



**David  
Emanuel  
dos Santos  
Coelho**

**Estudo numérico e experimental da  
articulação do tornozelo**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar, e do Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar, do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.



Dedico este trabalho aos meus pais.



## **o júri**

presidente

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo  
professor auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Rui Miguel Barreiros Ruben  
Professor adjunto, Escola Superior de Tecnologia e  
Gestão, Instituto Politécnico de Leiria

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos  
professor auxiliar da Universidade de Aveiro



**agradecimentos**

Especial agradecimento aos meus amigos Carlos Xavier Sousa, Hugo Alexandre Lourenço, Nuno André Oliveira e Rui Jorge Pereira pela amizade. Agradeço também o apoio ao Professor Doutor António Ramos pela orientação e à empresa Johnson & Johnson, Lda de Portugal pela cedência da prótese AGILITY.



**palavras-chave** Biomecânica do tornozelo, modelo de elementos finitos, artroplastia, deformação, validação experimental do modelo.

**resumo** O complexo articular do tornozelo é formado pela união de três ossos, a tíbia, a fíbula e o talus. As articulações que o compõem são extremamente importantes para a função biomecânica do corpo humano uma vez que são elas que permitem a marcha saudável e o desempenho da atividade diária. O estudo e compreensão deste tipo de articulações é importante para a prevenção de lesões e também pela procura de soluções quando as lesões são irreversíveis. A artroplastia total do tornozelo [ATT] tem sido solução alternativa à artrodese para o tratamento da artrite em estado avançado na articulação do tornozelo. Os poucos estudos que existem não permitem afirmar que esta solução seja a melhor para este tipo de lesão. Os custos associados a experiências com próteses para o procedimento da ATT levaram a que o seu desenvolvimento tenha sido lento ao longo das últimas décadas. Desta forma, o objetivo deste trabalho é desenvolver um modelo de elementos finitos para os ossos que constituem a articulação talocrural e estudar o comportamento dos mesmos quando é realizada a ATT. Os resultados observados na comparação entre modelo nativo e implantado foram de encontro aos resultados clínicos disponíveis na literatura, revelando possibilidade de *stress-shielding*, *loosening*, migração de componentes e fratura dos maléolos lateral e medial. Neste sentido é importante o desenvolvimento de estudos sobre a ATT que envolvam o ramo da engenharia e da medicina, no sentido de alcançar um modelo que consiga replicar ao máximo a articulação do tornozelo.



**keywords**

Ankle Biomechanics, Finite element model, arthroplasty, strain, experimental validation.

**abstract**

The ankle joint complex is formed by the junction of three bones: the tibia, the fibula and the talus. The joints that form the ankle complex are extremely important for the human body biomechanics once they are responsible for the healthy gait and for men daily activity. The study of comprehension of these joints is important for the prevention of injuries and also to find solutions for irreversible injuries. The total ankle arthroplasty [TAA] has been an alternative solution to arthrodesis in the treatment of deep arthritis of the ankle joint. The few studies that have been made do not allow the confirmation that this is the best solution for the treatment of such an injury. The high costs associated with experiments including prostheses for the TAA procedure led to a long and slow development of these studies in the last two decades. Being so, this work aims the development of a model of finite elements for the bones that compose the talocrural joint and the study of this joint reaction to the TAA procedure. The reports obtained when compared with the native model and the model used matched the clinical results available, revealing the possibility of stress-shielding, relaxation, migration of components and fracture of the lateral and medial malleolus. Being so, it is important the development of studies on the TAA procedure that include engineering and medicine skills with the goal of achieving a model that can replicate as close as possible the ankle joint.



## Índice

Introdução .....	21
1. Anatomia.....	23
1.1.1. Planos e eixos anatómicos de referência.....	23
1.1.2. Terminologia básica dos movimentos.....	26
1.2. Sistema esquelético do pé .....	27
1.2.1. Arquitetura do osso .....	27
1.2.2. Osteologia da Perna .....	29
1.3. Articulações .....	32
1.3.1. Classificação das articulações.....	32
1.3.2. Cartilagem articular.....	33
1.3.3 Articulações do tornozelo .....	34
1.4. Ligamentos.....	35
1.4.1. Ligamentos do tornozelo.....	36
1.5. Músculos.....	37
2. Biomecânica.....	41
2.1. Planos e eixos de movimento do pé e do tornozelo .....	41
2.2. Amplitude de movimentos do tornozelo .....	42
2.3. Restrições no movimento do tornozelo.....	43
2.4. Ciclo de marcha .....	44
2.5. Cargas impostas ao complexo pé/tornozelo.....	45
2.6. Padrões de atividade muscular no tornozelo.....	46
2.7. Patologias, soluções e registos associados à articulação do tornozelo.....	47
3. Procedimentos cirúrgicos utilizados na reparação do tornozelo .....	51
3.1. Artrodese do tornozelo.....	51
3.2. Artroplastia total do tornozelo .....	52
3.3. Artrodese do tornozelo Vs Artroplastia total do tornozelo .....	53
3.4. Primeira geração artroplastia total do tornozelo .....	54
3.4.1. Resultados no curto prazo .....	55
3.4.2. Resultados a médio-longo prazo .....	55
3.4.3. Problemas específicos no uso das próteses de primeira geração .....	57
3.5. Segunda geração de próteses para a artroplastia total do tornozelo .....	57
3.5.1 Primeiros resultados .....	60

3.6. O presente na artroplastia total do tornozelo.....	61
4. Designs AGILITY .....	65
4.1. História do design AGILITY .....	65
4.1.1. Resultados.....	66
5. Modelos Experimentais .....	69
5.1. Obtenção dos elementos para construção modelo real .....	69
5.2. SETUP experimental .....	74
6. Modelos Computacionais.....	78
6.1. Modelo intato .....	78
6.2. Modelo implantado .....	79
6.3. Propriedades dos materiais.....	81
6.4. Modelo de elementos finitos .....	83
6.5. Condições fronteira modelos .....	84
6.6. Cargas utilizadas na simulação .....	85
6.7. Validação de modelo numérico.....	86
7. Resultados do modelo numérico .....	88
7.1. Modelos com prótese .....	88
7.2. Resultados.....	89
7.3. Comparação nativo .....	91
7.4. Correlação dos resultados clínicos.....	94
8. Conclusões .....	95
9. Bibliografia .....	97

**LISTA FIGURAS**

Figura 1 - Posição anatômica de referência [92] .....	23
Figura 2 - Planos anatômicos de referência [93] .....	24
Figura 3 -Eixos anatômicos de referência [93].....	24
Figura 4 - Termos direcionais do corpo humano [23].....	25
Figura 5 - Movimentos de rotação no plano sagital [95] .....	26
Figura 6 -Movimentos de rotação no plano frontal [95] .....	26
Figura 7 - Movimentos de rotação no plano transversal [3] .....	27
Figura 8- Estrutura arquitetônica do osso [96] .....	28
Figura 9 - Ossos da perna [23] .....	29
Figura 10 - Tibia [23] .....	30
Figura 11 - Fíbula ou Perônio [23].....	31
Figura 12 - Talus [97].....	32
Figura 13 - Articulações Sinoviais [98] .....	33
Figura 14 - Cartilagem Articular [99].....	34
Figura 15 - Ligamentos do tornozelo [182].....	36
Figura 16 - Ligamentos do tornozelo [166].....	37
Figura 17 - Eixos de rotação do tornozelo no plano transversal [esq] e plano frontal [dir] [45] .....	42
Figura 18 - Movimentos descritos pelo complexo pé tornozelo [100] .....	43
Figura 19 - Ciclo de marcha, fase de apoio e balanço [2] .....	45
Figura 20 - Eixos e movimentos do pé/tornozelo [101].....	46
Figura 21 - Fusão do tornozelo [186] .....	52
Figura 22 - Exemplo de Artrode e ATT .....	53
Figura 23 - Prótese de 1ª geração ICLH [Imperial College of London Hospital] [25] .....	55
Figura 24 - Prótese Buechell-Pappas [25] .....	59
Figura 25 - Prótese S.T.A.R para a ATT [25] .....	59
Figura 26 - Próteses usadas na ATT [187] .....	62
Figura 27 - Prótese AGILITY [25] .....	65
Figura 28 – Organigrama.....	69
Figura 29- Modelos de osso Sawbones.....	70

Figura 30 – Talus esponjoso e talus com revestimento de fibra de vidro .....	71
Figura 31 - Máquina 3D.....	72
Figura 32 - Exemplo filamento de PLA utilizado .....	72
Figura 33 – Cartilagem .....	72
Figura 34 - Suporte de apoio para o talus.....	73
Figura 35 - Apoio para o talus .....	73
Figura 36 - Gráfico com a carga na máquina de ensaio .....	74
Figura 37 - Máquina de ensaios com o conjunto fixo .....	75
Figura 38 - Componentes do conjunto .....	78
Figura 39 - Assembly dos elementos a utilizar nos testes, vista frontal e lateral direita .....	79
Figura 40 – Componentes da prótese AGILITY .....	80
Figura 41 - Vista explodida dos elementos em estudo .....	80
Figura 42 - Vista isométrica dos elementos em estudo.....	81
Figura 43 - Modelo de elementos finitos do conjunto nativo e conjunto com prótese .....	84
Figura 44 - Vistas lateral e anterior do conjunto de elementos utilizado na simulação.....	85
Figura 45 - Gráfico de correlação de modelo experimental e modelo virtual.....	87
Figura 46 - Linhas de referência na tibia e no talus .....	89
Figura 47- Diferentes vistas com os resultados das deformações principais na tibia para o modelo implantado.....	90
Figura 48 - Deformações principais no talus.....	90
Figura 49 - Gráfico de comparação de dados entre nativo e implantado para a zona anterior da tibia .....	91
Figura 50 - Gráfico de comparação de dados entre nativo e implantado para a zona medial da tibia 91	
Figura 51 - Gráfico de comparação de dados entre nativo e implantado para a zona lateral da tibia 92	
Figura 52 - Gráfico de comparação de dados entre nativo e implantado para a zona posterior da tibia .....	92
Figura 53 - Deformações principais máximas para modelo nativo e implantado .....	93
Figura 54 - Deformações principais mínimas para modelo nativo e implantado .....	93



## Lista tabelas

Tabela 1- Músculos da perna [19].....	39
Tabela 2 - Nº de prótese utilizada em cada ano para a artroplastia total do tornozelo no Reino Unido [185].....	49
Tabela 3 - Resultados das primeiras ATT realizadas .....	56
Tabela 4 - Implantes para artroplastia do tornozelo de 2 componentes com rolamento fixo [156] ..	58
Tabela 5 - Implantes para a artroplastia do tornozelo com 3 componentes e de rolamento móvel [156].....	60
Tabela 6- Estudos realizados para a ATT com o recurso à prótese AGILITY .....	66
Tabela 7 - Tabela de dados para as deformações principais no ensaio experimental .....	76
Tabela 8 - Características do materiais utilizados em diferentes estudos.....	82
Tabela 9 - Definições do material para os diferentes componentes da prótese AGILITY [45] .....	82
Tabela 10 - Dados relativos ao número de elementos e nós dos diferentes componentes .....	83
Tabela 11 - Comparação dos resultados entre teste com modelo real e virtual.....	86

## Introdução

O tornozelo é um importante elemento do corpo humano. A articulação é responsável pela transferência de carga da perna para o pé, funcionando assim como um elo de ligação [104]. A anatomia, aliada à biomecânica permite-lhe resistir a forças resultantes do caminhar, correr e outro tipo de atividades [45]. A sua estrutura complexa é suscetível a problemas devido às cargas que atuam sobre a mesma [103].

As patologias mais observadas para o incorreto funcionamento da articulação do tornozelo são a osteoartrite, a artrite reumatoide e a artrite pós-traumática, todas ligadas à degeneração da cartilagem articular [104].

Os procedimentos mais utilizados na resolução deste tipo de problemas são a artrodese e a artroplastia total do tornozelo. A artrodese é caracterizada pela fusão óssea de qualquer articulação, aliviando a dor mas eliminando qualquer tipo de movimento na articulação [45].

A artroplastia total do tornozelo [ATT] é um procedimento que permite a substituição da articulação natural por uma artificial mantendo assim a mobilidade e integridade do conjunto [45]. A possibilidade de realizar este tipo de intervenção começou a ganhar interesse após as artroplastias realizadas no joelho e anca terem apresentado bons resultados [104].

A primeira prótese utilizada na ATT data de 1970. Os resultados verificados no curto-médio prazo foram satisfatórios, mas os resultados a longo prazo revelaram-se muito desapontantes o que levou ao desinteresse por este tipo de procedimento na articulação do tornozelo [45].

O aumento da compreensão anatómica e biomecânica da articulação do tornozelo levou ao desenvolvimento das próteses de 2ª geração na década de 80, o que renovou o interesse por este tipo de procedimento.

Apesar de tudo, os estudos não são tão numerosos como os já realizados às artroplastias do joelho, anca e mesmo o ombro [45].

Os altos custos e as dificuldades associadas a estudos experimentais, levaram ao uso das técnicas de processamento de imagem.

O desenvolvimento das capacidades computacionais e técnicas médicas levou ao uso da simulação por elementos finitos (EF), capaz de caracterizar esforços internos e

estimar o comportamento de materiais assim como a análise biomecânica dos ossos humanos, tecidos e órgãos segundo a aplicação de cargas estáticas ou dinâmicas [179].

Gefen et al [180], com o objetivo de obter informações sobre a relação entre o movimento do esqueleto do pé e o momento em que pisa o solo, desenvolveu um modelo tridimensional da estrutura do pé em que incluía a cartilagem e os ligamentos [105].

Che net al [181], para estudar a distribuição de tensões na fase média do ciclo de marcha até ao push-off construiu um modelo 3-D de elementos finitos de um pé normal descalço.

Existem ainda outros estudos que consideram apenas as próteses mas não os ossos [45].

Após revisão bibliográfica, os estudos encontrados que simulam o processo ATT com próteses e ossos são apenas quatro [37, 38, 45, 105].

O estudo de Daniela Rodriguez [45] é desenvolvido em torno de modelos 3-D do complexo articular do tornozelo e das próteses S.T.A.R e AGILITY, com o objetivo de analisar as tensões de contacto no tornozelo para as posições de dorsiflexão, neutra e flexão plantar sobre diferentes condições de carga e também a distribuição de tensões de contacto no componente de polietileno de ambas as próteses.

O estudo realizado com o recurso à prótese BP [105] tem como objetivo o cálculo de adaptação das tensões após remodelação óssea após ATT recorrendo ao método de EF e utilizando os ossos da tibia, fíbula e talus.

O estudo de Karol Galik [38] tem como objetivo a análise das tensões e deformações no talus e no componente de polietileno, mas apenas realiza a simulação ATT com recurso à prótese AGILITY.

O presente trabalho tem como objetivo a comparação através da simulação de um modelo nativo e um modelo implantado com a prótese AGILITY pelo método dos elementos finitos, prevendo também as complicações inerentes à ATT.

## 1. Anatomia

Anatomia é a ciência que estuda a estrutura do corpo humano e funciona como base para o conhecimento sobre o seu movimento. É de extrema utilidade a compreensão da anatomia em geral de modo a que seja possível a identificação de ossos, localização de músculos, inervação, irrigação sanguínea e outras estruturas significantes numa qualquer zona do corpo [1].

A criação e compreensão das designações básicas associadas à anatomia é importante uma vez que permite uniformizar as estruturas músculo-esqueléticas e articulares. Esta uniformização leva a que exista uma compreensão geral para uniformizar referências à anatomia no desempenho das suas funções [2]. Serão então descritas as posições, planos e eixos anatómicos de referência e os termos direcionais.

A descrição de posição de um segmento ou de um corpo em relação ao outro tem como base a posição anatómica de referência (Figura 1). Esta posição é caracterizada pela posição ereta vertical com os pés ligeiramente separados, os braços afastados do corpo e as palmas das mãos viradas para a frente [3].

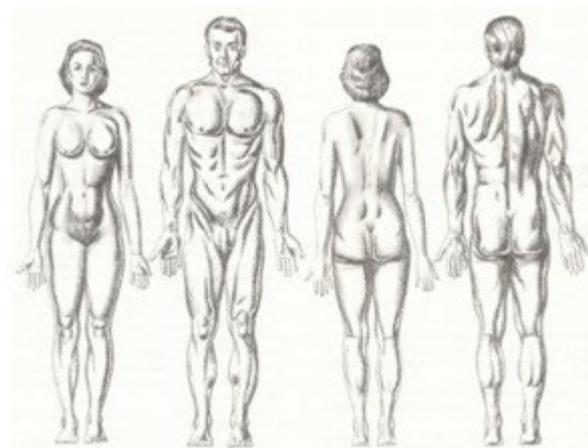


Figura 1 - Posição anatómica de referência [92]

### 1.1.1. Planos e eixos anatómicos de referência

A descrição dos movimentos é referida tendo como base, planos e eixos de referência [1, 2].

Os planos anatómicos de referência são três (plano sagital, frontal e transversal) e são perpendiculares entre si intersectam-se no centro de massa (Figura 2). É a partir

destes planos que é possível descrever os movimentos do corpo humano num espaço dimensional. De seguida apresenta-se uma descrição mais detalhada dos três planos [2]:

- **Plano sagital:** Plano onde ocorrem movimentos para a frente e para trás assim como os movimentos de flexão, extensão e hiperextensão. Faz a divisão do corpo nas metades lateral e medial [1, 2].
- **Plano frontal:** É neste plano que se realizam movimentos laterais do corpo, movimentos de rotação, abdução e adução. A sua localização divide o corpo verticalmente nas metades anterior e posterior [1, 2].
- **Plano transversal:** divide o corpo horizontalmente nas suas metades inferior e superior. Plano no qual ocorrem os movimentos horizontais do corpo e dos segmentos corporais quando o corpo se encontra na posição ereta, movimentos de rotação em torno do eixo longitudinal [1, 2].

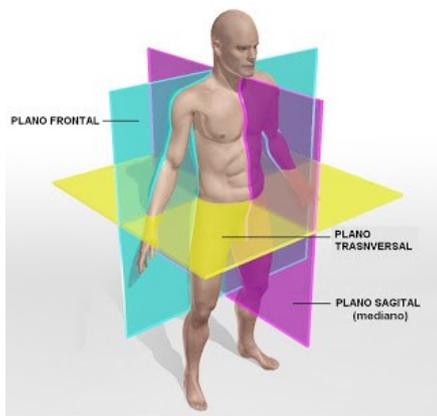


Figura 2 - Planos anatómicos de referência [93]

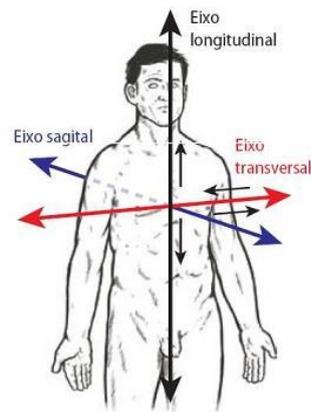


Figura 3 -Eixos anatómicos de referência [93]

Os movimentos de rotação realizados pelo corpo humano ocorrem em torno de um eixo imaginário que se encontra associado a uma articulação. Os eixos de referência (Figura 3) são também 3, frontal, sagital e longitudinal, e cada um deles encontra-se orientado perpendicularmente em relação a um dos três planos anatómicos de referência [3].

- **Eixo frontal ou transversal:** linha imaginária através da qual ocorrem as rotações no plano sagital.
- **Eixo sagital:** linha imaginária na qual ocorrem as rotações no plano frontal.

- **Eixo longitudinal:** linha imaginária em volta da qual ocorrem as rotações do plano transversal [3].

Para descrever a relação entre as diferentes partes do corpo ou a localização de um objeto externo em relação ao mesmo, é necessário o uso de termos direcionais. Os termos direcionais comumente usados são [2, 3]:

- **Superior:** em direção à cabeça
- **Inferior:** em direção aos pés.
- **Anterior:** para a frente do corpo.
- **Posterior:** para a parte de trás do corpo.
- **Medial:** para a linha média do corpo.
- **Lateral:** afastado da linha média do corpo.
- **Proximal:** mais próximo do tronco.
- **Distal:** afastado do tronco.
- **Superficial:** para a superfície do corpo.
- **Profundo:** dentro do corpo e afastado da superfície corporal.

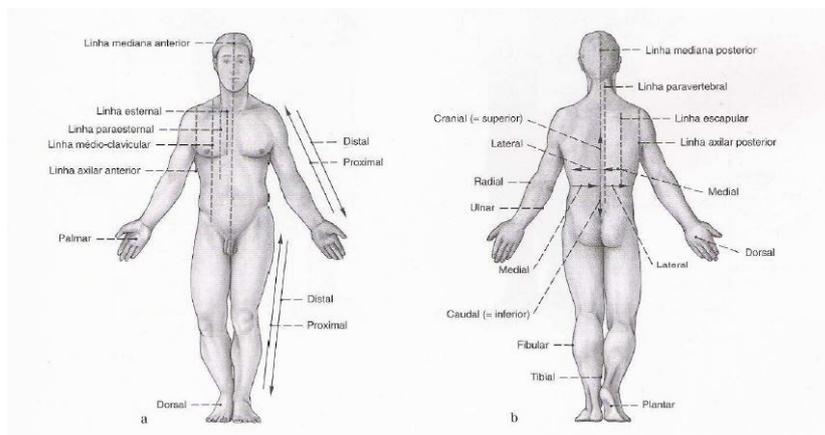


Figura 4 - Termos direcionais do corpo humano [23]

### 1.1.2. Terminologia básica dos movimentos

Grande parte dos movimentos realizados pelo corpo humano são combinações de movimentos lineares com movimentos angulares. Para caracterizar estes movimentos é necessário ter presente a posição anatómica de referência. Ao considerar esta posição estamos a dizer que todos os segmentos do corpo se encontram na posição de grau zero. Através desta posição podemos caracterizar os movimentos consoante a direção e o ângulo descrito [3, 45].

Tendo em conta a posição anatómica podemos diferenciar os movimentos de acordo com o plano em que estão a atuar. No plano sagital ocorrem movimentos de flexão, extensão, hiperextensão, flexão ou dorsiflexão e extensão ou flexão plantar (Figura 5).

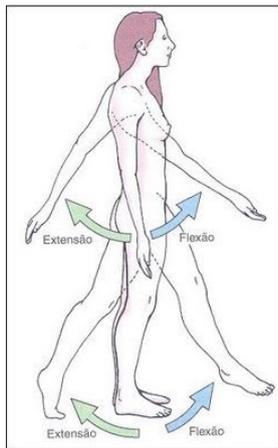


Figura 5 - Movimentos de rotação no plano sagital [95]

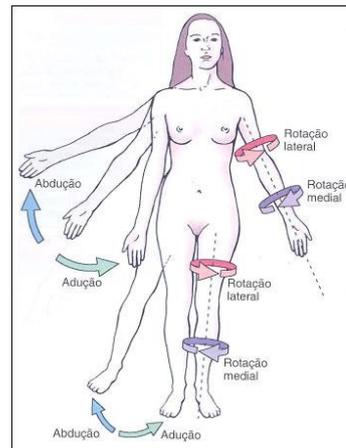


Figura 6 - Movimentos de rotação no plano frontal [95]

Os movimentos no plano frontal (Figura 6) incluem abdução e adução, flexão lateral, elevação e depressão, inversão e eversão e desvio radial e ulnar.

No plano transversal, os movimentos que ocorrem são principalmente de rotação em torno do seu eixo longitudinal. Rotação para a esquerda e para a direita, rotação medial e lateral, supinação e pronação e abdução e adução horizontais (Figura 7).

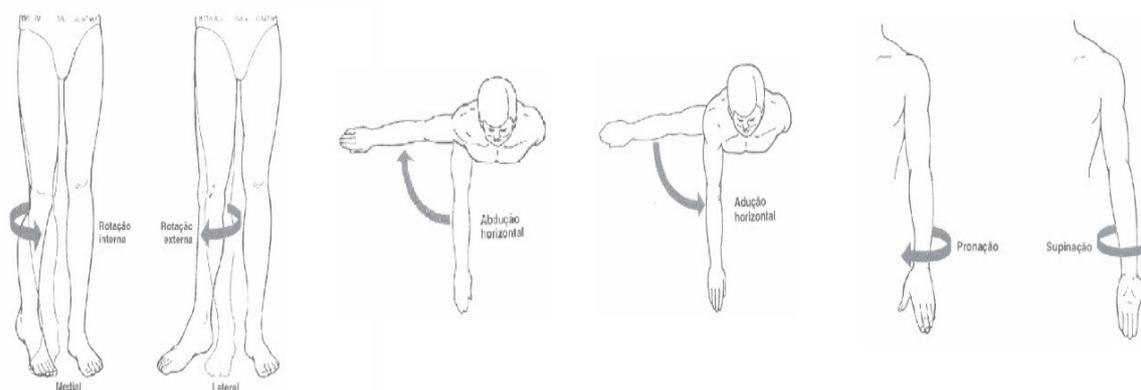


Figura 7 - Movimentos de rotação no plano transversal [3]

## 1.2. Sistema esquelético do pé

O osso é um tecido dinâmico, metabolicamente ativo e uma das estruturas mais duras do corpo humano devido à combinação de elementos orgânicos e inorgânicos [2,4].

A estrutura orgânica representa 60 a 70% do tecido ósseo, é constituída por minerais, cálcio e fosfato, juntamente com o colagénio. A água representa entre 25 a 30% do peso do tecido ósseo [4].

O facto da estrutura óssea receber 10% de todo o débito cardíaco permite afirmar que o tecido ósseo é fortemente vascularizado, o que é essencial para o fornecimento adequado de nutrientes [2].

O tecido ósseo é um material maleável (propriedade proporcionada pelo colagénio) cujas propriedades mecânicas são afetadas pelo seu grau de deformação, exibindo uma excelente capacidade de autorreparação [1,2]. O seu arranjo arquitetónico é admiravelmente adequado às solicitações mecânicas impostas sobre o sistema esquelético durante a atividade física [5].

### 1.2.1. Arquitetura do osso

A Figura 8 representa a estrutura arquitetónica de um osso. A estrutura óssea é formada por dois tipos de osso, o osso compacto ou cortical e o osso esponjoso ou trabecular.

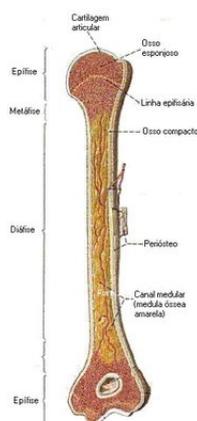


Figura 8- Estrutura arquitetônica do osso [96]

O osso cortical representa quase 80% da massa óssea e forma-se na parede exterior, por baixo de uma camada de perióstio, possui elevada dureza e densidade. A sua relevância é mais forte na zona média dos ossos longos (diáfise). A sua remodelação é lenta, cerca de 3% de renovação anual mas possui uma alta resistência à flexão e à torção [2]. Caso as fibras de colagénio se encontrem paralelas à carga, o osso cortical é capaz de absorver altas cargas de tensão. As fibras de colagénio, apresentam tipicamente uma disposição por camadas com diferentes configurações (longitudinais, oblíquas e em circunferência). São estas características aliadas ao maior número de camadas que vão conferir maior resistência às forças de tensão em diferentes locais [1].

Nas extremidades dos ossos longos e na parte interior dos ossos encontramos o osso esponjoso. A sua estrutura é constituída por uma rede de trabéculas ósseas com um tamanho mínimo de 0,2mm e com os espaços entre si preenchidos por medula óssea. Existem dois tipos de trabéculas, as hastes e as placas. Ao contrário do osso cortical, o osso esponjoso é menos rígido, menos denso, mas mais elástico e com uma maior taxa de remodelação. A sua estrutura trabecular possibilita uma boa resistência a cargas compressivas e também se adapta à direção das cargas de tensão impostas ao osso, proporcionando resistência [2,6]. A alta porosidade que caracteriza este tipo de osso é responsável pela elevada capacidade de armazenamento de energia, o que é muito importante quando cargas são aplicadas à estrutura esquelética [4].

### 1.2.2. Osteologia da Perna

O esqueleto da perna [Figura 9] é constituído por dois ossos, a tibia do lado interno e a fibula, do lado externo, encontrando-se estes ossos separados pelo espaço interósseo (7).



Figura 9 - Ossos da perna [23]

Com a forma de um S itálico, a tibia (Figura 10) é um osso longo e o maior dos dois ossos que constituem a perna. Tem como função transmitir o peso corporal dos côndilos medial e lateral do fémur para o pé. Esta estrutura óssea é constituída por um corpo e 2 extremidades. O corpo ósseo assume uma forma de prisma triangular com 3 faces e 3 bordos. A face interna assume uma posição mais superficial, relacionando-se anteriormente com a pele e serve de local de inserção dos 3 músculos que constituem o pé de ganso, o músculo semitendinoso, costureiro e o reto interno. A face externa dá inserção ao músculo tibial anterior e a face posterior ao músculo soalhar, poplíteo e tibial posterior. O bordo anterior, vulgarmente designado crista da tibia, termina em cima da tuberosidade anterior da tibia. O bordo interno serve de inserção aos feixes do flexor comum dos dedos e o externo ao ligamento interósseo.

Em termos conectivos, a tibia articula-se com o fémur, a fibula e o talus [7].

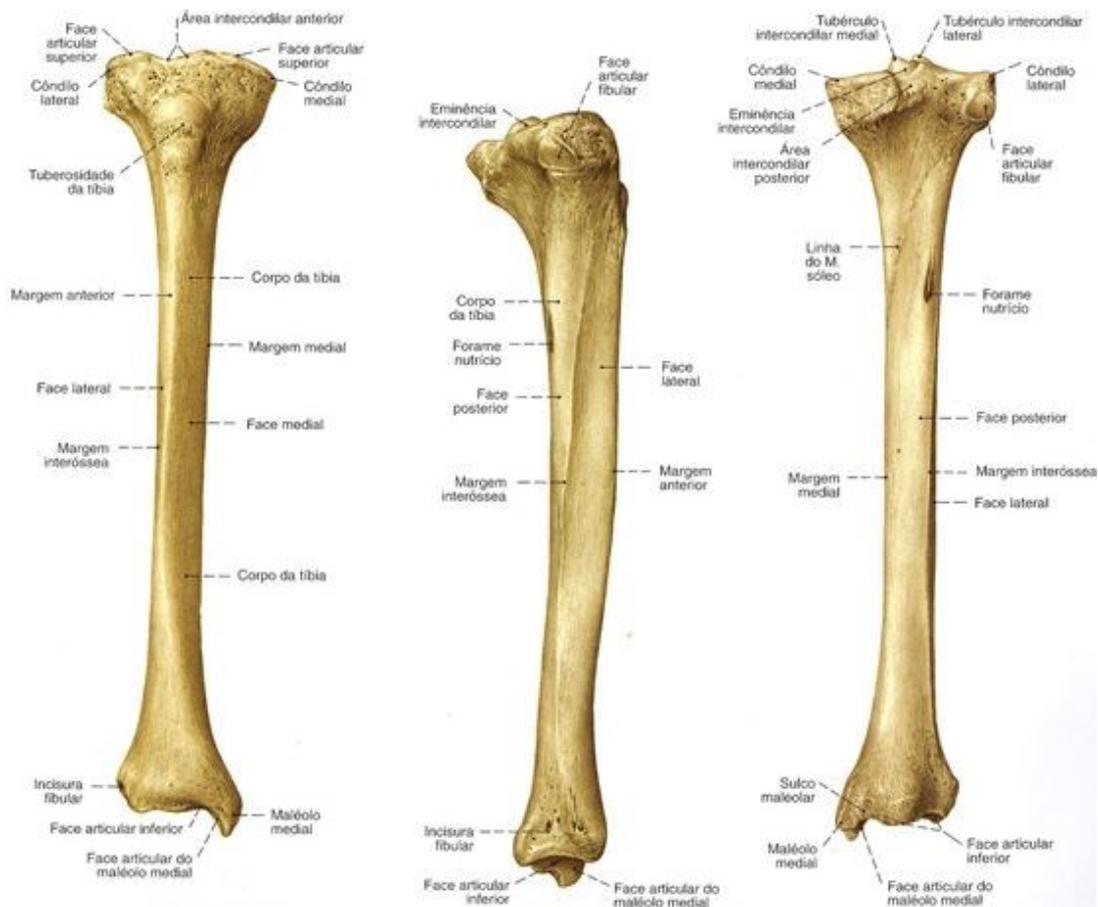


Figura 10 - Tibia [23]

A fíbula (Figura 11) está situada na zona exterior da perna e apresenta uma geometria delgada, longa, que se expande nas suas extremidades inferiores e superiores [8], sendo constituída por 1 corpo e 2 extremidades. O corpo da fíbula assume uma forma de prisma triangular com 3 faces e 3 bordos que servem igualmente de local de inserção dos músculos do pé e da perna. Na face externa, encontramos na porção média uma depressão onde estão inseridos os músculos peroneais laterais. A face interna, dividida em duas porções, aloja os músculos, extensor comum dos dedos, extensor próprio do grande dedo e fibular anterior. A face posterior da fíbula é responsável pela inserção do solhar em cima e do flexor próprio do grande dedo em baixo por fim a face posterior da fíbula. O bordo anterior da fíbula é conhecido como crista da fíbula, no bordo interno encontramos a inserção do músculo tibial superior e no bordo externo, uma inserção do septo fibroso que separa os músculos dos músculos da região superior [7].

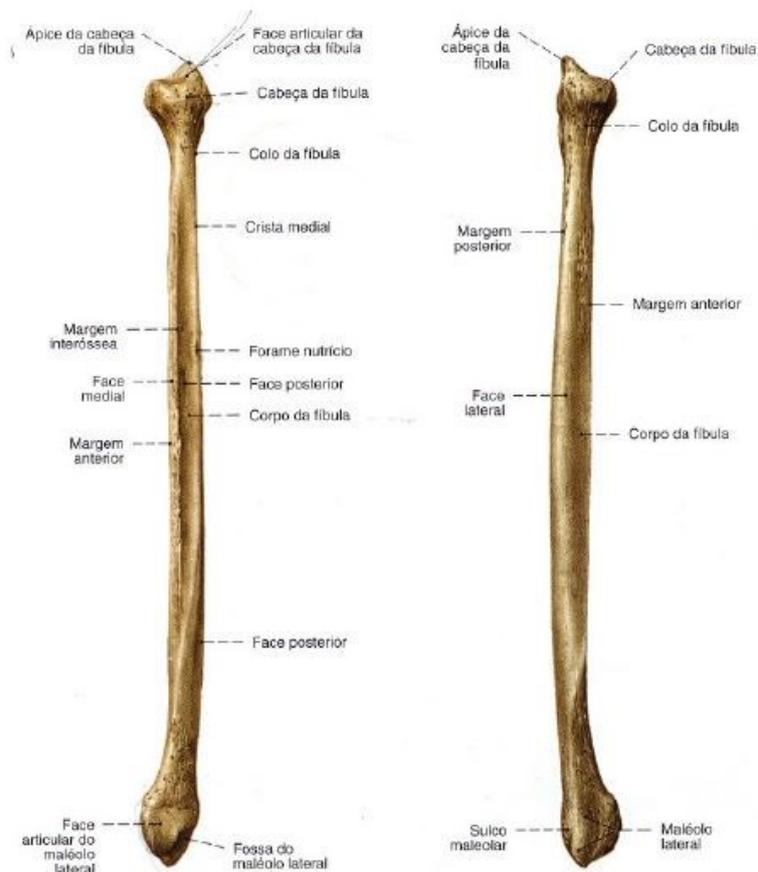
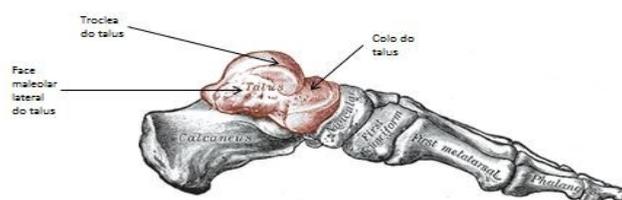


Figura 11 - Fíbula ou Perónio [23]

O talus (Figura 12) é responsável pela transmissão de carga proveniente da tíbia, para os ossos do calcâneo e navicular. Articula-se com a tíbia, o calcâneo, a fíbula e o navicular. Apresenta uma forma cuboide e encontra-se situado entre a perna e o calcâneo. O talus possui características geométricas em forma de cunha da frente para trás, sendo mais largo anteriormente. Apoia-se entre os maléolos da tíbia e fíbula. A sua superfície superior é convexa, em forma de polia, e articula-se com a superfície troclear da tíbia [7, 8]. Em termos anatómicos é constituído pelo corpo, colo e cabeça.



### 1.3. Articulações

As articulações do corpo humano são responsáveis pela orientação dos movimentos dos segmentos corporais. As estruturas anatómicas das articulações variam pouco de pessoa para pessoa, o mesmo acontece com as direções nas quais os segmentos corporais, como a coxa e a perna, se movimentam ao nível da articulação (3).

O facto de os ossos apresentarem todos, estruturas irregularmente moldáveis, múltiplos ligamentos e músculos a atuar num só segmento, leva a que exista a necessidade uma interação harmoniosa e combinada nas articulações para se conseguir obter um movimento cadenciado [1].

Nos subcapítulos que se seguem são apresentados os tipos de articulação do corpo humano.

#### 1.3.1. Classificação das articulações

As articulações podem ser classificadas através da sua complexidade articular, nº de eixos presentes, geometria articular ou na capacidade de realizar movimentos. As articulações podem ser fibrosas, cartilaginosas e sinoviais.

As cartilagens fibrosas podem ser descritas como atenuantes de força [absorção de choques], mas permitem pouco movimento dos ossos articulados. Dentro deste tipo de articulação temos as articulações em sutura e sindesmose. As articulações em sutura caracterizam-se pelo facto de as fibras sofrerem ossificação no início da fase adulta, acabando por se transformar em osso. As articulações sindesmose são caracterizadas pela presença de um tecido fibroso responsável por manter os ossos juntos.

No domínio das articulações cartilaginosas temos as articulações sincondrose e as sínfises, responsáveis por atenuar as forças aplicadas e proporcionar mais movimentos dos ossos adjacentes quando comparadas com as articulações fibrosas.

As articulações sinoviais, superfícies ósseas cobertas por cartilagem articular, variam muito na sua estrutura e nas capacidades de realizar movimentos. A caracterização é feita através do número de eixos de rotação e graus de liberdade [gl] que proporcionam à articulação. Temos então articulações uniaxiais, biaxiais e triaxiais [3].

Representadas na Figura 13 encontram-se as articulações sinoviais mencionadas em cima

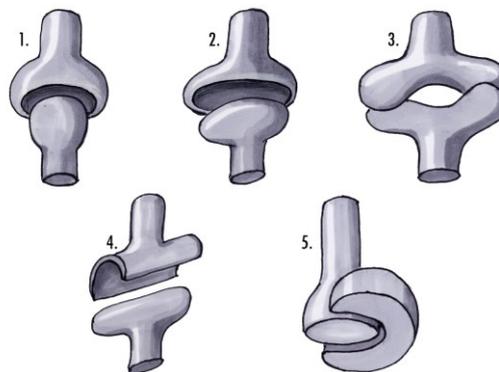


Figura 13 - Articulações Sinoviais [98]

**Legenda:**

- 1 – Esferoidal
- 2 - Pivô
- 3 - Selar
- 4- Dobradiça
- 5 - Dobradiça atípica

### 1.3.2. Cartilagem articular

O bom funcionamento de uma junta pressupõe uma lubrificação adequada que previna o desgaste no movimento entre as partes móveis. A cartilagem articular (Figura 14) proporciona este tipo de proteção. As suas propriedades assentam num tipo especial de tecido conjuntivo denso e esbranquiçado com 1 a 5mm de espessura. É caracterizada por distribuir as cargas na articulação sobre uma área extensa com o propósito de reduzir as tensões de contacto entre os ossos, conseguindo uma redução máxima de 50% [4,9]. Permitindo assim um desgaste mínimo entre os ossos articulados. Esta lubrificação é tão efetiva que o atrito presente numa articulação quando comparado com o atrito do patim no gelo é de apenas 17 a 33% desse valor considerando a mesma carga [4,10].

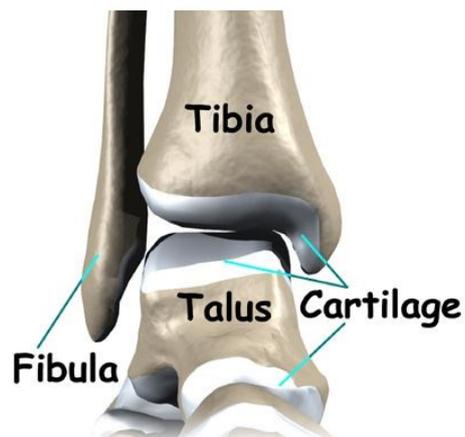


Figura 14 - Cartilagem Articular [99]

### 1.3.3 Articulações do tornozelo

O complexo articular do tornozelo é formado por três articulações que são responsáveis pelo importante papel na função biomecânica do mesmo. São elas a articulação tibiofibular distal, constituída pela articulação da tíbia com a fibula, a articulação tibiotársica ou talocrural, formada pela tíbia, fibula e talus, e por último a articulação subtalar que compreende os ossos do talus e calcâneo [7]. Esta última articulação não vai ser estudada uma vez que este estudo incide apenas sobre os ossos do talus, tíbia e fibula.

O papel desempenhado pela articulação do tornozelo é um papel de estabilidade, visível quando altas forças são absorvidas pelo membro aquando solicitações de paragem ou rotação. Apesar de tudo, caso as estruturas envolventes sofram algum tipo de lesão, esta articulação pode tornar-se bastante instável [1].

As articulações em estudo são sinoviais do tipo dobradiça, responsáveis por movimentos de flexão plantar e dorsiflexão [flexão e extensão plantar respetivamente] com um grau de liberdade de movimento [1, 8].

A articulação tibiofibular distal, é uma articulação fibrosa do tipo sindesmose que mantém os ossos juntos e é reforçada pelos ligamentos tibiofibulares anterior e posterior [3].

A articulação talocrural é uma articulação situada na zona distal do membro inferior. Apenas proporciona movimentos no plano sagital. Esta articulação possui limitações importantes uma vez que suporta todo o peso do corpo quando este se

encontra em apoio monopodal [13]. Esta articulação é caracterizada pela tróclea do talus revestida por fibrocartilagem articular e situada na face superior do talus, do lado do pé.

Do lado da perna e unidas por ligamentos, encontramos as extremidades inferiores da tíbia e da fíbula. Este conjunto descrito anteriormente é unido através de ligamentos, são eles os ligamentos anteriores, posteriores e os ligamentos interósseos da articulação tibiofibular inferior. Os dois conjuntos articulam-se e são revestidos por uma fibrocartilagem articular [7].

A maior parte da movimentação do tornozelo é proporcionada pela articulação talocrural em dobradiça, onde a superfície convexa do talus superior se articula com a superfície côncava da tíbia distal. Todas as articulações estão envolvidas por uma cápsula articular que é espessa no lado medial e extremamente fina no lado posterior (3).

A importância da articulação tibiotársica no corpo humano prende-se com o facto de receber todo o peso do corpo, tornando-se assim a mais importante no complexo articular da parte posterior do pé. O seu comportamento permite, durante o ciclo de marcha o ajustamento às superfícies irregulares e o desenvolvimento progressivo do passo proporcionando assim a aliança entre a plasticidade do pé a potência dos ossos da perna [13].

#### **1.4. Ligamentos**

Os ligamentos são responsáveis por providenciar estabilidade e permitir determinadas amplitudes de movimento nas articulações. Estas características são possíveis devido ao apropriado balanço das propriedades e da geometria dos ligamentos [2].

A estabilidade é permitida através do desenvolvimento de forças que vão contra a direção do movimento, funcionando como um elástico. Esta característica dos ligamentos leva a que exista o risco de lesão quando a solicitação ultrapassa o valor do limite elástico [13]. De seguida apresentam-se os ligamentos presentes na articulação do tornozelo.

### 1.4.1. Ligamentos do tornozelo

A revisão anatômica dos ligamentos que constituem o complexo articular do tornozelo, permite afirmar que existe um número impressionante de grupos nesta estrutura. No entanto, é possível dividi-los em função da posição anatômica em que se encontram [45].

Os ligamentos, juntamente com outras estruturas moles e o suporte ósseo providenciado pelo maléolo permitem um suporte substancial à articulação talocrural [60]

Como em todas as articulações de dobradiça, há associado ao tornozelo, um conjunto de ligamentos extremamente fortes [8].

A Figura 15 apresenta os ligamentos presentes na articulação talocrural na zona lateral e zona medial.

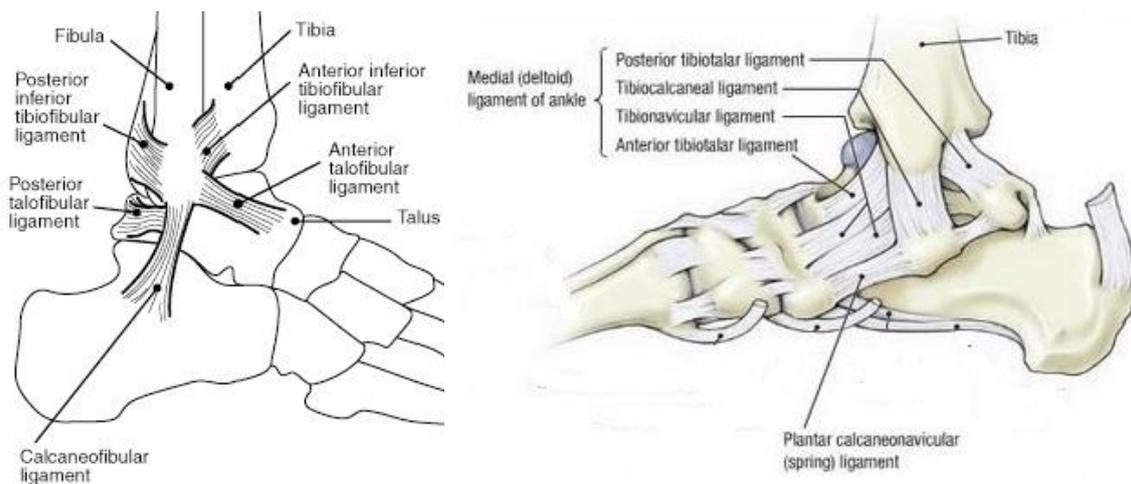


Figura 15 - Ligamentos do tornozelo [182]

Na zona medial da articulação temos o ligamento deltóide, anexado ao maléolo medial do tálus, ao navicular e ao osso do calcânar. Este ligamento é caracterizado por possuir cordões ligamentares largos, espessos e triangulares. Fazem parte da sua estrutura os ligamentos tibiotalar posterior, o tibiocalcaneal, o tibionavicular e o ligamento anterior tibiotalar.

Estes ligamentos têm a função de estabilizar o tornozelo medialmente limitando os movimentos de flexão plantar, dorsiflexão, eversão e abdução do pé.

Na zona lateral da articulação talocrural temos presentes os ligamentos talofibular posterior, o calcaneofibular, o talofibular anterior e os tibiofibulares anterior, posterior e transverso que juntamente com a membrana interóssea unem a tibia e a fíbula.

A limitar a inversão do pé temos o ligamento calcaneofibular que anexa o maléolo lateral ao calcâneo. Os ligamentos talofibulares anterior e posterior juntamente com o calcaneo fibular são responsáveis pela estabilização lateral do pé. O ligamento talofibular posterior responsável por vincular o maléolo lateral à superfície posterior do talus, suporta a parte lateral do tornozelo limitando a flexão plantar, a dorsiflexão e a inversão. O talofibular anterior anexo ao maléolo e ao talus, restringe os movimentos de flexão plantar e inversão do pé.

A configuração da anatomia óssea nesta zona faz com que os ligamentos mais fracos na face lateral da articulação possuam um apoio menor o que resulta em entorses do tornozelo quando acontece inversão excessiva.

Existem ainda na zona medial (Figura 16) dois ligamentos responsáveis por limitar a flexão plantar e abdução do pé, o talotibial anterior que liga a zona anterior da tibia ao talus, e responsável por limitar a flexão plantar, o talotibial posterior que anexa a zona posterior da tibia ao talus [60, 61, 62].

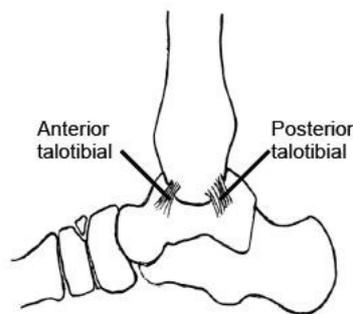


Figura 16 - Ligamentos do tornozelo [166]

## 1.5. Músculos

Os músculos da perna (Tabela 1) são agrupados em três grupos distintos, os músculos anteriores, os externos e os posteriores. O conjunto de músculos apresenta um arranjo que individualmente ou coletivamente conseguem produzir, consoante a solicitação, um movimento muito pequeno ou um movimento muito amplo e potente.

Por norma os músculos não agem individualmente mas sim em grupo e numa variedade muito grande de funções [1,7].

De seguida apresentam-se os músculos responsáveis pelos movimentos da perna e do complexo pé/tornozelo assim como figuras ilustrativas:

- **Músculos anteriores da perna:**

Tibial anterior é flexor, adutor e rotador do pé para dentro.

Extensor próprio do grande dedo é extensor da 3ª falange do grande dedo e desta sobre o 1º metatársico. Flete o pé sobre a perna e é rotador do pé para dentro.

Extensor comum dos dedos estende os quatro últimos dedos do pé, sendo ainda um abductor e um rotador do pé para fora.

Fibular anterior é flexor e abductor do pé e também rotador do pé para fora [7].

- **Músculos externos da perna:**

Longo fibular lateral é um extensor do pé sobre a perna, abductor e rotador do pé para fora.

Curto fibular lateral é abductor e rotador do pé para fora [7].

- **Músculos posteriores da perna:**

Tricípete sural é extensor do pé e também adutor e rotador do pé para dentro.

Plantar delgado é auxiliar do tricípete sural.

Popliteu é flexor e rotador da perna para dentro.

Músculo longo flexor comum dos dedos ou flexor tibial é flexor dos quatro últimos dedos e é um extensor do pé sobre a perna.

Tibial posterior é extensor, adutor e rotador do pé para dentro.

Longo flexor próprio do grande dedo ou flexor fibular é flexor do grande dedo do pé [7].

Tabela 1- Músculos da perna [19]



a - Tibial anterior



b- Extensor próprio do grande dedo



c- Extensor comum dos dedos



d - Fibular Longo



e - Longo Fibular lateral



f - Curto Fibular lateral



g - Gastrocnêmio Lateral



h - Gastrocnêmio Medial



i - Sóleo



j - Plantar Delgado



k - Poplíteu



l - Longo flexor próprio do grande dedo



m - Longo flexor comum dos dedos



n - Tibial Posterior



## 2. Biomecânica

A biomecânica é o estudo da mecânica dos sistemas biológicos e vai buscar a sua influência à construção de estruturas, pontes, aviões, etc... [28] A sua compreensão é fundamental para a correta medição de por exemplo, forças aplicadas às articulações, ossos, músculos, velocidades e amplitudes de deslocamento assim como as forças que o solo exerce sobre o corpo humano enquanto caminhamos [1].

Este capítulo tem como função estudar a biomecânica do tornozelo através dos eixos e planos de rotação, amplitude de movimentos e forças aplicadas.

### 2.1. Planos e eixos de movimento do pé e do tornozelo

Os estudos elaborados ao longo dos anos não partilham das mesmas conclusões quanto ao eixo de rotação do tornozelo, muito por causa da sua complexidade natural [45].

Desde 1950 que está estipulado que o eixo em que ocorre a rotação do tornozelo para o movimento de flexão plantar é diferente do eixo em que ocorre a dorsiflexão [52,53]. A medição de 152 tornozelos permitiu concluir que a curvatura medial e lateral do talus são diferentes o que leva à mudança de posição do eixo durante o arco de movimento [52]. Foi assim declarado por Hicks [51] que o movimento não pode ocorrer simultaneamente sobre dois eixos e definiu-os como o “eixo de dorsiflexão” e o “eixo de flexão plantar”.

O eixo de rotação do tornozelo é essencialmente frontal, embora seja ligeiramente oblíquo e a sua orientação se altere bastante com a rotação articular o que provoca eversão e inversão do pé aquando do movimento de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo. O movimento do tornozelo ocorre principalmente no plano sagital, com o tornozelo a funcionar como uma articulação em dobradiça durante a fase de apoio da marcha [17].

Os movimentos do complexo pé/tornozelo são definidos consoante o plano em que ocorre a ação, temos assim os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar a ocorrer no plano sagital, no plano frontal ocorrem os movimentos de eversão e inversão e no plano transversal temos abdução e adução [59].

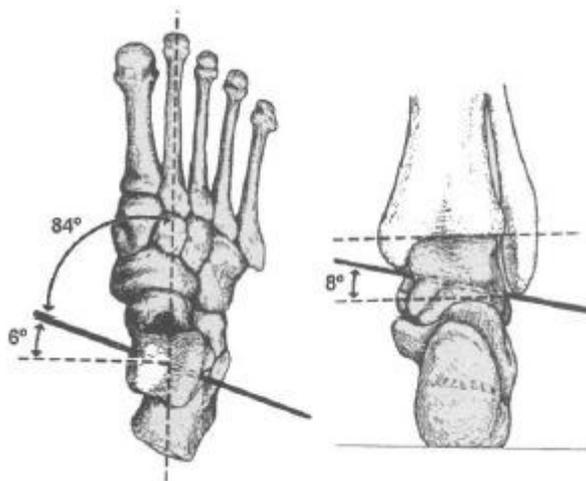


Figura 17 - Eixos de rotação do tornozelo no plano transversal [esq] e plano frontal [dir] [45]

## 2.2. Amplitude de movimentos do tornozelo

As diferenças geográficas e culturais têm mostrado alterações significativas na amplitude dos movimentos do tornozelo (AMT) [54,55].

O ciclo de marcha é responsável pela solicitação frequente de movimentos como a dorsiflexão, flexão plantar, supinação e pronação e envolve várias articulações do retropé e do mediopé [56]. Os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar apresentam uma média de graus de movimento que vão desde 13 a 33° e 40 a 50° respectivamente [15]. Este intervalo de amplitude para os dois movimentos pode ser descrito e relacionado com atividades do dia-a-dia. Temos por exemplo o caminhar numa superfície plana (10 a 15° de flexão plantar e 10° de dorsiflexão), subir escadas (37° de AMT) descer as escadas (56° de AMT) [57].

Em indivíduos que não precisem na sua atividade diária de subir ou descer escadas, apenas uma amplitude 10 a 15° é necessária para o movimento de dorsiflexão [43]. Assim sendo, o objetivo das próteses utilizadas na APT proporcionar um mínimo de 10° para a realização do movimento de dorsiflexão e de 20° para a flexão plantar [25].

Os movimentos que ocorrem no plano sagital e transversal da articulação do tornozelo ocorrem simultaneamente e são influenciados por muitos factores [63, 64, 65, 66, 67]. O movimento no plano frontal é atribuído à posição do ligamento deltoide. A flexão plantar do tornozelo é responsável pela rotação em varus ou valgus, também descrita como inversão ou eversão do pé [48].

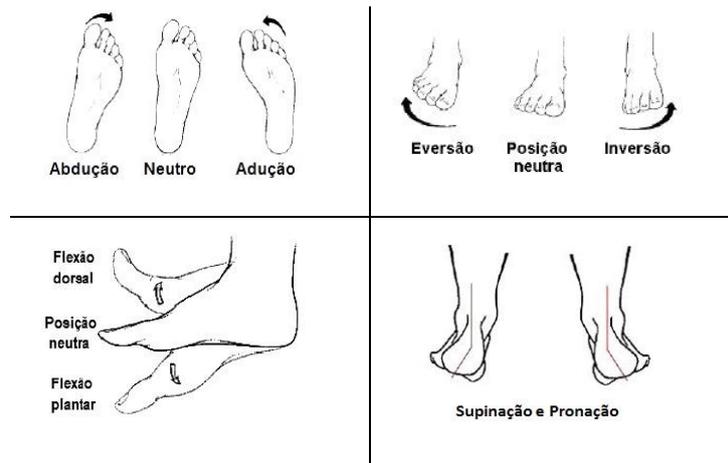


Figura 18 - Movimentos descritos pelo complexo pé tornozelo [100]

Durante a marcha normal, existe movimento no plano transverso e a rotação do tornozelo é muitas vezes ligada à instabilidade [63, 67, 68, 69, 70]. O estudo de Lundberg et al [43] que valia a rotação da articulação do tornozelo, observou rotação externa do talus quando o tornozelo muda de uma posição neutra para 30° de dorsiflexão enquanto na flexão plantar ocorre um pequena rotação interna na flexão plantar quando vai de uma posição neutra para uma posição final de 10° seguida de uma rotação externa na sua fase terminal.

A avaliação do movimento de dorsiflexão em pacientes com recurso a carga é significativamente maior quando comparada com uma avaliação passiva. As pessoas idosas e bem de saúde evidenciam um decréscimo da flexão plantar [39, 53, 58].

A realização de alguns estudos demonstra que a AMT em indivíduos do sexo feminino jovens é maior que os do sexo masculino [58]. Pelo contrário, em idades mais avançadas o mesmo estudo conclui que os indivíduos do sexo feminino apresentam uma AMT de menos 8 graus no movimento de dorsiflexão e que em geral todas as pessoas sofrem um decréscimo entre os 20 e os 80 anos de idade [58].

### 2.3. Restrições no movimento do tornozelo

O tornozelo deve a sua integridade à geometria articular e às conexões dos ligamentos. Os ligamentos deltoides e talofibular são responsáveis pelo papel estabilizador e de rastreamento passivo dos ligamentos na articulação do tornozelo [25]. O ligamento deltoide, situado medialmente tem como função restringir a excursão talar lateral e anterior [72, 73, 76]. Na zona lateral, o ligamento talofibular apresenta a mesma

função apesar de ser um ligamento relativamente fraco [60, 73, 75], sendo assim o ligamento mais suscetível de sofrer lesão e subsequentemente insuficiência [5] levando ao deslocamento do encaixe do talus antero lateralmente e posterior deslocação da fíbula. É aconselhado neste tipo de situações, a reconstrução deste mesmo ligamento quando são utilizadas próteses sem constrangimento no procedimento da ATT [25].

Durante o ciclo de marcha, a rotação vertical ocorre sobre um eixo vertical [67, 77] e a sua estabilidade é provida pela tensão dos ligamentos colaterais através da compressão das faces medial e lateral do talus contra os maleólos correspondentes e também devido à forma das superfícies articulares [69, 70, 72, 74]. Devido à forma cónica truncada do talus, os três ligamentos laterais controlam grande parte do movimento na zona lateral, enquanto o ligamento deltóide controla menos movimento na zona medial. Isto tem importantes implicações uma vez que o balanceamento ligamentar na ATT com próteses não anatómicas e implantação incorreta pode provocar tensões nos ligamentos mediais podendo provocar dor, ossificação posteromedial e perda da amplitude de movimentos [80], a insuficiência ligamentar com consequente instabilidade lateral do tornozelo.

Em grande parte das atividades realizadas, os tecidos moles são importantes estabilizadores do tornozelo [78, 79], enquanto a geometria da superfície articular é o maior estabilizador para o movimento de inversão/eversão com os ligamentos colaterais a desempenhar um papel secundário [69, 70].

## 2.4. Ciclo de marcha

As cargas impostas à articulação do tornozelo são um factor muito importante de análise uma vez que permitem saber como funcionam as estruturas presentes neste complexo articular.

A análise do ciclo de marcha permite compreender o que foi dito anteriormente uma vez que possibilita a análise das forças a atuar e quais os elementos anatómicos envolvidos no mesmo. A análise deste processo descreve a existência de muitas forças presentes, nomeadamente, as forças de reação do solo, forças musculares e dos ligamentos. Estas forças são responsáveis por produzir um conjunto de forças de corte, compressão e torção na articulação do tornozelo [25].

A Figura 19 representa o ciclo de marcha desde o seu início até ao seu fim. Através da sua análise é possível afirmar que o ciclo de marcha começa quando existe o primeiro contacto do tornozelo do pé direito com o solo e termina quando esta ação se repete [2].

O ciclo de marcha pode ser dividido em duas fases, a fase de apoio e a fase de balanço [45]. A fase de apoio pode ser descrita como a fase em que o pé se encontra em contacto com o solo. Esta fase representa 60% do ciclo de marcha. Os outros 40% representam a fase de balanço, fase com que o pé se movimenta para um novo ciclo sem estar em contacto com o solo [80, 81, 83].

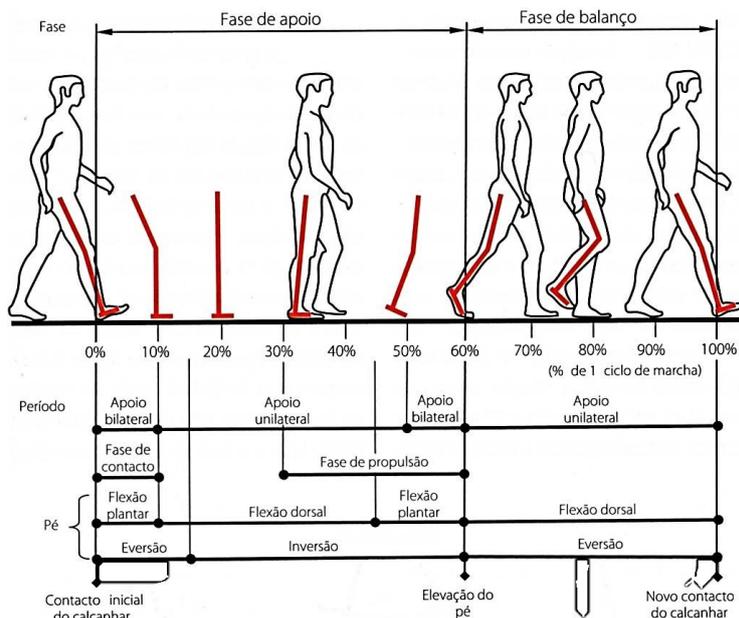


Figura 19 - Ciclo de marcha, fase de apoio e balanço [2]

## 2.5. Cargas impostas ao complexo pé/tornozelo

O movimento simples de caminhar resulta em forças interiores e exteriores transmitidas através da articulação do tornozelo.

As forças exteriores são produzidas pelo contacto do corpo com o piso enquanto as forças interiores têm origem pelos músculos e pelos ligamentos.

Muitos estudos relatam os esforços a que o complexo pé/tornozelo estão sujeitos.

A corrida por exemplo é responsável por um pico de força a atuar no tornozelo que varia de 9 até 13.3 vezes o peso corporal [1].

Seireg e Arvikar [115] através da criação de um modelo tridimensional da extremidade inferior aplicou uma carga vertical com um valor que foi do 0 até 1 vez o

peso corporal. Calcularam forças de compressão máxima de 5.2 vezes o peso do corpo na direção do eixo Z, 2 vezes para a direção em X e uma vez em relação à Y.

Procter e Paul [116] usando também um modelo tridimensional determinaram uma média de força de compressão de 3.9 vezes o peso do corpo.

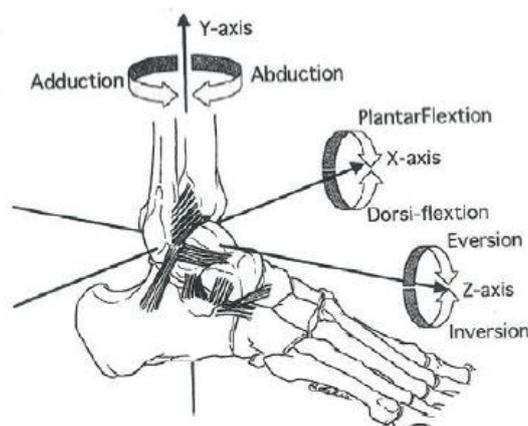


Figura 20 - Eixos e movimentos do pé/tornozelo [101]

## 2.6. Padrões de atividade muscular no tornozelo

A eletromiografia possibilita através da monitorização elétrica saber quais os músculos que atuam para os diferentes movimentos. É assim possível caracterizar quais os músculos que atuam na articulação do tornozelo. Para o movimento de dorsiflexão atuam os músculos: tibial anterior, extensor longo dos dedos e extensor longo do hálux. Estes músculos apresentam atividade concêntrica durante a fase de balanço e atividade excêntrica na fase de resposta à carga. Durante o apoio do pé, os músculos flexores plantares [solear, gastrocnêmio, tibial posterior, flexor longo dos dedos e flexor longo do hálux], são ativados excêntrica para controlar o avanço da tibia em relação ao pé. Os mesmos músculos são ativados concêntrica quando se dá a fase de elevação do pé. A 10% do ciclo de marcha, os músculos solear e cabeça medial do gastrocnêmio iniciam a sua atividade e continuam ativos até à fase de propulsão. Na fase média de apoio o movimento de avanço na tibia é controlado pela ativação concêntrica dos músculos flexores plantares. Na fase final, existe contração do músculo gastrocnêmio. É neste momento que se inicia a flexão plantar do tornozelo [3].

## 2.7. Patologias, soluções e registos associados à articulação do tornozelo

Devido às funções cruciais desempenhadas pelo tornozelo e pé durante a locomoção, as lesões na extremidade inferior do corpo humano podem limitar muito a mobilidade de um indivíduo. As lesões nestas zonas podem resultar em semanas ou até meses de treino perdidas pelos atletas, principalmente os corredores. As lesões articulares podem ir desde as entorses às luxações, passando por doenças mais graves como a artrite reumatoide e a osteoartrite [3].

De seguida vão ser apresentadas as lesões e doenças mais comuns assim como os tratamentos existentes na sua prevenção e soluções.

A entorse dos ligamentos laterais do tornozelo é uma lesão muito comum.

Aproximadamente 25000 pessoas sofrem esta lesão por dia nos EUA e 6000 em França. Em Portugal, pelo menos 30% dos atletas apresentam pelo menos um traumatismo por inversão do tornozelo durante a carreira [164]. É uma lesão que pode ser comum a todo o tipo de pessoas, atletas, não atletas, crianças e adultos. O ligamento mais comum de sofrer entorse é o ligamento talofibular anterior seguido pelo ligamento calcâneo fibular. As entorses dos ligamentos laterais resultam do facto de aterrarmos com o pé numa posição de flexão plantar e com o pé invertido. Quando isto acontece, todo o peso do corpo está posicionado sobre o ligamento talofibular anterior. Caso exista uma lesão mais significativa do ligamento talofibular anterior, as forças são transferidas para o ligamento calcaneofibular e tibiofibular, facto que pode levar à sua lesão [165]. O tratamento para este tipo de lesão passa pela mobilização das articulações, proteção, descanso, aplicação de gelo na zona lesionada, compressão e elevação do membro. Isto não é mais do que o tratamento conservador aplicado a entorses, *RICE* (*Rest* – repouso, *Ice* – gelo, *Compression* – compressão e *Elevation* – elevação) [166].

Não existe um tratamento consensual para o tratamento deste tipo de lesão. O tratamento pode variar entre a intervenção cirúrgica ou o tratamento convencional descrito anteriormente [164, 166].

A luxação é caracterizada pelo deslocamento dos segmentos ósseos que se encontram articulados. Este tipo de lesão ocorre quando são produzidas forças de grande magnitude resultantes de traumatismo violento resultando na desarticulação dos segmentos ósseos. As articulações em que as luxações mais ocorrem, são as articulações do tornozelo, ombro e cotovelo [3].

Os sintomas deste tipo de lesão é o aparecimento de dor, imediatamente após o acidente. A dor diminui passado algum tempo mas aumenta quando a inflamação se desenvolve. Este tipo de lesão pode levar há incapacidade de realizar qualquer tipo de movimento na articulação [167]. O tratamento passa por recolocar o osso deslocado na sua localização normal, através de manipulação após administração de analgésicos ou anestesia local. Em casos mais graves é necessária a intervenção cirúrgica sob anestesia geral. Depois dos procedimentos descritos, é necessário manter a parte afetada imobilizada por forma a garantir a reparação dos tecidos moles [167].

A artrite é caracterizada pela inflamação das articulações seguida de dor. É mais comum em indivíduos idosos. [3] Foram já identificados mais de 100 tipos de artrite diferentes, sendo a mais dolorosa e debilitante, a artrite reumatóide. Este tipo de doença inflamatória é a forma mais comum de artrite e afeta mais de 100 mil pessoas em Portugal. É uma doença articular inflamatória crónica e auto-imune, responsável por causar inchaço, rigidez e perda de função nas articulações [168].

O tratamento para a artrite reumatóide é ainda desconhecido. Existem no entanto formas de aliviar a dor causada e melhorar o desempenho das tarefas diárias através da redução da inflamação com o recurso de fármacos ou terapias não médicas [15]. Caso a doença cause graves lesões nas articulações pode ser necessária a intervenção cirúrgica para proporcionar ao paciente uma melhoria das suas funções, mobilidade e qualidade de vida. Os procedimentos cirúrgicos realizados para este tipo de doença incluem a artrodese e a artroplastia total [168].

A osteoartrite, forma mais comum de artrite degenerativa não-inflamatória ocorre nas articulações sinoviais e a sua origem é desconhecida apesar da idade e envelhecimento do indivíduo constituírem factores importantes para a sua causa. É caracterizada pelo desgaste e perda total em estágio final da cartilagem articular. As superfícies ósseas ficam assim em contacto. Os sintomas são dor, restrição na amplitude de movimentos e rigidez. A dor pode ser aliviada com repouso [164].

Tal como para a artrite reumatoide o procedimento cirúrgico é também necessário quando a doença se encontra num estado avançado pois não existe outro tipo de solução. A fusão do tornozelo tem sido a solução standard apesar do resultados a longo prazo revelarem que muitos pacientes vão desenvolver dor e limitações funcionais. A substituição total do tornozelo pode ser uma solução em alternativa para a prevenção deste tipo de problemas [169].

A artroplastia total de articulações como o joelho, quadril, cotovelo e tornozelo são operações comuns e de sucesso que trazem aos pacientes alívio de dor e melhoria na mobilidade possibilitando o movimento da articulação após recuperação. No Reino Unido têm sido efetuadas milhares de operações no que diz respeito a este tipo de procedimento. A Tabela 2 representa as próteses utilizadas para a realização da artroplastia total do tornozelo [ATT] no Reino Unido [185].

Tabela 2 - Nº de próteses utilizadas em cada ano para a artroplastia total do tornozelo no Reino Unido [185]

Modelo	Número [%]	Anterior a 2010	2011	2012	2013
<b>Mobility</b>	1008 (50,3%)	254 (62%)	294 (56,9%)	280 (49%)	180 (35,6%)
<b>Zenith</b>	435 (21,7%)	78 (19%)	108 (20,9%)	125 (21,8%)	124 (24,6%)
<b>Box</b>	143 (7,1%)	23 (5,6%)	29 (5,6%)	44 (7,7%)	47 (9,3%)
<b>Salto</b>	132 (6,6%)	23 (5,6%)	28 (5,4%)	38 (6,6%)	43 (8,5%)
<b>Hintegra</b>	129 (6,4%)	15 (3,7%)	18 (3,5%)	34 (5,9%)	62 (12,3%)
<b>Star</b>	105 (5,2%)	14 (3,4%)	28 (5,4%)	31 (5,4%)	32 (6,3%)
<b>Rebalance</b>	30 (1,5%)	0	0	2 (0,4%)	1 (0,2%)
<b>Taric</b>	1 (0,1%)	0	0	1 (0,2%)	0
<b>Outras</b>	18 (0,9%)	3 (0,7%)	8 (1,6%)	4 (0,7%)	3 (0,6%)
<b>Total</b>	2004 (100%)	410 (100%)	517 (100%)	572 (100%)	505 (100%)



### **3. Procedimentos cirúrgicos utilizados na reparação do tornozelo**

O tornozelo consiste numa articulação que permite a transferência de carga entre a perna e o pé, funcionando assim como um elo entre os dois. As complicações mais comuns associadas ao mau funcionamento da articulação do tornozelo são, a osteoartrite, a artrite reumatoide e a artrite pós-traumática.

Neste capítulo vão ser abordados os procedimentos cirúrgicos utilizados no tratamento destes sintomas (artrodese e artroplastia total do tornozelo), através da sua história até às vantagens e desvantagens assim como desenvolvimentos futuros.

#### **3.1. Artrodese do tornozelo**

A artrodese da articulação subtalar tem sido o procedimento padrão no tratamento a pacientes com artrite no tornozelo e que sofrem dores severas e incapacidade. A rejeição a tratamentos não cirúrgicos (anti-inflamatórios, analgésicos, fisioterapia e injeções intra-articulares) são candidatos à artrodese do tornozelo. O objetivo deste tipo de procedimento cirúrgico é eliminar a dor causada pela degeneração óssea por forma a conseguir uma imobilização indolor adequada [20, 21, 22, 24]. A evolução das técnicas juntamente com estudos biomecânicos permite uma boa orientação no alinhamento do pé e juntamente com os implantes contemporâneos obter uma melhor união óssea [25].

A poliomielite foi durante muitos anos a doença responsável pelo recurso à artrodese [110, 111]. As próteses utilizadas eram muito pesadas e desconfortáveis, o que levou ao desenvolvimento de procedimentos capazes de as tornar em algo mais anatómico e fisiológicas [25].

Os estudos desenvolvidos até agora revelam que os resultados a longo prazo são significativos, com limitações a nível de amplitude de movimentos, deformações em equino e em valgo do pé e também modificações na articulação talonavicular e subtalar devido a osteoartrite severa a moderada [26, 27].

Este tipo de problema leva a dificuldades no dia-a-dia como subir escadas, levantar uma cadeira, caminhar em superfícies irregulares e correr. A necessidade de ajuda ambulatoria e a modificação de calçado causa insatisfação no paciente [25].

Podemos assim afirmar com base na literatura existente que a longo prazo, a probabilidade de acontecer degeneração da articulação do tornozelo após artrodese é de  $68\% \pm 28\%$  [25].

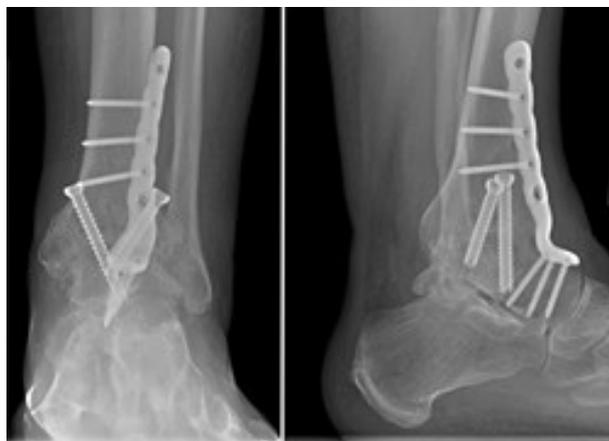


Figura 21 - Fusão do tornozelo [186]

### 3.2. Artroplastia total do tornozelo

O sucesso com as artroplastias do joelho e anca, juntamente com os problemas verificados na artrodese do tornozelo, levaram ao interesse pela prática da artroplastia total do tornozelo (ATT). Este interesse levou ao desenvolvimento de novas próteses, tendo como principal objetivo promover as mesmas funções que a articulação do tornozelo.

Introduzida na década de 70, a ATT tinha como objetivo ser uma alternativa à artrodese do tornozelo no tratamento de artrose severa, mas as primeiras gerações de próteses ATT cimentadas revelaram altas taxas de complicações, e foram assim retiradas [29, 30, 31, 32]. Um dos grandes problemas das próteses das décadas de 70 e 80 prendia-se com o facto de o implante não conseguir obter uma boa fixação, o que levou ao seu descrédito [25].

De seguida apresentam-se alguns dos problemas relacionados com as primeiras ATT:

- Momento resultante elevado [120];
- Maiores forças de compressão [121];
- Presença de artrite em estado final nos pacientes mais jovens e ativos [122];

- Desprezo pela forma dos componentes anatómicos e a biomecânica fisiológica do tornozelo [123];

O procedimento da ATT pode ser agrupado e classificado atendendo a seis factores específicos sendo eles, o tipo de fixação, número de componentes, tipo constringido, congruência/conformidade, forma do componente e rolamento. Atendendo a estas especificações, podemos ainda subdividir estes grupos uma vez que a fixação pode ser cimentada ou não cimentada. A divisão pode incluir o número de componentes, dois a três componentes, o constringimento ser do tipo constringido, semi-constringido ou não constringido, dentro do grupo da congruência/conformidade a prótese pode ser congruente ou incongruente, possuir características anatómicas ou não anatómicas na sua forma e finalmente no rolamento esta pode ser móvel ou fixa [25].

### 3.3. Artrodese do tornozelo Vs Artroplastia total do tornozelo

Os primeiros relatos históricos sobre a artrodese no tornozelo remontam ao séc. 19. Este procedimento cirúrgico foi utilizado com sucesso no tratamento da artrite em fase terminal e tornou-se no procedimento padrão mostrando resultados positivos [1, 9, 40]. Apesar de tudo alguns problemas registados puseram em causa o futuro deste tratamento, como por exemplo:

- Alterações do ciclo de marcha [109, 112];
- Diminuição da habilidade funcional devido às dores e ao coxear;
- Altas taxas de pseudoartrite e longos períodos de reabilitação [113, 114];

A artrodese é ainda, segundo alguns estudos, responsável em situações extremas pela fratura por stress da tibia [115], uma vez que leva à sua rotação [116].

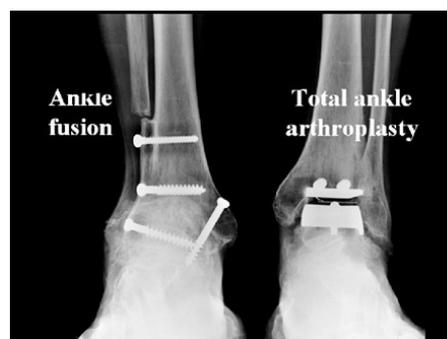


Figura 22 - Exemplo de Artrode e ATT

A ATT surge assim como uma alternativa à artrodese do tornozelo [116].

Alguns estudos fazem a comparação entre a artrodese e a ATT. Demotaz et al [117], num estudo com 21 pacientes, uma média de seguimento de 14.7 meses pós-operatório, registou em 88% linhas rádio lúcidas progressivas nos pacientes que recorreram à ATT e utilizaram os mais variados designs de próteses. Dos 21 pacientes, só 4 não sofreram dor [19%]. No grupo em que foram realizadas operações de artrodese, nove de 12 pacientes [75%] não sentiram dor até aos 15 anos pós operação. Ainda no grupo das ATT o mesmo estudo reporta alguns distúrbios no que respeita à dimensão e velocidade da passada e o enfraquecimento dos músculos do tornozelo.

A partir da comparação de sexo, idade, diagnóstico e ocupação, Koefed and Sturup [118] compararam dois grupos com 13 pacientes cada e 14 tornozelos no total. Foi utilizado no procedimento de artrodese o fixador externo de compressão Charnley e para a ATT uma prótese experimental que utiliza cimento de fixação. Após um seguimento médio de 84 meses, a artroplastia demonstrou melhores resultados em relação ao alívio da dor, menores taxas de infeção e sem o desenvolvimento de osteoartrose subtalar. Um paciente que sentiu dor persistente necessitou de uma revisão à prótese e teve que ser sujeito a artrodese.

### 3.4. Primeira geração artroplastia total do tornozelo

As primeiras artroplastias realizadas recorriam a cimentos de fixação. Os resultados foram pobres e isso levou a que hoje se realizem as ATT sem o uso de cimentos.

A primeira ATT foi realizada em 1970 por Lord e Marrott [127]. Passados 10 anos, os resultados pouco satisfatórios levaram ao abandono do procedimento [128].

A par de Lord e Marrot, a prótese St. George foi usada na Suécia em 1973, mas mais uma vez foi abandonada devido a insucesso [124].

O implante desenvolvido pelo Imperial College of London Hospital (ICLH) representado na Figura 23 foi desenvolvido para prevenir a subluxação medial e lateral do componente talar [25].

Enquanto grande parte destas próteses eram congruentes, a prótese para o tornozelo de Newton possuía uma interface incongruente [125]. O resultado é um desgaste muito grande no componente de polietileno o que levou também à descontinuação do implante [126].



Figura 23 - Prótese de 1ª geração ICLH [Imperial College of London Hospital] [25]

### 3.4.1. Resultados no curto prazo

Os estudos desenvolvidos por Waugh et al [128] e Stauffer [111] logo nos primeiros tempos da ATT revelaram resultados bastante encorajadores. Stauffer, obteve, para 63 tornozelo, 52 resultados excelentes, 6 razoáveis e 5 pobres. Num outro estudo desenvolvido por Stauffer [112, 114] este obteve 43 resultados excelentes e 29 bons, para um total de 102 tornozelos (94 pacientes) e com um tempo de seguimento de 23 meses. Os resultados obtidos tiveram mais sucesso em pacientes que padeciam de artrite reumatoide e com mais idade do que em pessoas jovens com a mesma atividade.

Em 1982 Newton [92] concluiu que os resultados podem ser bons se os doentes forem previamente escolhidos. Em 50 pacientes e após seguimentos de 36 meses 24 em 34 pacientes com osteoartrite estavam extremamente satisfeitos.

### 3.4.2. Resultados a médio-longo prazo

Apesar dos primeiros resultados obtidos com a ATT terem sido encorajadores, os resultados a longo prazo apresentaram falhas e complicações elevadas.

Com uma média de seguimento de 5.6 anos numa série de 23 tornozelos e incluindo o estudo de Lachiewicz [127], o estudo de Unger et al [128] refere uma taxa de perda de 93%.

Os implantes constrangidos mostraram-se menos fiáveis após outros estudos. Um estudo sobre a prótese CONAXIAL Beck-Steffee demonstrou que após cinco anos, 60% das próteses apresentaram loosening e após dez anos essa taxa aumentou para 90% [129].

O design utilizado pela prótese Smith, não constrangido e com superfícies articulares incongruentes, obtiveram melhores resultados mas mesmo assim existiu desgaste, resistência à deformação e fraca estabilidade [130].

De seguida apresentamos uma tabela com alguns estudos efetuados sobre as próteses utilizadas na ATT.

**Tabela 3 - Resultados das primeiras ATT realizadas**

Autor	Prótese	Período do estudo	Nº de artroplastias	Diagnóstico			Período [meses]	Taxa de sucesso [%]
				AS [%]	AP [%]	OA [%]		
<b>Kitaoka e Patzer [131]</b>	Mayo	1974-1988	160	60	5	35	108	61
<b>Pyeich et al [133]</b>	AGILITY	1984-1993	86	26	29	45	57	94
<b>Hintermann [134]</b>	S.T.A.R	1996-1998	50	22	9	69	20	85
<b>Buechel et al [135]</b>	Buechel-Pappas	1991-1998	50	14	20	66	60	93
<b>Anderson et al [136]</b>	S.T.A.R	1993-1999	51	55	25	20	52	61
<b>Wood e Deakin [137]</b>	S.T.A.R	1993-2000	200	60	17	13	46	89
<b>Hintermann e Valderrabano [138]</b>	HINTEGRA	2000-2002	96	9	21	70	18	96
<b>Valderrabano [139]</b>	S.T.A.R	1996-1999	68	16	13	71	44	66
<b>Hintermann [140]</b>	HINTEGRA	2000-2003	122	12	13	75	28	93

AS – Artrite sistémica; AP – Artrite pós traumática; OA – Osteoartrite

A análise da Tabela 3 permite verificar através dos diferentes estudos que a taxa de sucesso é relativamente elevada. Este facto pode ser explicado pelo tempo de seguimento que os estudos fazem.

### **3.4.3. Problemas específicos no uso das próteses de primeira geração**

Os problemas registados com o uso das primeiras próteses de ATT foram a instrumentação inadequada que levava ao mau posicionamento da prótese, às dificuldades na cimentação, fraturas de ambos os maléolos [132], a remoção em excesso de osso, que leva ao apoio da prótese no osso esponjoso que por sua vez não suporta a interface osso-cimento.

Kitaoka e Patzer [131] apenas descobriram 3 estudos onde os resultados resultam de um tempo de seguimento de mais de 5 anos e com taxas de complicações de 12% e 41%.

Outros estudos registaram complicações ao nível de loosening (variando entre 71% e 90%), [141], abertura da ferida [132], infeções e subluxação dos componentes [142].

Com base nos seus estudos Bolton-Maggs et al [9], estabeleceu que “é apenas uma questão de tempo para que todas as próteses falhem e seja necessária artrodese”.

Devido aos problemas registados [128, 129, 131, 132], o entusiasmo diminuiu e os designs iniciais de 2 componentes foram abandonados.

## **3.5. Segunda geração de próteses para a artroplastia total do tornozelo**

A 2ª geração das próteses utilizadas na ATT teve como impulso o aparecimento de novas técnicas cirúrgicas, melhoramento de equipamentos assim com o uso de fixação biológica deixando para trás o uso de cimentos de fixação e também o aparecimento de próteses com três componentes. [25]

As próteses de segunda geração podem ser avaliadas de duas formas distintas, as de tipo estrangido, resistência a um grau de liberdade em particular, e as próteses conformes/congruentes que permitem geometrias mais aproximadas da forma da articulação [25]. A Tabela 4 apresenta alguns dos modelos utilizados com 2 componentes e de rolamento fixo.

Tabela 4 - Implantes para artroplastia do tornozelo de 2 componentes com rolamento fixo [156]

Prótese	Origem	País onde se usa	Data de início	Constrangida	Cimento de fixação
Agility [138]	EUA	EUA/Suíça/Nova Zelândia	1984	Semi	Sim/Não
INBONE [143]	EUA	EUA/ Nova Zelândia	1989 2005	Semi Não	Não
Eclipse [144]	EUA	EUA	2007	Não	Não
SALTO Talaris [145]	França	USA	2006	Não	Não
ESKA [131]	Alemanhã	Alemanhã	1990	Não	Não
TNK [146]	Japão	Japão	1975	Não	Sim
STAR [147]	Dinamarca	Europa Nova Zelândia/EUA	1981 1990	Não Não	Sim Sim

Os designs de rolamento fixo com articulações completamente conformes são responsáveis pela criação de constrangimento axial elevado e pelo “conflito de constrangimento-conformidade/congruência”. Os implantes de rolamento móvel oferecem alternativa a este conflito com a apresentação de articulações totalmente conformes e congruentes que atuam juntas na redução de constrangimento axial e de corte na interface osso-implante. [25]

Teoricamente, para reduzir o constrangimento, os tornozelos de inserto articular fixo só podem ser parcialmente conformes. Como resultado, possuem taxas de desgaste mais altas devido ao aumento de tensões de contacto provocado pelo polietileno. Com menos conformidade, o desgaste é tipicamente maior. Isto é particularmente verdade quando a prótese não está perfeitamente balanceada. Nestes casos podem ocorrer carregamentos nas extremidades, levando a maiores tensões de contacto na camada fina de polietileno. [25]

Os designs TNK e AGILITY de dois componentes possuem insertos articulares fixos e congruências mais baixas levam a uma diminuição de tensões na interface osso-implante. O design TNK apresenta revestimento de hidroxiapatite e um parafuso na tibia para tentar solucionar as dificuldades na fixação. Por sua vez, o design AGILITY inclui sindesmose para prevenir que o componente tibial saia da posição e também a fixação e alinhamento do tornozelo. [25]

Os implantes S.T.A.R, Buechel-Pappas, HINTEGRA e SALTO são exemplos de implantes que utilizam três componentes e que possuem rolamento móvel com conformidade total e constrangimento mínimo. O seu design tem o propósito de manter a cinemática do tornozelo através da redução de tensões de contacto do polietileno e da transferência de carga para a interface osso-implante [25].

Dentro do grupo de próteses de segunda geração podemos temos ainda os designs de três componentes. A ATT da Buechel-Pappas representada na Figura 24 é exemplo. O seu design permite um movimento total de 65°, possui rolamento livre, é completamente conforme, em titânio e com revestimento poroso e cimentado. O componente talar é responsável pela inversão e eversão sem produção de carga nas extremidades [25].

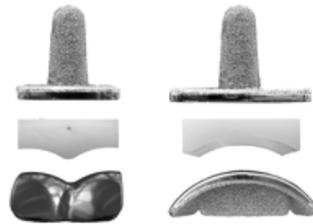


Figura 24 - Prótese Buechel-Pappas [25]

O design da S.T.A.R (Figura 25) era inicialmente de dois componentes, posteriormente foi redesenhada e tornou-se numa prótese com três componentes e de rolamento móvel. O design atual recorre ainda aos cimentos de fixação, mas a prótese é minimamente constrangida axialmente, completamente conforme e de rolamento móvel [25].



Figura 25 - Prótese S.T.A.R para a ATT [25]

Rudigier et al [148] introduziu a prótese ESKA. Esta prótese tinha como objetivo obter o máximo de perpendicularidade entre o osso esponjoso da tibia e do talus, diminuindo assim o suporte de carga sobre o osso esponjoso.

A Tabela 5 apresenta algumas das próteses utilizadas com 3 componentes e de rolamento móvel.

Tabela 5 - Implantes para a artroplastia do tornozelo com 3 componentes e de rolamento móvel [156]

Prótese	Origem	País onde se usa	Data de início	Constrained	Cimento de fixação
LCS [149]	EUA	EUA	1981	Não	Não
Buechel-Pappas [BP] [149]	EUA	EUA/ Europa	1989	Não	Não
SALTO [150]	França	França	1997	Não	Não
Ramses [151]	França	França	1989	Não	Sim
Ramses [151]	França	França/ Nova Zelândia	2000	Não	Não
HINTEGRA [152]	Suíça	Suíça/ Escandinávia/ Canada	2000	Não	Não
AES [147]	França	Europa	1999	Não	Não
Mobility [147]	Suíça/ EUA	Europa /Suíça/ EUA	2002	Não	Não
BOX [130]	Itália	Itália	2003	Não	Não
Zenith [153]	Reino Unido/ Alemanhã	Reino Unido	-	Não	Não
TARIC [154]	Alemanhã	Alemanhã	2006	Não	Não
CCI [155]	Holanda	Holanda	2003	Não	Não

### 3.5.1 Primeiros resultados

Os primeiros estudos sobre a segunda geração de próteses para a ATT incidiram sobre as próteses que utilizam ou não cimentos na fixação. Os estudos foram realizados tendo em conta um acompanhamento máximo do paciente de 10 anos. Os problemas mais evidenciados são o efeito de *loosening* e migração de componentes, a má cicatrização das feridas, a existência de dor e algumas revisões que terminaram com o recurso a artrodese.

Segundo o estudo de Takakura et al [156], o autor defende que as ATT não devem mais utilizar cimentos. Este estudo, avalia 69 tornozelos em 63 pacientes. A prótese

utilizada foi a TNK. O cimento de fixação foi utilizado em sessenta casos, nos restantes nove não foi utilizado de cimento. Para os que utilizaram cimento, o período de avaliação foi de 8.1 anos e a percentagem de satisfação foi de 27%. Nos casos em que não foi utilizado o cimento o período de avaliação foi de 4.1 anos e a satisfação foi de 67%. Os problemas de *loosening* e migração foram observados em 85% dos casos cimentados e 25% nos que não utilizaram cimento. De referir que seis tornozelos que utilizaram cimento necessitaram de revisão.

O uso da prótese AGILITY, design de dois componentes também foi alvo de estudo [133]. Em 100 pacientes, e com uma avaliação a 4.8 anos, registou-se revisão a três componentes talar, uma ao componente tibial e uma artrodese. De salientar que metade dos pacientes não demonstrou dor e nenhum dos pacientes teve dores severas. Existiram casos de migração de componentes, nomeadamente os componentes talar e tibial.

Os estudos que envolvem a prótese de 3 componentes da Buechel-Pappas são mais satisfatórios. Após seguimento de 4.5 anos, 12 mostraram complicações em 30 dos 38 tornozelos. Foram observados problemas de cicatrização das feridas, doença degenerativa das articulações subtalares, uma não união maleolar e uma artrodese devido a dor. O mais recente estudo com esta prótese mostra uma taxa de sucesso a 10 anos de 94.75% mas o intervalo de confiança é desconhecido [156].

O estudo mais recente da prótese S.T.A.R mostra uma taxa de sucesso de 72,7% a 75,5% e aqui já é conhecido o intervalo de confiança (50%). Este estudo acompanhou 52 pacientes com osteoartrose e artrite reumatóide. A revisão ou artrodese foi necessária em apenas seis tornozelos no grupo da artrose e cinco na artrite reumatóide [157].

### 3.6. O presente na artroplastia total do tornozelo

Apesar das falhas iniciais na ATT, as novas gerações da ATT mostram bons resultados a médio prazo. As razões para tal acontecer incluem uma melhor compreensão da biomecânica do tornozelo e melhor recriação da articulação devido a melhores designs de prótese [163].

As próteses HINTEGRA, MOBILITY, BOX E AES têm em comum o facto de serem constituídas por três componentes e fazerem parte do grupo de 20 modelos que existem hoje disponíveis para a ATT a nível mundial [45]. Algumas estão apresentadas na Figura 26.



Figura 26 - Próteses usadas na ATT [187]

Os designs de três componentes, consistem em dois componentes de metal, um para o talus e outro para a tibia. Ambos os componentes metálicos possuem um revestimento poroso para a ósseo-integração. Um componente de polímero fica entre os dois. Os designs de três componentes permitem flexão-extensão, uma certa capacidade de rotação e deslizamento reproduzindo assim grande parte dos movimentos do tornozelo. Maior parte dos designs utilizados nos dias de hoje é de três componentes como os da Buechell-Pappas e S.T.A.R. Wood e Deakin, 2003, registraram uma taxa de sobrevivência de 92% no uso da prótese S.T.A.R, com maior parte dos problemas registrados devido a complicações causadas por feridas e fraturas do maléolo [163].

O crescimento ósseo como base de sustento para a estabilização óssea é também comum a todos estes novos implantes para a ATT, a diferença entre eles centra-se na geometria e área de contacto entre osso implante e no número de articulações que sofrem resurface [25].

Um dos grandes problemas verificados é a capacidade de recriar a biomecânica natural da articulação do tornozelo apesar de assistirmos a bons resultados no curto-prazo tanto com as próteses semi-constrangidas como com as não-constrangidas que permitem a mudança no movimento do eixo [25].

A tentativa de recriação anatómica da articulação é tida como uma funções mais importantes uma vez que é a partir deste ponto que conseguimos obter balanceamento

apropriado dos ligamentos do tornozelo responsáveis pela estabilidade e alinhamento do mesmo [25].

Na tentativa de ultrapassar as dificuldades sentidas com a inserção dos implantes, têm sido desenvolvidos nos dias de hoje, estudos com o objetivo de modificar os procedimentos cirúrgicos até agora efetuados. Os novos procedimentos incluem: aproximação medial e posterior [158], incisão anterior transversa [159], aproximação com osteotomia do calcâneo juntamente com o tendão de Aquiles [160], incisão anterolateral [161], aproximação lateral com osteotomia fibular [148] e aproximação anterolateral [150].

A danificação de tecidos moles em volta do tornozelo é outro dos problemas associados a este tipo de procedimento, são então necessários mais estudos para definir qual a melhor aproximação [138].

Recentemente o desenvolvimento tem sido mais notório nas próteses de 3 componentes. Os implantes de rolamento livre são mais utilizados na Europa enquanto nos EUA se usam mais os de rolamento fixo. Os implantes de três componentes demonstram taxas de sucesso a 10 anos superiores a 90% [152].

Como conclusão podemos afirmar que os novos designs foram desenvolvidos com o propósito de melhorar a fixação, minimizar a ressecção óssea e balanceamento dos tecidos moles [25]. Apesar de tudo, não é ainda possível afirmar com certeza que existe no momento uma prótese capaz substituir na perfeição a articulação do tornozelo uma vez que existe também a defesa pela comunidade ortopédica de que a ATT é um procedimento inferior à artrodese [45].



## 4. Designs AGILITY

Os modelos hoje disponíveis para a ATT são muitos e variam muito no seu design. As diferenças estão mais presentes no número de componentes, técnicas de implante, comportamento biomecânico e características materiais dos componentes [25].

Este capítulo tem como objetivo apresentar a prótese desenvolvida pela Depuy com o modelo AGILITY, uma vez que vai ser a prótese utilizada para na simulação numérica.

### 4.1. História do design AGILITY

O protótipo da prótese AGILITY foi desenvolvido em 1983 pelo Dr. F. G. Alvine em Sioux Falls, Dakota do Sul, USA e teve como base as falhas observadas num estudo efetuado a 100 tornozelos. Produzida pela empresa DePuy Orthopaedics em Wasaw, Indiana, Usa, teve em 1984 o seu primeiro implante representado na Figura 27 [25].



Figura 27 - Prótese AGILITY [25]

A prótese Agility é constituída por dois componentes de rolamento fixo. O componente talar de cromo cobalto possui na superfície interior um revestimento

poroso. A sua geometria apresenta uma zona anterior mais larga do que a posterior, é semi-constrangido por natureza e tem forma convexa. A área de transferência de carga é aumentada evitando o impacto com o maléolo devido à colocação perpendicular em relação ao componente tibial.

O segundo componente, o componente tibial, é de titânio e possui encaixe para um componente de polietileno disponível em várias espessuras. A geometria mais larga que a do componente talar permite algum deslizamento aquando da rotação. Em comum ao componente talar, também o componente tibial apresenta um revestimento poroso nas laterais exteriores e na zona de contacto osso-implante.

O uso da prótese AGILITY permite um movimento total de 60° e o implante está disponível em seis tamanhos diferentes e o componente de polietileno em duas espessuras.

A substituição completa da articulação com o recurso a esta prótese é possível graças à existência de fusão sindesmose, responsável por providenciar um aumento da área superficial para a fixação do componente tibial, por sua vez responsável pelo aumento de resistência à subsidência na interface osso-implante. Os problemas mecânicos ficam à partida simplificados através da eliminação do movimento fibular que converte a articulação constituída por 3 componentes para uma de 2 componentes.

#### 4.1.1. Resultados

Os estudos aqui apresentados são relativos ao procedimento da ATT com o recurso à prótese AGILITY. Podemos verificar que a taxa de sucesso é elevada mas os anos de seguimento são poucos. Nos estudos realizados verificaram-se problemas ao nível da não união sindesmose que provocou fratura da tibia, feridas complicadas e infeções profundas.

Tabela 6- Estudos realizados para a ATT com o recurso à prótese AGILITY

Autor	Ano	Deste/Até	Tornozelos	Taxa de sucesso [%]
Knecht et al [169]	2004	1983/1994	132	89,4
Hurowitz [170]	2007	1998/2002	65	67,7
Sprit [171]	2004	1995/2001	306	89,2
Kopp [172]	2006	1998/2002	43	95
Vienne [173]	2004	1999/2003	58	97,2

Os responsáveis pelo desenvolvimento da prótese AGILITY (DePuy), apresentaram resultados na literatura Alemã que revelam uma taxa de sucesso de 93,4% em 686 casos com um acompanhamento entre 1995 e 2004, comparados com o acompanhamento às artroplastias realizadas entre 1984 e 1994 com uma taxa de sucesso de 89%.

Outros autores não observaram os mesmos resultados. Existem registos de complicações associadas a feridas, infeções profundas, através de raio x detetaram sinais de migração de componentes, fraturas maleolares o que levou a revisões cirúrgicas da prótese [156].

Com vista a resolver alguns dos problemas descritos Stamatis e Myerson [162] aplicaram uma técnica que conseguiu diminuir a taxa de não união. Esta técnica consiste na utilização de uma placa lateral aplicada à fíbula e comprime a mesma contra a artrodese e o componente lateral.



## 5. Modelos Experimentais

Uma das maiores dificuldades na realização deste tipo de estudo é a dificuldade na recriação virtual dos modelos reais uma vez que o osso é um material com diversas propriedades e difere de pessoa para pessoa.

O capítulo 5 tem como principal objetivo descrever o procedimento utilizado para obter os elementos em estudo, assim como a prótese e os componentes de apoio.

### 5.1. Obtenção dos elementos para construção modelo real

O método de obtenção dos elementos que compõem o conjunto foi feito de acordo com o organigrama apresentado na Figura 28.

Os modelos de ossos utilizados foram obtidos através da empresa Sawbones. O levantamento de forma destes modelos foi feito com recurso a scanner 3D. O componente talus e a correspondente cartilagem foram obtidas através de um processo descrito mais à frente mas que segue a metodologia descrita pelo organigrama.

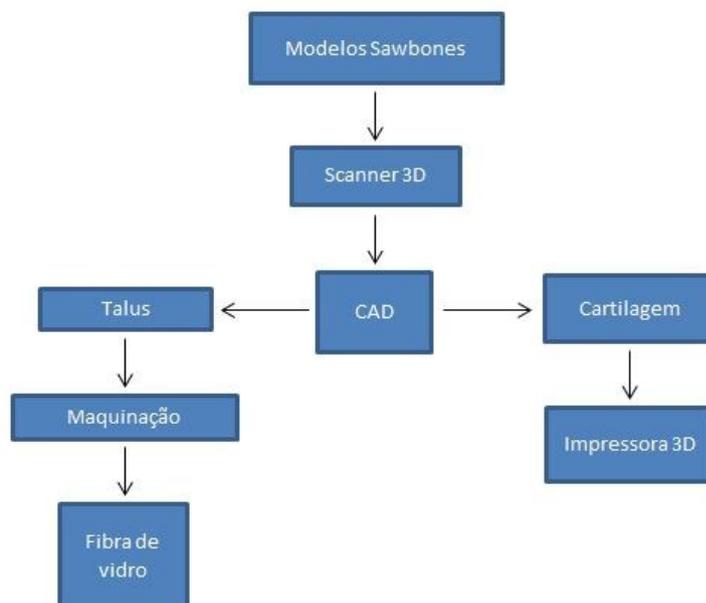


Figura 28 – Organigrama

O conjunto sólido 3D de ossos utilizado neste trabalho foi obtido através dos produtos Sawbones como já foi referido. A fíbula utilizada é uma réplica da zona distal de um osso da fíbula completo, corresponde a um modelo de 4ª geração com a referência ERP # 3427, material compósito e com orientação para a esquerda. Em relação à tibia, esta também é um modelo de 4ª geração mas de referência ERP # 3401, material compósito, orientação à esquerda, comprimento de 375 mm e com um núcleo de espuma na zona distal e proximal que recria o tecido esponjoso. O talus utilizado possui a referência ERP # 1124, é de espuma sólida e apresenta uma orientação esquerda. Os componentes acima mencionados estão representados na Figura 29 sobre diferentes vistas.

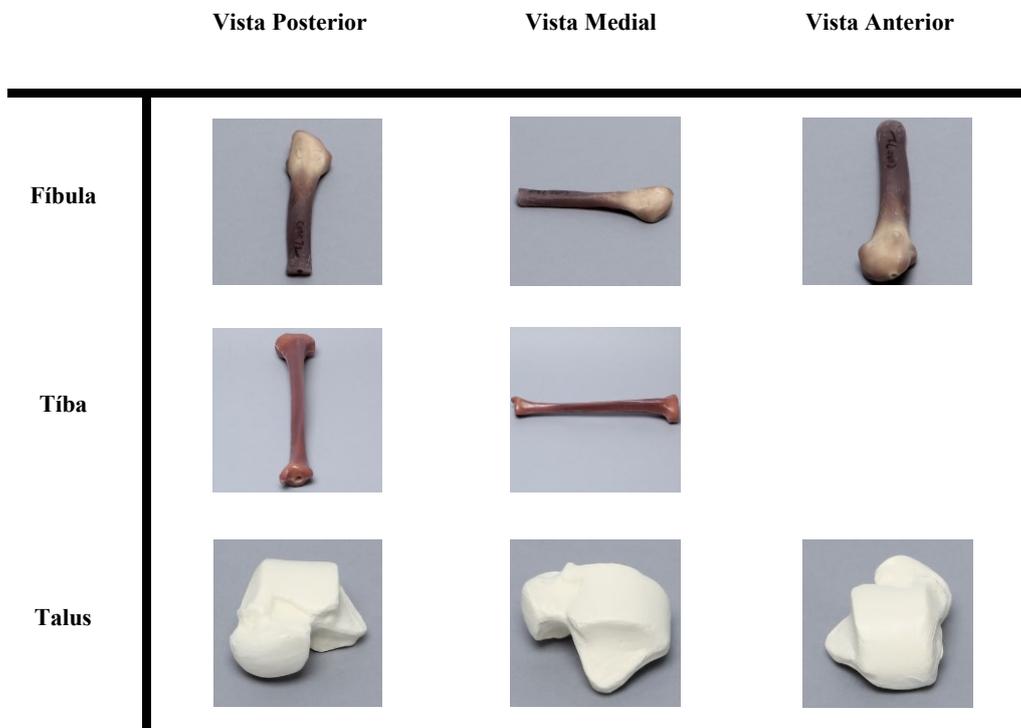


Figura 29- Modelos de osso Sawbones

À exceção do talus que de espuma sólida, a tibia e a fíbula são de materiais compósitos o que representa uma boa aproximação ao osso real.

O levantamento da geometria da estrutura óssea e posterior modelação CAD foi feito através do scanner laser 3D (Roland LPX 250), controlado automaticamente pelo software do equipamento (Dr. Picza3, Roland Dg Incorporation), disponível no laboratório. Os modelos obtidos foram depois importados para o software Geomagic

para sofrerem um tratamento de superfície com o objetivo de melhorar e corrigir eventuais erros das superfícies.

Os modelos foram então importados para o software CatiaVr5, o mesmo software onde vai ser realizado o assembly e posteriormente as simulações.

O facto do osso do talus possuir características materiais diferentes dos outros ossos do conjunto levou à necessidade de criar um novo talus para assim tentar recriar fisicamente um componente que se aproximasse mais ao osso real. O objetivo é assim criar uma forma sólida que represente o osso esponjoso e cortical do talus. Através do modelo CAD do osso talus e do software CatiaVr5 foi possível reduzir o volume do sólido com um *offset* de -2mm. O valor de 2mm para realização de *offset* foi obtido através da visualização de imagens de uma tomografia axial computadorizada [TAC] de um pé/tornozelo. Através do software ScanIP foi possível observar as diferentes camadas que constituem este componente e assim encontrar um valor médio para a espessura cortical do talus. Posteriormente e através de um processo de maquinação, o sólido que representa o osso esponjoso do talus é obtido.

O revestimento deste sólido com malha fina de vidro e resina (Figura 30) permite simular a presença de osso cortical no mesmo. O revestimento é realizado através da deposição de camadas de fibra de vidro, umas em cima das outras com diferentes direções na tentativa de recriar o osso cortical e repor a camada de -2mm retirada no modelo CAD.



Figura 30 – Talus esponjoso e talus com revestimento de fibra de vidro

Depois de feito o assembly dos sólidos em modelo CAD foi possível recriar a cartilagem do talus e da tibia. Respeitando a espessura das cartilagens [107, 108] foi desenvolvida uma geometria sólida em modelo CAD única, que encaixa no talus e permite apoio da tibia. Este aspeto é importante para o SETUP experimental uma vez que vai permitir a uma colocação mais exata da tibia para uma posição neutra do conjunto. O componente físico 3D da cartilagem (Figura 33) foi obtido através de impressão 3D representada na Figura 31 modelo Makerbot Replicator 2D e desenvolvida pela empresa Norte Americana Makerbot. O material utilizado para o fabrico da cartilagem foi PLA ou ácido polilático comercializado pela empresa 3-D Prima. O PLA (Figura 32) é um termoplástico que apresenta nas suas características boa flexibilidade e elasticidade. As características não são fornecidas pelo fabricante. Este tipo de material tem múltiplos usos e a medicina tem vindo a usá-lo devido à sua boa resistência mecânica, degradação e biocompatibilidade em casos que sejam necessários suportes para o tecido ou por exemplo no transporte de drogas no organismo [183].

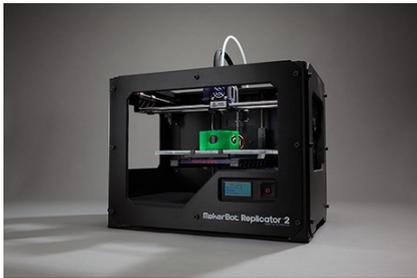


Figura 31 - Máquina 3D



Figura 32 - Exemplo filamento de PLA utilizado

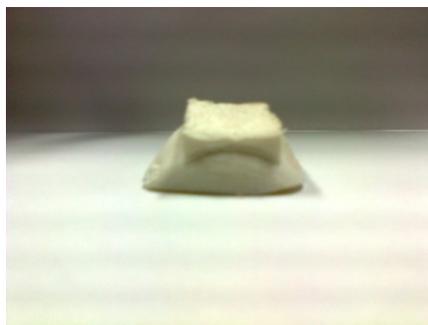


Figura 33 – Cartilagem

A realização do ensaio experimental necessita de componentes para fixar o conjunto de ossos à máquina. Atendendo às características da máquina, foi desenhado um componente que permite fixar a zona inferior do conjunto (Figura 34). O componente foi posteriormente maquinado em alumínio no centro de maquinação do DEM.

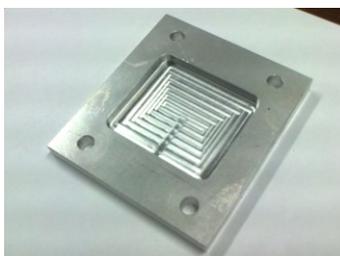


Figura 34 - Suporte de apoio para o talus

O facto de este componente ser de alumínio e o componente do talus ser de fibra de vidro levanta algumas preocupações aquando da simulação na máquina de ensaios.

Foi desenvolvido um encaixe para o talus, visível na Figura 35, suportado pelo componente de alumínio. Esta forma foi obtida através do molde da parte inferior do talus. Mais uma vez com o recurso ao scanner 3D (Roland LPX 250), controlado automaticamente pelo software do equipamento (Dr. Picza3, Roland Dg Incorporation), foi feito o levantamento de forma. Após suavização no software Geomagic este modelo sólido foi importado para o CatiaVr5. A sua forma física foi obtida através de impressão 3D na mesma máquina em que foi construída a cartilagem.



Figura 35 - Apoio para o talus

Além da fixação na zona inferior é também necessário fixar o conjunto na zona superior. Para tal, foi utilizado um objeto já disponível no laboratório.

Para a simulação da ATT foi utilizada a prótese AGILITY. A prótese foi gentilmente cedida pela empresa Johnson & Johnson, Lda de Portugal. O levantamento de forma da prótese foi feito através da medição de cada um dos componentes. A prótese utilizada é igual à prótese da Figura 27 do subcapítulo 4.1.

## 5.2. SETUP experimental

Com o objetivo de avaliar a capacidade de absorção de carga da cartilagem, o conjunto foi submetido a uma série de testes na máquina disponível no centro de maquinação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro (UA). A máquina de ensaios permite aplicar uma força vertical sobre o conjunto. O conjunto foi fixado para uma posição neutra. Os carregamentos foram feitos de 100 em 100N com intervalo de 1s entre eles até perfazer uma carga total de 600N.

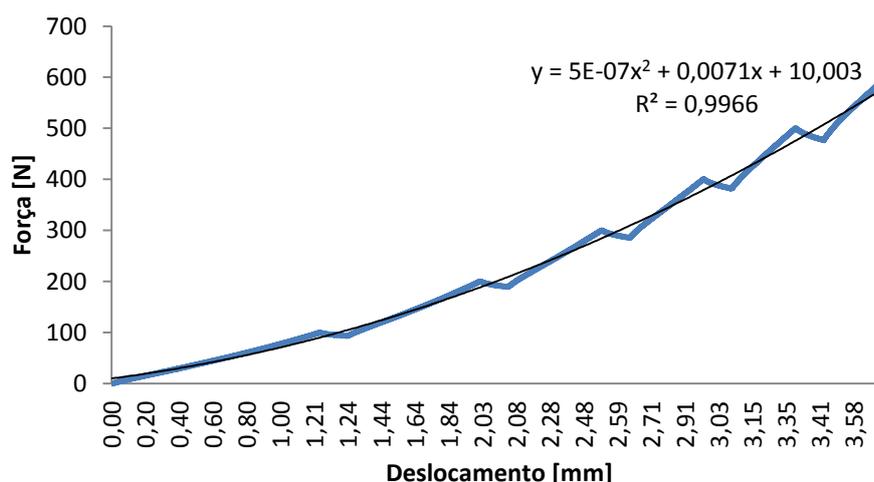


Figura 36 - Gráfico com a carga na máquina de ensaio

A análise do gráfico da Figura 36 permite avaliar a deformação do conjunto enquanto a carga é aplicada. O facto da curva não apresentar uma evolução linear reflete a absorção de carga por parte da cartilagem situada entre tibia e talus. O ensaio efetuado decorreu durante um total de 277s depois dos quais a máquina volta às características iniciais.

Depois de efetuado este teste e confirmada a resistência do conjunto a uma carga de 600N foram realizados testes numa outra máquina que permite a recolha de dados relativos aos deslocamentos sobre uma área específica.

A existência de uma máquina de ensaios no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Eng. Mecânica da Universidade de Aveiro possibilitou realizar uma série de testes com carga aplicada ao conjunto e registar os dados relativos às deformações como descrito anteriormente. Esta máquina está ligada ao software Dbase, responsável por controlar força, frequência de carga aplicada e velocidade a que são feitos os carregamentos.

Para o registo dos valores de deformações foram utilizados rosetas, cada uma com três extensómetros. A zona escolhida para os colocar tem por base a simulação por EF realizada no software CATIA e que permite analisar as zonas em que os deslocamentos máximos apresentam valores mais constantes. Foram assim colocados 4 rosetas, dois na zona proximal da tibia (zona anterior e zona posterior) e dois no colo do talus (zona posterior e zona anterior).

O sistema de aquisição de dados PXI -1050 da National Instruments disponível no LBDEMUA permite ligar os extensómetros e gravar os dados da simulação através do software LabView SignalExpress a qual o sistema está ligado.

O conjunto foi fixo à máquina de ensaio (Figura 37) através do componente de alumínio (Figura 34) que serve de suporte ao apoio do talus na zona inferior e na zona superior através do contacto proporcionado pelo braço descendente que aplica a força.

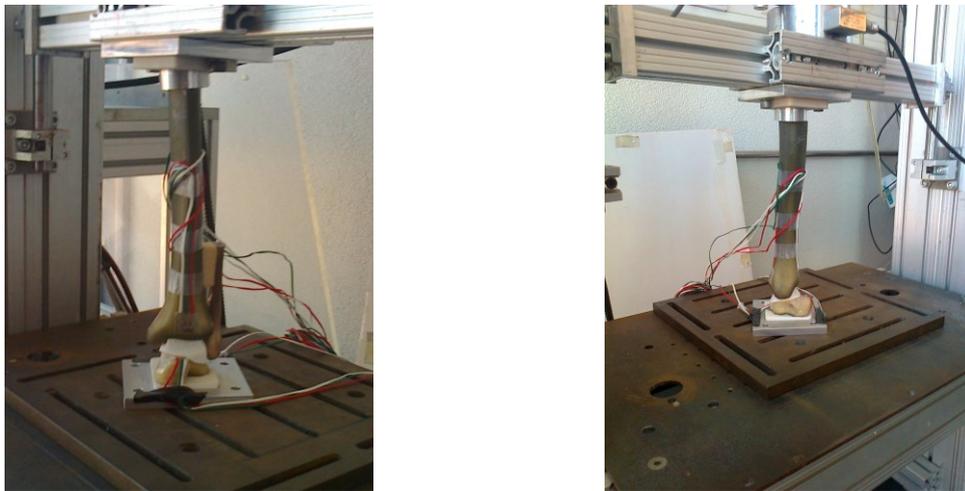


Figura 37 - Máquina de ensaios com o conjunto fixo

A força foi aplicada verticalmente sobre o conjunto na zona superior da tibia para um total de 600 N. A força foi aplicada em intervalos de 100 N, com tempo de espera entre os mesmos para estabilizar os valores. Os valores registados são referentes à carga aplicada de 600N. Foram efetuados sete ensaios.

Através da equação 1 e equação 2 os resultados obtidos foram tratados por forma a obter as deformações principais máximas  $[\varepsilon_3]$  e mínimas  $[\varepsilon_1]$ .

#### Equação 1

$$\varepsilon_1 = 0,5[\varepsilon_a + \varepsilon_c] + 0,5\sqrt{[\varepsilon_a - \varepsilon_c]^2 + [2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a]^2}$$

#### Equação 2

$$\varepsilon_3 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) - 0,5\sqrt{[\varepsilon_a - \varepsilon_c]^2 + [2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a]^2}$$

Após realizar os cálculos foi possível obter a média de valores para cada ensaio realizados. Os valores relativos à média foram calculados sobre a média de valores registados em cada ensaio.

Tabela 7 - Tabela de dados para as deformações principais no ensaio experimental

Ensaio Real	Tálus				Tíbia			
	Frontal		Anterior		Anterior		Frontal	
	Máx	Min	Máx	Min	Máx	Mín	Máx	Min
1	33,58	-194,47	253,33	-120,31	220,00	-45,97	70,90	-55,39
2	47,39	-202,93	287,52	-125,14	218,32	-64,46	84,78	-61,75
3	35,71	-196,26	277,45	-135,85	244,49	-52,35	78,47	-61,42
4	44,47	-198,63	291,51	-140,63	261,70	-59,46	92,52	-71,34
5	45,68	-199,66	296,22	-148,62	255,80	-60,93	97,02	-74,32
6	43,76	-173,20	285,49	-150,60	200,00	-52,09	110,07	-102,90
7	44,46	-177,86	282,86	-152,98	240,00	-61,47	125,60	-100,02
<b>Média</b>	42,15	-191,86	282,05	-139,16	234,33	-56,68	94,19	-75,30
<b>Desvio Padrão</b>	5	12	14	13	22	7	19	19

A análise do valores da Tabela 7 permitem verificar que os maiores valores registados para a deformação principal mínima ocorreram no talus na zona posterior com valor médio máximo em módulo, de 191,86  $\mu\varepsilon$  enquanto para a deformação principal máxima, o valor médio, mais alto foi de 282,05  $\mu\varepsilon$  para a roseta colocada na zona anterior do talus.

Os dados relativos ao desvio padrão permitem averiguar o grau de repetibilidade dos resultados obtidos para os diferentes ensaios. Regra geral os valores registados revelam uma boa repetibilidade à exceção dos valores correspondentes à tibia que regista um desvio padrão acentuado em relação aos restantes. Este facto pode ser explicado pela instabilidade característica da zona em que foram colocadas as rosetas.

Os dados obtidos com este teste permitem posteriormente comparar com os resultados obtidos com a simulação numérica e assim achar a correlação entre os dois modelos.

## 6. Modelos Computacionais

O capítulo 6 descreve os passos realizados para definir as propriedades necessárias à simulação numérica do modelo do tornozelo.

A preparação do modelo teve em consideração a definição das propriedades para os diferentes elementos do conjunto. A escolha do tamanho de malha assim como as interações entre os diferentes componentes e cargas utilizadas para a realização da simulação numérica é também descrita.

### 6.1. Modelo intato

A definição dos componentes que constituem o conjunto tenta recriar ao máximo os modelos reais utilizados. O componente do talus possui na sua estrutura interna um sólido que representa o osso esponjoso deste elemento recriando assim o utilizado no teste real. A tíbia apresenta também na zona distal, um sólido representativo do osso esponjoso característico do osso utilizado da Sawbones. O componente que ilustra a fíbula, comum à tíbia apresenta também na zona distal, um sólido que recria a estrutura esponjosa deste componente. As espessuras corticais utilizadas tiveram como base os ossos reais, uma vez mais para tentar recriar a nível virtual o osso real. A obtenção dos componentes cartilagem da tíbia, cartilagem da tíbia/fíbula e apoio do talus já foi descrita em 5.1. Os componentes acima mencionados encontram-se representados na Figura 38.

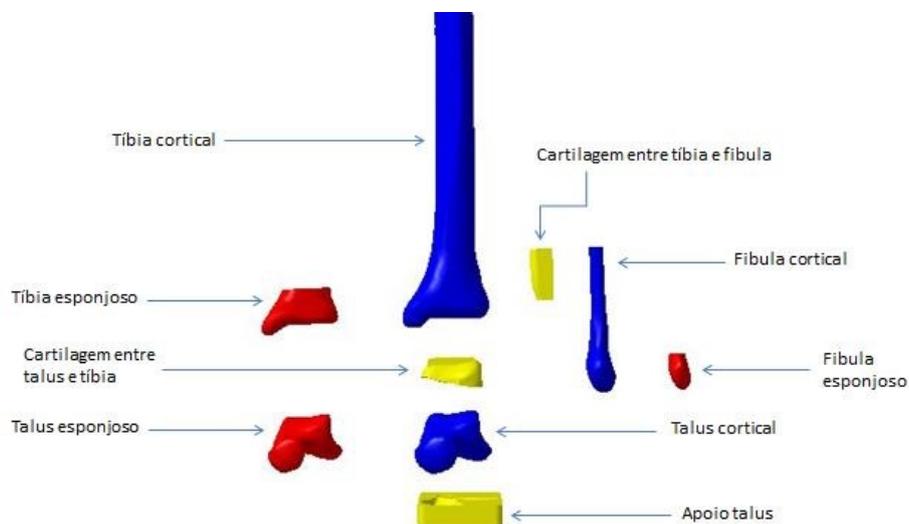


Figura 38 - Componentes do conjunto

Depois de obter os elementos que formam o nosso conjunto é necessário fazer o seu assembly como objetivo de realizar as simulações pretendidas. Para realizar o assembly foi utilizado o software Catia Vr5. A Figura 39 mostra o conjunto na posição neutra, posição considerada para os ensaios.

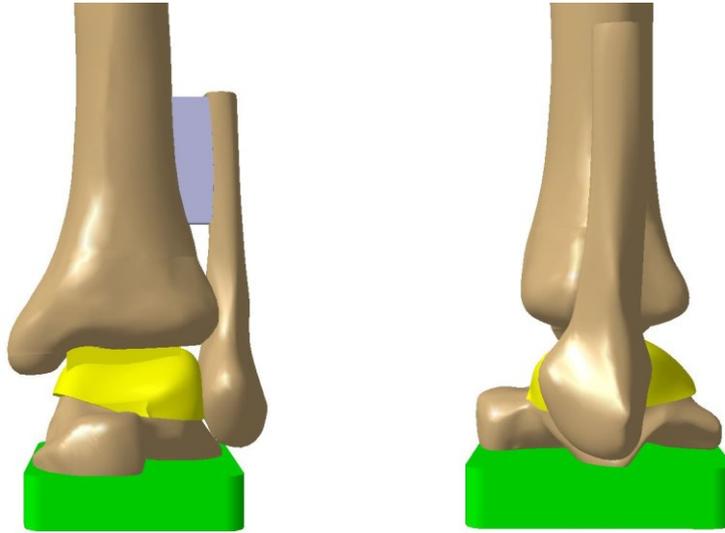


Figura 39 - Assembly dos elementos a utilizar nos testes, vista frontal e lateral direita

## 6.2. Modelo implantado

Depois de realizada a modelação com o conjunto de ossos na sua forma natural foi realizada a modelação com o recurso à prótese AGILITY. Para isso, o conjunto de ossos foi objeto de uma “intervenção cirúrgica virtual”. O processo teve como base o estudo realizado por Daniela Rodriguez [45]. O procedimento cirúrgico virtual envolve cortar o osso de forma precisa para que os componentes talar e tibiais da prótese encaixem corretamente. Como podemos observar na Figura 41, a colocação do componente talar é feita sobre o corte plano no tálus na zona medial e com orientação perpendicular à tibia.

A colocação do componente tibial é precedida de uma resseção óssea do maléolo medial da tibia e do maléolo lateral da fíbula permitindo assim o encaixe perfeito deste componente.

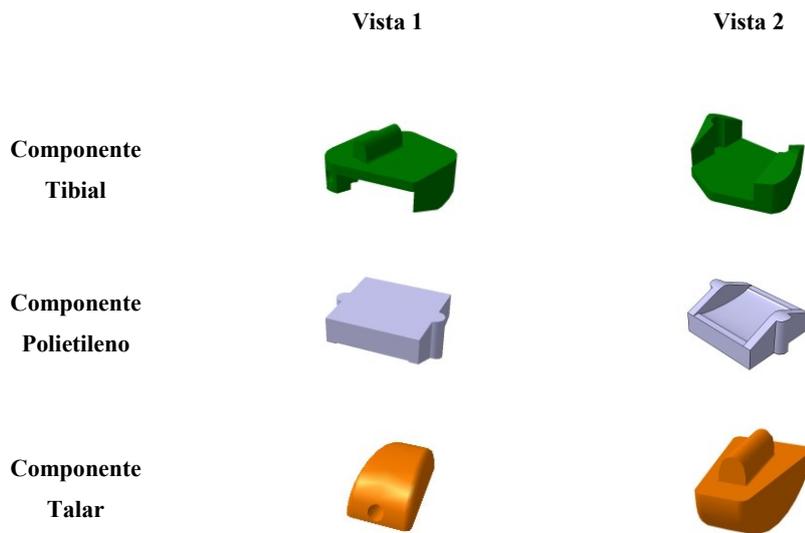


Figura 40 – Componentes da prótese AGILITY

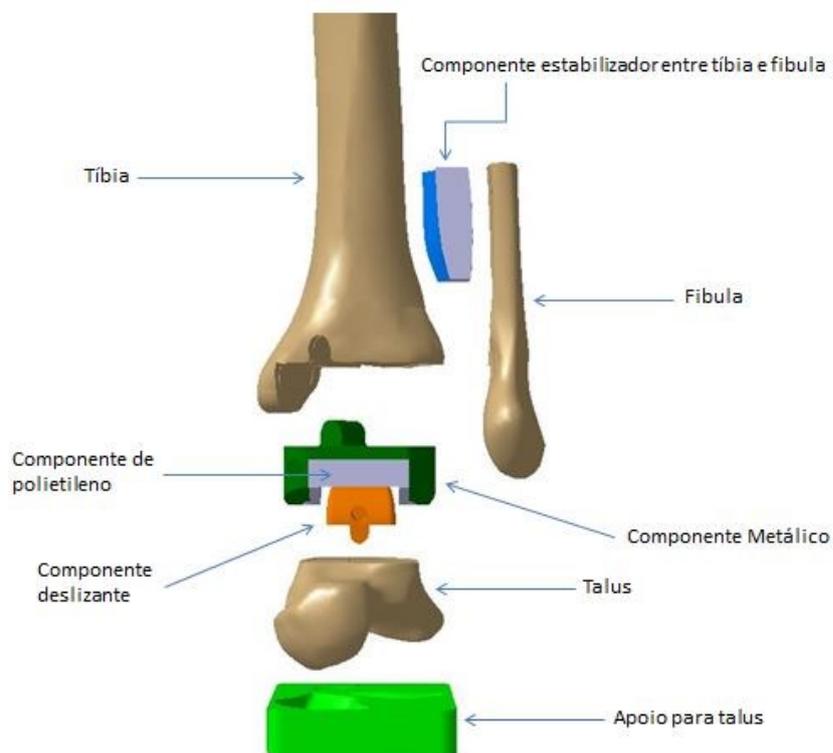


Figura 41 - Vista explodida dos elementos em estudo



Figura 42 - Vista isométrica dos elementos em estudo

O recurso à prótese AGILITY pressupõe a realização de uma artrodese da articulação tibiofibular distal para promover a união óssea. Esse procedimento não vai ser realizado.

### 6.3. Propriedades dos materiais

A estrutura óssea apresenta propriedades heterogêneas em termos de resistência mecânica densidade óssea, espessura e comportamento anisotrópico. A recriação virtual das propriedades do osso é muito difícil devido às suas características. Os artigos estudados não partilham todos da mesma opinião aquando da definição das propriedades do osso.

Cowin [174] afirma que o valor do módulo de elasticidade é de cerca de 19 GPa com um coeficiente de Poisson de 0,3 para o osso cortical enquanto o modelo desenvolvido por Gefen et al [175] utiliza um módulo de Young de 7300 MPa e um coeficiente de Poisson de 0,3 respetivamente.

A Tabela 8 seguinte apresenta alguns estudos com as respetivas escolhas no que respeita à definição do material.

Tabela 8 - Características dos materiais utilizados em diferentes estudos

Estudo	Comportamento	Módulo de Young [E, Mpa]			Coeficiente de Poisson [V]	
		Osso Cortical	Osso Esponjoso	Cartilagem	Cartilagem	Osso Cortical/Esponjoso
Daniela Rodriguez [45]	Isotrópico/linearmente elástico	19000	500	1	0,4	0,3/0,3
Gefen et al [175]	Isotrópico/linearmente elástico	7300	-	-	-	0,3/0,3
Cowin [174]	Isotrópico/linearmente viscoelástico	19000	531	0,7	0,49	0,3/0,3

Para o estudo aqui apresentado o material foi definido como homogêneo, isotrópico, e linearmente elástico [36, 43, 45, 88]. As características do osso foram alvo de distinção entre osso cortical e osso esponjoso. O osso cortical foi definido como tendo módulo de elasticidade de 19000 MPa e coeficiente de Poisson de 0,3 enquanto o osso esponjoso apresenta um módulo de elasticidade de 500 MPa e um coeficiente de Poisson de 0,3 também. A cartilagem, nomeadamente a cartilagem existente entre tibia e talus e a da tibia e fibula também necessita de características mecânicas definidas. Foi assim definido um módulo de elasticidade de 1 MPa e coeficiente de Poisson de 0,4.

A Tabela 9 resume as propriedades utilizadas para caracterizar as diferentes características da prótese AGILITY utilizada na simulação numérica [45].

Tabela 9 - Definições do material para os diferentes componentes da prótese AGILITY [45]

	Componente	Material	Módulo de Young [E, Mpa]	Coeficiente de Poisson [v]
AGILITY	Componente do talus	Co-Cr	193000	0,29
	Componente da tibia	Ti	11000	0,33
	Componente de polietileno	UHMWPE	557	0,46

## 6.4. Modelo de elementos finitos

O método de simulação por elementos finitos é um método numérico utilizado para resolver problemas geométricos complexos em engenharia [40, 89].

A simulação foi realizada através do software CATIA com o recurso à ferramenta Analysis and Simulation que permite criar uma malha de elementos finitos em todos os componentes, atribuir as propriedades de contacto entre eles e também definir cargas e constrangimentos para a simulação.

As escolhas para as opções no que respeita à criação da malha tiveram em conta estudos de convergência para a análise por elementos finitos de um modelo da tibia [38, 40, 90, 91]. Foi então utilizada a opção elementos tetraédricos do tipo parabólico e com 2mm de tamanho máximo. Na tabela seguinte apresentam-se os elementos que vão ser alvo de análise e suas propriedades.

Tabela 10 - Dados relativos ao número de elementos e nós dos diferentes componentes

Componente	Nº de nós	Nº de elementos
Tibia Cortical	110897	65609
Tibia Esponjoso	25673	16576
Fíbula Cortical	19988	10074
Fíbula Esponjoso	11333	6895
Talus Cortical	45991	24728
Talus Esponjoso	35998	22590
Cartilagem Tibia	4786	2671
Cartilagem Talus	13427	7201
Tibial	16459	9774
Talar	10555	6413
Polietileno	16540	10367
Apoio do Talus	39705	21940
Placa de Forças	35723	21940

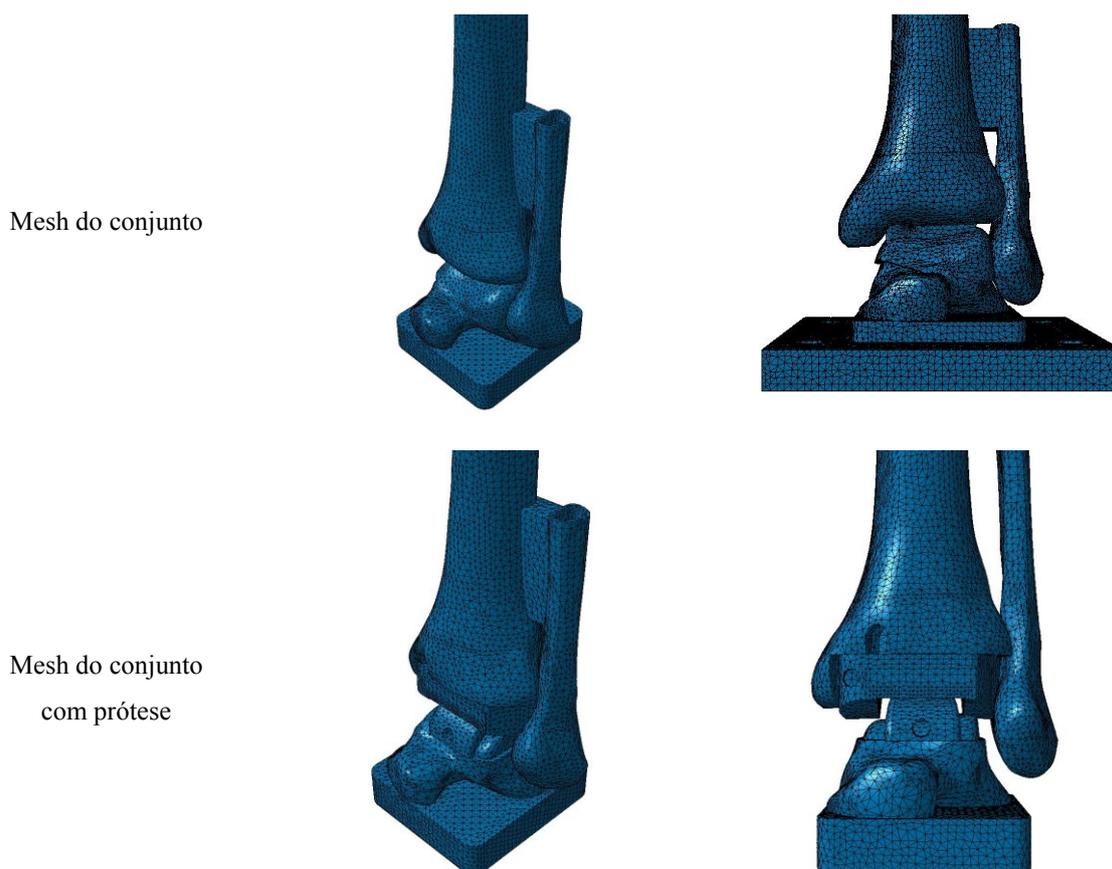


Figura 43 - Modelo de elementos finitos do conjunto nativo e conjunto com prótese

## 6.5. Condições fronteira modelos

Após o assembly de todos os componentes e a definição do tamanho de malha e tipo de elemento é necessário definir as propriedades de contacto entre eles por forma a simular uma posição que replique a realidade para validação do modelo. Neste caso a posição pretendida é a posição neutra. Para simular as interações do estudo em causa, definimos primeiro quais as superfícies que estão em contacto umas com as outras através das ligações entre os componentes que simulam o osso cortical e esponjoso e também as superfícies de contato entre os diferentes componentes. Depois são definidos quais os tipos de contacto. Os contactos entre elementos foram todos definidos como rígidos replicando assim a realidade dos testes laboratoriais uma vez que a posição pretendida é a posição neutra. A Figura 44 mostra a configuração dos diferentes elementos assim como a zona onde vai ser aplicada a carga.

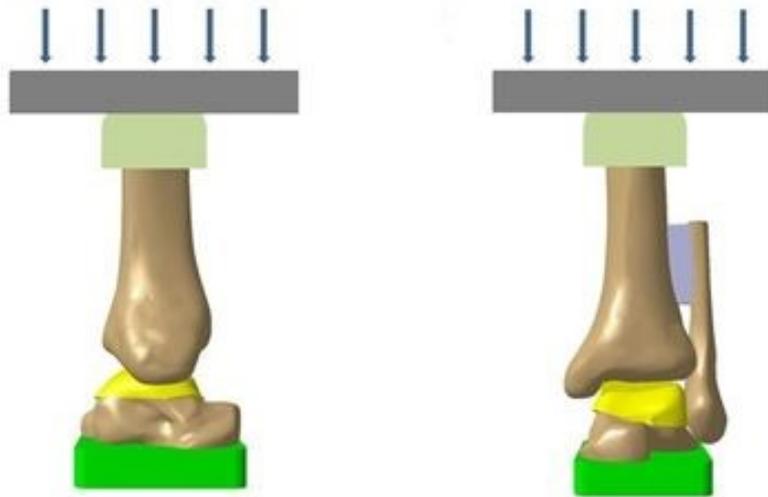


Figura 44 - Vistas lateral e anterior do conjunto de elementos utilizado na simulação

## 6.6. Cargas utilizadas na simulação

As cargas utilizadas nas simulações foram baseadas em alguns estudos já efetuados.

Com o objetivo de fornecer uma base teórica para o tratamento de lesões no tornozelo, Qinghua Liu [36] considera no seu estudo uma pessoa com 60 Kg e a aplicação de uma força vertical de 600 N à secção superior da tíbia para simular um pé equilibrado a suportar todo o peso do corpo [36].

As cargas escolhidas no estudo de Daniela Rodriguez [45] foram baseadas em estudos de Reggiani et al [178], Seireg e Arvikar [176] e Procter e Paul [177]. Este estudo realizado apenas com simulações numéricas pelo método dos elementos finitos (MEF) analisa as diferentes posições para o seu conjunto sobre o efeito de cargas distribuídas pelos diferentes eixos e ainda a aplicação de um momento de torsão.

Existem outros estudos que consideram não só os componentes da articulação do tornozelo mas também toda a estrutura do pé. Com o objetivo de quantificar a interação entre osso e ligamentos sobre várias condições, o estudo Jason Cheung [39] estabelece um modelo de MEF do pé e tornozelo através de uma ressonância magnética.

Na realização deste estudo foi utilizada para a simulação uma carga vertical de 600N aplicada à tíbia na sua secção superior tendo como base os estudos.

Contrariamente à tibia, a fibula não será alvo de carga uma vez que numa posição neutra, esta recebe apenas uma média de 6,4% de transmissão da carga não sendo relevante para este estudo e também pelo facto do modelo de fibula utilizado nos testes apenas representar a zona distal da mesma.

## 6.7. Validação de modelo numérico

Os resultados obtidos com o uso das rosetas permitem comparar os valores do teste real com os obtidos com a simulação pelo método de elementos finitos.

A Tabela 11 apresenta os resultados obtidos para o teste real e para o teste virtual. Analisando a tabela verificamos que existe um erro relativo máximo de 41% a acontecer nas medições para as deformações principais mínimas na zona anterior da tibia. Este valor pode ser resultado de uma medição errada dos valores da deformação principal mínima na simulação do teste virtual.

Com os valores registados para o ensaio real e a simulação virtual é possível uma análise gráfica entre eles e assim determinar qual o grau de correlação existente.

Tabela 11 - Comparação dos resultados entre teste com modelo real e virtual

	Tálus				Tibia			
	Frontal		Anterior		Anterior		Frontal	
	Máx.	Min.	Máx.	Min.	Máx.	Mín.	Máx.	Min.
Teste experimental [ $\mu\epsilon$ ]	42,15	-191,86	282,05	-139,16	271,77	-56,68	97,62	-76,52
Teste virtual [ $\mu\epsilon$ ]	48	-166,2	238,4	-145,8	244,8	-97,28	102,28	-56,12
Erro relativo [%]	13,8	13,3	15,4	5	9,9	41	4,5	20,7

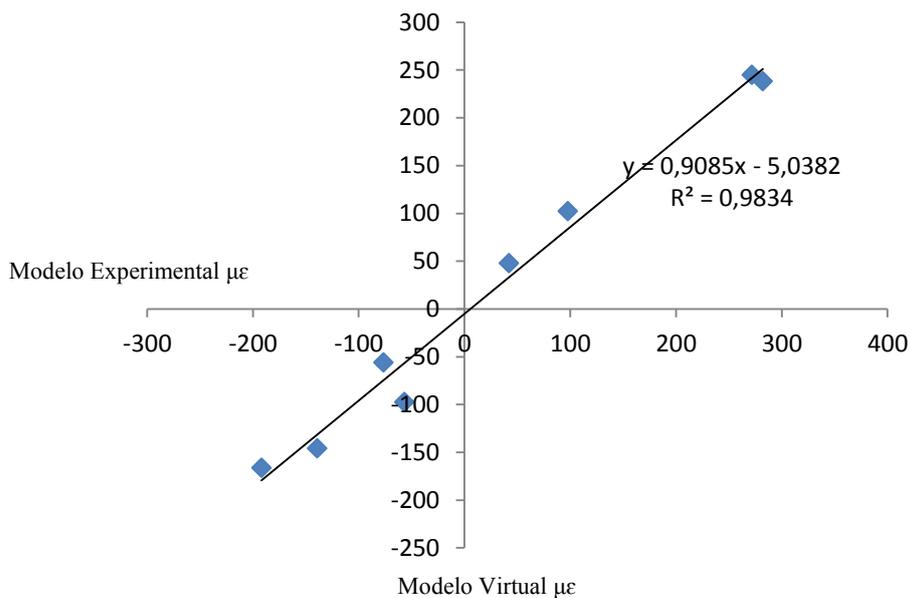


Figura 45 - Gráfico de correlação de modelo experimental e modelo virtual

A análise do gráfico presente na Figura 45 permite avaliar a linearidade obtida entre as deformações principais registadas no teste experimental e na simulação pelo MEF. O valor de linearidade registado foi de  $R^2 > 0,98$ , o que representa uma correlação linear de 98%. Este valor permite afirmar que o modelo de elementos finitos replica o ensaio experimental de uma forma muito aproximada.

## 7. Resultados do modelo numérico

Este capítulo tem como objetivo a comparação dos valores resultantes das simulações, entre o modelo nativo e o modelo implantado. Por forma a compreender as mudanças que ocorrem entre o modelo intato e após colocação de um modelo de prótese Agility. Neste caso vamos analisar as deformações em zonas onde não se encontram as rosetas, visto que o modelo se encontra validado experimentalmente.

### 7.1. Modelos com prótese

A simulação da ATT com o recurso à prótese AGILITY foi realizada sobre as mesmas condições que a simulação do modelo nativo. Temos assim a utilização da mesma carga e interações descritas.

Os valores obtidos com esta simulação foram recolhidos através de linhas de referência colocadas virtualmente nas superfícies da tibia e do tálus. Foram utilizadas 4 linhas de referência na tibia, uma no aspeto medial, outra no posterior, lateral e anterior. No tálus foi utilizada uma linha de referência que contorna toda a superfície do mesmo.

Os valores comparados são relativos às deformações principais (C11 e C33) e estão ordenados consoante a vista escolhida. Na Figura 46 pode ser observado com mais detalhe onde foram colocadas as linhas que servem de referência.

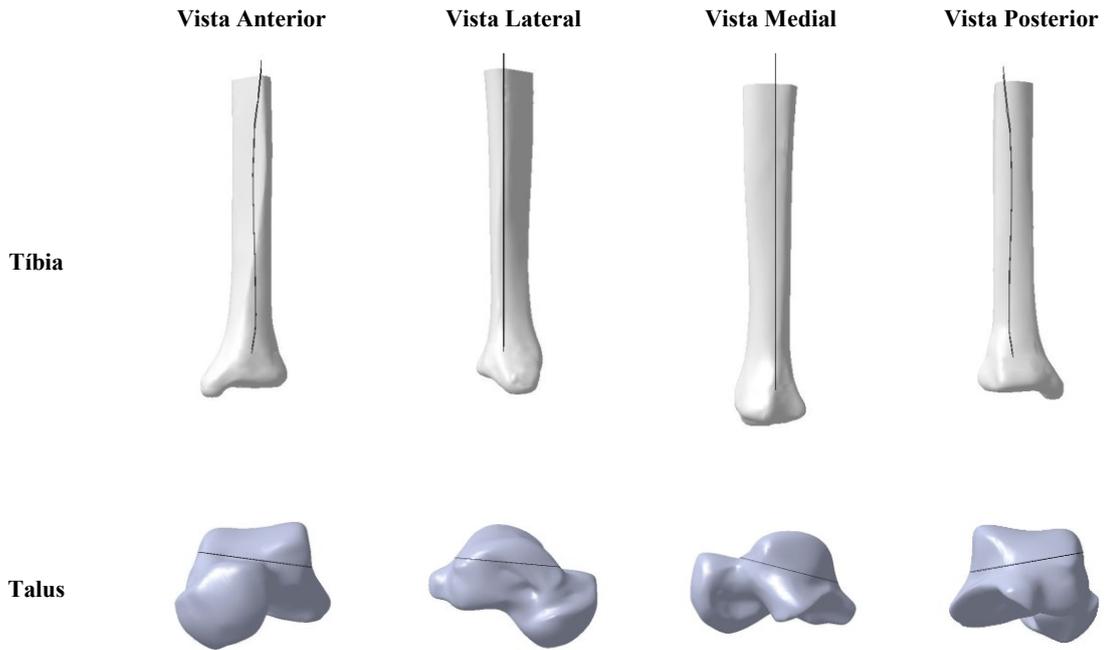
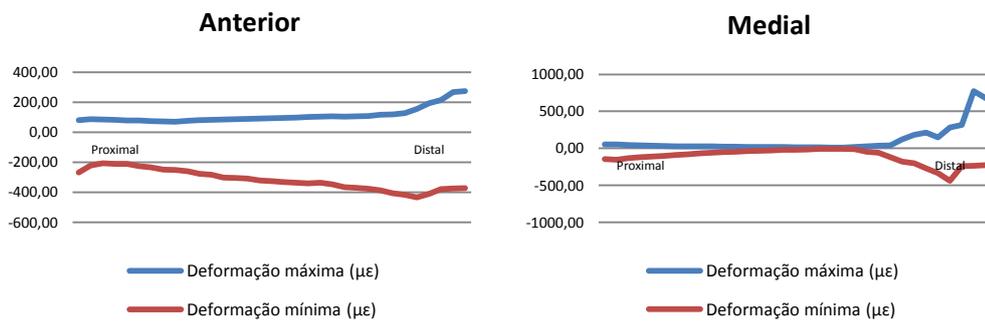


Figura 46 - Linhas de referência na tíbia e no talus

## 7.2. Resultados

De seguida serão apresentados os valores relativos às deformações máximas e mínimas a atuar no modelo implantado. Os gráficos apresentam os valores sobre as diferentes vistas onde foram colocadas as linhas de referência.



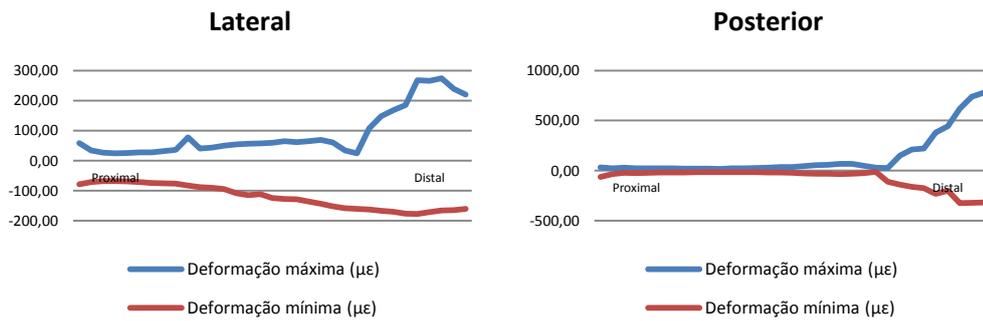


Figura 47- Diferentes vistas com os resultados das deformações principais na tíbia para o modelo implantado

A análise da Figura 47 que contém os gráficos com os valores para as deformações principais para a tíbia do modelo implantado permite afirmar que estas vão acontecer com maior intensidade zona distal da tíbia com mais destaque nas zonas medial e posterior. Nestas zonas os valores de deformação máxima apresentam valores acima dos 800 µε. As zonas anteriores, posterior e mediais sofrem deformações significativas no que diz respeito às deformações mínimas na ordem dos 500 µε.

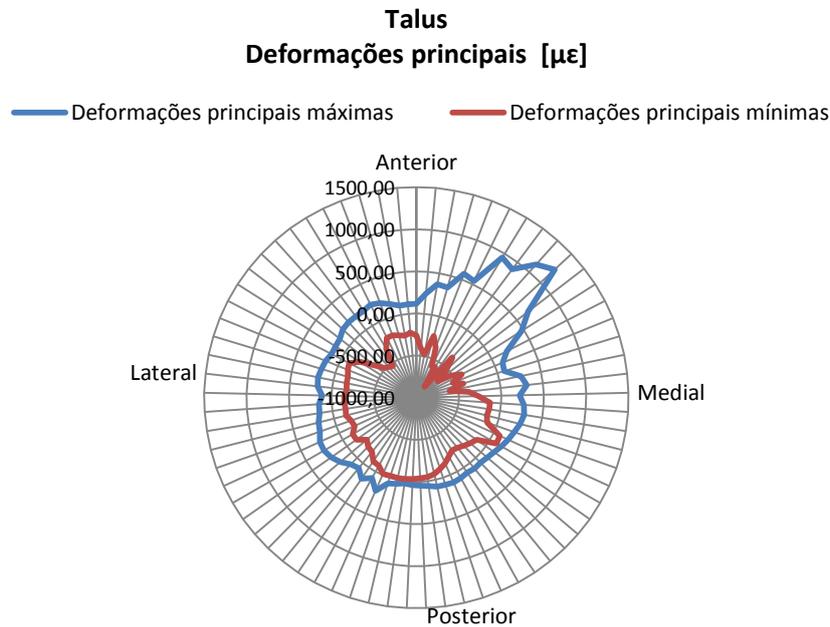


Figura 48 - Deformações principais no talus

A análise da Figura 48 permite analisar as deformações no talus implantado. As deformações apresentam uma distribuição uniforme à exceção da zona anterior que evidencia deformações elevadas na ordem dos 1250 µε para as deformações máximas e

de quase 1000  $\mu\epsilon$  para as deformações mínimas. É também necessário referir a zona lateral que apresenta deformações mínimas na ordem dos 500  $\mu\epsilon$ .

### 7.3. Comparação com nativo

Após realização da simulação do modelo implantado e observados os resultados é agora possível fazer uma comparação com os resultados obtidos com a simulação do modelo nativo. De seguida estão apresentados os gráficos que comparam os valores de deformações principais para a tíbia e talus nos valores máximos e mínimos.

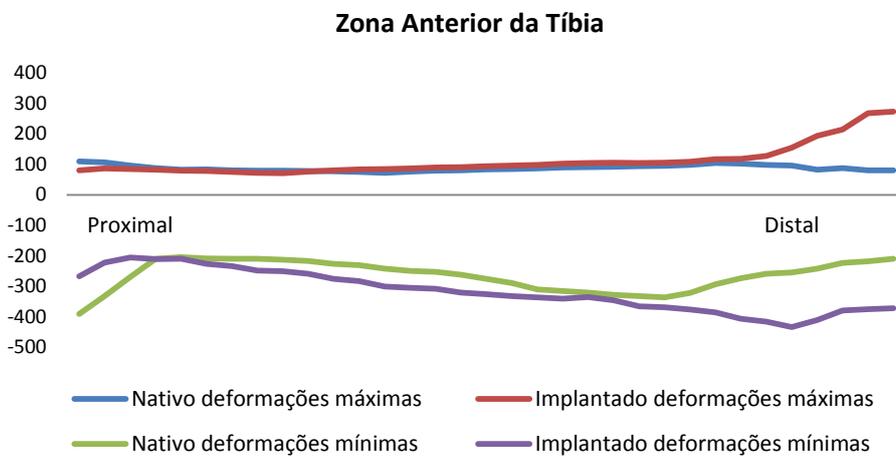


Figura 49 - Gráfico de comparação de dados entre nativo e implantado para a zona anterior da tíbia

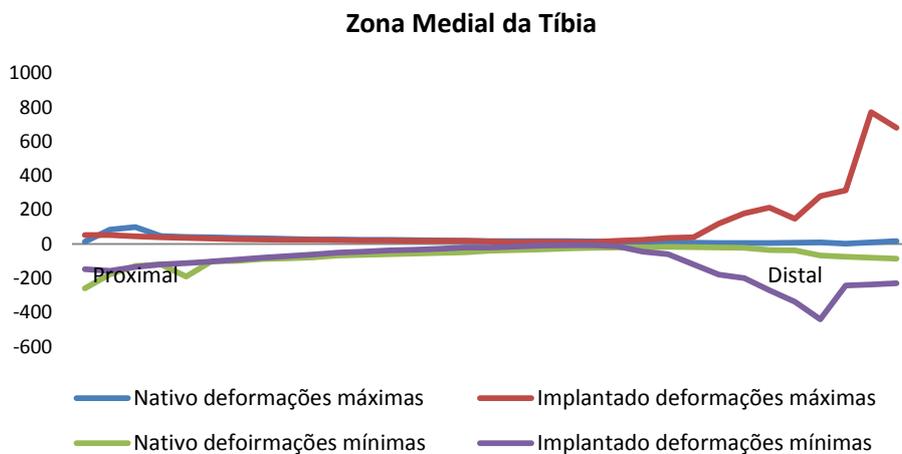


Figura 50 - Gráfico de comparação de dados entre nativo e implantado para a zona medial da tíbia

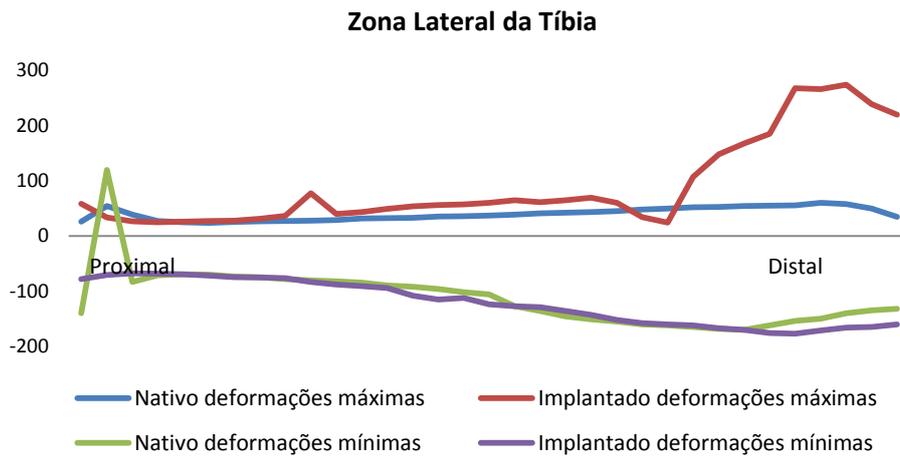


Figura 51 - Gráfico de comparação de dados entre nativo e implantado para a zona lateral da tíbia

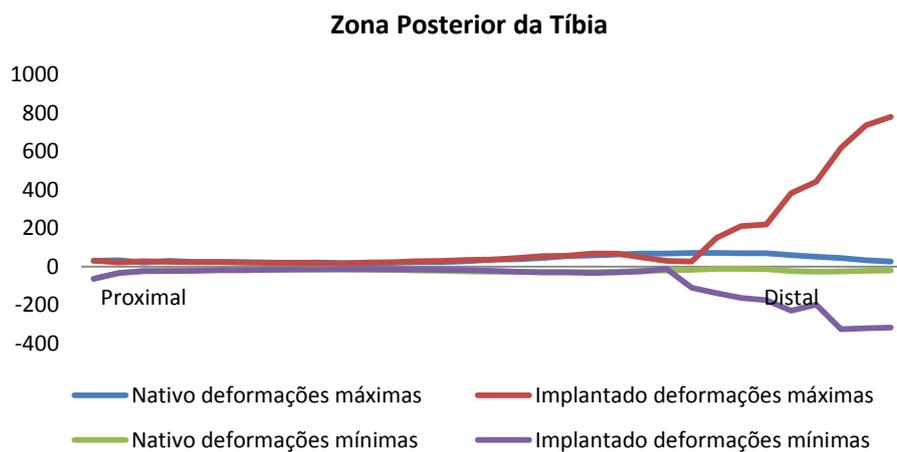


Figura 52 - Gráfico de comparação de dados entre nativo e implantado para a zona posterior da tíbia

Os gráficos presentes nas figuras 49 a 52 comparam os valores para as deformações principais entre modelo nativo e modelo implantado da tíbia em relação às diferentes zonas em análise. Estas comparações evidenciam grandes diferenças de valores no que respeita às deformações principais máximas. Em todas as vistas, o valor da deformação no modelo implantado apresenta valores muito mais elevados em comparação com o nativo. Em relação às deformações principais mínimas a diferença de valores é mais notável na zona anterior, medial e posterior. Esta diferença de valores começa a ser mais acentuada à medida que estes se aproximam da zona distal da tíbia.



deformações neste componente. É assim visível para as deformações máximas, uma diferença de valores alta entre a zona medial e posterior no modelo nativo em relação ao implantado e em relação aos valores para o modelo nativo. A zona referente à vista posterior do talus apresenta valores para o modelo nativo superiores ao modelo implantado e nativo.

Em relação às deformações principais mínimas, a análise do gráfico permite verificar que o modelo nativo apresenta valores mais altos entre a zona medial e anterior em relação às restantes zonas e em relação ao modelo implantado. Pelo contrário, entre a zona lateral e anterior é o modelo implantado que apresenta valores superiores ao modelo nativo e superiores aos verificados em outras zonas para o modelo implantado.

#### 7.4. Correlação dos resultados clínicos

O recurso à ATT na resolução dos problemas associados à articulação do tornozelo apresenta no longo prazo problemas. A análise dos resultados clínicos, relatada anteriormente revela problemas associados à não união sindesmótica, riscos de infeção, migração de componentes e fratura dos maléolos entre outras. Em último caso as complicações reveladas são responsáveis por revisões cirúrgicas ao procedimento. A realização da simulação numérica do modelo implantado com a prótese AGILITY permite avaliar e comparar os resultados obtidos com os resultados clínicos e prever a ocorrência de algumas das complicações associadas a este tipo de implante.

O facto dos valores registados na zona distal da tibia serem, em todas as vistas elevados e superiores ao modelo nativo sugere a probabilidade de ocorrer fratura dos maléolos da tibia, *loosening* dos componentes e possível migração dos mesmos. A concentração de forças nesta zona pode ser derivada à elevada ressecção óssea realizada para colocação do implante e pelo facto de a articulação do tornozelo ser pequena.

A comparação dos valores no componente talus sugere que vá ocorrer *stress-shielding*, uma vez que existem zonas em que o modelo nativo apresenta valores de deformação principal superiores ao modelo implantado. Isto sugere que a prótese absorve grande parte das cargas nessas zonas, o que leva ao *loosening* do implante e em último caso à sua inutilização. Este fenómeno é responsável pelas cirurgias de revisão e substituição da prótese por outro modelo ou em último caso pela técnica da artrodese.

## 8. Conclusões

A ATT é um tema que apresenta alguma controvérsia uma vez que os estudos realizados são poucos e não é ainda conhecido um modelo capaz de replicar a 100% a articulação do tornozelo. O facto de esta articulação apresentar uma compreensão biomecânica que não está ainda clarificada pode ser a razão pela qual os resultados conhecidos não são tão favoráveis como os registados para a artroplastia realizada nas articulações do joelho e anca.

O presente trabalho tem como objetivo simular pelo método dos elementos finitos o procedimento da ATT com recurso à prótese AGILITY após validação do modelo. As simulações realizadas com o modelo nativo e implantado compreendem a comparação dos valores associados às deformações principais e posterior associação aos problemas registados pelos dados clínicos. Os valores registados possibilitam a previsão da ocorrência de *stress-shielding*, *loosening* e fratura do maléolo medial e lateral.

Os resultados obtidos são no entanto algo limitados. O modelo desenvolvido para as simulações numéricas padece de elementos essenciais para uma simulação mais próxima do modelo fisiológico, uma vez que não foram tidas em consideração algumas estruturas que envolvem a articulação do tornozelo, nomeadamente os tecidos moles e as forças produzidas pelos mesmos.

O trabalho realizado serve de ponto de partida para estudos com outros modelos de prótese usada para a ATT e também trabalhos que considerem todos os elementos constituintes da articulação.

Os testes que recorrem a elementos *in vivo* são dispendiosos e carecem de disponibilidade imediata para a realização dos mesmos. Neste sentido a simulação que recorre ao método dos elementos finitos apresenta vantagens significativas e passíveis de consideração. Tendo em conta os aspetos acima relatados é possível concluir que a engenharia aliada à medicina pode obter resultados positivos e inovadores no que diz respeito à ATT.



## 9. Referências

- [1] Hamill J., Knutzen K. M. (1999). Bases Biomecânicas do Movimento Humano. 1ª ed. Brasileira. Editora Manole LTDA.
- [2] Completo A., Fonseca F. (2011). Fundamentos de Biomecânica Múculo-Esquelética e Ortopédica. Porto, Publindústria.
- [3] Hall, J. Susan (2000). Biomecânica Básica (3ª ed.). Edição brasileira. Rio de Janeiro, Editora Guarnabara Koogan.
- [4] Nordin M and Frankel VH (1989). Basic biomechanics of the skeletal system (2nd ed.). Philadelphia, Lea & Febiger.
- [5] Schaffer, M. B., and Bur, D. B. Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density. *Journal of Biomechanics*, 21:13-16, 1988.
- [6] Choi, K, and Goldstein, S.A. A comparison of the fatigue behaviour of human trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 25:1371, 1992.
- [7] Pina, J. A. Esperança (1999). Anatomia Humana da Locomoção (2ª ed.). Lisboa, Lidel.
- [8] Palastranga, Nigel; Field, Derek; Soames, Roger (2000). Anatomia e Movimento Humano: Estrutura e Função (3ª ed.). Edição Brasileira. São Paulo, Editora Manole.
- [9] Soderberg GL. Kinesiology (1986). Application to pathological motion. Baltimore, Williams & Wilkins.
- [10] Nordin M and Frankel VH (1989). Basic biomechanics of the skeletal system (2nd ed.). Philadelphia, Lea & Febiger.
- [11] Weightman BO and Kempson GE: Load carriage. In Freeman MAR, ed: Adult articular cartilage, London, 1979, Pitman.

[12] Brand, R. A. (1989). Joint lubrication. The Scientific Basis of Orthopaedis, Appleton and Lange, Norwalk, CT.

[13] Chen, C.T., et al.. Compositional and metabolic changes in damaged cartilage are peak-stress, stressrate, and loading-duration dependent. Journal of Orthopaedic Research, 17, 870–879, 1999.

[14] Panjabi, M. M., & White, A. A. (2001). Biomechanics in the musculoskeletal system. Philadelphia: Churchill Livingstone.

[15] Tratamento artrite. Disponível em:

<<http://www.orthopaedicsone.com/display/Main/Subtalar+arthritis>>

Acedido em 22 de Novembro de 2014

[16] Oatis, C. A. (1988). Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. Physical therapy, 68(12), 1815-1821.

[17] Adachi K, Nishizawa S, and Endo B: The trajectory of the point of applicational of the resultant force of body man at diferente walking speeds. Statical analysis of human walking, Folia Primatol [Basel] 66-160, 1996.

[18] Nigg BM, Fisher V, Allinger TL, Ronsky JR, Engsborg JR. Range of motion of the foot as a function of age. Foot Ankle, 1992; 13:336-43.

[19] Músculos da perna. Disponível em:

<[www.auladeanatomia.com](http://www.auladeanatomia.com)>

Acedido a 5 de Janeiro de 2014

[20] Abidi, N. A., Gruen, G. S., & Conti, S. F. (2000). Ankle arthrodesis: indications and techniques. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 8, 200-209.

[21] Gougoulias, N. E., Agathangelidis, F. G., & Parsons, S. W. (2007). Arthroscopic ankle arthrodesis. Foot & ankle international, 28(6), 695-706.

[22] Thordarson, DB. Fusion in postraumatic foot and ankle reconstruction. J. Am. Acad. Orthop. Surg. 12:322-333, 2004.

[23] Sobotta, J., Atlas de Anatomia Humana. 21th ed. Vol. 2. Guanabara Koogan.

[24] Ahlberg, Å., & Henricson, A. S. (1981). Late results of ankle fusion. Acta Orthopaedica, 52, 103-105.

[25] Hintermann, B., Chapter 4 - Anatomic and Biomechanical characteristics of the Ankle Joint and Total Ankle Arthroplasty, in Total Ankle Arthroplasty - Historical overview, current concepts and future perspectives. 2005, SpringerWienNewYork.

[26] Fuchs S, Sandmann C, Skwara A, Chylarecki C (2003) Quality of life 20 years after arthrodesis of the ankle. A study of adjacente joints. J Bone Join Surg Br 85: 994-998.

[27] Coester LM, Saltzman CL, Leupold J, Pontarelli W (2001) Long-term results following ankle arthrodesis for post-traumatic arthritis. J. Bone Surg Am 83: 219-228

[28] Definição de biomecânica. Disponível em:

< <http://www.ipb.pt/~barbosa/biomecanica/introducao%20biomecanica.pdf>>

Acedido em 22 de Julho de 2014

[29] Bestic, J. M., Peterson, J. J., DeOrio, J. K., Bancroft, L. W., Berquist, T. H., & Kransdorf, M. J. (2008). Postoperative evaluation of the total ankle arthroplasty. American Journal of Roentgenology, 190, 1112-1123.

[30] Sodha, S. A. M. I. R., Wei, S. Y., & Okereke, E. N. Y. I. (2000). Evolution of total ankle arthroplasty. Univ Pennsylvania Orthop J, 13, 18-21.

[31] Easley, M. E., Vertullo, C. J., Urban, W. C., & Nunley, J. A. (2002). Total ankle arthroplasty. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 10, 157-167.

- [32] Hintermann, B., Total Ankle Arthroplasty - Historical overview, current concepts and future perspectives. SpringerWienNewYork.
- [33] Spirt, A.A., Assal, M., and Hansen, S.T., Jr., Complications and failure after total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2004. **86-A(6)**: p. 1172-8.
- [34] Jackson, M. P., & Singh, D. (2003). Total ankle replacement. *Current Orthopaedics*, 17, 292-298.
- [35] Filamento PLA utilizado. Disponível em:  
<<http://www.3dprima.com/en/filaments-for-3d-printers/flexible-175mm/3d-prima-tpe-flexible-filament-175mm-1-kg-spool-white.html>>  
Acedido em 5 de Outubro de 2014.
- [36] Liu, Q., Zhang, K., Zhuang, Y., Li, Z., Yu, B., & Pei, G. (2013). Analysis of the Stress and Displacement Distribution of Inferior Tibiofibular Syndesmosis Injuries Repaired with Screw Fixation: A Finite Element Study. *PloS one*, 8, e80236.
- [37] Bouguecha, A., Weigel, N., Behrens, B., Stukenborg-Colsman, C., and Waizy, H., Numerical simulation of strain-adaptive bone remodeling in the ankle joint. *BioMedical Engineering OnLine*, 2011. **10(58)**.
- [38] Galik, K., The effect of design variations on stresses in total ankle arthroplasty - Ph.D. Thesis. 2002, University of Pittsburgh: Pittsburgh, Pennsylvania.
- [39] – Cheung, J. and Zhang, M., Finite Element Modeling of the Human Foot and Footwear., in *ABAQUS Users' Conference*. 2006.
- [40] Radu, C. (2008). 3D Modeling and Static Finite Element Analysis of Human Tibia. *Advanced Engineering*, 2(1).

- [41] Camacho, D. L., Ledoux, W. R., Rohr, E. S., Sangeorzan, B. J., & Ching, R. P. (2002). A three-dimensional, anatomically detailed foot model: a foundation for a finite element simulation and means of quantifying foot-bone position. *Journal of rehabilitation research and development*, 39, 401-410.
- [42] Rodrigues, F. A. M. (2013). Comportamento biomecânico do pé traumático pré e pós ortótese palmar.
- [43] Bandak, F.A., Tannous, R.E., and Toridis, T., On the Development of an Osseo-Ligamentous Finite Element Model of the Human Ankle Joint. *International Journal of Solids and Structures*, 2001. **38**: p. 1681-1697.
- [44] Özkan, A., Atmaca, H., Mutlu, İ., Celik, T., Uğur, L., & Kişioğlu, Y. (2013). Stress distribution comparisons of foot bones in patient with tibia vara: a finite element study. *Acta of bioengineering and biomechanics/Wrocław University of Technology*, 15, 67.
- 45 – Rodrigues, D. S. D. O. S. (2013). Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty: Stress Analysis and Bone Remodeling. *STAR*, 1, 24.
- [46] Golano, P., Vega, J., de Leeuw, P.A., Malagelada, F., Manzanares, M.C., Gotzens, V., and van Dijk, C.N., Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2010. **18**(5): p. 557-69.
- [50] Kannus, P. and Renstrom, P., Treatment of ankle sprains in young athletes. *J Bone Joint Surg [Am]*, 1991. **73**: p. 305-312.
- [51] Mink, J.H., Ligaments of the ankle. In: Deutsch, A.L., Mink, J.H., Kerr, R., (Editors), *MRI of the foot and ankle*. New York, NY: Raven, 1992: p. 173-197.
- [52] Hicks, J.H., The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat*, 1953. **87**(4): p. 345-57.

- [53] Barnett, C.H. and Napier, J.R., The axis of rotation at the ankle joint in man; its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *J Anat*, 1952. **86**(1): p. 1-9.
- [54] Roaas, A. and Andersson, G.B., Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30-40 years of age. *Acta Orthop Scand*, 1982. **53**(2): p. 205-8.
- [55] Ahlberg, A., Moussa, M., Al-Nahdi, M. A. H. D. I. (1998). On geographical variations in the normal range of joint motion. *Clinical orthopaedics and related research*, 234, 229-231.
- [56] Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., & An, K. N. (1997). Three-dimensional analysis of normal ankle and foot mobility. *The American journal of sports medicine*, 25(2), 238-242.
- [57] Stauffer, R.N., Chao, E.Y., and Brewster, R.C., Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop Relat Res*, 1977(127): p. 189-96.
- [58] Nigg, B. M., Fisher, V., Allinger, T. L., Ronsky, J. R., & Engsberg, J. R. (1992). Range of motion of the foot as a function of age. *Foot & Ankle International*, 13(6), 336-343.
- [59] Wright, D.G., Desai, S.M., and Henderson, W.H., Action of the Subtalar and Ankle-Joint Complex during the Stance Phase of Walking. *J Bone Joint Surg Am*, 1964. 46: p. 361-82.
- [60] Leardini, A., O'Connor, J. J., Catani, F., & Giannini, S. (2000). The role of the passive structures in the mobility and stability of the human ankle joint: a literature review. *Foot & Ankle International*, 21(7), 602-615.

- [61] J. Hamill and K. M. Knutzen, *Biomechanical Basis of Human Movement*, 3rd ed. Baltimore, MD, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- [62] Kakkar, R., & Siddique, M. S. (2011). Stresses in the ankle joint and total ankle replacement design. *Foot and Ankle Surgery*, 17(2), 58-63.
- [63] Lundberg, A. (1989). Kinematics of the ankle and foot: in vivo roentgen stereophotogrammetry. *Acta Orthopaedica*, 60(S233), 1-26.
- [65] Michelson, J. D., & Helgemo, S. L. (1995). Kinematics of the axially loaded ankle. *Foot & Ankle International*, 16(9), 577-582.
- [66] Sammarco, G.J., Burstein, A.H., and Frankel, V.H., *Biomechanics of the ankle: A kinematic study*. *Orthopedic Clinics of North America*, 1973. 4: p. 75–96.
- [67] Sochart, D. H., & Hardinge, K. (1999). The relationship of foot and ankle movements to venous return in the lower limb. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 81(4), 700-704.
- [68] Lundberg, A., Goldie, I., Kalin, B., and Selvik, G., Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot Ankle*, 1989. 9(4): p. 194-200.
- [69] McCullough, C.J. and Burge, P.D., Rotatory stability of the load-bearing ankle. An experimental study. *J Bone Joint Surg Br*, 1980. 62-B(4): p. 460-4.
- [70] Stormont, D.M., Morrey, B.F., An, K.N., and Cass, J.R., Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *Am J Sports Med*, 1985. 13(5): p. 295-300.
- [71] TARR, R. R., RESNICK, C. T., WAGNER, K. S., & SARMIENTO, A. (1985). Changes in tibiotalar joint contact areas following experimentally induced tibial angular deformities. *Clinical orthopaedics and related research*, 199, 72-80.

- [72] Harper, M. C. (1987). Deltoid ligament: an anatomical evaluation of function. *Foot & Ankle International*, 8(1), 19-22.
- [73] Renstrom, P. A. F. H., Wertz, M., Incavo, S., Pope, M., Ostgaard, H. C., Arms, S., & Haugh, L. (1988). Strain in the lateral ligaments of the ankle. *Foot & Ankle International*, 9(2), 59-63.
- [74] Sommer, C., Hintermann, B., Nigg, B. M., & van den Bogert, A. J. (1996). Influence of ankle ligaments on tibial rotation: an in vitro study. *Foot & ankle international*, 17(2), 79-84.
- [75] Milner, C. E., & Soames, R. W. (1998). Anatomy of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot & ankle international*, 19(11), 757-760.
- [76] Boss, A. P., & Hintermann, B. (2002). Anatomical study of the medial ankle ligament complex. *Foot & ankle international*, 23(6), 547-553.
- [77] Levens, A. S., Inman, V. T., & Blosser, J. A. (1948). Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 30(4), 859-872.
- [78] Cass, J. R., Morrey, B. F., & Chao, E. Y. (1984). Three-dimensional kinematics of ankle instability following serial sectioning of lateral collateral ligaments. *Foot & Ankle International*, 5(3), 142-149.
- [79] Cass, J. R., & Settles, H. (1994). Ankle instability: in vitro kinematics in response to axial load. *Foot & Ankle International*, 15(3), 134-140.
- [80] Valderrabano, V., Hintermann, B., & Dick, W. (2004). Scandinavian total ankle replacement: a 3.7-year average followup of 65 patients. *Clinical orthopaedics and related research*, 424, 47-56.

- [81] Sammarco, G.J. and Hockenbury, R.T., Chapter 9 - Biomechanics of the Foot and Ankle, in Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Lippincott Williams & Wilkins.
- [82] Whittle, M., Gait analysis an introduction. 4th ed. 2007: Oxford Boston: Butterworth Heinemann.
- [83] Perry, J., Gait Analysis: Normal and Pathological Function. SLACK incorporated., 1992.
- [84] Seireg, A. and Arvikar, The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. J Biomech, 1975. **8**(2): p. 89-102.
- [85] Procter, P. and Paul, J.P., Ankle joint biomechanics. J Biomech, 1982. **15**(9): p. 627-34.
- [86] Hopgood, P., Kumar, R., & Wood, P. L. R. (2006). Ankle arthrodesis for failed total ankle replacement. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume,88(8), 1032-1038.
- [87] Gougoulas, N.E., Khanna, A., and Maffulli, N., History and evolution in total ankle arthroplasty. Br Med Bull, 2009. **89**: p. 111-51.
- [88] Kraft, R. H., Lynch, M. L., & Vogel III, E. W. (2012). Computational Failure Modeling of Lower Extremities. Army research lab Aberdeen proving ground md weapons and material research directorate.
- [89] Park, Y. S., & Kwon, H. B. (2013). Three-dimensional finite element analysis of implant-supported crown in fibula bone model. The journal of advanced prosthodontics, 5(3), 326-332.

[90] Korunovic, N. D., Trajanovic, M. D., Stevanovic, D. M., Vitkovic, N. M., Stojkovic, M. S., Milovanovic, J. R., & Ilic, D. S. Material characterization issues if FEA of long bones

[91] Anderson, D. D., Goldsworthy, J. K., Li, W., James Rudert, M., Tochigi, Y., & Brown, T. D. (2007). Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle. *Journal of biomechanics*, 40(8), 1662-1669.

[92] Posição anatômica. Disponível em:

<<http://adanatomia.blogspot.pt/2011/05/divisao-do-corpo-humano-posicao.html>>

Acedido em 8 de Janeiro de 2014.

[93] Planos e eixos anatômicos. Disponível em:

<<http://blogaodefisio.blogspot.pt/2013/02/planos-e-eixos-anatomicos.html>>

Acedido em 17 de Novembro de 2014.

[94] Movimentos rotação plano sagital. Disponível em:

<<http://cinesiologiacentral.blogspot.pt/2009/10/terminologia-dos-movimentos.html>>

Acedido em 8 de Janeiro de 2014.

[95] - Movimentos rotação plano frontal. Disponível em:

<<http://cinesiologiacentral.blogspot.pt/2009/10/terminologia-dos-movimentos.html>>

Acedido em 8 de Janeiro de 2014.

[96] Estrutura arquitetónica do osso. Disponível em:

<<http://www.saudedavida.com.br/termos/saude-ossea>>

Acedido em 27 de Outubro de 2014

[97] Imagem talus. Disponível em:

<<http://wellnessadvocate.com/?dgl=5701>>

Acedido em 20 de Outubro de 2014

[98] Articulações sinoviais. Disponível em:

<<http://bloganatomiahumana.blogspot.pt>>

Acedido em 14 de Janeiro de 2014.

[99] Cartilagem articula. Disponível em:

<<http://www.eorthopod.com/ankle-anatomy/topic/159>>

Acedido em 15 de Outubro de 2014.

[100] Movimentos descritos pelo pé. Disponível em:

<[http://www.ctb.com.pt/?page\\_id=743](http://www.ctb.com.pt/?page_id=743)>

Acedido em 22 de Outubro de 2014.

[101] Venturato, C. (2012). Investigation of biomechanical behaviour of foot cartilaginous tissues.

[102] Ossos Sawbones. Disponível em:

<<http://www.sawbones.com/>>

Acedido em 10 de Outubro de 2014.

[103] Qiu, T. X., Teo, E. C., Yan, Y. B., & Lei, W. (2011). Finite element modeling of a 3D coupled foot–boot model. *Medical engineering & physics*, 33(10), 1228-1233.

[104] Niggemeyer, O., Moosig, F., & Rütter, W. (2011). Foot and ankle surgery. *Zeitschrift für Rheumatologie*, 70(1), 26-33.

[105] Ozen, M., Sayman, O., & Havitcioglu, H. (2013). Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 15(3).

[106] Bouguecha, A., Weigel, N., Behrens, B. A., Stukenborg-Colsman, C., & Waizy, H. (2011). Numerical simulation of strain-adaptive bone remodelling in the ankle joint. *Biomedical engineering online*, 10(1), 58.

- [107] Millington, S. A., Grabner, M., Wozelka, R., Anderson, D. D., Hurwitz, S. R., & Crandall, J. R. (2007). Quantification of ankle articular cartilage topography and thickness using a high resolution stereophotography system. *Osteoarthritis and cartilage*, 15(2), 205-211.
- [108] Akiyama, K., Sakai, T., Sugimoto, N., Yoshikawa, H., & Sugamoto, K. (2012). Three-dimensional distribution of articular cartilage thickness in the elderly talus and calcaneus analyzing the subchondral bone plate density. *Osteoarthritis and Cartilage*, 20(4), 296-304.
- [109] Buck, P., Morrey, B. F., & Chao, E. Y. (1987). The optimum position of arthrodesis of the ankle. A gait study of the knee and ankle. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 69(7), 1052-1062.
- [110] Hoke, M. Na operation for stabilizing paralytic feet. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, Oct 1921, 3(10), 494-507.
- [111] Hunt, J. C., & Brooks, A. L. (1965). Subtalar extra-articular arthrodesis for correction of paralytic valgus deformity of the foot. *J Bone Joint Surg [Am]*, 47, 1310-4.
- [112] Thomas, R., Daniels, T. R., & Parker, K. (2006). Gait analysis and functional outcomes following ankle arthrodesis for isolated ankle arthritis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88(3), 526-535.
- [113] Ahlberg, Å., Henricson, A. S. (1981). Late results of ankle fusion. *Acta Orthopaedica*, 52(1), 103-105.
- [114] Boobbyer, G. N. (1981). The long-term results of ankle arthrodesis. *Acta Orthopaedica*, 52(1), 107-110.

[115] Lidor, C., Ferris, L. R., Hall, R., Alexander, I. J., & Nunley, J. A. (1997). Stress Fracture of the Tibia after Arthrodesis of the Ankle or the Hindfoot\*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 79(4), 558-64.

[116] Hintermann, B., Nigg, B. M., & Cole, G. K. (1994). Influence of selective arthrodesis on the movement transfer between calcaneus and tibia in vitro. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 356-361.

[117] Demottaz, J. D., Mazur, J. M., Thomas, W. H., Sledge, C. B., & Simon, S. R. (1979). Clinical study of total ankle replacement with gait analysis. *J Bone Joint Surg A*, 61, 976.

[118] Kofoed, H., & Stürup, J. (1994). Comparison of ankle arthroplasty and arthrodesis. A prospective series with long-term follow-up. *The Foot*, 4(1), 6-9.

[119] Leardini, A., O'Connor, J. J., Catani, F., & Giannini, S. (1999). A geometric model of the human ankle joint. *Journal of biomechanics*, 32(6), 585-591.

[120] Leardini, A. (2001). Geometry and mechanics of the human ankle complex and ankle prosthesis design. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 706-709.

121 – Exemplo de artrodese e ATT. Disponível em:

<<http://bmb.oxfordjournals.org/content/89/1/111/F1.expansion>>

Acedido em 2 de Junho de 2014.

[122] Easley, M. E., Vertullo, C. J., Urban, W. C., & Nunley, J. A. (2002). Total ankle arthroplasty. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3), 157-167.

[123] Gill, L. H. (2001). Principles of joint arthroplasty as applied to the ankle. *Instructional course lectures*, 51, 117-128.

- [124] Buchholz, H. W., Engelbrecht, E., & Siegel, A. (1973). Complete ankle joint endoprosthesis type "St. Georg". *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizen*, 44(5), 241.
- [125] ST ELMO III, N. E. W. T. O. N. (1979). An artificial ankle joint. *Clinical orthopaedics and related research*, 142, 141-145.
- [126] Easley, M. E., Vertullo, C. J., Urban, W. C., & Nunley, J. A. (2002). Total ankle arthroplasty. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3), 157-167.
- [127] Lord G, Marotte JH [1973] Total ankle prosthesis. Technique and 1st results. Apropos of 12 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 59: 139–151
- [128] Lord G, Marotte JH [1980] Total ankle replacement. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 66: 527–530
- [129] Wiedel, J. D. (1977). Total ankle arthroplasty with Smith prosthesis. *Orthop Trans*, 1, 154-155.
- [130] Giannini, S., Leardini, A., & O'Connor, J. J. (2000). Total ankle replacement: review of the designs and of the current status. *Foot and ankle surgery*, 6(2), 77-88.
- [131] Kitaoka, H. B., & Patzer, G. L. (1996). Clinical Results of the Mayo Total Ankle Arthroplasty\*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 78(11), 1658-64.
- [132] Bolton-Maggs, B. G., Sudlow, R. A., & Freeman, M. A. (1985). Total ankle arthroplasty. A long-term review of the London Hospital experience. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 67(5), 785-790.

- [133] Pyevich, M. T., Saltzman, C. L., Callaghan, J. J., & Alvine, F. G. (1998). Total Ankle Arthroplasty: a Unique Design. Two to Twelve-Year Follow-up\*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 80(10), 1410-20.
- [134] Hintermann, B. (1999). The STAR ankle. Short-to midterm experience. *Orthopäde*, 28, 792-803.
- [135] Buechel Sr, F. F., Buechel Jr, F. F., & Pappas, M. J. (2001). Eighteen-year evaluation of cementless meniscal bearing total ankle replacements. *Instructional course lectures*, 51, 143-151.
- [136] - Anderson, T., Montgomery, F., & Carlsson, Å. (2003). Uncemented STAR total ankle prostheses Three to eight-year follow-up of fifty-one consecutive ankles. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 85(7), 1321-1329.
- [137] Wood, P. L. R., & Deakin, S. (2003). Total ankle replacement The results in 200 ankles. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 85(3), 334-341.
- [138] Hintermann, B., & Valderrabano, V. (2003). Total ankle replacement. *Foot and ankle clinics*, 8(2), 375-405.
- [139] Valderrabano, V., Hintermann, B., & Dick, W. (2004). Scandinavian total ankle replacement: a 3.7-year average followup of 65 patients. *Clinical orthopaedics and related research*, 424, 47-56.
- [140] - Hintermann, B., Valderrabano, V., Dereymaeker, G., & Dick, W. (2004). The HINTEGRA ankle: rationale and short-term results of 122 consecutive ankles. *Clinical orthopaedics and related research*, 424, 57-68.
- [141] Newton SE. Total ankle arthroplasty. In: *Disorders of the foot and ankle* (Jahss MH, ed). Saunders, Philadelphia, pp 816–825, 198

- [142] Buechel FF. Total ankle replacement: state of the art. In: Disorders of the foot and ankle (Jahss MH, ed). Saunders, Philadelphia, pp 2671–2687, 1991.
- [143] Keblish, A. (1990). Porous coat New Jersey Ankle. Technical Report.
- [144] Helm, R., Stevens, J. (1986). Long-term results of total ankle replacement. *The Journal of arthroplasty*, 1(4), 271-277.
- [145] Kempson, G. E., Freeman, M. A., & Tuke, M. A. (1975). Engineering considerations in the design of an ankle joint. *Biomedical engineering*, 10(5), 166-71.
- [146] Kitaoka, H. B., Patzer, G. L., Ilstrup, D. M., & Wallrichs, S. L. (1994). Survivorship analysis of the Mayo total ankle arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery-A-American Volumes*, 76(7), 974-979.
- [147] Hay, S. M., & Smith, T. W. D. (1994). Total ankle arthroplasty: a long-term review. *The Foot*, 4(1), 1-5.
- [148] Rudigier, J., Grundei, H., & Menzinger, F. (2001). Prosthetic Replacement of the Ankle in Posttraumatic Arthrosis 10-Year Experience with the Cementless ESKA Ankle Prosthesis. *European Journal of Trauma*, 27(2), 66-74.
- [149] Kofoed, H. (1998). Medium-Term Results of Cementless Scandinavian Total Ankle Replacement Prosthesis (LINK STAR) for Osteoarthritis. In *Current Status of Ankle Arthroplasty* (pp. 116-118). Springer Berlin Heidelberg.
- [150] Kirkup, J. (1985). Richard Smith ankle arthroplasty. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 78(4), 301-304.
- [151] Rippstein, P. F. (2002). Clinical experiences with three different designs of ankle prostheses. *Foot and ankle clinics*, 7(4), 817-831.

- [152] Saltzman, C. L. (2000). Perspective on total ankle replacement. *Foot and ankle clinics*, 5(4), 761-775.
- [153] Takakura, Y., Tanaka, Y., Sugimoto, K., Akiyama, K., & Tamai, S. (1999). Long term results of arthrodesis for osteoarthritis of the ankle. *Clinical orthopaedics and related research*, 361, 178-185.
- [154] Teigland CJ (1990). Revisional surgery after failure of total replacement prosthesis of the ankle joint in rheumatoid patients. *Rheumatology* 13: 87–91
- [155] Tillmann K, Schaar B (1998). Cemented and uncemented ankle endoprosthesis: clinical and podographic results. In: *Current status of ankle arthroplasty* (Kofoed H, ed), chap 5. Springer, Berlin, pp 22–28.
- [156] Takakura, Y., Tanaka, Y., Sugimoto, K., Tamai, S., Masuhara, K, (1990). Ankle arthroplasty: a comparative study of cemented metal and uncemented ceramic prostheses. *Clinical orthopaedics and related research*, 252, 209-216.
- [157] Kofoed, H., & Danborg, L. (1995). Biological fixation of ankle arthroplasty: A sequential consecutive prospective clinico-radiographic series of 20 ankles with arthrosis followed for 1–4 years. *The Foot*, 5(1), 27-31.
- [158] Freeman, M. A. R., Kempson, G. E., Tuke, M. A., & Samuelson, K. M. (1978). Total replacement of the ankle with the ICLH prosthesis. *International Orthopaedics*, 2(4), 327-331.
- [159] Kitaoka, H. B. (1991). Salvage of nonunion following ankle arthrodesis for failed total ankle arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 268, 37-43.
- [160] Samuelson, K. M., Freeman, M. A., & Tuke, M. A. (1982). Development and evolution of the ICLH ankle replacement. *Foot & Ankle International*, 3(1), 32-36.

[161] Buchholz, H. W., Engelbrecht, E., & Siegel, A. (1973). Complete ankle joint endoprosthesis type " St. Georg". *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizen*, 44(5), 241.

[162] Stamatis, E. D., & Myerson, M. S. (2002). How to avoid specific complications of total ankle replacement. *Foot and ankle clinics*, 7(4), 765-789.

[163] Jariwala, A., Sripada, S., & Pillai, A. (2013). Total ankle replacement: A review. *American Medical Journal*, 4(1), 1.

[165] Garrick, J. G., Requa, R. K. (1988). The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clinics in sports medicine*, 7(1), 29-36.

[166] Renström, P. A., & Lynch, S. A. (1999). Lesões ligamentares do tornozelo. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 5(1), 13-23.

[167] Luxação. Disponível em:

<<http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=418>>

Acedido em 28 de Novembro de 2014.

[168] Resultados de ATT no Reino Unido. Disponível em:

<<http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre> >

Acedido em 28 de Novembro de 2014.

[169] Knecht, S. I., Estin, M., Callaghan, J. J., Zimmerman, M. B., Alliman, K. J., Alvine, F. G., & Saltzman, C. L. (2004). The agility total ankle arthroplasty: Seven to sixteen-year follow-up. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 86(6), 1161-1171.

[170] Hurowitz, E. J., Gould, J. S., Fleisig, G. S., & Fowler, R. (2007). Outcome analysis of agility total ankle replacement with prior adjunctive procedures: two to six year followup. *Foot & Ankle International*, 28(3), 308-312.

- [171] Spirt, A. A., Assal, M., & Hansen Jr, S. T. (2004). Complications and failure after total ankle arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 86(6), 1172-1178.
- [172] Kopp, F. J., Patel, M. M., Deland, J. T., & O'Malley, M. J. (2006). Total ankle arthroplasty with the Agility prosthesis: clinical and radiographic evaluation. *Foot & Ankle International*, 27(2), 97-103.
- [173] Vienne, P., & Nothdurft, P. (2004). Agility total ankle replacement: indications, surgical technique and results. *Fuß & Sprunggelenk*, 2, 17-28.
- [174] Cowin, S. C. (1989). *The mechanical properties of cortical bone tissue* (pp. 98-127). CRC Press, Boca Raton, FL.
- [175] - Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., & Arcan, M. (2000). Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *Journal of biomechanical engineering*, 122(6), 630-639.
- [176] - Seireg, A. and Arvikar (1975). The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal Biomechanics*, 8(2): p. 89-102.
- [177] Reggiani, B., Leardini, A., Corazza, F., & Taylor, M. (2006). Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait. *Journal of biomechanics*, 39(8), 1435-1443.
- [178] Ozen, M., Sayman, O., & Havitcioglu, H. (2013). Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 15(3).
- [179] Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., & Arcan, M. (2000). Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *Journal of biomechanical engineering*, 122(6), 630-639.

[180] Chen, W. M., Lee, T., Lee, P. V. S., Lee, J. W., & Lee, S. J. (2010). Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue—A preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 32(4), 324-331.

[181] Ligamentos do tornozelo. Disponível em:

<<http://denmonxym.wordpress.com/2014/08/26/online-ankle-anatomy-ligaments-pdf-video-download/>>

Acedido em 28 de Novembro de 2014

[182] McInnes, K. A. (2012). Biomechanical comparison of two total ankle replacement designs: micromotion and kinematic patterns.

[183] Vert, M. (2005). Aliphatic polyesters: great degradable polymers that cannot do everything. *Biomacromolecules*, 6(2), 538-546.

