que assenta na colheita de dados observáveis e verificáveis, retirados do mundo empírico, isto é, do mundo que é acessível aos nossos sentidos, tendo em vista descrever, explicar, prever ou controlar fenómenos.”* No processo de investigação, a fase metodológica, *“reporta-se ao conjunto de meios e das atividades próprias para responder às questões de investigação ou para verificar hipóteses formuladas no decurso da fase conceptual”*. Este processo representa uma forma de obtenção de conhecimentos e dados, que de uma forma ou de outra terá implicações sobre a prática.

Embora existam vários métodos de medição, a imagem com recurso à TC ou RM oferecem maior objetividade, contudo, como já foi referido a TC é inconveniente dado que utiliza RI, e a RM pode eventualmente ser dispendiosa.

O ultrassom consiste numa alternativa dado que não recorre à exposição da RI, no entanto, requer equipamento especial que pode não ser facilmente acessível ou económico, e os seus dados são difíceis de reconstruir. Os métodos clínicos que necessitem de um equipamento mais simplificado tornam-se mais práticos, contudo as metodologias clínicas exigem um alto nível de especialização para obter resultados confiáveis.

Os sistemas de análise de movimento (captura de movimento) podem fornecer estimativas de TT e outros desvios angulares com base em marcas colocados na pele. Este tipo não recorre à radiação, porém carece do uso de um sistema de análise de movimento e depende da identificação adequada dos pontos anatómicos para a colocação de marcas, e pode não estar disponível em muitas instalações.

Recentemente as radiografias biplanares de baixa dose são usadas devido à sua ampla disponibilidade, precisão comprovada e confiabilidade em estudos, estando associados a uma dose de radiação até 1000 vezes menor que a TC. Todavia nas medições de TT existe a dificuldade no processo de reconstrução 3D, podendo levar a erros de medição.

Assim, a investigação centrada na temática de análise da TT pela RM poderá contribuir para a melhoria de aspetos na prática clínica, como o uso da RM abolindo métodos de diagnóstico que envolvam RI. Deste modo, valida-se o recurso e a importância desta modalidade na análise e avaliação da TT cujo objetivos expressos no subcapítulo 1.3. Objetivos e Estrutura do Documento, aqui recordamos.

Objetivo geral: Adaptar um método de quantificação e avaliação da Torção Tibial por Ressonância Magnética numa população juvenil em fase de pré-ossificação da placa epifisária.

Definiram-se como objetivos específicos: Comparar os valores obtidos com os valores descritos na literatura; Verificar se existem diferenças estatisticamente significativas entre indivíduos entre indivíduos praticantes e não praticantes de exercício físico; Analisar se existem diferenças estatisticamente significativas entre indivíduos com e sem lesões músculo-esqueléticas; Avaliar se existem diferenças estatisticamente significativas entre as várias técnicas por RM utilizadas nas 2 fases do estudo (entre ponderações T1 e T2 e técnica de saturação do sinal de gordura) e, por fim, Estimar o contributo das imagens 3D como complemento da avaliação da TT na amostra em causa.

O objetivo operacional associado consistiu na construção de um dispositivo de fixação do MI para contenção do movimento e reprodução da angulação do pé durante a aquisição das imagens por RM.

Desta forma para responder à questão de partida: “É possível estabelecer um método imagiológico por RM para avaliar a disfunção musculoesquelética da TT que minimize a variabilidade de métodos existentes e, que mantenha os critérios de eficiência, exatidão, reprodutibilidade, inocuidade e acessibilidade?”, apresentam-se de seguida as opções metodológicas.

## **4.1. Desenho do Estudo**

Perante os objetivos e pergunta de investigação descritos anteriormente efetuou-se um estudo prospetivo, quantitativo e experimental. A população-alvo foram voluntários com idade até aos 24 anos, inclusive, aos quais nunca tinha sido detetada qualquer disfunção ao nível da TT, sendo este um critério de inclusão.

Amostra:

A seleção amostral (conjunto de sobreposições de imagens) foi dirigida e de conveniência que contou com um N = 1288 conjuntos de imagens, a partir de 104 voluntários. Não se consideraram outros critérios de inclusão tais como biótipo, género, profissão, estado de saúde ou estilo de vida. Os critérios de exclusão neste estudo foram a idade (maiores de 24 anos), mulheres grávidas, mulheres puérperas/em aleitamento, crianças e indivíduos com compreensão comprometida.

Dos 104 voluntários foram obtidas 208 imagens (das articulações bilateralmente) e escolhidas 2 sobreposições (MJ – Método de Jakob, e MG – Método de Goutallier) para cada caso, estas

imagens multiplicadas por 3 ponderações diferentes (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) resultaram em 1248 sobreposições, numa primeira fase do estudo. Na segunda fase do estudo, dos 104 voluntários apenas 10 realizaram novo exame obtendo 20 imagens (das articulações bilateralmente) e escolhidas 2 sobreposições (MJ e MG) para cada caso, num único método (*Dixon*, com imagens apenas de água), no que resultaram 40 sobreposições.

A divulgação do pedido de voluntários para este estudo foi conseguida através de alunos do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa e Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa. As convocatórias foram efetuadas através dos contactos pessoais e redes sociais.

Instrumentos de recolha de dados:

Os agendamentos na clínica foram efetuados no Departamento de Imagiologia da Clínica Lusíadas Oriente, desde o dia 11 de junho até ao dia 6 de agosto de 2021. Posteriormente no Departamento de Imagiologia da Magnus Imagens Médicas, entre o dia 31 de janeiro e o dia 3 de fevereiro de 2022. A presença dos voluntários era requerida em horário não compatível com o fluxo normal de trabalho de ambas as clínicas. Os dados obtidos na Clínica Lusíadas Oriente com a aplicação das técnicas disponíveis (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) foram designados por primeira fase, ao passo que os dados obtidos na Magnus Imagens Médicas com a aplicação da técnica *Dixon* foram designados por segunda fase.

Com o intuito de os voluntários consentirem e permitirem a sua participação no estudo - execução dos exames de RM - e facultarem dados pessoais demográficos e de saúde foi desenvolvido um modelo de consentimento informado e questionário através do *Google Forms* (Anexo I: Consentimento Informado). Este documento foi posteriormente disponibilizado por meio de um link de acesso. O questionário contou com as variáveis: género, idade, altura, massa, situação profissional, alteração musculoesquelética, prática de exercício físico (frequência e duração), e dieta alimentar (

Anexo II: Formulário Google Forms (Dados pessoais demográficos e de **saúde**)).

O questionário apelou à participação no estudo invocando a sua importância, sendo que a adesão foi elevada. Elaborou-se um questionário com 12 perguntas no total, das quais 7 são de escolha múltipla e as restantes 5, de resposta aberta.

Desta forma os itens do questionário incidiram nas seguintes questões: “1) Género?”; “2) Idade?”; “3) Altura?”; “4) Massa?”; “5) A atual situação profissional?”; “6) Possui ou já teve alguma alteração músculo-esquelética/ortopédica?”; “7) Qual o nome dessa alteração músculo-esquelética/ ortopédica que possui ou que já teve?”; “8) Pratica atualmente algum tipo de exercício físico?”; “9) Qual(ais) o(s) tipo(s) de exercício(s) que pratica?”; “10) Com que frequência pratica exercício físico?”; “11) Durante quanto tempo pratica exercício, no geral?”; “12) Que tipo de dieta alimentar pratica?”.

O instrumento não foi submetido a validação uma vez que se pretenderam conhecer apenas factos associados às variáveis independentes. Os dados relativos às imagens de RM foram gravados em CD-ROM após anonimização e cedidos à estudante. Seguidamente foram analisados num computador marca VAIO SONY, processador-Intel i5 série 3 1,8GHz, RAM-6GB, Windows 10 com sistema operativo 64 bits e resolução do ecrã: 1366 x 768.

Variáveis:

A variável dependente considerada é a TT medida por RM e as independentes representam as variáveis de caracterização bem como condições clínicas associadas. Assim, enumeram-se o género, idade, altura, massa, estilos de vida (prática ou não de exercício com a frequência e tempo; tipo de dieta) e por fim a história clínica em termos de lesões músculo-esqueléticas.

No presente estudo as variáveis altura e massa e foram analisadas em conjunto através do Índice de Massa Corporal (IMC).

O (IMC) foi definido pela massa em quilogramas dividido pelo quadrado da altura em metros ( $\text{kg/m}^2$ ) e forneceu, segundo a OMS, a medida de obesidade mais útil a nível populacional. Contudo, o IMC não contabiliza a variação da distribuição corporal da gordura, deste modo pode não corresponder ao mesmo grau de obesidade ou riscos associados em diferentes indivíduos e populações. Para além disso, em certos casos, o IMC não corresponde a uma determinação fiável da obesidade pois não permite distinguir a causa do excesso de peso. Segundo a OMS este índice para adultos pode ser classificado segundo a seguinte Tabela 4 (97).

Tabela 4 - Classificação do IMC para adultos segundo a OMS, OMS (2005) (97).

IMC (kg/m <sup>2</sup> )	Classificação
< 18,5	Peso corporal baixo
18,5 - 24,9	Peso corporal normal
25,0 - 29,9	Pré-obesidade
30,0 - 34,9	Obesidade classe I
35,0 - 39,9	Obesidade classe II
≥ 40,0	Obesidade classe III

O valor do IMC em crianças e adolescentes (2-19 anos) deve ser calculado através dos percentis, uma vez que a velocidade de crescimento é bastante diferente, o que se traduz numa enorme variabilidade inter e intra-individual de valores. A Tabela 5 mostra a classificação, categorização do peso, para esta faixa etária para o percentil calculado do IMC pelo *Centers for Disease Control and Prevention (CDC)* (98).

Tabela 5 - Classificação do IMC para crianças e adolescentes segundo o CDC, CDC (98).

Percentil	Classificação
< 5.º	Peso corporal baixo
≥ 5.º - < 85.º	Peso corporal saudável (normal)
≥ 85.º - < 95.º	Excesso de peso (pré-obesidade)
≥ 95.º	Obesidade

Importa salientar que, nos adultos, o IMC é interpretado segundo categorias de peso que não têm em conta o género e idade do indivíduo.

Procedimentos analíticos:

A análise estatística das respostas e dados dos 104 voluntários (Anexo III: Respostas ao formulário) foi efetuada no software *Excel* e *IBM SPSS Statistic (software Statistical Package for the Social Sciences)* versão 26. Neste software foram executados teste de análise, Teste de Normalidade, *Teste t* para amostras emparelhadas, Correlações de *Pearson* e Teste de *Mann-Whitney*.

A análise estatística considerou um intervalo de confiança de 95% onde foram analisados os valores obtidos na primeira fase nos 2 métodos (MJ – Método de Jakob e MG – Método de Goutallier) em cada uma das ponderações utilizadas (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*), e na segunda fase nos 2 métodos no método de *Dixon*. Estas análises foram realizadas sempre

em ambas as pernas, direita – DT e esquerda – ESQ. Analisou-se a normalidade da distribuição dos dados; existência de diferenças estatisticamente significativas entre os 2 métodos em cada uma das ponderações em ambas as fases; existência de diferenças estatisticamente significativas entre cada uma das ponderações utilizadas na primeira fase nos 2 métodos; existência de diferenças estatisticamente significativas entre os métodos da primeira fase e as variáveis independentes (género, IMC, sofrer de LME e prática de exercício físico) da amostra; e analisou-se a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os valores obtidos na primeira fase e os da segunda fase.

Construção do dispositivo de posicionamento:

Com o fim da imobilização e reprodutibilidade no posicionamento de todos os indivíduos de forma igual foi elaborado o dispositivo de fixação que a seguir se descreve. Assim, apenas desta forma seria possível relacionar e comparar os valores obtidos a partir dos exames.

A elaboração deste dispositivo foi realizada com o apoio de docentes de Ortoprotésia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa. Iniciou-se com o posicionamento do voluntário de forma cómoda sentado numa marquesa, com os MI esticados e os pés encostados à parede. Os pés foram colocados a 90° com as pernas e num ângulo de 15° de rotação externa em relação ao eixo do 4º metatarso. A escolha dos 15° de rotação externa teve por base o estudo de Pifarré *et al.* (2017) (99) em crianças e adolescentes) que realizaram exames de RM em posição supina, pernas esticadas e pés em 15° de rotação externa num tempo de scan de 10 minutos.

As ligaduras de gesso foram de seguida preparadas num recipiente com água, de modo que ficassem fáceis de manipular a fim de aderirem e se moldarem para tomarem o formato desejado do dispositivo. Para evitar aderências remanescentes de fragmentos de gesso à pele do modelo voluntário, este foi inicialmente ungido com creme gordo. Após as ligaduras estarem molhadas, foi dado o formato pretendido, tendo em conta a angulação dos pés do voluntário os quais ficaram com um ligeiro afastamento, daí se ter colocado uma caixa, e, portanto, os pés não tocaram um no outro. As placas de cartão utilizadas lateralmente foram essenciais para formar os limites laterais, com o objetivo de conter os pés. Aplicaram-se, de igual forma, ligaduras numa das extremidades no sentido de dar suporte e para que as plantas dos pés ficassem neste.

Com o intuito de dar resistência e grossura ao dispositivo utilizaram-se várias camadas de ligadura que foram alisadas para dar o formato final desejado. Deixou-se que estas reagissem até que ficassem endurecidas, de modo a obter-se o dispositivo de fixação final no seu formato, e cuidadosamente retiraram-se os materiais que serviram de suporte. Posteriormente, recorreu-se a uma serra de cortar gesso de modo a eliminar irregularidades

e imperfeições do dispositivo, e assim ficar todo nivelado. Por fim, forrou-se o dispositivo com polietileno (material macio e flexível usualmente aplicado no fabrico de palmilhas podais) para se tornar mais confortável e acessível a cada participante. Algumas das etapas descritas neste processo de produção de suporte para fixação de pés encontram-se representadas na Figura 48.



*Figura 48 - Algumas etapas sequenciais em linha do processo de fixação de pés.*

Ao mesmo tempo que se limpou todo o espaço envolvente foi arrumado todo o material necessário e foi dada ao voluntário uma toalha para que pudesse limpar as suas pernas e pés de vestígios de vaselina e gesso.

### Aquisição das imagens:

Durante a utilização foi colocado papel de marquesa para cada exame, e o dispositivo de fixação com rotação externa de 15° em relação ao eixo do 4º metatarso. Com o intuito de ser estabelecida uma posição angular igual para todos os exames. A Figura 49 representa a preparação de um exame de RM, com o voluntário posicionado corretamente na Figura 50, estando o Técnico de Radiologia a programar todo o exame na Figura 51.



*Figura 49 - Preparação do exame de RM.*



Figura 50 - Preparação do voluntário para a aquisição do exame de RM.

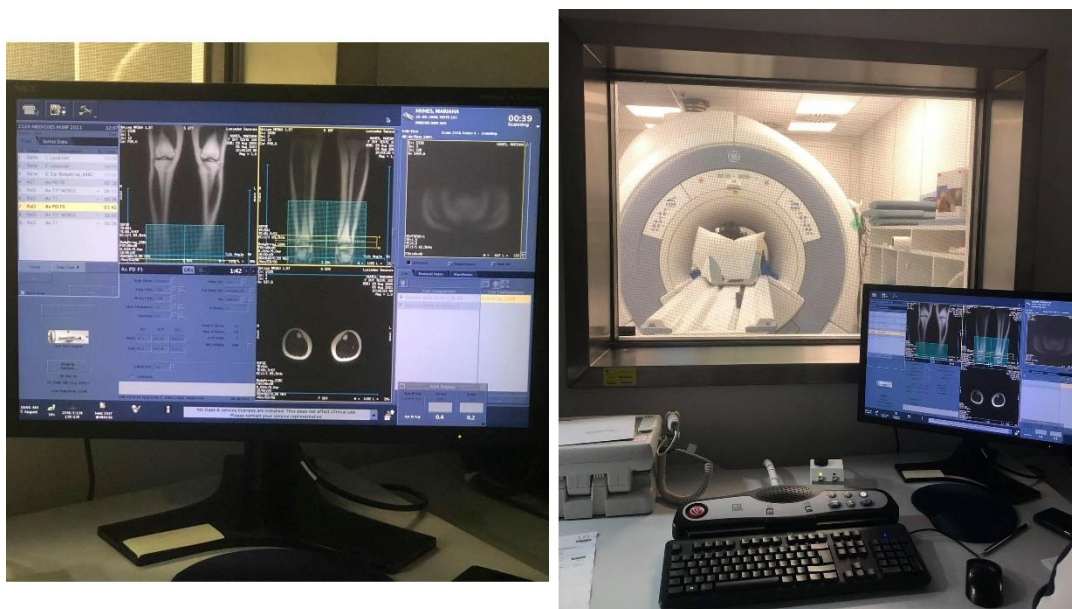


Figura 51 - Programação do exame de RM.

Os exames de RM foram adquiridos em 2 fases. Numa primeira fase os 104 participantes realizaram exame de RM em 3 ponderações (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR* durante 15 minutos) no Departamento de Imagiologia da Clínica Lusíadas Oriente, os quais foram realizados desde o dia 11 de junho até ao dia 6 de agosto de 2021. O equipamento utilizado diz respeito a um GE OPTIMA 1,5 T com bobina de superfície de 16 canais. Na segunda fase apenas 10 dos participantes realizaram novo exame de RM num método diferente (*Dixon* durante 3 minutos) no Departamento de Imagiologia da Magnus Imagens Médicas, os quais foram realizados entre o dia 31 de janeiro e o dia 3 de fevereiro de 2022. O equipamento utilizado

diz respeito a um MAGNETOM Sempra 1,5 T com bobina de superfície de 6 canais. Todos os exames foram executados por um Técnico de Radiologia responsável da área e equipamento.

Após a explicação do objetivo do estudo em causa e informação de possíveis contraindicações e efeitos indesejáveis do exame de RM, este foi realizado segundo um procedimento igual para todos os voluntários. Assim foi perguntado se tinham dispositivos internos metálicos (como implantes, próteses) e pedido que retirassem todos os objetos metálicos externos ao corpo e deixassem na sala de vestir.

O voluntário permaneceu com a roupa que não continha metal, descalço e em decúbito dorsal na mesa com as pernas e joelhos em extensão total em direção ao equipamento e os pés assentes no dispositivo de fixação, ficando imóvel durante todo o exame - posição em *Feed First Supina*. Este método de imagem permite que a cabeça do participante não entre na RM. De forma a abranger a área desde os joelhos até à tibiotársica foi colocada uma bobina (bobina de superfície *phased array*) nesta zona, e assim ampliar o sinal e resultar numa imagem de melhor qualidade. Com o intuito de esta bobina ficar bem posicionada, foram colocados, dependendo do volume das pernas do voluntário, suportes almofadados entre as pernas e a bobina. Dado que durante o exame é produzido um ruído forte, foi facultado um auscultador com música de forma a minimizar este ruído e reduzir o possível incómodo causado.

As técnicas e sequências de aquisição realizadas encontram-se explicadas nos pontos 2.2.6.1. Sequências de pulso e 2.2.6.2. Técnicas de anulação de sinal – saturação de gordura.

Neste seguimento, na primeira fase do estudo foram adquiridas 3 sequências em 3 ponderações diferentes, DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR* em projeções axiais (Ax) demorando no total 15 minutos. Já na segunda fase do estudo foram adquiridas imagens *Dixon* (imagens com saturação da gordura, imagens que provêm apenas de água) em projeção axial (ao nível do joelho e tibiotársica) e coronal (Cor, realizada ao longo do eixo das pernas de forma a se obterem reconstruções em volume) demorando no total 3 minutos. As características e parâmetros de cada sequência são visíveis na Tabela 6.

Tabela 6 - Protocolo morfológico do estudo: características e parâmetros das sequências no estudo.

Ponderação	Primeira fase do estudo			Segunda fase do estudo	
	Ax DP <i>Fat-sat</i>	Ax T2	Ax T1 <i>SPGR</i>	Ax <i>Dixon</i>	Cor <i>Dixon</i>
FOV (mm)	35	35	35	380	420

<b>Espessura de corte (mm)</b>	3,2	3,2	3,2	3,0	3,0
<b>Gap (mm)</b>	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
<b>Frequência (Hz)</b>	320	256	320	63,7	63,7
<b>Fase (HZ)</b>	224	320	200	309; A-P	420; R-L
<b>TR (ms)</b>	3000	550	230	6,88	7,13
<b>TE (ms)</b>	43,0	4,4	Em fase	1: 2,39 2: 4,77	1: 2,39 2: 4,77
<b>Flip Angle (graus)</b>	120	20	80	10,0	10,0
<b>Echo Train (nº)</b>	-	-	11	4	4

Verificados e executados todos estes passos, o exame de RM é iniciado desde a articulação do joelho até à articulação do tornozelo com cortes realizados (scan) ao nível dos planaltos tibiais e maléolos, o qual inclui ambas as pernas no FOV. Na sala de exame apenas permanece o paciente com a porta fechada em segurança e bloqueando qualquer interferência externa. O Técnico de Radiologia acompanha e programa todo o exame na sala contígua, observando através de um vidro e podendo comunicar com o paciente por um sistema de som com microfone e amplificador. Dada a situação de pandemia Covid-19 vivida durante a realização dos exames de RM, cuidados extras foram executados, como a limpeza e desinfestação da mesa e almofada onde o voluntário se deitou, uso contínuo da máscara, redes de proteção colocadas no auscultador assim como papel de marquesa protetor substituído entre cada participante.

Estas características técnicas, parâmetros e procedimentos foram ajustados e definidos pelos Técnicos de Radiologia responsáveis de cada departamento. Os exames efetuados a cada voluntário foram guardados em suporte digital (CD-ROM) individual. Uma vez que foram obtidas várias imagens dos cortes ao nível do joelho (planalto tibial) e da tibiotársica (maléolos medial e lateral), apenas as que possuíam melhores contornos e estavam mais visíveis foram usadas no presente estudo.

Neste sentido para analisar a torção foram realizadas 2 sobreposições adotando os métodos de Jakob e Goutallier, propostos em TC, para o presente estudo em RM, que diferem no ATD. A imagem escolhida para o ATP de ambos foi ao nível dos planaltos tibiais, à medida que o ATD no MJ corresponde à imagem com a tibia e perónio ao nível da tibiotársica, e no MG à imagem dos maléolos medial e lateral.

As sobreposições (adição ou fusão das imagens) foram realizadas de forma individual e independente para cada exame, através de uma *workstation* do próprio software de RM da

clínica disponibilizado pelos Técnicos. Na primeira fase tendo participado 104 pessoas e realizado 2 sobreposições em 3 ponderações, obtiveram-se 1248 imagens, ou seja, 624 sobreposições do lado DT e 624 do lado ESQ. Na segunda fase do estudo ao participarem apenas 10 pessoas e realizado 2 sobreposições num único método (*Dixon*, com imagens apenas de água) obtiveram-se 40 sobreposições, ou seja, 20 do lado DT e 20 do lado ESQ. De referir que nesta fase a sobreposição foi realizada nas imagens com saturação da gordura através da ferramenta *Fuse*, pela fusão das suas aquisições no plano axial com o plano coronal. Verifica-se que o presente estudo consta de 1288 imagens de RM no total.

Os valores dos ângulos de TT foram medidos através do software *RadiAnt DICOM VIEWER* e do seu interface que possui diversas ferramentas capazes de obter o ângulo. Posteriormente com as imagens da segunda fase e recorrendo ao mesmo software foram obtidas imagens em 3D.

## **4.2. Procedimentos Éticos-legais e de Segurança**

O estudo foi submetido ao parecer do Conselho de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, a qual deliberou favoravelmente e aprovou o estudo, por unanimidade a 17 de março de 2022 (Anexo IV: Parecer da Comissão de Ética).

Para o estudo Anátomo-Radiológico desta dissertação, as imagens referentes aos exames de RM, foram obtidas no Departamento de Imagiologia da Clínica Lusíadas Oriente e Magnus Imagens Médicas cujos procedimentos foram aprovados pelos responsáveis, tendo sido aplicado o consentimento informado aos voluntários. O procedimento de aquisição das imagens obedeceu às regras internas de segurança e ética para realização dos exames de RM.

Dado que se trata de uma disfunção presente especialmente em crianças - Torção Tibial – é mandatório o desenvolvimento de métodos de imagem com baixa ou ausência de exposição à radiação ionizante. Desta forma o princípio *ALARA* (*As Low As Reasonably Achievable*, ou seja, tão baixo quanto razoavelmente possível) foi aplicado.

Na componente Técnico-Radiológica, os estudos foram conduzidos ao abrigo da permissão para a utilização dos dados e diretrizes provenientes do Conselho Clínico e de Ética das instituições de acolhimento (Anexo V: Parecer do Conselho Clínico e de Ética das instituições de acolhimento (Clínica Lusíadas Oriente e Magnus Imagens Médicas)).

Os resultados foram cedidos apenas à investigadora com os dados registados em suporte digital (CD-ROM), contendo as imagens de cada exame realizado e respetivas informações

clínicas, ficando assegurada a anonimização e a proteção destes. Os mesmos serão dados a conhecer aos cirurgiões, ortopedistas e radiologistas para aplicação e consolidação do método, o qual se pretende divulgar pela rotina clínica imagiológica em substituição dos métodos que utilizam RI.

Previamente à realização de cada exame de RM todos os voluntários foram sujeitos ao seguinte procedimento:

1. Explicação do objetivo e procedimento do estudo em causa;
2. Informação de possíveis contraindicações e efeitos indesejáveis da RM;
3. Disponibilização do link do *Google Forms* para o consentimento informado e preenchimento do formulário;
4. Aprovação do consentimento online para a realização dos exames, com registo de dados pessoais demográficos e de saúde, com a sua proteção, tendo sido dada a possibilidade de revogação do mesmo a qualquer altura do estudo;
5. Disponibilização de informação adicional, caso fosse requerida ou mostrada a informação escrita.

Não existiu qualquer intervenção complementar ou que colocasse em risco a integridade física ou psicológica dos voluntários. As regras de segurança em RM foram aplicadas tendo por base o documento: *Expert Panel on MR Safety. ACR Guidance Document on MR Safe Practices: 2013. Journal of Magnetic Resonance Imaging. 2013. 37:501-530* publicado em 2013 pela Faculdade Americana de Radiologia (*American College of Radiology, ACR*) (100). Os princípios da privacidade, confidencialidade, riscos e benefícios dos dados obtidos e do estudo propriamente dito foram acautelados.

Em suma, foram cumpridos todos os preceitos requeridos em pesquisa com seres humanos e, legalmente exigidos para a realização do estudo.

### **4.3. Métodos de medição do ângulo de Torção Tibial**

Para o cálculo do ângulo de TT com a sobreposição das imagens foram utilizados 2 métodos de medição, MJ e MG (propostos inicialmente para TC) que diferem no ATD, como foi referido previamente. O ângulo de TT em ambos os casos foi medido entre o ATP e o respetivo ATD. O ATP foi definido como a tangente ao longo dos planaltos tibiais (linha a amarelo na Figura 52 e Figura 53), o ATD no MJ foi desenhado pelo centro de dois círculos, num corte ao nível da tibiotársica. Um dos círculos foi delineado na tibia e outro no perónio (linha a verde na

Figura 52); à medida que no MG corresponde à linha que liga os pontos médios dos maléolos medial e lateral (eixo bimaleolar) traçada graças às duas tangentes colocadas nas faces articulares dos maléolos, num corte ao nível da tibiotalar (linha a verde na Figura 53).

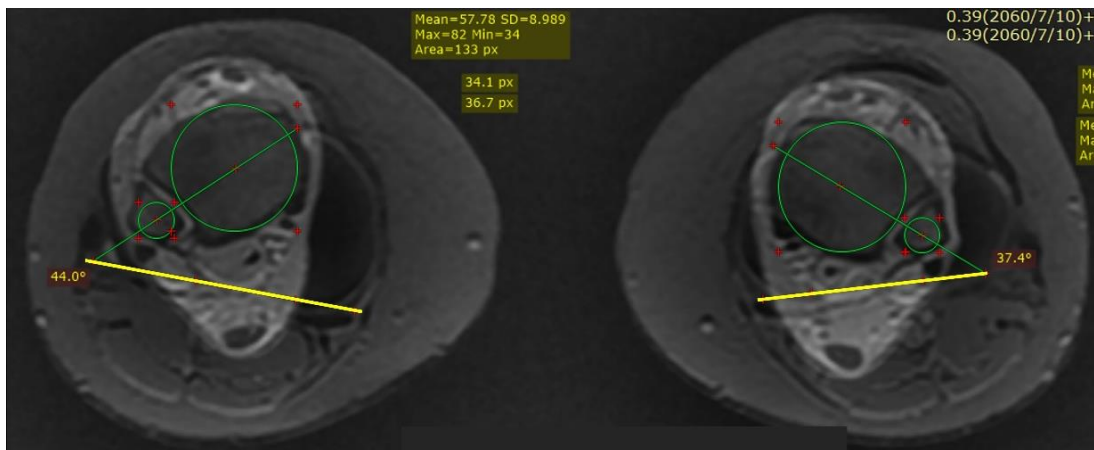


Figura 52 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde através do Método de Jakob.

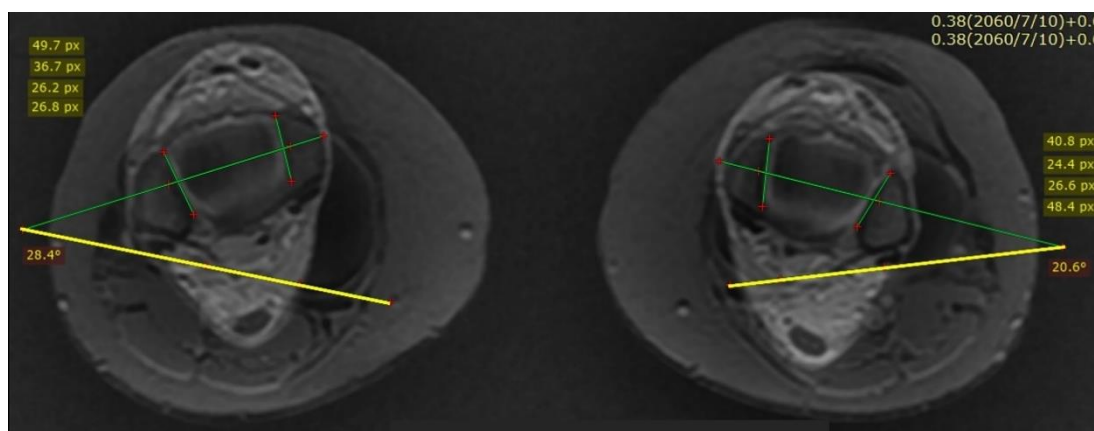
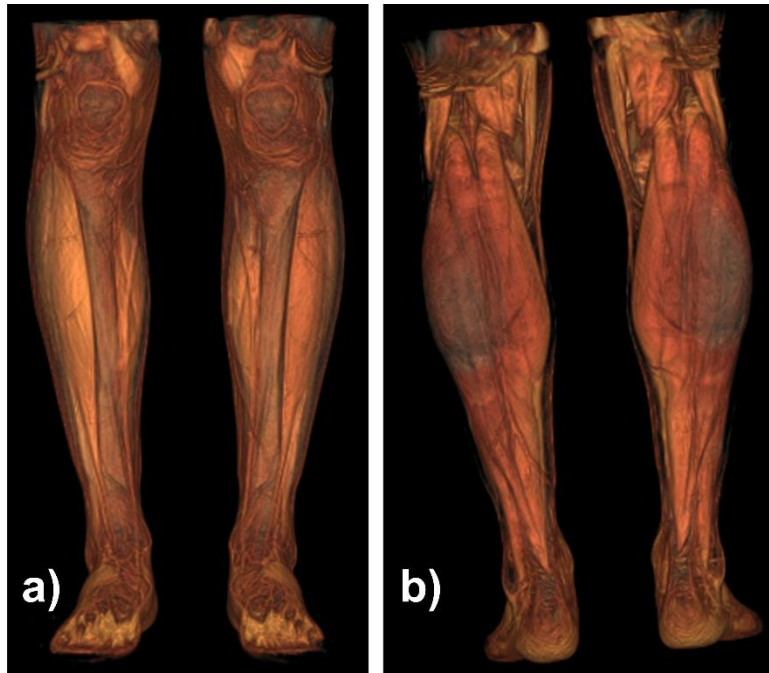


Figura 53 - Ângulo de TT formado pelos ATP a amarelo e ATD a verde através do Método de Goutallier.

Uma vez definidos os pontos anatómicos de referência foi possível determinar todos os valores de TT.

As imagens de superfície dos membros inferiores foram adquiridas através das aquisições em 3D da segunda fase, como se pode constatar na Figura 54.



*Figura 54 - Imagem de superfície dos membros inferiores em 3D, a) vista anterior e b) vista posterior.*

## Capítulo 5 – Resultados e Discussão

No presente estudo foram realizados 114 exames de RM subdivididos entre 2 períodos de aquisição: 104 exames numa primeira fase correspondente ao período compreendido entre o dia 11 de junho e o dia 6 de agosto de 2021, num equipamento GE OPTIMA 1,5T no Departamento de Imagiologia da Clínica Lusíadas Oriente; e os restantes 10 exames na segunda fase durante os dias 31 de janeiro a 3 de fevereiro de 2022 num equipamento MAGNETOM Sempra 1,5T no Departamento de Imagiologia da Magnus Imagens Médicas. Para cada uma das fases foram tidos em consideração todos os parâmetros de protocolo da aquisição de RM: FOV; Espessura de corte; *Gap*; Frequência; Fase; TR; TE; *Flip Angle*; *Echo Train*, descritos na Tabela 6.

### 5.1. Caracterização da amostra

A análise descritiva referente aos dados demográficos e de saúde de cada voluntário (N = 104), encontra-se detalhada no Anexo VI: Caracterização descritiva da amostra, com as variáveis: 'género', 'idade', 'altura', 'massa', 'IMC', 'situação profissional', 'sofre de lesões músculo-esqueléticas - LME', localização da LME', 'prática de exercício físico', 'tipo de exercício praticado', 'frequência da prática do exercício', 'duração da prática do exercício', e 'tipo de dieta praticada'.

No que concerne à variável género, observa-se pelo Gráfico 1 que a maioria dos voluntários é do género feminino (n = 73, o que corresponde a 70,2% das respostas) e 31 destes são do género masculino (29,8% das respostas).

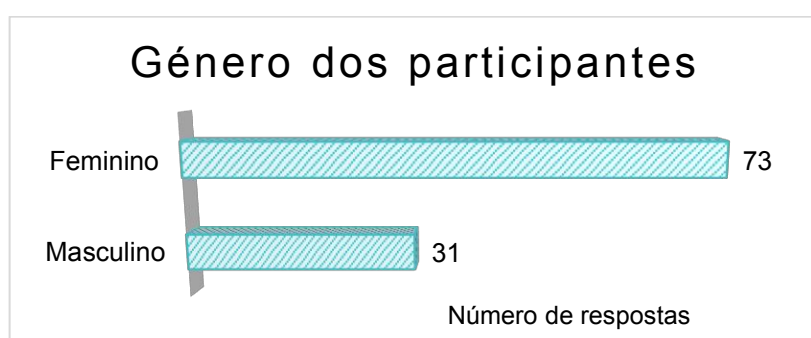


Gráfico 1 - Caracterização da amostra conforme o género dos participantes.

A média das idades foi de  $20,7 \pm 2,3$  anos, no entanto a moda foi de 20 anos ( $n = 22$  participantes, o que equivale a 21,2% das respostas), tendo um intervalo de 13-24 anos (mínimo - máximo). A altura variou segundo o intervalo de 144-188 cm, com média de  $166,9 \pm 9,0$  cm e moda de 170 cm ( $n = 10$  participantes, o que equivale a 9,6% das respostas). A massa foi outra variável quantitativa com intervalo entre 40-120 Kg (mínimo - máximo), média de  $63,5 \pm 13,7$  Kg e moda de 55 e 60 Kg ( $n = 7$  participantes, o que equivale a 6,7% das respostas). Na Tabela 7 são apresentados estes valores.

Tabela 7 - Dados das variáveis idade, altura e massa da amostra.

Variável	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
Idade (anos)	13,0	24,0	20,7	2,3
Altura (cm)	144,0	188,0	166,9	9,0
Massa (Kg)	40,0	120,0	63,5	13,7

O IMC da amostra em estudo foi calculado segundo os parâmetros da OMS para adultos e o CDC para adolescentes, apresentam-se os valores na Tabela 8, com média de  $22,7 \pm 4,3$  kg/m<sup>2</sup>. Verifica-se que a maioria possui peso corporal normal ( $n = 78$  dos participantes, o que corresponde a 75,0% das respostas), 6 dos participantes possui peso corporal baixo (5,8% dos participantes). Constata-se que 15 dos participantes encontram-se em pré-obesidade (14,4% dos participantes), e os restantes 5 participantes possuem classes diferentes de obesidade (classe I, classe II e classe III).

Tabela 8 - Distribuição da variável IMC na amostra.

Variável	Categorização do IMC (kg/m <sup>2</sup> )	n	%	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
IMC (kg/m <sup>2</sup> )				15,1	44,2	22,7	4,3
	Peso corporal baixo	6	5,8%				
	Peso corporal normal	78	75,0%				
	Pré-obesidade	15	14,4%				
	Obesidade classe I	3	2,9%				
	Obesidade classe II	1	1,0%				
	Obesidade classe III	1	1,0%				

Verifica-se que a maioria dos voluntários se encontra na condição de estudante ( $n = 77$  participantes, o que corresponde a 74,0% das respostas), 14 participantes são trabalhadores-

estudantes (13,5% das respostas), 11 são trabalhadores por conta de outrem (10,6% das respostas) e apenas 2 participantes trabalham por conta própria (1,9% das respostas).

Com o objetivo de conhecer se os resultados da variável “Torção Tibial” (os seus valores) foram influenciados por alguma patologia presente, ou sequela de patologia foi igualmente questionado se o voluntário sofreu ou sofre de alguma Lesão Músculo-esquelética - LME em geral. No grupo em estudo 80 participantes referem nunca ter sofrido (o que equivale a 76,9% das respostas), ao passo que os restantes 24 participantes sofreram ou sofrem de uma LME (o que equivale a 23,1% das respostas). Contudo, para o presente estudo consideram-se apenas as alterações sofridas ao nível do membro inferior, o que corresponde a 19 participantes. As lesões referidas correspondem a roturas, desníveis (assimetrias), Síndrome da Hiper mobilidade Articular, Osteocondroma da tíbia, e outras disfunções tal como se pode observar pelo Gráfico 2. Constata-se que 3 dos participantes indicam ter sofrido mais do que uma LME.

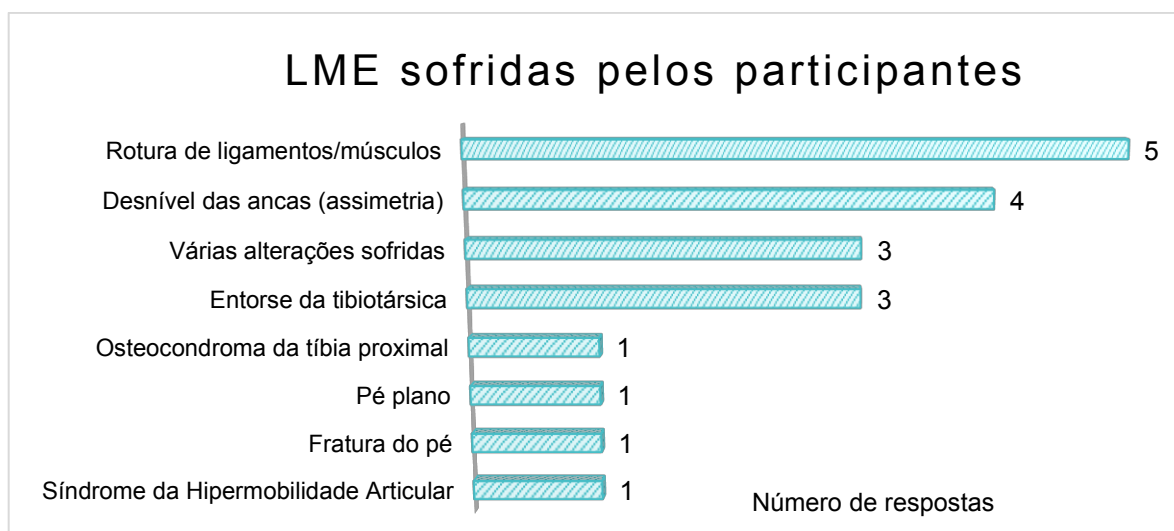


Gráfico 2 - LME(s) sofrida(s) pelos participantes.

Relativamente à prática de exercício físico verificou-se que apenas 43 dos 104 participantes pratica algum tipo de exercício de forma orientada ou autónoma (o que representa 41,3% das respostas). Os restantes 61 participantes (58,7% dos participantes) não praticam qualquer modalidade de atividade física. Dos que praticam exercício físico, verifica-se que a generalidade treina mais do que uma modalidade de exercício, tal como exemplo: treino de preparação física/ginásio e corrida, caminhada, artes marciais, futebol, entre outros. O Gráfico 3 apresenta os vários tipos de exercício praticados pelos participantes.

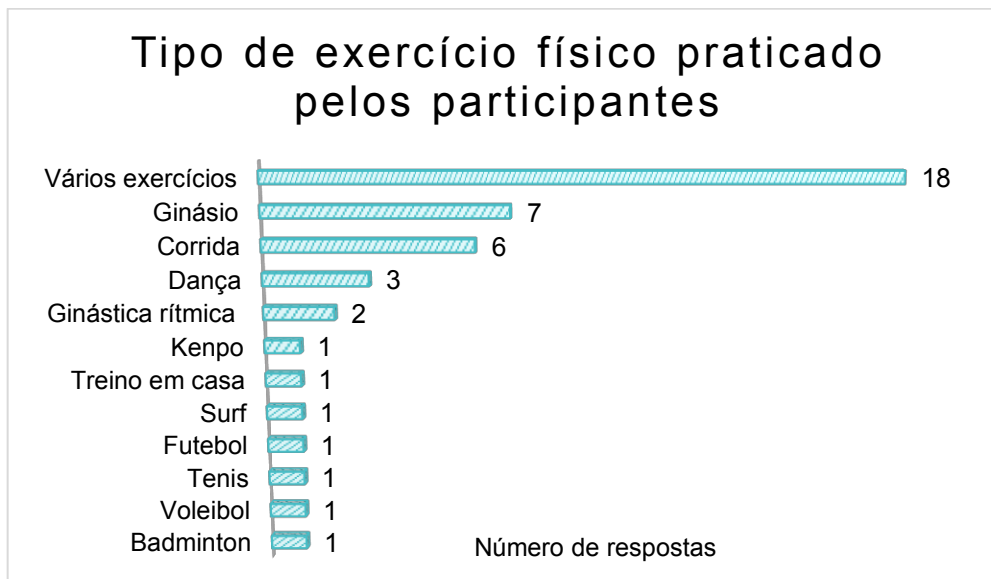


Gráfico 3 - Tipos de exercício físico praticado pelos participantes.

Quanto à frequência de exercício físico praticado, as respostas revelam 2 a 3 vezes por semana o que se verificou como sendo a maioria (n = 19 participantes, o que representa 18,3% das respostas), seguida da prática de 4 a 5 vezes por semana com 11 participantes (10,6% das respostas). Relativamente à duração da prática de exercício físico, a resposta mais frequente foi de cerca de 1 hora na generalidade (n = 20 participantes, o que representa 19,2% das respostas), seguida dos períodos de atividade física de cerca de 1 hora e meia e mais de 1 hora e meia com 9 participantes (8,7% das respostas) em cada. A Tabela 9 evidencia estes valores.

Tabela 9 - Frequência e duração da prática de exercício físico praticado pelos participantes.

Prática de exercício físico	Opções de resposta	n	%
Frequência da prática de exercício físico	Não pratica exercício	61	58,7%
	1 vez por semana	7	6,7%
	2 a 3 vezes por semana	19	18,3%
	4 a 5 vezes por semana	11	10,6%
	6 a 7 vezes por semana	6	5,8%
Duração da prática de exercício físico no geral	Não pratica exercício	61	58,7%
	Cerca de 30 minutos	5	4,8%
	Cerca de 1 hora	20	19,2%
	Cerca de 1 hora e meia	9	8,7%
	Mais de 1 hora e meia	9	8,7%

## Análise das variáveis

Como se pode observar na Tabela 10, ao analisar as combinações de variáveis tais como a relação entre sofrer de LME com a prática de exercício físico verifica-se que a maioria dos participantes não sofre de LME e não pratica exercício físico (n = 50 participantes, o que representa 48,1% das respostas). No entanto, verifica-se um número considerável para os participantes que sofrem de LME e simultaneamente praticam exercício físico (n = 13 participantes, o que equivale a 12,5% das respostas). Observa-se que existe uma percentagem de 28,8% dos participantes da amostra que se enquadra na combinação de não sofrer de qualquer LME e refere praticar exercício físico.

Tabela 10 - Relação entre as variáveis sofrer ou não de LME e praticar ou não exercício físico.

Sofrer de LME vs Prática de exercício físico	n	%
Não tem/teve alteração + Não pratica exercício	50	48,1%
Não tem/teve alteração + Pratica exercício	30	28,8%
Tem/teve alteração + Pratica exercício	13	12,5%
Tem/teve alteração + Não pratica exercício	11	10,6%

Na sua maioria os participantes não praticam qualquer tipo de dieta alimentar (n = 98 participantes, o que corresponde a 94,2% das respostas), segue-se a dieta Ovolactovegetariana com 3 participantes (2,9% das respostas), e as dietas sem lactose, pescetariana e geral com 1 participante (1,0% das repostas) em cada uma das opções. Contudo, o facto de não praticar dieta não exclui uma alimentação cuidada, variada e equilibrada.

Dado que não existe um modelo *Gold-standard* desenvolvido até ao momento para avaliar a TT, existe um grande intervalo de valores para esta disfunção, devido à dificuldade na definição dos eixos tibiais distal e proximal e à escolha dos níveis de corte para as medições. Consequentemente apresenta uma complexidade na interpretação dos resultados obtidos em diferentes estudos, com o uso de métodos inconsistentes e o impacto de um método sobre os outros. Vários pontos de referência proximal e distal têm sido propostos em diferentes estudos para medir a TT quer em métodos clínicos, quer em métodos imagiológicos.

## 5.2. Análise estatística dos valores de Torção Tibial medidos

Neste trabalho foram avaliados exames, numa primeira fase a 104 voluntários (1248 imagens) e numa segunda parte a 10 voluntários (40 imagens) no que toca à Torção Tibial - TT através da Ressonância Magnética – RM. As imagens obtidas em a partir de cada ponderação encontram-se na Figura 55.

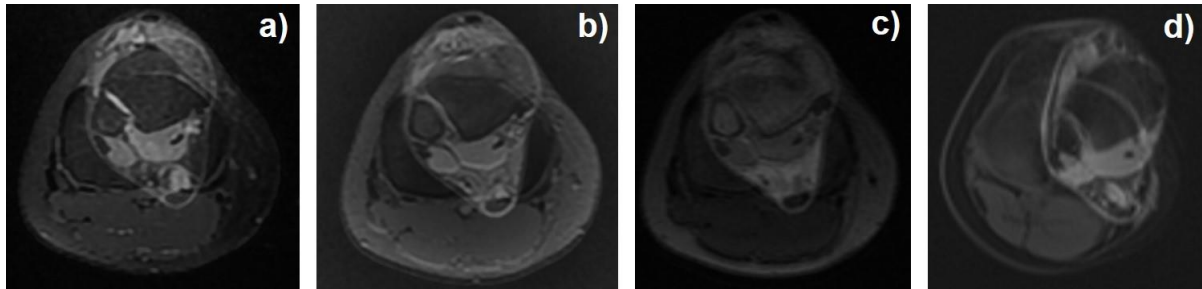


Figura 55 - Imagens de TT obtidas pela RM nas ponderações: a) DP Fat-sat; b) T2; c) T1 SPGR e d) método Dixon.

Desta forma através das 1288 imagens foi calculado este ângulo, mediante os procedimentos descritos previamente. Nos anexos, Anexo VII: Valores de Torção Tibial da primeira fase medidos (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) e Anexo VIII: Valores de Torção Tibial da segunda fase medidos (método de *Dixon*), e as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) para os 10 participantes, encontram-se os valores obtidos de torção tibial.

Pelo teste de *Kolmogorov-Smirnov* ( $N = 104$ ) conclui-se que os dados da primeira fase se ajustam à distribuição normal uma que vez que todos os valores  $p$  são superiores a  $\alpha$  ( $\alpha =$  nível de significância de 5%).

Visto que os dados apresentam uma distribuição normal, para a comparação de um método e outro nas 3 ponderações na tibia direita (DT) e tibia esquerda (ESQ) utilizou-se o *Teste t* para 2 amostras emparelhadas.

Os valores da amostra em estudo evidenciam que existem diferenças estatisticamente significativas entre um método de medida e outro em qualquer uma das ponderações, dado que  $p < \alpha$  como se pode observar pela Tabela 11. Este resultado leva-nos a concluir que, para a avaliação da TT, é diferente aplicar um ou outro método de medição

Para a sequência DP *Fat-sat* com saturação do sinal da gordura a média da diferença entre o MJ e MG foi de 13,4° e 14,6° para o lado DT e ESQ, respetivamente. O valor médio da diferença entre o MJ e MG para as imagens com T2w foi de 13,5° para a tibia DT, já a tibia

ESQ obteve 14,7°. A mesma análise dirigida às imagens ponderadas em T1 *SPGR* para a tibia DT foi de 13,5° e para a ESQ foi de 14,6°. Podemos assim afirmar que a média das diferenças entre o MJ e MG em qualquer uma das ponderações é maior na tibia ESQ (Tabela 11).

Tabela 11 - Comparação entre os métodos (MJ e MG) nas ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) para as pernas DT e ESQ. Teste t para 2 amostras emparelhadas.

MJ e MG avaliados nas ponderações nas pernas DT e ESQ	Média	Desvio-padrão	t	Graus de liberdade	Valor p
Par 1 MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	13,4202	2,8133	48,648	103	0,000
Par 2 MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	14,6135	3,0283	49,211	103	0,000
Par 3 MJ: Ax T2 DT - MG: Ax T2 DT	13,5038	2,6286	52,390	103	0,000
Par 4 MJ: Ax T2 ESQ - MG: Ax T2 ESQ	14,7106	3,2614	45,998	103	0,000
Par 5 MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	13,5038	2,6403	52,157	103	0,000
Par 6 MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	14,5971	3,0729	48,444	103	0,000

Pela observação da Tabela 12 verifica-se que os valores obtidos com o MJ são em média superiores ao MG. Este resultado corrobora os dados descritos na literatura, até ao presente momento (29). Isto poderá dever-se aos pontos anatómicos escolhidos para os eixos de referência utilizados em cada método. Verifica-se que a perna DT possui, em média, valores de TT superiores à perna ESQ. O mínimo obtido para o MJ foi de 17,9° e 14,3° para o lado DT e ESQ, respetivamente. O máximo obtido para o MJ foi de 58,9° e 56,9° para o lado DT e ESQ, respetivamente. O valor mínimo obtido para o MG foi de 6,9° e 3,4° para o lado DT e ESQ, respetivamente. O MG registou um máximo de 45,6° e 44,0° para o lado DT e ESQ, respetivamente.

Tabela 12 - Estatísticas descritivas das medições obtidas segundo as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ.

Ponderações nos MJ e MG nas pernas DT e ESQ	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	17,9	58,9	41,7	7,8

MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	14,3	56,9	39,9	8,1
MJ: Ax T2 DT	17,9	58,7	41,7	7,8
MJ: Ax T2 ESQ	14,5	56,9	39,9	8,1
MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	17,9	58,7	41,7	7,8
MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	14,3	56,9	39,9	8,1
MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	6,9	45,6	28,3	7,6
MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	3,4	44,0	25,2	7,8
MG: Ax T2 DT	6,9	45,6	28,2	7,5
MG: Ax T2 ESQ	3,7	44,0	25,2	7,8
MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	6,9	45,5	28,2	7,5
MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	3,5	44,0	25,3	7,8

A Tabela 13 evidencia as correlações entre as várias ponderações utilizadas na primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) num método e noutro (MJ e MG) em ambos os membros inferiores DT e ESQ através do *Teste t* para 2 amostras emparelhadas. Verifica-se que não existem diferenças estatisticamente significativas nos valores medidos entre as 3 ponderações nos 2 métodos, uma vez que  $p > \alpha$ . Isto significa que as ponderações produzem valores igualmente válidos tanto no MJ como no MG no membro inferior DT e ESQ.

Tabela 13 - Comparação entre as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ. *Teste t* para 2 amostras emparelhadas.

Ponderações avaliadas nos MJ e MG nas pernas DT e ESQ	Média	Desvio-padrão	t	Graus de liberdade	Valor p
Par 1 MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MJ: Ax T2 DT	0,0231	0,1360	1,731	103	0,087
Par 2 MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	0,0106	0,1631	0,662	103	0,510
Par 3 MJ: Ax T2 DT - MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	-0,0125	0,1929	-0,661	103	0,510
Par 4 MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MJ: Ax T2 ESQ	-0,0115	0,3610	-0,326	103	0,745
Par 5 MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	-0,0029	0,3537	-0,083	103	0,934
Par 6 MJ: Ax T2 ESQ - MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	0,0087	0,1247	0,708	103	0,481
Par 7 MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MG: Ax T2 DT	0,0106	0,1222	0,883	103	0,380

Par 8	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	-0,0019	0,1190	-0,165	103	0,869
Par 9	MG: Ax T2 DT - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	-0,0125	0,0952	-1,339	103	0,184
Par 10	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MG: Ax T2 ESQ	0,0856	1,0098	0,864	103	0,389
Par 11	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	-0,0192	0,1352	-1,451	103	0,150
Par 12	MG: Ax T2 ESQ - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	-0,1048	0,9936	-1,076	103	0,285

Foi analisada a existência de diferenças estatisticamente significativas entre as várias ponderações nos 2 métodos da primeira fase e as variáveis independentes, (género, IMC, sofrer de LME e prática de exercício físico), no sentido de se entender se estas variáveis possuem influência e interferem no valor da TT. As tabelas destas relações e correlações são apresentadas no Anexo IX: Correlações entre as várias ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) e as variáveis independentes (género, IMC, sofrer de LME e prática de exercício físico).

Relativamente à variável género foi utilizado o teste de *Mann-Whitney* e não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre a variável independente e qualquer uma das ponderações nos 2 métodos, dado que  $p > \alpha$ . O mesmo acontece para as restantes variáveis independentes estudadas. Na variável IMC recorreu-se ao Coeficiente de *Pearson*, e verifica-se que entre esta variável e qualquer uma das ponderações nos 2 métodos existe correlação negativa muito fraca (com valores a variar de -0,190 a -0,085), ou seja, as variáveis associam-se de forma inversa. Isto quer dizer que enquanto uma das variáveis aumenta a outra diminui, significa que as pessoas com o IMC mais baixo apresentam maior ângulo de TT, e as que possuem IMC mais alto apresentam menor ângulo de TT. Os valores  $p$  obtidos são superiores ao  $\alpha$  o que indica que não existem diferenças estatisticamente significativas entre as categorias do IMC e cada uma das ponderações nos 2 métodos. No que concerne à variável sofrer de LME utilizou-se o teste de *Mann-Whitney* e não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas entre quem sofre e quem não sofre de LME em cada uma das ponderações nos 2 métodos ( $p > \alpha$ ), o que nos leva a admitir que na amostra em causa o facto de possuir LME não influencia os valores de TT. Por último na variável prática de exercício físico pelo *Teste t* para 2 amostras emparelhadas não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas entre quem pratica e quem não pratica exercício físico, em cada uma das ponderações, nos 2 métodos ( $p > \alpha$ ).

Em suma, verifica-se que nenhuma das variáveis independentes influencia o valor do ângulo da TT por não se terem verificado diferenças estatisticamente significativas, dado que  $p > \alpha$ .

Pela análise do Coeficiente de *Pearson* ( $r$ ) entre as várias ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG), constata-se que existe correlação positiva forte ou muito forte entre as ponderações nos métodos, ou seja, as variáveis associam-se de forma direta e no mesmo sentido. Perante todas as correlações realizadas, foi obtido  $r = 1$  (existe uma correlação perfeita positiva entre as variáveis) entre MJ: Ax DP *Fat-sat* DT com MJ: Ax T2; MJ: Ax DP *Fat-sat* DT com MJ: Ax T1 *SPGR* DT; MJ: Ax T2 DT com MJ: Ax T1 *SPGR* DT; MJ: Ax T2 ESQ com MJ: Ax T1 *SPGR* ESQ; e MG: Ax DP *Fat-sat* ESQ com MG: Ax T1 *SPGR* ESQ. O Anexo IX: Correlações entre as várias ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) e as variáveis independentes (género, IMC, sofrer de LME e prática de exercício físico) apresenta estas correlações.

Daqui podemos inferir que as ponderações de RM selecionadas na realização dos exames são adequadas aos modelos de medida MJ e MG.

Pelo teste de *Shapiro-Wilk* ( $N = 10$ ) conclui-se que os dados da segunda fase (*Dixon*) se ajustam à distribuição normal uma que vez que os valores  $p$  são superiores a  $\alpha$  ( $\alpha =$  nível de significância de 5%).

Uma vez que os dados apresentam uma distribuição normal, para a comparação de um método e outro no método *Dixon* na tibia DT e ESQ utilizou-se o *Teste t* para 2 amostras emparelhadas.

Os valores da amostra em estudo evidenciam que, tal como se verificou na primeira fase do estudo, existem diferenças estatisticamente significativas entre um método de medida e outro no método *Dixon*, dado que  $p < \alpha$  como se pode observar pela Tabela 14. O valor médio da diferença entre o MJ e o MG para as imagens *Dixon* foi de 14,3° para a tibia DT, já a tibia ESQ obteve 15,4°.

Tabela 14 - Comparação entre os métodos (MJ e MG) no método da segunda fase (*Dixon*) para as pernas DT e ESQ. Teste *t* para 2 amostras emparelhadas.

MJ e MG avaliados no método nas pernas DT e ESQ	Média	Desvio-padrão	t	Graus de liberdade	Valor $p$
Par 1 MJ: <i>Dixon</i> DT - MG: <i>Dixon</i> DT	14,2500	1,8002	25,033	9	0,000
Par 2 MJ: <i>Dixon</i> ESQ - MG: <i>Dixon</i> ESQ	15,3500	2,3138	20,978	9	0,000

Da mesma forma se observa, como na primeira fase, que os valores obtidos na segunda fase com o MJ são em média superiores ao MG com apenas 10 participantes. Observa-se que o membro inferior DT possui, em média, valores superiores de TT em relação ao ESQ. No método *Dixon* com o MJ foi obtida uma média de TT de  $43,1^\circ \pm 5,4^\circ$  e  $42,8^\circ \pm 4,6^\circ$  para o lado DT e ESQ, respetivamente. Para o MG foi obtida uma média de TT de  $28,9^\circ \pm 5,2^\circ$  e  $27,4^\circ \pm 5,1^\circ$  para o lado DT e ESQ, respetivamente. Assim se conclui que as médias dos valores de TT entre a primeira e segunda fase são próximas.

Dado que ambos os dados da primeira e segunda fase seguem uma distribuição normal é possível compará-los. As comparações pelo *Teste t* para 2 amostras emparelhadas entre as várias ponderações utilizadas na primeira (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*), e no método da segunda fase (*Dixon*) nas pernas DT e ESQ verificam-se nas Tabela 15 e

Tabela 16 para o MJ e MG, respetivamente, somente para os 10 voluntários. Ao comparar as 4 ponderações em cada um dos métodos e em cada perna conclui-se que apenas existem diferenças estatisticamente significativas entre as ponderações DP *Fat-sat* com T2, T2 com o método *Dixon* e T1 *SPGR* com o método *Dixon* na perna ESQ no MG ( $p < \alpha$ ).

Estes resultados pressupõem que o facto de a ponderação de RM incluir a técnica de saturação do sinal da gordura da medula óssea, poderá produzir alterações na observação e seleção das estruturas e pontos anatómicos utilizados como referência para obtenção da medição. Não foram verificados *outliers* que possam estar a enviesar os resultados, e que justifiquem as diferenças estatisticamente significativas encontradas entre as ponderações. Confirma-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as ponderações T2 e T1 *SPGR* (primeira fase) com a técnica *Dixon* (segunda fase) no MG na perna ESQ. Este resultado não era espectável ocorrer apenas no membro esquerdo.

Nas restantes comparações entre as diversas ponderações não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas entre estas ( $p > \alpha$ ). Não obstante na literatura não existem estudos publicados que abordem a relação dos valores de TT entre as sequências de contraste com as técnicas de saturação de gordura.

Tabela 15 - Comparação entre as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) e o método da segunda fase (*Dixon*) no MJ para as pernas DT e ESQ. *Teste t* para 2 amostras emparelhadas.

Ponderações avaliadas no MJ nas pernas DT e ESQ		Média	Desvio-padrão	t	Graus de liberdade	Valor p
Par 1	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MJ: Ax T2 DT	0,0700	0,1418	1,561	9	0,153
Par 2	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	-0,0100	0,0994	-0,318	9	0,758

Par 3	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MJ: <i>Dixon</i> DT	0,0600	0,2951	0,643	9	0,536
Par 4	MJ: Ax T2 DT - MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	-0,0800	0,1229	-2,058	9	0,070
Par 5	MJ: Ax T2 DT - MJ: <i>Dixon</i> DT	-0,0100	0,3071	-0,103	9	0,920
Par 6	MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT - MJ: <i>Dixon</i> DT	0,0700	0,3234	0,685	9	0,511
Par 7	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MJ: Ax T2 ESQ	0,0500	0,1269	1,246	9	0,244
Par 8	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	0,0500	0,1354	1,168	9	0,273
Par 9	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MJ: <i>Dixon</i> ESQ	-0,0800	0,3327	-0,760	9	0,466
Par 10	MJ: Ax T2 ESQ - MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	0,0000	0,1155	0,000	9	1,000
Par 11	MJ: Ax T2 ESQ - MJ: <i>Dixon</i> ESQ	-0,1300	0,3974	-1,035	9	0,328
Par 12	MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ - MJ: <i>Dixon</i> ESQ	-0,1300	0,3802	-1,081	9	0,308

Tabela 16 - Comparação entre as ponderações da primeira fase (*DP Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) e o método da segunda fase (*Dixon*) no MG para as pernas DT e ESQ. Teste t para 2 amostras emparelhadas.

Ponderações avaliadas no MG nas pernas DT e ESQ		Média	Desvio-padrão	t	Graus de liberdade	Valor p
Par 1	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MG: Ax T2 DT	1,0000	3,2335	0,978	9	0,354
Par 2	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	1,0100	3,1600	1,011	9	0,339
Par 3	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT - MG: <i>Dixon</i> DT	0,8200	3,2024	0,810	9	0,439
Par 4	MG: Ax T2 DT - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	0,0100	0,1101	0,287	9	0,780
Par 5	MG: Ax T2 DT - MG: <i>Dixon</i> DT	-0,1800	0,2741	-2,077	9	0,068
Par 6	MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT - MG: <i>Dixon</i> DT	-0,1900	0,2846	-2,111	9	0,064
Par 7	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MG: Ax T2 ESQ	0,0600	0,0516	3,674	9	<b>0,005</b>
Par 8	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	0,0500	0,0972	1,627	9	0,138
Par 9	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ - MG: <i>Dixon</i> ESQ	-0,0800	0,1989	-1,272	9	0,235
Par 10	MG: Ax T2 ESQ - MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	-0,0100	0,0876	-0,361	9	0,726
Par 11	MG: Ax T2 ESQ - MG: <i>Dixon</i> ESQ	-0,1400	0,1838	-2,409	9	<b>0,039</b>
Par 12	MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ - MG: <i>Dixon</i> ESQ	-0,1300	0,1494	-2,751	9	<b>0,022</b>

As imagens 3D provenientes da segunda fase, técnica *Dixon*, representam uma mais-valia, e um complemento à avaliação da TT assim como na identificação de possíveis lesões na amostra em causa.

Com base nos exames realizados nos 2 métodos e nas 4 ponderações conclui-se que a RM permite a observação completa, objetiva e definida de contornos ósseos, o que evidencia ser um método rápido, reprodutível e eficaz na avaliação da TT. Vale ressaltar que uma vez que o homem se desloca numa posição bípede de carga e as avaliações clínicas imagiológicas são efetuadas em posição decúbito não se estudam as informações de suporte de peso, informações essas que poderão ser importantes na prática clínica.

A análise estatística permite estimar intervalos de valores de TT para uma população em fase de pré-ossificação da placa epifisária com o MJ de 14,3°- 58,9° e com o MG de 3,5°- 45,6°. Para além disto possibilita indicar um possível intervalo de valores de TT na amostra em estudo, independentemente, do método de 23,0°- 42,7°. A média para o MJ foi de 41,7° ± 7,7° e 39,8° ± 7,9° para o lado DT e ESQ respetivamente, enquanto no MG foi de 28,1° ± 7,5° e 25,1° ± 7,7° para o lado DT e ESQ respetivamente.

Ao considerar o intervalo de valores para TT descrito na literatura (20,0°-41,7°) (71) é possível identificar se o voluntário possui ou não TT. Verifica-se que os intervalos apresentados no presente estudo estão bastante próximo do intervalo estabelecido na literatura para qualquer população, o que prova que ambos os métodos utilizados na RM são credíveis. De salientar que a literatura considera o intervalo de valores para uma ampla faixa etária e não na faixa etária do estudo em causa. Uma que vez que não existem valores de referência na literatura de TT em RM, e tendo o estudo encontrado realmente valores, poder-se-á ter contribuído para a definição de um valor, ou intervalo de valores, de referência. Assim, estes valores poderão vir a ser validados como valores *standardizados* após estudos com amostras maiores.

Visto que a maioria dos estudos publicados avalia esta patologia através da Tomografia Computorizada (TC) (Capítulo 3 – Estado de Arte), a comparação com os resultados aqui apresentados torna-se complexa dado que os métodos de avaliação não são os mesmos. Todavia o intervalo de valores obtido com o MJ está próximo do intervalo apresentado nos estudos de Jend *et al.* (1981) (74) em TC; Eckhoff *et al.* (1994) (72) tanto em goniometria como em TC; e Tamari *et al.* (2005) (84) em RM recorrendo ao procedimento análogo à TC descrito por Schneider. E está dentro do intervalo do estudo de Schneider *et al.* (1997) (81) em RM recorrendo ao método de Jend.

À medida que o intervalo de valores obtido com o MG está dentro do intervalo dos estudos de LeDamany (1909) (72,101) através da antropometria; Jakob *et al.* (1980) (73) em TC; Clementz (1988) (75) através de um fluoroscópio móvel com braço em C; Reikerås *et al.* (1989) (76) em TC; Yoshioka *et al.* (1989) (78) em cadáveres; Eckhoff *et al.* (1994) (72) tanto em goniometria como TC; Schneider *et al.* (1997) (81) em RM recorrendo ao método de Jend; Tamari *et al.* (2005) (84) em RM recorrendo ao procedimento análogo à TC descrito por Schneider; Mullaji *et al.* (2008) (85) em TC; Diederichs *et al.* (2016) (88) em RM; Madadi *et al.* (2016) (90) em TC; Roskopf *et al.* (2017) (91) tanto em RM como modelos 3D baseados em radiografias biplanares de baixa dose; Vanhove *et al.* (2019) (94) em TC; Fürmetz *et al.* (2019) (95) a partir de dados de TC criaram modelos 3D digitais; e Winkler *et al.* (2020) (71) em RM. O MG ao possuir uma média do ângulo de TT menor em comparação com o MJ, detém um maior número de estudos com intervalo de valores muito aproximados.

A partir da Tomografia Computorizada reproduziram-se os métodos de Jakob (1980) e de Goutallier (2006) em Ressonância Magnética para o cálculo da Torção Tibial no presente estudo. A avaliação da TT foi realizada pela primeira vez por Jakob *et al.* Estes métodos diferem no ponto de referência do ângulo tibial distal (ATD), possuindo o mesmo ângulo tibial proximal (ATP). O ATP foi definido como a tangente ao longo dos planaltos tibiais. O ATD no MJ foi desenhado pelo centro de dois círculos; à medida que no MG corresponde à linha que liga os pontos médios dos maléolos medial e lateral. Através dos valores obtidos no estudo conclui-se que ambos os métodos respondem à medição e à patologia em causa, contudo, constata-se pela literatura que o método de Goutallier é o mais utilizado. Isto poderá estar associado ao facto de ser mais acessível o delinear do ATD. Posto isto, o método de Goutallier poderá ser o método mais seguro para avaliar a TT por RM e preferencialmente com a utilização de sequências com saturação do sinal da gordura.

## Capítulo 6 – Conclusões e Estudos Futuros

Com este estudo foi possível abordar, aprofundar e produzir conhecimentos sobre o método da Ressonância Magnética na avaliação da Torção Tibial, e a importância de se utilizar um método imagiológico sem recurso à Radiação Ionizante. Partindo da pergunta de investigação e tendo em conta todos os objetivos propostos para o presente estudo, pode-se concluir que todos estes foram alcançados.

A TT é uma propriedade física do osso que reflete a rotação entre as extremidades proximal e distal, que pode provocar alterações na marcha do indivíduo. A medição desta torção, é complementar, ajuda a determinar a extensão da deformidade e a tomada de decisão do tratamento, com possível cirurgia de Osteotomia Rotacional Tibial. Os valores de torção tibial por si só não são suficientes para a tomada de decisão clínica. As consequências funcionais da torção tibial patológica também devem ser avaliadas no contexto da marcha do paciente. O clínico deve avaliar se a deformidade torsional medida afeta negativamente a biomecânica do tornozelo e do joelho durante a marcha. O estudo de Mullaji *et al.* (2008) (85) mostrou que variações de etnia e geográficas, forma de sentar, pressões posicionais nas pernas, estilo de vida, postura e outras ações produzem mudanças rotacionais nas tíbias e, dependendo da direção da tensão rotativa aplicada provocam TT.

Com o intuito de se adaptar um método de quantificação e avaliação da TT por RM, foram realizados vários exames com diferentes ponderações (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR* e método *Dixon*) em 2 métodos distintos, o MJ e MG. Estes métodos diferem entre si no procedimento de medida da extremidade distal do membro inferior. No MJ foram desenhados, pelo centro, 2 círculos, um na tibia e outro no perónio, enquanto no MG corresponde à linha que passa pelos pontos médios dos maléolos medial e lateral. A porção proximal foi definida como a tangente ao longo dos planaltos tibiais para ambos os métodos. Os exames foram efetuados em 2 fases, a primeira incluindo as ponderações de RM de DP *Fat-sat*, T2, T1 *SPGR* e a segunda com o método de *Dixon* em voluntários entre os 13 e os 24 anos de idade.

Por meio da análise estatística verificou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis independentes (género, IMC, sofrer de LME e prática de exercício físico) e qualquer das ponderações nos 2 métodos, da primeira fase. O que significa que estas variáveis independentes não exercem influência sobre as medições obtidas pelo MJ ou MG em nenhuma das ponderações.

Todavia existem diferenças estatisticamente significativas entre um método e outro em qualquer uma das ponderações tanto na primeira fase como na segunda. Este resultado leva-nos a concluir que, para a avaliação da TT, é diferente aplicar um ou outro método de medição.

No entanto, não foram identificadas diferenças estatisticamente significativas entre as ponderações tanto no MJ como no MG na perna DT e ESQ na primeira fase. Constatou-se que existe correlação positiva forte ou muito forte entre as ponderações da primeira fase nos MJ e MG, ou seja, as variáveis associam-se de forma direta e no mesmo sentido. O que significa que aplicar uma ou outra ponderação não altera a medida final da TT num ou noutro método na primeira fase.

Ao comparar as correlações entre as ponderações das 2 fases foram detetadas diferenças estatisticamente significativas entre as ponderações DP *Fat-sat* com T2, T2 com o método *Dixon* e T1 *SPGR* com o método *Dixon* na perna ESQ no MG.

Entendemos estes resultados como consequência do contraste produzido na ponderação *Fat-sat* e no método *Dixon* ter influência da visualização dos pontos anatómicos tomados para medida. A ponderação T2 devido ao sinal apresentado entre o osso cortical e as partes moles não delimita da mesma forma a interface entre 2 estruturas anatómicas podendo, por isso, induzir um viés de medida. Esta suposição é confirmada pelo facto de se terem registado somente diferenças estatisticamente significativas entre as ponderações T2 e T1 *SPGR* (primeira fase) com a técnica *Dixon* (segunda fase) no MG na perna ESQ. Este resultado não era espectável ocorrer apenas no membro esquerdo, no entanto, poderá ter sido devido ao posicionamento, à frequência do membro dominante nesta subamostra, devido ao reduzido número de voluntários (N = 10) ou associado a um erro de medida.

Verifica-se que os intervalos de valores obtidos pelos MJ e MG estão bastante próximo do intervalo estabelecido na literatura. De igual forma se observa que os valores obtidos com o MJ, em média, são superiores ao MG corroborando os dados descritos na literatura (29).

No presente estudo a partir da Tomografia Computorizada reproduziram-se os métodos de Jakob (1980) e de Goutallier (2006) em Ressonância Magnética para o cálculo da Torção Tibial. Através dos valores obtidos conclui-se que ambos os métodos respondem à medição e à patologia em causa, contudo, constata-se pela literatura, que o método de Goutallier é o mais frequentemente utilizado. Isto poderá estar associado ao facto de ser mais acessível o delinear do ângulo tibial distal, sendo mais facilmente identificadas as referências anatómicas a considerar. Posto isto, o método de Goutallier poderá ser o método mais seguro para avaliar a TT por RM e preferencialmente com a utilização de sequências com saturação do sinal da gordura.

Prova-se assim que a RM é credível, reproduzível, possui uma boa resolução tecidual e não acarreta qualquer prejuízo à saúde da população, sendo que a população em estudo, por ser jovem, está exposta a maior risco quando estudada por métodos imagiológicos que usam a

radiação ionizante. Adicionalmente com os modelos 3D, adquiridos na segunda fase (*Dixon*), complementam a avaliação da TT pela RM.

A aquisição das imagens de RM da segunda fase, por ser uma aquisição em 3D, permite a reconstrução em renderização de volume de ambas as pernas fornecendo assim uma imagem objetiva, e próxima do real (da representação física do órgão). Desta forma, este método possibilita ainda, para além da análise da TT pelos métodos estudados, uma medição através dos pontos e eixos anatómicos de superfície.

No que diz respeito às limitações deste estudo refira-se que, os valores de TT foram calculados apenas por um investigador, e apesar da definição de pontos e planos anatómicos para o cálculo, bem como a atenção na reprodutibilidade do posicionamento na mesa de RM, os mesmos podem ter sofrido alterações de exame para exame. Para além disto, o facto de terem sido analisados vários exames ao longo dos dias, o observador pode ter acusado cansaço e ter influenciado as medidas de TT.

Outra limitação prende-se com o facto do presente estudo não possuir valores de TT avaliados pela TC, dado que é o método mais utilizado, e apenas se ter avaliado a patologia músculo-esquelética pela RM. Desta forma não é totalmente seguro afirmar que os MJ e MG empregues na RM no presente estudo sejam inequivocamente precisos. Porém, com a RM e com base no intervalo de valores médios estipulado para a TT na literatura é possível discriminar quem possui e quem não possui a patologia. Nota-se não ter sido realizada a avaliação da precisão dos métodos de medida aplicados e a amostra, por questões de acessibilidade, não incluir um grupo de casos e de controlo. Pensa-se que os resultados poderiam ser mais expressivos caso existisse a segurança de que a patologia estivesse presente nos casos e ausente no controlo.

No seguimento do trabalho desenvolvido, e como perspetivas futuras sugere-se o desenvolvimento de algoritmos capazes de aplicar métodos de medição 3D para segmentar modelos de forma automática que visem melhorar a compreensão da TT na biomecânica. Seria, de igual modo, interessante, em amostras maiores ( $N > 3000$  indivíduos), a criação de protocolos com a definição de pontos e eixos de referência padronizados para avaliar a TT no sentido de se obter uma otimização e menor variabilidade de resultados. Neste seguimento, poder-se-ia conseguir estabelecer valores de TT *standardizados* para uma população.

Numa época de investigação de grandes avanços tecnológicos e científicos é importante ter a capacidade de proporcionar aos doentes os melhores meios e cuidados de saúde. Este facto, inclui a realização de um diagnóstico preciso, o mais precoce possível e sem recorrer à RI, de forma a prever e controlar o prognóstico para cada caso. Assim, através dos resultados obtidos neste estudo confirma-se que a aplicação da RM a esta patologia poderá trazer

vantagens, tanto ao nível do diagnóstico como do prognóstico e, ainda, das decisões médicas e terapêuticas.

## Referências Bibliográficas

1. González-Carbonell RA, Ortiz-Prado A, Jacobo-Armendáriz VH, Cisneros-Hidalgo YA, Alpizar-Aguirre A. 3D patient-specific model of the tibia from CT for orthopedic use. *J Orthop*. 2015;12(1):11–6.
2. Seeley RR, Stephens T, Philip Tate. *Anatomia e Fisiologia*. 6ª Edição. Lusociência; 2003. 1213 p.
3. Ionizing radiation, health effects and protective measures [Internet]. World Health Organization. 2016 [cited 2021 Sep 22]. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures>
4. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. *MRI in Practice*. 4th Edition. Wiley-Blackwell; 2011. 459 p.
5. Monahan F, Sands JK, Neighbors M, Marek JF, Green CJ. *Phipps' Medical-Surgical Nursing: Health and Illness Perspectives*. 8th ed. Elsevier; 2007. 2096 p.
6. Crowther CL. *Cuidados primários em ortopedia*. 2ª Edição. Lusodidacta; 2005. 418 p.
7. Santos VS dos. Ossos do membro inferior [Internet]. Mundo Educação. [cited 2021 Sep 14]. Available from: <https://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/ossos-membro-inferior.htm>
8. Tortora GJ, Derrickson B. *Corpo Humano Fundamentos de Anatomia e Fisiologia*. 10ª Edição. Cunha MRF, editor. Artmed; 2016. 690 p.
9. Lee SW. *Musculoskeletal injuries and conditions: assessment and management* [Internet]. 1st ed. New York: demosMEDICAL; 2016. 488 p. Available from: [https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=\\_2Z\\_DQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Musculoskeletal+Injuries+and+Conditions:+Assessment+and+Management&ots=N4UzeVUAsv&sig=ZZn4bitilivNNpFpVTb288v56-g&redir\\_esc=y#v=onepage&q=Musculoskeletal Injuries and Conditions%253](https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=_2Z_DQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Musculoskeletal+Injuries+and+Conditions:+Assessment+and+Management&ots=N4UzeVUAsv&sig=ZZn4bitilivNNpFpVTb288v56-g&redir_esc=y#v=onepage&q=Musculoskeletal%20Injuries%20and%20Conditions%253)
10. *Dores nos Joelhos: o que você precisa saber sobre esse assunto* [Internet]. Reliza Acessórios de Ergonomia, Informática e Neoprene. [cited 2021 Sep 22]. Available from: [https://reliza.com.br/dor-no-joelho-o-que-voce-precisa-saber-sobre-esse-assunto/?\\_\\_cf\\_chl\\_managed\\_tk\\_\\_=pmd\\_AuqF10MotzgMtdPxMmZqcLAW.WqFaBJb\\_y\\_1H1Lk1jc-1632312628-0-gqNtZGzNAzujcnBszQc9](https://reliza.com.br/dor-no-joelho-o-que-voce-precisa-saber-sobre-esse-assunto/?__cf_chl_managed_tk__=pmd_AuqF10MotzgMtdPxMmZqcLAW.WqFaBJb_y_1H1Lk1jc-1632312628-0-gqNtZGzNAzujcnBszQc9)
11. Ariel D. *Fratura do platô tibial*. *Ortopedia e Traumatologia*.
12. Structure a long bone humerus tube vector image [Internet]. VectorStock. [cited 2021 Nov 30]. Available from: <https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/structure-a-long-bone-humerus-tube-vector-27875100>
13. D'amado M. *Fratura do Tornozelo – Quando operar?* [Internet]. *Medicina Ortopédica*. 2021 [cited 2021 Sep 15]. Available from: <https://medicinaortopedica.com/2021/03/31/cirurgia-para-fratura-do-tornozelo/>
14. White JR, Wilsman NJ, Leiferman EM, Noonan KJ. Histomorphometric analysis of an adolescent distal tibial physis prior to growth plate closure. *J Child Orthop*. 2008;2(4):315–9.

15. Meneses EB. Sistema esquelético [Internet]. SlidePlayer. [cited 2021 Sep 16]. Available from: <https://slideplayer.com.br/slide/13637210/>
16. Pinho MC, Vaz MP, Arezes PM, Campos JR, Magalhães AB. Lesões músculo-esqueléticas relacionadas com as atividades desportivas em crianças e adolescentes: Uma revisão das questões emergentes. Vol. 9, Motricidade. 2013.
17. Netter FH, Iannotti JP, Parker RD. The Netter Collection of Medical Illustrations Volume 6 - Musculoskeletal System Part III - Biology and Systemic Diseases. 2nd Edition. Iannotti JP, Parker RD, editors. Licensing, Elsevier's Health Science; 2013. 357 p.
18. Manaster B j., Crim J, Rosenberg, Sadka Z. Diagnostic and Surgical Imaging Anatomy: Knee, Ankle, Foot. 1st ed. Amirsys Inc; 2007. 650 p.
19. Pinheiro P. Diferenças entre artrite e artrose [Internet]. MD.SAÚDE. 2021 [cited 2021 Sep 17]. Available from: <https://www.mdsaude.com/reumatologia/artrite-artrose/>
20. Dismetria – o que é? Centro Clínico do Pé Dr. Fátima Carvalho. 2016.
21. Subburaj K, Ravi B, Agarwal M. Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning [Internet]. Vol. 34, Computerized Medical Imaging and Graphics. Elsevier Ltd; 2010. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compmedimag.2009.11.003>
22. Tschinkel K, Gowland R. Knock-knees: Identifying genu valgum and understanding its relationship to vitamin D deficiency in 18th to 19th century northern England [Internet]. Vol. 30, International Journal of Osteoarchaeology. 2020. Available from: <https://doi.org/10.1002/oa.2919>
23. Patel M, Nelson R. Genu Valgum. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing [Internet]. 2021; Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559244/>
24. Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. Clin Biomech [Internet]. 2020;73:55–62. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006>
25. Okumus A. Combination of Lipofilling With Liposuction in the Correction of Pseudo Genu Varus Deformity. Aesthetic Surg J. 2020;40(3):1–23.
26. LaPrade R. Description of Genu Recurvatum [Internet]. Robert LaPadre MD, PhD Complex Knee & Sports Medicine Specialist. [cited 2021 Sep 20]. Available from: <https://drrobertlaprademd.com/genu-recurvatum-hyperextension-of-the-knee-twin-cities-minnesota/>
27. Santos H. Espondilite Anquilosante [Internet]. Instituto Português de Reumatologia. 2013 [cited 2021 Sep 20]. Available from: <http://www.ipr.pt/index.aspx?p=MenuPage&MenuId=174>
28. Ferreira J. Pé diabético [Internet]. Saude bemestar. 2020 [cited 2021 Sep 22]. Available from: <https://www.saudebemestar.pt/pt/clinica/cirurgia-vascular/pe-diabetico/>
29. Hoch A, Roth T, Marcon M, Fűrnhstahl P, Fucentese SF, Sutter R. Tibial torsion analysis in computed tomography: development and validation of a real 3D measurement technique. Insights Imaging. 2021;12(1):1–18.
30. ROSEN H, SANDICK H. The measurement of tibiofibular torsion. Vol. 37 A, The Journal

- of bone and joint surgery. American volume. 1955.
31. Rerucha CM, Dickison C, Baird DC. Lower Extremity Abnormalities in Children. Vol. 96, American family physician. 2017.
  32. Callaghan PT. Principles of nuclear magnetic resonance microscopy [Internet]. Oxford: Clarendon Press; 1993. 512 p. Available from: [https://books.google.pt/books?id=yjrjT\\_W5hygC&printsec=frontcover&hl=pt-PT&source=gbs\\_ge\\_summary\\_r&cad=0#v=onepage&q&f=false](https://books.google.pt/books?id=yjrjT_W5hygC&printsec=frontcover&hl=pt-PT&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false)
  33. Geva T. Magnetic resonance imaging: Historical perspective. Vol. 8, Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance. 2006.
  34. Ribeiro MMCP, O'Neill JG, Maurício JC. Caraterização da Tecnologia por Ressonância Magnética em Portugal. 2013.
  35. Sabbatini RME. A História da Neuroimagem [Internet]. Revista Cérebro & Mente. 2003 [cited 2021 Sep 23]. Available from: [http://www.cerebromente.org.br/n20/history/neuroimage4\\_p.htm](http://www.cerebromente.org.br/n20/history/neuroimage4_p.htm)
  36. Damadian R, Minkoff L, Goldsmith M, Stanford M, Koutcher J. Field focusing nuclear magnetic resonance (FONAR): Visualization of a tumor in a live animal. Science (80- ). 1976;194(4272):1430–2.
  37. Biological Effects of Radiation. In: USNRC Nuclear Reactor Concepts Course [Internet]. United states nuclear regulatory commission technical training center; p. 169. Available from: <https://www.nrc.gov/docs/ML0230/ML023020519.pdf>
  38. Reisz JA, Bansal N, Qian J, Zhao W, Furdui CM. Effects of ionizing radiation on biological molecules - mechanisms of damage and emerging methods of detection. Antioxidants Redox Signal. 2014;21(2):260–92.
  39. Nikitaki Z, Mavragani I V., Laskaratou DA, Gika V, Moskvina VP, Theofilatos K, et al. Systemic mechanisms and effects of ionizing radiation: A new “old” paradigm of how the bystanders and distant can become the players. Semin Cancer Biol [Internet]. 2016;37–38:77–95. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.semcancer.2016.02.002>
  40. Santos CS, Rosário P, Moreira S, Telo E, Manzano MJ, Leite ES, et al. Vigilância da saúde dos trabalhadores expostos a radiação ionizante – Guia Técnico n.º 1 / Programa Nacional de Saúde Ocupacional: 2.º Ciclo – 2013/2017 [Internet]. Direção-Geral da Saúde. Portugal. 2016 [cited 2021 Nov 20]. p. 69. Available from: [http://projects.itn.pt/JGAlves/DGS\\_Guia\\_Tec\\_01.pdf](http://projects.itn.pt/JGAlves/DGS_Guia_Tec_01.pdf)
  41. Havránková R. Biological effects of ionizing radiation. Biologické účinky ionizujícího záření. Cas Lek Cesk. 2020;159(7–8):258–60.
  42. 103 IP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection [Internet]. VALENTIN J, editor. Vol. 37, International Commission on Radiological Protection. The International Commission on Radiological Protection by Elsevier; 2007. 339 p. Available from: [https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB\\_37\\_2-4](https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4)
  43. Santos L. Impacto da Radioterapia no stress oxidativo em modelos celulares radorresistentes em contexto de obesidade [Internet]. scola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto Instituto Politécnico do Porto; 2014. Available from: <http://hdl.handle.net/10400.22/5748>

44. Protecao\_radiologica\_fatores\_ponderacao [Internet]. 1.<sup>a</sup> série Portugal: Diário da República; 2019 p. 3. Available from: [https://dfm.spf.pt/files/files/dfm/legislacao/radiacoes/Portaria137\\_2019.pdf](https://dfm.spf.pt/files/files/dfm/legislacao/radiacoes/Portaria137_2019.pdf)
45. Adjemian S, Oltean T, Martens S, Wiernicki B, Goossens V, Vanden Berghe T, et al. Ionizing radiation results in a mixture of cellular outcomes including mitotic catastrophe, senescence, methuosis, and iron-dependent cell death. *Cell Death Dis.* 2020;11(11):1–15.
46. Communicating radiation risks in paediatric imaging: Information to support healthcare discussions about benefit and risk [Internet]. World Health Organization. 2016. Available from: <https://www.who.int/publications/i/item/978924151034>
47. Kuperman V. *Magnetic resonance imaging: physical principles and applications.* 1st ed. Illinois: Academic Press; 2000. 182 p.
48. Villanueva-Meyer JE, Mabray MC, Cha S. Current Clinical Brain Tumor Imaging. *Neurosurgery.* 2017;81(3):397–415.
49. Bushong SC, Clarke G. *Magnetic resonance imaging: physical and biological principles.* 4th ed. Elsevier Health Sciences; 2014. 529 p.
50. Ribeiro AE. Meios De Contraste Ressonancia Magnética [Internet]. Slideshare. 2009. p. 21. Available from: <https://pt.slideshare.net/AlexRibeiro/meios-de-contraste-ressonancia-magnetica>
51. Ferreira FGM, Nacif MS. *Manual de técnicas em ressonância magnética.* Rubio; 2011. 74 p.
52. Wendt M. *Shimming of High Field Magnets.* New Jersey: Siemens Medical Solutions USA; 2002.
53. Princípios físicos da Ressonância Nuclear Magnética [Internet]. Ressonância Magnética. 2014 [cited 2022 Sep 26]. Available from: <https://ressonancia-magnetica.webnode.com/news/principios-fisicos-da-ressonancia-nuclear-magnetica/>
54. Longmore DB. The principles of magnetic resonance. *Br Med Bull.* 1989;45(4):848–80.
55. Fundamento Básico da RMN [Internet]. Coral ufsm. [cited 2022 Sep 26]. p. 13. Available from: [http://coral.ufsm.br/quimica\\_organica/images/hnmr\\_fundam\\_bas.pdf](http://coral.ufsm.br/quimica_organica/images/hnmr_fundam_bas.pdf)
56. Brown RW, Cheng Y-CN, Haacke EM, Thompson MR, Venkatesan R. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design.* 2nd ed. Wiley-Blackwell; 2014. 976 p.
57. Aggarwal N, Bresler Y. Accelerated parallel magnetic resonance imaging by adaptive k-space sampling. In: 2004 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro (IEEE Cat No 04EX821). Arlington, VA, USA: IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro; 2004. p. 892–5.
58. Cho ZH, Jones JP, Singh M. *Foundations of Medical Imaging.* Vol. 2. New York: Wiley; 1993. 600 p.
59. Reichenbach JR, Venkatesan R, Schillinger DJ, Kido DK, Haacke EM. Small vessels in the human brain: MR venography with deoxyhemoglobin as an intrinsic contrast agent. *Radiology.* 1997;204(1):272–7.

60. Fernandes L, Dias JL, Marques RM. A Ressonância Magnética (RM). *Revista Medicina Desportiva informa* [Internet]. 2011;2(6):4–5. Available from: <https://revdesportiva.pt/>
61. Weishaupt D, Koechli VD, Marincek B. How does MRI work?: an introduction to the physics and function of magnetic resonance imaging. *J Nucl Med* [Internet]. 2007;48(11):1910. Available from: <https://jnm.snmjournals.org/content/48/11/1910>
62. Spoiling What is meant by spoiling, and how is it accomplished? [Internet]. *MRIquestions*. 2021 [cited 2021 Oct 7]. Available from: <http://mriquestions.com/spoiling--what-and-how.html>
63. Delfaut EM, Beltran J, Johnson G, Rousseau J, Marchandise X, Cotten A. Fat suppression in MR imaging: Techniques and pitfalls. *Radiogr a Rev Publ Radiol Soc North Am Inc*. 1999;19(2):373–82.
64. Grimm A, Meyer H, Nickel MD, Nittka M, Raithel E, Chaudry O, et al. Evaluation of 2-point, 3-point, and 6-point Dixon magnetic resonance imaging with flexible echo timing for muscle fat quantification. *Eur J Radiol* [Internet]. 2018;103:57–64. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.04.011>
65. Gaillard F, Haouimi A. Dixon method [Internet]. *Radiopaedia*. 2020 [cited 2021 Sep 27]. Available from: <https://radiopaedia.org/articles/dixon-method?lang=us>
66. Levine GN, Gomes AS, Arai AE, Bluemke DA, Flamm SD, Kanal E, et al. Safety of magnetic resonance imaging in patients with cardiovascular devices: An American heart association scientific statement from the committee on diagnostic and interventional cardiac catheterization, council on clinical cardiology, and the council o. *Circulation*. 2007;116(24):2878–91.
67. Elisaveta S. Magnetic resonance imaging safety guidelines. *Prilozi*. 2012;33(1):441–472.
68. MRI Safety [Internet]. *SimplyPhysics the home of MRI physics put simply*. [cited 2021 Sep 27]. Available from: [http://www.simplyphysics.com/mri\\_safety.html](http://www.simplyphysics.com/mri_safety.html)
69. Melhem ER, Mori S, Mukundan G, Kraut MA, Pomper MG, Zijl PCM van. Diffusion Tensor MR Imaging of the Brain and White Matter Tractography. *Am J Roentgenol*. 2002;178(1):3–16.
70. Snow M. Tibial Torsion and Patellofemoral Pain and Instability in the Adult Population: Current Concept Review. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2021;14(1):67–75.
71. Winkler PW, Lutz PM, Rupp MC, Imhoff FB, Izadpanah K, Imhoff AB, et al. Increased external tibial torsion is an infratuberositary deformity and is not correlated with a lateralized position of the tibial tuberosity. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* [Internet]. 2020;29(5):1678–168. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06291-z>
72. Eckhoff DG, Kramer RC, Watkins JJ, Burke BJ, Alongi CA, Stamm ER, et al. Variation in Tibial Torsion. 1994;7(2):76–9.
73. Jakob RP, Haertel M, Stussi E. Tibial torsion calculated by computerised tomography and compared to other methods of measurement. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 1980;62(2):238–42.
74. Jend HH, Heller M, Dallek M, Schoettle H. Measurement of tibial torsion by computer tomography. *Acta Radiol - Ser Diagnosis*. 1981;22(3 A):271–6.

75. Clement B. Tibial torsion measured in normal adults. Vol. 59. 1988.
76. Reikerås O, Høiseth A. Torsion of the leg determined by computed tomography. Vol. 60, *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1989.
77. Ramprasath DR, Chezian SV, Surendar V. Identification of Tibial Malrotation After Nailing Using Unique CT Scan Reference Line, and Influence of Position of Leg for Distal Locking on Rotation. *Indian J Orthop* [Internet]. 2021;55(3):662–8. Available from: <https://doi.org/10.1007/s43465-020-00307-z>
78. Yoshioka Y, Siu DW, Scudamore RA, Cooke TD V. Tibial anatomy and functional axes. *J Orthop Res*. 1989;7(1):132–7.
79. De Abreu A V., De Paiva Coelho FJ. Incidencia Da Torcao Tibial Interna Em Crianças De Cinco a Dez Anos De Idade. *Rev Bras Ortop*. 1996;31(3):257–60.
80. Strecker W, Keppler P, Gebhard F, Kinzi L. Length and torsion of the lower limb. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 1997;79(6):1019–23.
81. Schneider B, Laubenberger J, Jemlich S, Groene K, Weber HM, Langer M. Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. *Br J Radiol*. 1997;70(834):575–9.
82. Lang LMG, Volpe RG. Measurement of tibial torsion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1998;88(4):160–5.
83. Lawand SJ, Júnior AR, Smith RL. Measurement of tibial torsion angle in a young adult population with a new device. *Rev Bras Ortop*. 2004;39(8):423–32.
84. Tamari K, Tinley P, Briffa K, Bredahl W. Validity and reliability of existing and modified clinical methods of measuring femoral and tibiofibular torsion in healthy subjects: Use of different reference axes may improve reliability. *Clin Anat*. 2005;18(1):46–55.
85. Mullaji A, Sharma A, Marawar S, Kohli A. Tibial torsion in non-arthritic Indian adults: A computer tomography study of 100 limbs. *Indian J Orthop*. 2008;42(3):309–13.
86. Liodakis E, Doxastaki I, Chu K, Krettek C, Gaulke R, Citak M, et al. Reliability of the assessment of lower limb torsion using computed tomography: Analysis of five different techniques. *Skeletal Radiol*. 2012;41(3):305–11.
87. Jend HH, Heller M, Schoentag H, Schoettle H. Eine Computertomographische Methode Zur Bestimmung Der Tibiatorsion. *Fortschritte auf den Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nukl*. 1980;133(1):22–5.
88. Diederichs G, Köhlitz T, Kornaropoulos E, Heller MO, Vollnberg B, Scheffler S. Magnetic resonance imaging analysis of rotational alignment in patients with patellar dislocations. *Am J Sports Med*. 2013;41(1):51–7.
89. Basaran SH, Ercin E, Bayrak A, Cumen H, Bilgili MG, Inci E, et al. The measurement of tibial torsion by magnetic resonance imaging in children: the comparison of three different methods. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2015;25(8):1327–32.
90. Madadi F, Madadi F, Maleki A, Shamie AN, Washington ER, Yazdanshenas H. A new method for tibial torsion measurement by computerized tomography. *J Orthop*. 2016;13(1):43–7.
91. Rosskopf AB, Buck FM, Pfirrmann CWA, Ramseier LE. Femoral and tibial torsion

- measurements in children and adolescents: comparison of MRI and 3D models based on low-dose biplanar radiographs. *Skeletal Radiol.* 2017;46(4):469–76.
92. Borish CN, Mueske NM, Wren T. A Comparison of Three Methods of Measuring Tibial Torsion in Children with Myelomeningocele and Normally Developing Children. *Clin Anat* [Internet]. 2017;30(8):1043–1048. Available from: file:///C:/Users/Carla%0ACarolina/Desktop/Artigos%0Apara%0Aacrescentar%0Ana%0Aqualificação/The%0Aimpact%0Aof%0Abirth%0Aweight%0Aon%0Acardiovascular%0Adisease%0Arisk%0Ain
  93. Kaiser P, Loth F, Attal R, Kummann M, Schuster P, Riechelmann F, et al. Static patella tilt and axial engagement in knee extension are mainly influenced by knee torsion, the tibial tubercle–trochlear groove distance (TTTG), and trochlear dysplasia but not by femoral or tibial torsion. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*, [Internet]. 2019;28(3):952–9. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05588-y>
  94. Vanhove F, Noppe N, Fragomen AT, Hoekstra H, Vanderschueren G, Metsemakers WJ. Standardization of torsional CT measurements of the lower limbs with threshold values for corrective osteotomy [Internet]. Vol. 139, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. Springer Berlin Heidelberg; 2019. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00402-019-03139-1>
  95. Fürmetz J, Sass J, Ferreira T, Jalali J, Kovacs L, Mück F, et al. Three-dimensional assessment of lower limb alignment: Accuracy and reliability. *Knee* [Internet]. 2019;26(1):185–93. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.10.011>
  96. Fortin M-F, Côté J, Filion F, Salgueiro N. *Fundamentos e etapas do processo de investigação*. 2ª. Loures: Lusodidacta; 2009. 595 p.
  97. Breda ASFCJ, Dias JLMCMMDV de AT, Coordenação. Programa Nacional de Combate à Obesidade [Internet]. Saúde D-G da, editor. *Guia Prático de Nefrologia*. Lisboa; 2005. 24 p. Available from: <https://www.dgs.pt/areas-em-destaque/plano-nacional-de-saude/programas-nacionais/programa-nacional-de-combate-a-obesidade-pdf.aspx>
  98. About Child & Teen BMI [Internet]. Centers for Disease Control and Prevention. 2021 [cited 2022 Jan 17]. Available from: [https://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/childrens\\_bmi/about\\_childrens\\_bmi.html](https://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/childrens_bmi/about_childrens_bmi.html)
  99. Pifarré F, Isern J, Mayolas N, Segura C. MRI protocol for lower extremity torsional study in children and adolescents : our three years experience . [Internet]. *European Congress of Radiology*. 2017 [cited 2021 Oct 8]. p. 1–10. Available from: <https://epos.myesr.org/poster/esr/ecr2017/C-1972/background>
  100. Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, Borgstede JP, Bradley WG, Froelich JW, et al. ACR guidance document on MR safe practices: 2013. *J Magn Reson Imaging*. 2013;37(3):501–30.
  101. P L. La torsion de tibia, normale. Da- thologique, experimentale. *J Anat Physiol*. 1909;45(598).

## Anexo I: Consentimento Informado



### CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDO DE INVESTIGAÇÃO

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se tiver qualquer dúvida não hesite em solicitar mais informações.

Obrigado.

Este estudo irá realizar-se no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica do ISEL/ESTeSL, cujo título é “TORÇÃO TIBIAL PRÉ-ENCERRAMENTO DA PLACA EPIFISÁRIA NUMA POPULAÇÃO DO ENSINO SUPERIOR: DESENVOLVIMENTO DUM MODELO DE AVALIAÇÃO ATRAVÉS DA TÉCNICA DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA” tendo como objetivo geral desenvolver um método de mensuração e análise da torção tibial por Ressonância Magnética.

Este estudo foi submetido ao parecer do Conselho de Ética da ESTeSL e terminará em setembro de 2021, tendo como orientador a Professora Doutora M<sup>a</sup> Margarida Ribeiro.

A sua participação será muito importante para a concretização do estudo que irá contribuir para determinação de um modelo de avaliação da torção tibial através da técnica de Ressonância Magnética. Acreditamos também que a sua participação será benéfica para o desenvolvimento do tratamento conservador desta disfunção e não acarretará qualquer risco para a sua integridade física, por se tratar de um procedimento inócua. Trata-se de um método não invasivo, que não utiliza radiação ionizante, daí o recurso a esta técnica em específico. A torção tibial é definida como uma rotação da tibia ao longo do seu eixo longitudinal a qual produz uma mudança no alinhamento dos planos de movimento das articulações proximal e distal. Esta disfunção condiciona uma variação métrica designada por desvio tibial muito comum na população jovem. Justamente por se tratar duma população com as células ainda em diferenciação, há benefícios em que este estudo, hoje efetuado por Tomografia Computorizada ou Raios-x, seja feito por métodos que não utilizam radiação ionizante, como a ressonância magnética.

#### **O que tem de fazer?**

- A sua colaboração consiste na realização de um estudo de Ressonância Magnética aos membros inferiores, o qual não lhe será cobrado.
- Não terá qualquer custo acrescido decorrente do estudo.
- Não haverá contrapartidas de natureza financeira ou outras. A deslocação será a cargo do voluntário. Ressalva-se que se trata duma localização completamente servida por transportes públicos.
- Deve ceder os dados sociodemográficos e as variáveis peso, altura, idade, género e antecedentes biométricos.
- Terá de realizar este procedimento de avaliação apenas uma vez.

Este estudo decorrerá na Clínica Lusíadas Sacavém, sendo que os dados obtidos serão tratados e guardados pelo Encarregado de proteção de dados abaixo identificado.

Todos os dados recolhidos durante este estudo são confidenciais, sendo apenas utilizados pela equipa de investigadores para fins educativos ou científicos (elaboração de tese de mestrado e eventual comunicação oral ou em formato póster ou publicação sob formato de artigo), mas sempre de forma anonimizada e serão destruídos até um ano após a conclusão deste estudo.

Este estudo é totalmente voluntário, podendo desistir em qualquer momento do mesmo.

Os dados recolhidos são do participante e do prestador de cuidados e pode aceder a eles em qualquer momento do estudo, bastando para o efeito contactar o Diretor do departamento de Imagiologia que, por sua vez, contactará o Encarregado de proteção de dados. A decisão de participação pode ser revogada em qualquer momento.

Mais se informa que tem o direito de poder pedir esclarecimentos ao Encarregado da proteção de dados: **Nuno Pires** cujos contactos são: Telf. + 351 21 046 47 00 | + 351 21 046 47 08; E-mail: [npires@net.ipl.pt](mailto:npires@net.ipl.pt).

A sua participação é importante para a realização deste estudo!  
Muito obrigado!

Confirmando que obtive esclarecimentos de forma adequada e inteligível sobre os procedimentos necessários ao estudo referido neste documento. Respondo a todas as questões que me foram colocadas e assegurei-me de que houve um período de reflexão suficiente para a tomada de decisão. Também garanti que, em caso de recusa ou desistência, não haverá quaisquer consequências, e que o consentimento assinado ficará sob minha posse (uma cópia), e o original na posse do investigador, Bárbara Pereira.

Nome Legível do Investigador: _____
Telefone/Telemóvel: _____
Email (caso possua): _____
Assinatura: _____

Declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas pelo investigador que acima assina. Foi-me garantido a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo, sem qualquer tipo de consequências, bem como o direito de apresentar reclamação junto da Comissão Nacional de Proteção de dados se eu considerar necessário. Desta forma, declaro que aceito participar neste estudo, e que tomo a minha decisão de forma inteiramente livre, e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pelo(s) investigador(es).

Nome Legível da pessoa que consente: _____
Telefone/Telemóvel: _____ Email (caso possua): _____
Assinatura: _____ Data: ____/____/____

ESTE DOCUMENTO É COMPOSTO DE 3 PÁGINAS E FEITO EM DUPLICADO:  
UMA VIA PARA O(A) INVESTIGADOR(A), OUTRA PARA A PESSOA QUE  
CONSENTE

## Anexo II: Formulário *Google Forms* (Dados pessoais demográficos e de saúde)

### Questionário de dados dos voluntários para o estudo em Ressonância Magnética

Caro colega, sou a Bárbara Pereira, aluna do 2º Ano do Mestrado em Engenharia Biomédica, e estou a desenvolver um projeto conjunto do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, e da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa. Este insere-se no âmbito do meu Trabalho Final de Mestrado, tendo como orientador a Professora Doutora Maria Margarida Ribeiro, deste modo venho pedir a sua colaboração para o mesmo. O título é "TORÇÃO TIBIAL PRÉ-ENCERRAMENTO DA PLACA EPIFISÁRIA NUMA POPULAÇÃO DO ENSINO SUPERIOR: DESENVOLVIMENTO DUM MODELO DE AVALIAÇÃO ATRAVÉS DA TÉCNICA DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA". Possui como objetivo geral desenvolver um método de mensuração e análise da torção tibial por Ressonância Magnética. Este estudo foi submetido ao parecer do Conselho de Ética da ESTeSL e terminará em setembro de 2021.

Trata-se de um método não invasivo que não utiliza radiação ionizante, sendo por isso um procedimento inócuo que não acarreta qualquer risco para a sua integridade física.

O exame não carece de qualquer custo possuindo uma duração de aproximadamente 15 minutos, sendo realizado numa Clínica perto da ESTeSL. Este estudo é totalmente voluntário, podendo desistir em qualquer momento do mesmo.

Mais se informa que tem o direito de poder pedir esclarecimentos ao Encarregado da proteção de dados: Nuno Pires cujos contactos são: + 351 21 046 47 00 | + 351 21 046 47 08; [npires@net.ipl.pt](mailto:npires@net.ipl.pt).

Em caso de dúvidas, poderão contactar-me através de 919301050, [barbarapereira7@hotmail.com](mailto:barbarapereira7@hotmail.com).

A sua participação é importante para a realização deste estudo!  
Bárbara Pereira

---

\*Obrigatório

1. Email \*

---

Consentimento informado, livre e esclarecido para participação em estudo de investigação

2. Ao clicar na opção "Sim" abaixo indica-me foram dadas as explicações necessárias, e que li as informações acima. Deste modo declaro que me voluntário e consinto em participar neste estudo. Assim, para além de ter que realizar o exame apenas uma vez, não envolvendo qualquer custo, irei ceder alguns dados sociodemográficos e variáveis características. \*

*Marcar apenas uma oval.*

Sim

Dados pessoais/informativos

3. Nome completo \*

\_\_\_\_\_

4. Género? \*

*Marcar apenas uma oval.*

Masculino

Feminino

Prefiro não responder

5. Idade? (responder em anos) \*

\_\_\_\_\_

6. Altura? (responder em cm) \*

\_\_\_\_\_

7. Massa? (responder em Kg) \*

\_\_\_\_\_

8. A atual situação profissional? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Estudante
- Trabalhador por conta própria
- Trabalhador por conta de outrem
- Trabalhador-Estudante
- Outra: \_\_\_\_\_

9. Possui ou já teve alguma alteração músculo-esquelética/ortopédica? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim
- Não

Tem ou já teve alteração músculo-esquelética/ortopédica

10. Qual o nome dessa alteração músculo-esquelética/ortopédica que possui ou que já teve? \*

\_\_\_\_\_

Pratica exercicio fisico?

11. Pratica atualmente algum tipo de exercicio fisico? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim
- Não

Pratica exercicio fisico

12. Qual(ais) o(s) tipo(s) de exercício(s) que pratica? \*

\_\_\_\_\_

13. Com que frequência pratica exercício físico? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- 1 vez por semana  
 2 a 3 vezes por semana  
 4 a 5 vezes por semana  
 6 a 7 vezes por semana

14. Durante quanto tempo pratica exercício, no geral? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Até 15 minutos  
 Cerca de 30 minutos  
 Cerca de 1 hora  
 Cerca de 1 hora e meia  
 Mais de 1 hora e meia

Dieta?

15. Que tipo de dieta alimentar pratica? \*

*Marcar apenas uma oval.*

- Não pratico qualquer tipo de dieta  
 Dieta Vegetariana  
 Dieta Ovolactovegetariana  
 Dieta Líquida  
 Outra: \_\_\_\_\_

Terminar

Obrigada pela colaboração! Hoje por mim, amanhã por ti, e o para o bem da nossa saúde. Em caso de dúvidas, poderão contactar-me através de telemóvel: 919301050, ou [mail:barbarapereira7@hotmail.com](mailto:mail:barbarapereira7@hotmail.com).  
Bárbara Pereira

Este conteúdo não foi criado nem aprovado pela Google.

Google Formulários

## Anexo III: Respostas ao formulário

Nº Teste	Gênero	Idade (anos)	Altura (cm)	Massa (Kg)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	A atual situação profissional?	Possui ou já teve alguma alteração músculo-esquelética/ortopédica?
1	Feminino	22	169	100	35,0128	Estudante	Não
2	Masculino	20	187	120	34,3161	Estudante	Sim
3	Masculino	20	171	60	20,5191	Estudante	Não
4	Masculino	22	171	70	23,9390	Trabalhador-Estudante	Sim
5	Masculino	24	186	82	23,7022	Estudante	Sim
6	Feminino	24	171	59	20,1771	Trabalhador-Estudante	Não
7	Masculino	19	172	73	24,6755	Estudante	Não
8	Masculino	23	172	69	23,3234	Trabalhador-Estudante	Não
9	Feminino	23	169	62	21,7079	Estudante	Não
10	Feminino	22	156	60	24,6548	Trabalhador por conta de outrem	Não
11	Feminino	22	163	67	25,2174	Estudante	Não
12	Masculino	21	188	77	21,7859	Estudante	Não
13	Feminino	20	168	52	18,4240	Estudante	Não
14	Feminino	20	149	54	24,3232	Estudante	Sim
15	Masculino	20	172	64	21,6333	Estudante	Não
16	Masculino	20	180	66	20,3704	Estudante	Não
17	Feminino	23	160	70	27,3438	Trabalhador-Estudante	Não
18	Feminino	21	168	62	21,9671	Estudante	Sim
19	Feminino	23	169	59	20,6575	Trabalhador por conta de outrem	Não
20	Feminino	21	166	61	22,1367	Estudante	Não
21	Feminino	22	164	52	19,3337	Estudante	Não
22	Feminino	21	162	62	23,6244	Estudante	Sim
23	Feminino	17	144	44	21,2191	Estudante	Não

24	Feminino	21	162	65	24,7676	Trabalhador-Estudante	Não
25	Feminino	14	160	45	17,5781	Estudante	Não
26	Masculino	22	179	69	21,5349	Trabalhador-Estudante	Não
27	Feminino	15	163	46	17,3134	Estudante	Não
28	Masculino	20	175	75	24,4898	Estudante	Sim
29	Masculino	23	179	73	22,7833	Estudante	Não
30	Masculino	20	171	68	23,2550	Estudante	Não
31	Feminino	24	169	65	22,7583	Estudante	Não
32	Feminino	20	152	50	21,6413	Estudante	Não
33	Feminino	20	172	56	18,9292	Estudante	Sim
34	Masculino	24	170	55	19,0311	Trabalhador-Estudante	Não
35	Feminino	20	162	45	17,1468	Estudante	Sim
36	Masculino	20	183	71	21,2010	Trabalhador-Estudante	Não
37	Feminino	20	157	109	44,2209	Estudante	Não
38	Feminino	20	168	72	25,5102	Estudante	Não
39	Feminino	21	175	61	19,9184	Estudante	Não
40	Feminino	24	169	70	24,5089	Trabalhador por conta de outrem	Sim
41	Feminino	18	162	50	19,0520	Estudante	Não
42	Feminino	18	170	55	19,0311	Estudante	Não
43	Feminino	18	162	52	19,8141	Estudante	Sim
44	Masculino	20	170	60	20,7612	Estudante	Não
45	Feminino	21	160	69	26,9531	Estudante	Sim
46	Masculino	21	177	68,9	21,9924	Trabalhador por conta de outrem	Não
47	Feminino	24	172	80	27,0416	Trabalhador-Estudante	Sim
48	Masculino	23	185	87	25,4200	Trabalhador-Estudante	Não
49	Feminino	17	163	40	15,0551	Estudante	Não
50	Feminino	17	162	40	15,2416	Estudante	Não

51	Feminino	20	161	52	20,0610	Estudante	Não
52	Feminino	18	155	45	18,7305	Estudante	Não
53	Masculino	24	170	97	33,5640	Estudante	Não
54	Masculino	21	170	63	21,7993	Estudante	Não
55	Masculino	20	185	68	19,8685	Estudante	Sim
56	Masculino	21	188	89	25,1811	Estudante	Não
57	Feminino	23	152	55	23,8054	Estudante	Não
58	Feminino	19	164	50	18,5901	Estudante	Não
59	Feminino	21	164	68	25,2826	Trabalhador-Estudante	Não
60	Feminino	23	163	64	24,0882	Trabalhador-Estudante	Não
61	Feminino	22	170	70	24,2215	Estudante	Não
62	Masculino	23	172	68	22,9854	Trabalhador por conta de outrem	Não
63	Feminino	23	163	57	21,4536	Trabalhador por conta de outrem	Não
64	Feminino	23	169	58	20,3074	Estudante	Não
65	Masculino	21	174	61,5	20,3131	Estudante	Não
66	Feminino	21	167	54	19,3625	Estudante	Sim
67	Feminino	21	159	49,2	19,4613	Estudante	Sim
68	Feminino	22	157	50	20,2848	Estudante	Não
69	Masculino	24	164	66	24,5390	Trabalhador por conta própria	Sim
70	Masculino	23	182	85	25,6612	Trabalhador por conta de outrem	Sim
71	Feminino	20	161	55	21,2183	Estudante	Sim
72	Masculino	24	177	85	27,1314	Trabalhador-Estudante	Não
73	Feminino	23	150	60	26,6667	Trabalhador por conta de outrem	Não
74	Feminino	20	160	75	29,2969	Estudante	Não
75	Feminino	13	164	60	22,3081	Estudante	Não
76	Feminino	17	158	58	23,2335	Estudante	Não
77	Feminino	15	157	54	21,9076	Estudante	Não

78	Feminino	19	160	85	33,2031	Trabalhador por conta de outrem	Não
79	Feminino	22	157	70	28,3987	Estudante	Não
80	Feminino	21	153	47	20,0777	Estudante	Não
81	Feminino	22	160	49	19,1406	Estudante	Sim
82	Feminino	19	160	63	24,6094	Estudante	Não
83	Feminino	22	164	55	20,4491	Estudante	Sim
84	Masculino	20	184	59	17,4267	Estudante	Não
85	Feminino	21	163	51	19,1953	Estudante	Não
86	Feminino	18	167	58	20,7967	Estudante	Não
87	Feminino	21	160	62	24,2188	Estudante	Não
88	Feminino	22	153	51	21,7865	Estudante	Não
89	Feminino	22	163	62	23,3355	Estudante	Não
90	Masculino	21	167	65	23,3067	Estudante	Sim
91	Feminino	24	162	73	27,8159	Estudante	Não
92	Feminino	16	153	45	19,2234	Estudante	Não
93	Feminino	19	160	66	25,7813	Estudante	Não
94	Feminino	16	169	55	19,2570	Estudante	Não
95	Feminino	21	164	60	22,3081	Estudante	Não
96	Feminino	21	170	65	22,4913	Estudante	Sim
97	Masculino	21	178	70	22,0932	Estudante	Não
98	Feminino	20	170	55	19,0311	Trabalhador-Estudante	Sim
99	Feminino	22	170	60	20,7612	Trabalhador por conta de outrem	Não
100	Masculino	19	178	76	23,9869	Estudante	Não
101	Feminino	22	170	49	16,9550	Estudante	Não
102	Feminino	20	171	63	21,5451	Estudante	Não
103	Feminino	23	165	74	27,1809	Trabalhador por conta de outrem	Não
104	Feminino	23	164	58	21,5645	Trabalhador por conta própria	Não

Nº Teste	Qual o nome dessa alteração músculo-esquelética/ortopédica que possui ou que já teve?	Pratica atualmente algum tipo de exercício físico?	Qual(ais) o(s) tipo(s) de exercício(s) que pratica?	Com que frequência pratica exercício físico?
1		Não		
2	Fratura do pé	Não		
3		Não		
4	Estiramento muscular no posterior direito	Sim	Atletismo	4 ou 5 vezes por semana
5	Entorses e roturas de ligamentos	Sim	calistenia	2 a 3 vezes por semana
6		Sim	Danças	2 a 3 vezes por semana
7		Não		
8		Não		
9		Não		
10		Sim	Exercícios tonificação e cardio	4 ou 5 vezes por semana
11		Não		
12		Não		
13		Sim	Ginásio, corrida	1 vez por semana
14	Pé chato	Não		
15		Sim	Correr	2 a 3 vezes por semana
16		Não		
17		Sim	Corrida, caminhada e cardio	2 a 3 vezes por semana
18	Escoliose	Não		
19		Não		
20		Não		
21		Não		
22	Síndrome da Hiper mobilidade Articular Benigna	Não		

23		Sim	Corrida	2 a 3 vezes por semana
24		Não		
25		Sim	Corrida	2 a 3 vezes por semana
26		Sim	Corrida	1 vez por semana
27		Sim	Futsal e Karatê	4 ou 5 vezes por semana
28	Desnívelamento das ancas e 3 entorses no tornozelo esquerdo	Sim	Ciclismo e futebol	2 a 3 vezes por semana
29		Sim	Treino de Força, Andebol e Crossfit	2 a 3 vezes por semana
30		Sim	Polo Aquático, Ciclismo e Corrida	6 a 7 vezes por semana
31		Sim	Corrida e exercício físico de fitness	4 ou 5 vezes por semana
32		Não		
33	Um "desnível" na anca, pé plano e rotação na anca	Sim	Ginásio e Artes Marciais	1 vez por semana
34		Não		
35	Osteopenia e fratura no umero	Não		
36		Sim	Ginásio e Badminton	6 a 7 vezes por semana
37		Não		
38		Sim	Hipertrofia	2 a 3 vezes por semana
39		Não		
40	Entorse	Sim	Ginasio e boxe	2 a 3 vezes por semana
41		Sim	Futebol	6 a 7 vezes por semana
42		Não		
43	Dismetria	Sim	Badminton	4 ou 5 vezes por semana
44		Não		
45	Osteocondroma da tíbia proximal direita	Não		
46		Sim	Corrida, BTT, caça e pesca	4 ou 5 vezes por semana

47	Vários entorses (ambos os tornozelos e joelho direito), lombalgias, fraturas de dedos (pés e mãos) e fratura de rádio ou pulso em ambos os braços	Sim	Ginásio	1 vez por semana
48		Não		
49		Não		
50		Não		
51		Não		
52		Não		
53		Não		
54		Sim	Futebol e ginásio	6 a 7 vezes por semana
55	Entorse no pé	Sim	Voleibol	4 ou 5 vezes por semana
56		Sim	Musculação, artes marciais e corrida	6 a 7 vezes por semana
57		Não		
58		Não		
59		Não		
60		Não		
61		Sim	Dança	4 ou 5 vezes por semana
62		Não		
63		Sim	Tennis	2 a 3 vezes por semana
64		Sim	Surf	1 vez por semana
65		Sim	Corrida	2 a 3 vezes por semana
66	Rutura do ligamento calcâneo-fibular	Não		
67	Entorse no tornozelo	Não		
68		Não		
69	Rotura total LCA à esquerda	Sim	Ginásio	4 ou 5 vezes por semana
70	Espondilolistese e escoliose	Sim	Corrida, futebol, musculação e treino funcional	2 a 3 vezes por semana

71	Escoliose	Sim	Ginástica rítmica	2 a 3 vezes por semana
72		Não		
73		Sim	Dança	1 vez por semana
74		Não		
75		Não		
76		Não		
77		Não		
78		Não		
79		Não		
80		Não		
81	Fratura do rádio	Sim	Aulas de grupo online	6 a 7 vezes por semana
82		Sim	Kenpo	2 a 3 vezes por semana
83	Escoliose, fraturas e rutura de ligamentos	Não		
84		Não		
85		Sim	Treino em casa	2 a 3 vezes por semana
86		Não		
87		Não		
88		Não		
89		Sim	Cardio	1 vez por semana
90	Fratura no 5 dedo	Não		
91		Não		
92		Não		
93		Não		
94		Não		
95		Sim	Ginásio	4 ou 5 vezes por semana

96	Rompimento parcial do músculo colateral medial, músculo anterior e lateral	Não		
97		Não		
98	Distensão do isquiotibial esquerdo, menisco interno rasgado, lesão no astrágalo esquerdo e na respetiva cartilagem	Sim	Ginásio e caminhada	2 a 3 vezes por semana
99		Sim	Ginásio	2 a 3 vezes por semana
100		Sim	Artes marciais e preparação física	4 ou 5 vezes por semana
101		Não		
102		Não		
103		Não		
104		Sim	Caminhada e ginásio	2 a 3 vezes por semana

Nº Teste	Durante quanto tempo pratica exercício, no geral?	Que tipo de dieta alimentar pratica?
1		Dieta Ovolactovegetariana
2		Não pratico qualquer tipo de dieta
3		Não pratico qualquer tipo de dieta
4	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
5	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
6	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
7		Não pratico qualquer tipo de dieta
8		Não pratico qualquer tipo de dieta
9		Não pratico qualquer tipo de dieta
10	Cerca de 30 minutos	Geral e cuidada
11		Não pratico qualquer tipo de dieta
12		Não pratico qualquer tipo de dieta
13	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
14		Não pratico qualquer tipo de dieta
15	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
16		Não pratico qualquer tipo de dieta
17	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
18		Não pratico qualquer tipo de dieta
19		Não pratico qualquer tipo de dieta
20		Não pratico qualquer tipo de dieta
21		Não pratico qualquer tipo de dieta
22		Não pratico qualquer tipo de dieta
23	Cerca de 30 minutos	Não pratico qualquer tipo de dieta
24		Não pratico qualquer tipo de dieta
25	Cerca de 30 minutos	Não pratico qualquer tipo de dieta
26	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
27	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
28	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
29	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
30	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
31	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
32		Não pratico qualquer tipo de dieta
33	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
34		Não pratico qualquer tipo de dieta
35		Não pratico qualquer tipo de dieta
36	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
37		Não pratico qualquer tipo de dieta
38	Cerca de 30 minutos	Não pratico qualquer tipo de dieta
39		Não pratico qualquer tipo de dieta

40	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
41	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
42		Não pratico qualquer tipo de dieta
43	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
44		Não pratico qualquer tipo de dieta
45		Não pratico qualquer tipo de dieta
46	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
47	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
48		Não pratico qualquer tipo de dieta
49		Não pratico qualquer tipo de dieta
50		Não pratico qualquer tipo de dieta
51		Não pratico qualquer tipo de dieta
52		Não pratico qualquer tipo de dieta
53		Não pratico qualquer tipo de dieta
54	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
55	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
56	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
57		Dieta sem lactose
58		Não pratico qualquer tipo de dieta
59		Não pratico qualquer tipo de dieta
60		Dieta Ovolactovegetariana
61	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
62		Não pratico qualquer tipo de dieta
63	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
64	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
65	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
66		Dieta Ovolactovegetariana
67		Não pratico qualquer tipo de dieta
68		Não pratico qualquer tipo de dieta
69	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
70	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
71	Mais de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
72		Não pratico qualquer tipo de dieta
73	Cerca de 1 hora	psicitariana
74		Não pratico qualquer tipo de dieta
75		Não pratico qualquer tipo de dieta
76		Não pratico qualquer tipo de dieta
77		Não pratico qualquer tipo de dieta
78		Não pratico qualquer tipo de dieta
79		Não pratico qualquer tipo de dieta
80		Não pratico qualquer tipo de dieta
81	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta

82	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
83		Não pratico qualquer tipo de dieta
84		Não pratico qualquer tipo de dieta
85	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
86		Não pratico qualquer tipo de dieta
87		Não pratico qualquer tipo de dieta
88		Não pratico qualquer tipo de dieta
89	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
90		Não pratico qualquer tipo de dieta
91		Não pratico qualquer tipo de dieta
92		Não pratico qualquer tipo de dieta
93		Não pratico qualquer tipo de dieta
94		Não pratico qualquer tipo de dieta
95	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
96		Não pratico qualquer tipo de dieta
97		Não pratico qualquer tipo de dieta
98	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
99	Cerca de 1 hora	Não pratico qualquer tipo de dieta
100	Cerca de 1 hora e meia	Não pratico qualquer tipo de dieta
101		Não pratico qualquer tipo de dieta
102		Não pratico qualquer tipo de dieta
103		Não pratico qualquer tipo de dieta
104	Cerca de 30 minutos	Não pratico qualquer tipo de dieta

## Anexo IV: Parecer da Comissão de Ética

CE-ESTeSL-Nº.73-2020 - Bárbara Filipe Pereira

Comissão Ética <conselhodeetica@estesl.ipl.pt>

seg, 11/04/2022 09:34

Para: Bárbara Pereira <A47010@alunos.isel.pt>; Maria Margarida Ribeiro <margarida.ribeiro@estesl.ipl.pt>

Cc: Mestrados <mestrados@estesl.ipl.pt>

**REFERÊNCIA INTERNA DO PROJETO: CE-ESTeSL-Nº.73-2020 - Bárbara Filipe Pereira**

**TÍTULO DO DE PROJETO:** Torção tibial pré-encerramento da placa epifisária numa população do ensino superior: desenvolvimento dum modelo de avaliação

**TIPO DE PROJETO/ESTUDO:** Mestrado em Radiações e Tecnologias da Saúde

**INVESTIGADOR/A PRINCIPAL:** Bárbara Filipe Pereira

**ORIENTADORES:** Maria Margarida Carmo Pinto Ribeiro

**INSTITUIÇÃO PROMOTORA:** Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa/IPL

**EQUIPA:** na

**INSTITUIÇÃO(ÕES) ENVOLVIDAS:**

**RECEBIDO:** 2 outubro 2020

**RESPOSTA CE:** 9 dezembro 2020

**RESPOSTA PROPONENTE:** 9 março 2022

**RESPOSTA CE:** 17 março 2022

Exma. Senhora Professora Doutora Maria Margarida Carmo Pinto Ribeiro

Exma. Senhora Drª. Bárbara Filipe Pereira, estudante de mestrado

Após as informações de dia 22 de março com a indicação de inclusão da Magnus Clínica para recolha de dados e respetiva declaração de autorização e participação no estudo por parte da Clínica. A Comissão de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (CE-ESTeSL) aprovou por unanimidade a agenda e emissão de parecer favorável.

O presente parecer tem em consideração a versão submetida do projeto e demais documentação enviada. Eventuais alterações nestes documentos determinam a necessidade de revisão do presente parecer.

Lembramos que todos os estudos que envolvem a autorização dos participantes e a recolha de amostras e dados anonimizados e/ou codificados têm de cumprir com o estabelecido no Regulamento Geral sobre a Proteção de Dados de 27 de abril de 2016.

Por último, solicita-se que, ao abrigo do artº 19 da Lei 21/2014 de 16 de abril e do disposto no nº 23 da atual versão da Declaração de Helsínquia, seja dado conhecimento à CE-ESTeSL do

relatório final, com as conclusões do estudo, bem como de eventuais alterações ao protocolo de investigação e demais informações tidas por relevantes.

Aproveitamos ainda para desejar o maior sucesso no desenvolvimento deste trabalho.

Com os melhores cumprimentos,

Rute Borrego

Rute Borrego | Professora Adjunta  
Presidente da Comissão de Ética

Av. D. João II, lote 4.00.01- Parque das Nações  
1990-096 Lisboa | Portugal  
[conseilnodeetica@estesi.ipl.pt](mailto:conseilnodeetica@estesi.ipl.pt)  
+351 218980447



ÁREA DEPARTAMENTAL DE ENGENHARIA QUÍMICA


Exmo. Presidente do Conselho Técnico-Científico

**ASSUNTO: PROPOSTA DE JÚRI PARA A PROVA DE AVALIAÇÃO DO TRABALHO FINAL DE MESTRADO**

Nos termos dos pontos 1, 2 e 3 do art. 22º, do regulamento do ciclo de estudos conducente ao grau de mestre, a respetiva comissão coordenadora do ciclo de estudos, submete à V/ consideração a proposta de júri para apreciação e discussão pública da dissertação, trabalho de projeto ou estágio de natureza profissional:

Ano letivo: 2021-2022	
Aluno (a):	
Nome: Bárbara Filipe Pereira	n.º: 47010
Mestrado em: Engenharia Biomédica	
Título: Torção Tibial pré-encerramento da placa epifisária: desenvolvimento de um modelo de avaliação através da técnica de Ressonância Magnética	

Júri	Nome	Doutoramento/ Especialista	Afiliação
Presidente (Coordenador de mestrado/ Delegação em membro da comissão coordenadora)	António Silvestre	Doutoramento	ISEL
Vogal (arguente)	Carlos Ferreira	Doutoramento	Universidade Aveiro
Vogal (arguente)	Filipa João	Doutoramento	Faculdade Motricidade Humana
Vogal (orientador)	Margarida Ribeiro	Doutoramento	ESTeSL

Coordenador do Mestrado    ISEL, 09/02/2022	Parecer do Conselho Coordenador da Área Departamental a ___/___/___ Presidente da Área Departamental  _____ ISEL, ___/___/___	Homologado Presidente do Conselho Técnico-Científico  _____ ISEL, ___/___/___
	_____ ISEL, ___/___/___	

# Anexo V: Parecer do Conselho Clínico e de Ética das instituições de acolhimento (Clínica Lusíadas Oriente e Magnus Imagens Médicas)

Hospital Lusíadas – Comissão de Ética



Porto, 21 de janeiro de 2021

**Assunto:**

Parecer sobre PROJETO DE INVESTIGAÇÃO RELATIVO AO ESTUDO TORÇÃO TIBIAL PRÉ-ENCERRAMENTO DA PLACA EPIFISÁRIA NUMA POPULAÇÃO DO ENSINO SUPERIOR: DESENVOLVIMENTO DUM MODELO DE AVALIAÇÃO ATRAVÉS DA TÉCNICA DIXON DE 3 PONTOS, POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA, solicitado pela investigadora Bárbara Pereira.

**PARECER:**

Analisada a proposta de projeto referido e, tendo em conta os pareceres do diretor do serviço imagiologia e da direção clínica, a Comissão de Ética para a Saúde do Hospital Lusíadas Porto é do parecer que não há qualquer impedimento na sua realização.

Presidente da Comissão de Ética

Hospital Lusíadas Porto  
Avenida da Boavista 171, 4050-115 Porto  
Tel.: 22 605 6450 | [www.lusíadas.pt](http://www.lusíadas.pt)



Exma. Estudante de Mestrado em Engenharia Biomédica, Bárbara Filipe Pereira,

Em relação ao que me foi solicitado expresso a minha concordância com a utilização do equipamento de Ressonância Magnética para a realização da aquisição de imagens para o estudo **"Torção tibial pré-encerramento da placa epifisária numa população do ensino superior: desenvolvimento dum modelo de avaliação através da técnica DIXON de 3 pontos, por Ressonância Magnética"**, nas seguintes condições:

para a realização do estudo de investigação as imagens só podem ser adquiridas fora das horas de agendamento de doentes da clínica não se sobrepondo aos fluxos de trabalho;

A utilização do equipamento só poderá ser feita sob a supervisão /colaboração de um Técnico de Radiologia Residente;

A aplicação do questionário de segurança e do Consentimento informado para estudos de Ressonância Magnética em uso na Lusíadas Saúde, ficarão a cargo da estudante;

Não poderão haver custos associados para a clínica "Lusíadas".

*Ass. Prof. Dra. Ana Rita Henriques*  
(Coordenadora Técnica do Dept. Imagem)

*Coordenador Técnico do Serviço Imagem*



Clínica Lusíadas Sacavém  
Rua Álvaro Pedro Gomes, 13  
2685-138 Sacavém



Exma. Estudante de Mestrado em Engenharia Biomédica, Bárbara Filipe Pereira,

Em relação ao que me foi solicitado, expresso a minha concordância na utilização do equipamento de Ressonância Magnética para a realização da aquisição de imagens em 10 voluntários para o estudo "Torção tibial pré-encerramento da placa epifisária numa população do ensino superior: desenvolvimento de um modelo de avaliação através da técnica de DIXON de três pontos por Ressonância Magnética", nas seguintes condições:

- A utilização do equipamento só poderá ser feita sob a supervisão e colaboração do técnico de radiologia residente;
- Não poderá haver custos associados para a Magnus Imagens Médicas.

Coordenação Técnica

**MAGNUS**  
**IMAGENOLOGIA MÉDICA, LDA**  
NIPC: 515 572 198  
Avenida Capitão Salgueiro Maia, 10. Loja 03  
1885 081 Loures

## Anexo VI: Caracterização descritiva da amostra

		n	%	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
Género	Feminino	73	70,2%				
	Masculino	31	29,8%				
Idade (anos)				13,0	24,0	20,7	2,3
Altura (cm)				144,0	188,0	166,9	9,0
Massa (Kg)				40,0	120,0	63,5	13,7
IMC (kg/m <sup>2</sup> )				15,1 (percentil abaixo de 1.º)	44,2	22,7	4,3
Categorização do IMC (kg/m <sup>2</sup> )	Peso corporal baixo	6	5,8%				
	Peso corporal normal	78	75,0%				
	Pré-obesidade	15	14,4%				
	Obesidade classe I	3	2,9%				
	Obesidade classe II	1	1,0%				
	Obesidade classe III	1	1,0%				
Atual situação profissional	Estudante	77	74,0%				
	Trabalhador-Estudante	14	13,5%				
	Trabalhador por conta de outrem	11	10,6%				
	Trabalhador por conta própria	2	1,9%				
Sofrer de LME*	Não	80	76,9%				
	Sim	24	23,1%				
Localização da LME*	Sem LME*	80	76,9%				
	Membro inferior	15	14,4%				
	Membro inferior e superior	4	3,9%				
	Coluna vertebral (Escoliose)	3	2,9%				
	Membro superior	2	1,9%				
Prática, atual, de exercício físico	Não	61	58,7%				
	Sim	43	41,3%				
Tipo de exercício	Não pratica exercício	61	58,7%				
	Vários exercícios	18	17,3%				

físico praticado	Ginásio	7	6,7%				
	Corrida	6	5,8%				
	Dança	3	2,9%				
	Ginástica rítmica	2	1,9%				
	Badminton	1	1,0%				
	Voleibol	1	1,0%				
	Tênis	1	1,0%				
	Futebol	1	1,0%				
	Surf	1	1,0%				
	Treino em casa	1	1,0%				
	Kenpo	1	1,0%				
Frequência da prática de exercício físico	Não pratica exercício	61	58,7%				
	1 vez por semana	7	6,7%				
	2 a 3 vezes por semana	19	18,3%				
	4 a 5 vezes por semana	11	10,6%				
	6 a 7 vezes por semana	6	5,8%				
Duração da prática de exercício físico no geral	Não pratica exercício	61	58,7%				
	Cerca de 30 minutos	5	4,8%				
	Cerca de 1 hora	20	19,2%				
	Cerca de 1 hora e meia	9	8,7%				
	Mais de 1 hora e meia	9	8,7%				
Tipo de dieta alimentar praticada	Não pratico qualquer tipo de dieta	98	94,2%				
	Dieta Ovolactovegetariana	3	2,9%				
	Dieta geral e cuidada	1	1,0%				
	Dieta sem lactose	1	1,0%				
	Dieta Pescetariana	1	1,0%				

(\*LME: Lesão Musculoesquelética)

## Anexo VII: Valores de Torção Tibial da primeira fase medidos (DP Fat-sat, T2 e T1 SPGR)

Nº Teste	MJ: Ax DP Fat-sat DT	MJ: Ax DP Fat-sat ESQ	MJ: Ax T2 DT	MJ: Ax T2 ESQ	MJ: Ax T1 SPGR DT	MJ: Ax T1 SPGR ESQ	MG: Ax DP Fat-sat DT	MG: Ax DP Fat-sat ESQ	MG: Ax T2 DT	MG: Ax T2 ESQ	MG: Ax T1 SPGR DT	MG: Ax T1 SPGR ESQ
1	31,8	31,7	31,8	31,6	31,8	31,6	25,2	23,0	25,2	23,0	25,2	23,0
2	47,4	45,7	47,5	46,0	47,4	45,7	30,9	28,0	30,9	27,8	31,0	27,8
3	39,8	34,7	39,7	34,5	39,1	34,6	25,8	20,8	25,6	21,0	25,7	20,9
4	52,3	50,1	52,3	49,9	52,2	50,1	39,9	33,8	40,3	34,1	40,3	34,1
5	45,5	42,7	45,5	42,5	45,6	42,6	27,5	24,7	27,4	24,6	27,5	24,7
6	42,9	34,5	43,0	34,2	43,0	34,2	34,5	22,8	34,3	22,8	34,5	23,0
7	38,5	34,6	38,1	34,4	38,6	34,7	26,5	18,1	26,7	18,2	26,8	18,1
8	46,7	43,7	46,7	43,7	46,7	43,6	30,1	28,3	30,4	28,3	30,4	28,4
9	30,4	31,7	30,2	31,7	30,3	31,7	10,5	11,6	10,5	11,7	10,4	11,6
10	44,0	37,4	44,0	37,4	44,0	37,4	28,4	20,6	28,4	20,6	28,4	20,7
11	50,4	47,9	50,2	47,8	50,2	47,9	32,9	30,4	32,9	30,4	32,8	30,4
12	42,9	39,5	42,9	39,6	42,8	39,6	28,3	27,9	28,2	27,9	28,3	27,9
13	26,8	25,2	26,8	25,1	26,7	25,1	14,1	10,8	14,1	10,8	14,1	10,8
14	40,7	36,4	40,7	36,2	40,7	36,4	25,5	22,5	25,4	22,6	25,6	22,5
15	40,7	39,4	40,6	39,4	40,7	39,4	26,8	23,0	26,6	22,9	26,8	23,0
16	46,6	42,7	46,5	42,6	46,6	42,5	35,6	26,6	35,5	26,5	35,6	26,5
17	28,8	17,3	28,8	17,3	28,8	17,3	19,9	6,0	19,9	6,0	19,9	6,0
18	35,4	28,1	35,5	28,2	35,5	28,2	24,9	15,9	24,9	15,8	24,8	15,8
19	51,3	48,2	51,0	48,4	51,3	48,2	35,1	27,7	34,9	27,8	35,0	27,8
20	48,1	53,8	48,1	53,8	48,1	53,8	37,3	44,0	37,3	44,0	37,3	44,0
21	47,0	47,3	47,0	47,3	46,9	47,4	35,5	35,9	35,5	35,9	35,5	35,9
22	34,8	40,5	34,9	40,6	34,7	40,5	25,4	27,6	25,4	27,6	25,4	27,6
23	32,7	36,6	32,7	36,6	32,6	36,6	19,7	22,1	19,7	22,1	19,7	22,1
24	38,6	34,7	38,6	34,8	38,5	34,7	27,5	20,8	27,6	20,6	27,5	20,8

25	28,2	25,7	28,2	25,7	28,2	25,7	17,0	10,8	17,0	10,9	17,0	10,9
26	40,8	43,3	40,8	43,3	40,8	43,3	28,1	29,9	28,1	29,9	28,1	29,9
27	50,6	51,2	50,6	51,2	50,6	51,1	30,5	34,6	30,5	34,6	30,5	34,6
28	42,3	47,6	42,3	47,7	42,2	48,0	29,9	31,0	29,9	31,3	29,7	31,3
29	36,1	36,5	36,4	36,6	36,0	36,3	22,9	20,1	22,9	20,1	22,7	20,1
30	44,7	35,5	44,7	35,6	44,6	35,6	29,0	24,7	29,0	24,9	29,0	24,8
31	45,0	41,7	45,1	41,7	45,1	41,5	30,7	24,9	30,8	24,9	30,9	24,9
32	35,2	26,6	35,2	26,8	35,0	26,8	25,7	15,8	25,5	15,7	25,5	15,7
33	50,3	54,2	50,2	54,1	50,3	54,1	31,6	36,4	31,6	36,3	31,6	36,4
34	52,5	48,7	52,3	48,5	52,3	48,6	37,0	26,6	36,9	26,6	36,8	26,7
35	37,4	35,8	37,4	35,5	37,4	35,5	23,5	20,4	23,7	20,3	23,6	20,5
36	55,0	56,9	55,0	56,9	55,0	56,9	40,9	43,3	40,9	43,8	40,9	43,9
37	34,7	32,6	34,7	32,6	34,7	32,6	22,4	16,6	22,4	16,6	22,4	16,6
38	27,3	29,9	27,4	30,0	27,3	29,9	16,7	18,8	16,8	18,9	16,7	18,8
39	35,5	33,3	35,5	33,3	35,5	33,2	17,1	16,0	17,1	16,0	17,1	16,0
40	40,7	40,0	40,7	40,1	40,5	40,1	27,5	22,5	27,5	22,6	27,5	22,6
41	29,9	26,9	29,8	26,7	31,0	26,6	17,7	12,5	17,9	12,7	17,7	12,5
42	58,9	47,8	58,7	47,7	58,7	47,7	43,6	34,3	43,7	34,0	43,7	34,0
43	35,7	26,9	35,3	26,9	35,7	26,8	22,5	14,1	22,4	14,2	22,5	14,3
44	41,0	38,3	41,0	38,3	41,0	38,3	29,0	26,1	29,0	26,0	29,0	26,0
45	34,2	25,7	34,2	25,7	34,2	25,6	19,4	10,8	19,4	10,9	19,4	10,9
46	41,7	42,7	41,9	42,9	41,9	42,7	26,9	21,0	26,8	21,1	26,8	21,0
47	30,2	32,3	30,3	32,3	30,3	32,3	21,3	23,1	21,3	23,1	21,3	23,1
48	17,9	14,3	17,9	14,5	17,9	14,3	6,9	3,4	6,9	3,7	6,9	3,5
49	50,9	38,6	50,7	38,2	51,1	38,6	38,2	27,3	37,9	27,1	38,0	27,1
50	47,7	46,8	48,0	46,4	48,0	46,8	33,9	33,3	33,6	32,9	33,9	32,9
51	53,7	53,8	53,6	53,8	53,6	53,8	34,2	34,3	34,2	34,3	34,2	34,3

52	45,2	44,5	45,2	44,6	45,0	44,5	32,6	29,5	32,6	19,3	32,7	29,4
53	50,8	33,9	50,8	37,3	50,6	37,3	37,5	16,4	37,5	16,4	37,3	16,6
54	46,5	35,7	46,4	35,9	46,4	35,8	32,4	19,8	32,4	19,8	32,4	19,8
55	26,2	31,8	26,3	31,8	26,2	31,8	15,9	23,0	15,9	23,1	16,0	23,0
56	40,9	37,6	40,8	37,6	40,9	37,6	24,8	22,4	24,8	22,4	24,8	22,4
57	42,3	42,1	42,3	42,1	42,3	42,3	25,4	25,2	25,4	25,2	25,4	25,2
58	40,5	38,0	40,4	38,0	40,5	37,9	30,8	25,2	30,7	25,1	30,7	25,0
59	40,3	37,0	40,4	37,0	40,4	37,0	20,0	16,4	20,0	16,4	20,0	16,4
60	35,3	38,9	35,7	38,6	35,6	38,8	26,1	27,0	26,2	27,2	26,2	27,3
61	40,6	41,7	40,6	41,8	40,5	41,8	28,3	29,3	28,3	29,4	28,3	29,3
62	46,8	50,3	46,8	50,3	46,8	50,3	31,3	33,0	31,3	33,0	31,3	33,1
63	54,0	53,0	53,9	53,1	54,0	53,0	43,0	38,0	42,8	38,2	43,0	38,0
64	46,6	40,6	46,3	40,5	46,7	40,5	33,9	31,0	33,5	31,4	33,6	31,4
65	38,5	28,8	38,4	29,0	38,4	29,0	23,4	15,2	23,4	15,3	23,4	15,3
66	43,5	47,4	43,3	47,2	43,5	47,2	28,5	30,7	28,3	30,6	28,5	30,6
67	43,7	44,9	43,6	44,9	43,6	44,9	29,5	30,2	29,5	30,2	29,5	30,2
68	44,5	39,9	44,5	39,9	44,5	39,7	31,9	21,7	31,9	21,7	31,9	21,8
69	36,9	40,0	36,8	40,1	36,7	40,1	21,6	25,1	21,5	25,0	21,5	25,2
70	46,5	42,4	46,4	42,3	46,5	42,2	36,1	28,5	36,1	28,4	36,0	28,4
71	56,9	49,3	56,9	49,2	56,8	49,3	45,6	32,2	45,6	32,3	45,5	32,3
72	45,9	44,0	45,9	44,1	45,9	44,0	32,2	31,5	32,2	31,5	32,2	31,5
73	40,7	36,0	40,6	36,0	40,7	36,1	31,0	24,0	31,0	24,0	31,0	24,2
74	41,7	39,0	41,5	38,9	41,5	39,0	29,6	20,2	29,7	20,2	29,6	20,2
75	39,7	41,7	39,5	41,5	39,8	41,5	28,2	28,7	28,1	28,5	28,3	28,6
76	28,8	29,9	28,8	29,8	28,8	29,7	15,8	17,8	15,8	17,8	15,9	17,6
77	45,4	42,5	45,5	42,6	45,4	42,4	35,7	30,2	35,5	30,2	35,6	30,3
78	43,9	35,0	43,8	35,1	43,8	35,0	28,4	24,4	28,4	24,5	28,4	24,4

79	49,4	45,3	49,3	45,3	49,4	45,4	36,4	28,4	36,4	28,6	36,4	28,6
80	54,2	41,6	54,2	41,7	54,2	41,5	39,8	28,8	39,6	28,7	39,6	28,8
81	48,3	46,4	48,3	46,4	48,3	46,4	33,3	28,9	33,3	28,9	33,3	28,9
82	50,2	45,3	50,0	45,4	50,1	45,3	39,3	32,6	39,3	32,6	39,4	32,6
83	39,6	52,8	39,7	52,6	39,6	52,6	24,4	36,5	24,3	36,5	24,5	36,6
84	44,9	36,8	44,6	36,5	44,7	36,8	31,3	19,5	31,3	19,5	31,2	19,7
85	45,0	44,0	45,0	44,1	45,0	44,0	31,6	28,9	31,6	29,0	31,6	29,0
86	42,7	44,3	42,7	44,3	42,7	44,3	30,6	32,0	30,5	31,8	30,5	31,8
87	39,4	40,3	39,5	40,2	39,5	40,3	23,0	21,2	23,3	21,2	23,3	21,2
88	49,9	48,5	50,0	48,4	50,0	48,4	38,3	35,4	38,4	35,3	38,4	35,3
89	41,8	42,1	41,7	42,2	41,8	42,1	27,3	27,5	27,2	27,6	27,3	27,6
90	40,8	44,6	40,4	44,7	40,8	44,6	25,8	27,9	25,9	27,8	25,9	27,7
91	43,4	42,8	43,4	42,7	43,5	42,7	29,2	34,8	29,3	34,8	29,3	34,8
92	34,8	36,7	34,9	36,8	35,0	36,6	20,6	22,7	20,6	22,6	20,6	22,6
93	49,6	48,2	49,6	48,0	49,7	48,1	34,8	38,6	34,8	38,5	34,6	38,4
94	37,4	33,6	37,4	33,6	37,4	33,6	21,7	17,1	21,6	17,1	21,7	17,0
95	35,0	36,6	35,0	36,6	35,1	36,6	21,8	24,7	21,8	24,6	21,8	24,8
96	21,3	26,9	21,3	26,8	21,3	26,8	8,9	18,8	8,9	18,8	8,9	18,7
97	46,9	46,3	47,2	46,4	46,8	46,3	32,1	29,9	32,4	30,0	32,4	29,9
98	37,2	36,2	37,2	36,2	37,2	36,2	20,8	18,9	20,9	18,9	20,8	18,9
99	44,0	35,0	44,0	35,0	44,0	35,0	31,8	21,2	31,8	21,3	31,8	21,3
100	38,1	40,8	38,1	40,8	38,0	40,9	22,9	24,6	22,9	24,6	22,8	24,7
101	34,5	48,7	34,7	48,6	34,5	48,5	21,5	30,7	21,7	30,7	21,9	30,6
102	48,0	50,4	48,1	50,4	48,0	50,4	32,6	34,0	32,5	34,0	32,4	34,0
103	33,9	33,8	33,9	33,8	33,9	33,8	19,0	18,0	19,1	18,0	19,0	18,0
104	52,5	53,5	52,6	53,3	52,5	53,3	41,7	41,9	41,7	41,8	41,8	41,9

**Anexo VIII: Valores de Torção Tibial da segunda fase medidos (método de *Dixon*), e as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) para os 10 participantes**

Nº Teste	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	MJ: Ax T2 DT	MJ: Ax T2 ESQ	MJ: Ax T1 SPGR DT	MJ: Ax T1 SPGR ESQ	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	MG: Ax T2 DT	MG: Ax T2 ESQ	MG: Ax T1 SPGR DT	MG: Ax T1 SPGR ESQ	MJ: <i>Dixon</i> DT	MJ: <i>Dixon</i> ESQ	MG: <i>Dixon</i> DT	MG: <i>Dixon</i> ESQ
11	50,4	47,9	50,2	47,8	50,2	47,9	32,9	30,4	32,9	30,4	32,8	30,4	50,6	48,1	33,2	30,5
15	40,7	39,4	40,6	39,4	40,7	39,4	36,8	23,0	26,6	22,9	26,8	23,0	40,5	39,3	26,9	23,2
16	46,6	42,7	46,5	42,6	46,6	42,5	35,6	26,6	35,5	26,5	35,6	26,5	46,7	42,6	35,6	26,8
26	40,8	43,3	40,8	43,3	40,8	43,3	28,1	29,9	28,1	29,9	28,1	29,9	40,3	43,2	27,8	30,1
35	37,4	35,8	37,4	35,5	37,4	35,5	23,5	20,4	23,7	20,3	23,6	20,5	37,4	35,9	23,8	20,6
57	42,3	42,1	42,3	42,1	42,3	42,3	25,4	25,2	25,4	25,2	25,4	25,2	42,0	41,8	25,5	25,2
81	48,3	46,4	48,3	46,4	48,3	46,4	33,3	28,9	33,3	28,9	33,3	28,9	48,8	47,1	34,1	29,3
90	40,8	44,6	40,4	44,7	40,8	44,6	25,8	27,9	25,9	27,8	25,9	27,7	40,5	44,6	26,0	27,7
92	34,8	36,7	34,9	36,8	35,0	36,6	20,6	22,7	20,6	22,6	20,6	22,6	34,9	36,5	20,8	22,5
93	49,6	48,2	49,6	48,0	49,7	48,1	34,8	38,6	34,8	38,5	34,6	38,4	49,4	48,8	34,9	38,5

**Anexo IX: Correlações entre as várias ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) e as variáveis independentes (género, IMC, sofrer de LME e prática de exercício físico)**

Teste estatístico de *Mann-Whitney* entre as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ, e a variável género.

Ponderações nos MJ e MG nas pernas DT e ESQ	Género	n	<i>Mann-Whitney U</i>	Valor <i>p</i>
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	Masculino	31	974,000	0,263
	Feminino	73		
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	Masculino	31	1061,000	0,616
	Feminino	73		
MJ: Ax T2 DT	Masculino	31	976,500	0,271
	Feminino	73		
MJ: Ax T2 ESQ	Masculino	31	1048,000	0,553
	Feminino	73		
MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	Masculino	31	977,000	0,272
	Feminino	73		
MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	Masculino	31	1046,000	0,543
	Feminino	73		
MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	Masculino	31	1018,500	0,422
	Feminino	73		
MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	Masculino	31	1088,500	0,760
	Feminino	73		
MG: Ax T2 DT	Masculino	31	1053,500	0,579
	Feminino	73		
MG: Ax T2 ESQ	Masculino	31	1111,500	0,887
	Feminino	73		
MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	Masculino	31	1051,000	0,567
	Feminino	73		
MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	Masculino	31	1090,000	0,768
	Feminino	73		

Correlação entre as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ, e a variável IMC através do Coeficiente de *Pearson*.

Coeficiente de *Pearson* entre as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ.

		Correlações											
		MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	MJ: Ax T2 DT	MJ: Ax T2 ESQ	MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	MG: Ax T2 DT	MG: Ax T2 ESQ	MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ
IMC	Coeficiente de <i>Pearson</i>	-0,126	-0,190	-0,126	-0,176	-0,128	-0,177	-0,091	-0,166	-0,085	-0,152	-0,088	-0,164
	Valor <i>p</i>	0,203	0,054	0,204	0,074	0,194	0,072	0,359	0,092	0,391	0,123	0,376	0,095
	N	104	104	104	104	104	104	104	104	104	104	104	104
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	Coeficiente de <i>Pearson</i>		,803**	1,000**	,809**	1,000**	,810**	,934**	,733**	,941**	,725**	,941**	,734**
	Valor <i>p</i>		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N		104	104	104	104	104	104	104	104	104	104	104
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	Coeficiente de <i>Pearson</i>			,805**	,999**	,804**	,999**	,726**	,928**	,732**	,919**	,733**	,929**
	Valor <i>p</i>			0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N			104	104	104	104	104	104	104	104	104	104
MJ: Ax T2 DT	Coeficiente de <i>Pearson</i>				,812**	1,000**	,813**	,934**	,736**	,942**	,728**	,941**	,737**
	Valor <i>p</i>				0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N				104	104	104	104	104	104	104	104	104
MJ: Ax T2 ESQ	Coeficiente de <i>Pearson</i>					,810**	1,000**	,731**	,925**	,738**	,916**	,739**	,925**
	Valor <i>p</i>					0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N					104	104	104	104	104	104	104	104
MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	Coeficiente de <i>Pearson</i>						,810**	,934**	,734**	,941**	,727**	,941**	,735**
	<i>p</i>						0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N						104	104	104	104	104	104	104
MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	Coeficiente de <i>Pearson</i>							,732**	,925**	,739**	,917**	,740**	,926**
	Valor <i>p</i>							0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N							104	104	104	104	104	104
MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	Coeficiente de <i>Pearson</i>								,728**	,991**	,719**	,991**	,729**
	<i>p</i>								0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	N								104	104	104	104	104
MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	Coeficiente de <i>Pearson</i>									,737**	,992**	,738**	1,000**
	Valor <i>p</i>									0,000	0,000	0,000	0,000
	N									104	104	104	104
MG: Ax T2 DT	Coeficiente de <i>Pearson</i>										,728**	1,000**	,738**
	Valor <i>p</i>										0,000	0,000	0,000
	N										104	104	104
MG: Ax T2 ESQ	Coeficiente de <i>Pearson</i>											,729**	,992**
	Valor <i>p</i>											0,000	0,000
	N											104	104
MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	Coeficiente de <i>Pearson</i>												,740**
	Valor <i>p</i>												0,000
	N												104

\*\* Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Teste estatístico de *Mann-Whitney* entre as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ, e a variável sofrer de LME.

Ponderações nos MJ e MG nas pernas DT e ESQ	Sofrer de LME	n	<i>Mann-Whitney U</i>	Valor <i>p</i>
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	Não	80	822,500	0,289
	Sim	24		
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	Não	80	904,500	0,668
	Sim	24		
MJ: Ax T2 DT	Não	80	820,500	0,282
	Sim	24		
MJ: Ax T2 ESQ	Não	80	910,500	0,703
	Sim	24		
MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	Não	80	820,000	0,280
	Sim	24		
MJ: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	Não	80	908,500	0,691
	Sim	24		
MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	Não	80	763,500	0,129
	Sim	24		
MG: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	Não	80	923,000	0,775
	Sim	24		
MG: Ax T2 DT	Não	80	767,500	0,137
	Sim	24		
MG: Ax T2 ESQ	Não	80	914,000	0,723
	Sim	24		
MG: Ax T1 <i>SPGR</i> DT	Não	80	773,000	0,149
	Sim	24		
MG: Ax T1 <i>SPGR</i> ESQ	Não	80	927,500	0,802
	Sim	24		

Teste estatístico de *Teste t* para 2 amostras emparelhadas entre as ponderações da primeira fase (DP *Fat-sat*, T2 e T1 *SPGR*) nos 2 métodos (MJ e MG) para as pernas DT e ESQ, e a variável prática de exercício físico.

Ponderações nos MJ e MG nas pernas DT e ESQ	Prática, atual, de exercício físico	n	Média	Desvio-padrão	t	Graus de liberdade	Valor <i>p</i>
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> DT	Não	61	41,951	7,6604	0,377	102	0,707
	Sim	43	41,363	8,0699	0,374	87,570	
MJ: Ax DP <i>Fat-sat</i> ESQ	Não	61	40,231	7,7814	0,554	102	0,581
	Sim	43	39,333	8,6289	0,544	84,514	
MJ: Ax T2 DT	Não	61	41,926	7,6354	0,376	102	0,708
	Sim	43	41,342	8,0525	0,372	87,504	
MJ: Ax T2 ESQ	Não	61	40,249	7,7291	0,566	102	0,572

	Sim	43	39,335	8,6211	0,556	84,164	
MJ: Ax T1 SPGR DT	Não	61	41,928	7,6452	0,359	102	0,720
	Sim	43	41,370	8,0344	0,356	87,712	
MJ: Ax T1 SPGR ESQ	Não	61	40,248	7,7385	0,576	102	0,566
	Sim	43	39,316	8,6353	0,565	84,138	
MG: Ax DP Fat-sat DT	Não	61	28,220	7,4406	-0,108	102	0,914
	Sim	43	28,384	7,8801	-0,107	87,256	
MG: Ax DP Fat-sat ESQ	Não	61	25,515	7,6122	0,419	102	0,676
	Sim	43	24,865	8,0364	0,415	87,443	
MG: Ax T2 DT	Não	61	28,211	7,4162	0,049	102	0,961
	Sim	43	28,137	7,7619	0,049	87,953	
MG: Ax T2 ESQ	Não	61	25,326	7,5953	0,258	102	0,797
	Sim	43	24,926	8,0667	0,255	87,088	
MG: Ax T1 SPGR DT	Não	61	28,228	7,4137	0,056	102	0,956
	Sim	43	28,144	7,7862	0,055	87,749	
MG: Ax T1 SPGR ESQ	Não	61	25,493	7,5854	0,356	102	0,723
	Sim	43	24,942	8,0755	0,352	86,947	