



**Universidade de Aveiro**

**Ano 2021**

**Mafalda Sofia de  
Castro Vera Cruz  
Vieira**

**Estudo computacional de solução mini-invasiva no  
tratamento da lesão osteocondral no tornozelo**



**Universidade de Aveiro**

**Ano 2021**

**Mafalda Sofia de  
Castro Vera Cruz  
Vieira**

**Estudo computacional de solução mini-invasiva no  
tratamento da lesão osteocondral no 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 Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro



## **o júri**

presidente

**Prof. Doutor Carlos Alberto Moura Relvas**  
Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor Paulo Rui Alves Fernandes**  
Professor Associado c/ Agregação, Instituto Superior Técnico - Universidade de Lisboa

**Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos**  
Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro (Orientador)

## **agradecimentos**

Agradeço à minha família por me apoiarem ao longo deste percurso académico e ao professor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos por demonstrar disponibilidade e apoio na realização desta dissertação.

Esta dissertação teve o apoio dos projetos UIDB/00481/2020, UIDP/00481/2020 e POCI-01-0145-FEDER-032486 - Fundação para a Ciência e a Tecnologia; e CENTRO-01-0145 FEDER-022083 - Programa Operacional Regional do Centro (Centro2020), através do Portugal 2020 e do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional.

**resumo**

A articulação do tornozelo é constituída pelas extremidades distais da tíbia e da fíbula e pela cúpula do tálus. A lesão osteocondral caracteriza-se por uma lesão na cartilagem e/ou osso do tálus de origem em entorses do tornozelo.

O objetivo deste trabalho é estudar o efeito da lesão e do tratamento da mesma com recurso a cirurgia mini invasiva. Para tal, foram obtidos modelos CAD das estruturas ósseas corticais constituintes e adaptados de forma a reconstruir a articulação. Depois de reconstruída a articulação, foi realizado o desenvolvimento do modelo numérico com recurso ao método dos elementos finitos, tendo-se criado 3 modelos diferentes: um com a cartilagem intacta, um com lesão e outro com lesão e a prótese HemiCAP. Os resultados obtidos para os diferentes modelos foram depois comparados entre si, de forma a avaliar o impacto da lesão e da prótese nas cartilagens envolvidas. No modelo com a prótese foi ainda avaliado o impacto da colocação na cartilagem oposta, a cartilagem da tíbia.

Os valores obtidos para tensões máximas na cartilagem do tálus quando lesionada foram de 3,53 MPa, enquanto com existência de prótese na área a pressão desce para os 2,26 MPa. A cartilagem intacta regista um valor de pressão de 2,85 MPa. Isto traduz-se num aumento de 24% quando existe lesão. Relativamente ao máximo global obtido com a colocação, este é de 6,58 MPa. Quando analisada a cartilagem da tíbia, verifica-se uma tensão máxima de 1,78 MPa quando a prótese se encontra abaixada e 7,6 MPa quando a prótese se encontra elevada, o que equivale a um aumento de 327%. O osso esponjoso do tálus sofre um aumento das deformações principais máximas após a implantação da prótese de cerca de 365  $\mu\epsilon$ , equivalente a um aumento de 44%. Já a deformação principal mínima sofre uma diminuição de 184  $\mu\epsilon$ , cerca de 9%.

Os resultados obtidos indicam que a presença da lesão aumenta as tensões na cartilagem do tálus, mas que a colocação da prótese permite atenuar esses aumentos. A presença da prótese causou um aumento das deformações máximas e uma diminuição das deformações principais mínimas no osso esponjoso. Verificou-se também que a elevação da prótese aumenta as tensões e pressões de contacto medidas na cartilagem da tíbia originando dano na mesma.



**keywords**

Ankle, osteochondral lesion, articular cartilage, numerical model, HemiCAP

**abstract**

The ankle joint consists of the distal extremities of the tibia, fibula and the dome of the talus. The osteochondral lesion is characterized as a cartilage and/or bone lesion in the talus originating from ankle sprains.

The purpose of this thesis is to study the effects of the lesion and its treatment using mini-invasive surgery. To achieve this, a CAD model of the joint's bone structures was obtained and adapted, in order to reconstruct the complete joint. After this, the numerical model was developed using the finite element method. Three models were developed: one with an intact cartilage, one with the lesion and one with the lesion and the HemiCAP implant. The results obtained from these models were then compared to evaluate the impact of the lesion and the prosthesis on the cartilages in study. The model with the prosthesis was also studied to evaluate the impact of its height on the opposing cartilage, the tibial cartilage.

The maximum tensions measured on the talar cartilage when injured were 3,53 MPa, while when there is a prosthesis on the area the values drop to 2,26 MPa, compared to 2,85 MPa measured on the intact cartilage. This is equivalent to an increase of 24% in the presence of an injury. The global maximum measured when there is an implant was 6,58 MPa. When analysing the tibial cartilage, the maximum tensions measured when the implant is lowered were 1,78 MPa and when it was elevated were 7,6 MPa, which is equivalent to an increase of 327%. The cancellous bone of the talus undergoes an increase in maximum deformations after implantation of the prosthesis of about 365  $\mu\epsilon$ , equivalent to an increase of 44%. The minimum deformation, on the other hand, suffered a decrease of 184  $\mu\epsilon$ , which is about 9%.

The obtained results indicate that the presence of the lesion increases the tensions on the cartilage of the talus, but the implementation of the implant attenuates these increases. The presence of the implant caused the maximum deformation of the talar cancellous bone to increase and the minimum to decrease. It was also verified that the elevation of the prosthesis increases the tensions and contact pressures measured on the tibial cartilage, causing damage to it.



# Índice

Enquadramento e motivação .....	1
1. Anatomia do tornozelo .....	3
1.1. Estruturas ósseas .....	4
1.2. Cartilagem articular .....	5
1.3. Ligamentos e tendões.....	7
1.4. Músculos .....	9
2. Biomecânica do tornozelo .....	11
2.1. Movimentos do tornozelo .....	11
2.2. Amplitude de movimentos do tornozelo.....	13
2.3. Ciclo de marcha.....	13
2.4. Forças envolvidas no tornozelo .....	15
3. Lesão Osteocondral do tornozelo .....	17
3.1. Definição e História da lesão.....	17
3.2. Causas e características da lesão.....	17
3.3. Taxa de ocorrência.....	19
3.4. Diagnóstico .....	20
3.5. Classificação das lesões.....	21
3.6. Tratamentos conservadores e cirúrgicos adotados.....	22
4. Desenvolvimento do modelo CAD.....	30
4.1. Desenvolvimento do modelo do tornozelo .....	30
4.2. Desenvolvimento do modelo CAD da prótese e alterações ao modelo do tornozelo .....	33
5. Modelo de elementos finitos.....	36
5.1. Propriedades mecânicas dos elementos .....	36
5.2. Forças aplicadas e Condições de Fronteira.....	38
5.3. Geração de malha .....	39
6. Resultados e Discussão.....	43
6.1. Análise de resultados ao longo de planos definidos na cartilagem.....	43
6.1.1. No Plano Lateral-Medial.....	43
6.1.2. No Plano posterior-anterior lateral ao dano.....	44
6.1.3. No Plano posterior-anterior sobre o dano.....	45
6.2. Análise de resultados em torno da lesão da cartilagem.....	47

6.3. Análise das deformações no osso esponjoso do tálus.....	48
6.4. Análise dos efeitos da altura da prótese na cartilagem da tíbia.....	50
6.5. Discussão.....	55
7. Conclusão e trabalhos futuros.....	59
Referências Bibliográficas .....	61

## Lista de Figuras

Figura 1 – Complexo Articular do tornozelo [2].....	3
Figura 2 – Tíbia [6] .....	4
Figura 3 – Fíbula [6].....	5
Figura 4 - Vista lateral do tálus [8].....	5
Figura 5 - Cartilagem hialina no tornozelo [13].....	6
Figura 6 – Principais ligamentos do tornozelo: vista medial (em cima) e lateral (em baixo) [15] .....	7
Figura 7 – Músculos da parte inferior da perna [15].....	10
Figura 8 – Planos anatómicos do tornozelo[18] .....	11
Figura 9 - Movimentos do tornozelo [22] .....	12
Figura 10 – Eixo de rotação do tornozelo no plano frontal (esquerda) e no plano transversal (direita).....	12
Figura 11 – Ciclo de Marcha [27] .....	14
Figura 12 – Forças axiais aplicadas no tornozelo ao longo dos três eixos [29] .....	16
Figura 13 – Vista superior do tálus com os dois locais mais comuns da LOT [30].....	18
Figura 14 – Ilustração da classificação de Berndt e Harty num modelo simplificado do tálus [48].....	21
Figura 15 – Retrograde Drilling de uma lesão subcondral com cartilagem intacta: vista lateral (A) e frontal (B) [61] .....	25
Figura 16 - HemiCAP do tálus [71] .....	28
Figura 17 – Vista lateral (esquerda) e frontal(direita) do tornozelo (RM).....	31
Figura 18 – a) Fíbula (azul) e respetiva cartilagem (rosa), b) Reconstrução 3D da articulação do tornozelo.....	31
Figura 19 – Corte frontal para comparação entre o CAD e a RM.....	32
Figura 20 – Imagem TAC de uma lesão osteocondral medial .....	33
Figura 21 – Cartilagem com lesão (esquerda) e cartilagem com lesão e prótese HemiCAP (direita).....	33
Figura 22 - HemiCAP na vista antero-posterior (A) e na vista medial-lateral (B).....	34
Figura 23 – HemiCAP modelado na vista antero-posterior (A) e na vista medial-lateral (B).....	34
Figura 24 – Implante abaixo da superfície da cartilagem do tálus.....	35
Figura 25 – Implante acima da superfície da cartilagem do tálus .....	35
Figura 26 – Visualização das condições de fronteira do modelo e das forças aplicadas .....	39
Figura 27 - Geometria e aspeto geral da malha gerada .....	40
Figura 28 - Localização dos planos e da lesão da cartilagem do tálus em estudo.	
Legenda: M-Medial, L-lateral, P-posterior, A-Anterior.....	42
Figura 29 – Evolução das tensões ao longo do plano medial-lateral .....	44
Figura 30 – Evolução das tensões ao longo do plano posterior-anterior (lateral ao dano).....	45

Figura 31 – Evolução das tensões ao longo do plano posterior-anterior (sobre o dano)	46
Figura 32– Evolução das tensões em torno da lesão da cartilagem do tálus	47
Figura 33 – Corte antero-posterior do tálus esponjoso na zona da prótese com marcação da área em estudo (a amarelo)	48
Figura 34 – Deformações principais máximas no osso esponjoso do tálus ao longo da área demarcada	49
Figura 35 – Deformações principais mínimas no osso esponjoso do tálus ao longo da área demarcada	49
Figura 36 – Cartilagem da tíbia com as zonas em estudo marcadas	51
Figura 37 - Evolução de tensões em torno da zona de contacto da cartilagem da tíbia	51
Figura 38 Evolução das pressões de contacto em torno da zona de contacto da cartilagem da tíbia	52
Figura 39 – Evolução de tensões (à esquerda) e de pressões de contacto (à direita) nos eixos da zona de contacto com a cartilagem da tíbia	53

## Lista de Tabelas

Tabela 1 – Tratamento da lesão osteocondral do tálus.....	23
Tabela 2 – Propriedade mecânicas dos materiais utilizados .....	37
Tabela 3 – Elementos e Nós dos componentes da simulação .....	41
Tabela 4 – Comparação dos resultados de tensões obtidos nas três diferentes situações .....	56
Tabela 5 – Comparação das deformações principais máximas e mínimas no osso esponjoso nas três diferentes situações .....	57
Tabela 6 – Influência da altura da prótese nas tensões e pressões de contacto .....	58

## Lista de Acrónimos e Símbolos

**ACI** – *Autologous Chondrocyte Implantation*;

**ACT** – *Autologous Chondrocyte Transplantation*;

**BW** – *Body Weight*;

**CAD** – *Computer Aided Design*;

**LOT** – Lesão Osteocondral do Tornozelo;

**MEF** – Método dos Elementos Finitos;

**OCD** – *Osteochondritis Dissecans*;

**OCL** – *Osteochondral Lesion*;

**RM** – Ressonância Magnética;

**TAC** – Tomografia Axial Computorizada



## **Enquadramento e motivação**

A lesão osteocondral do tornozelo é uma lesão presente no complexo articular do tornozelo que afeta a vida de milhares de pessoas todos os anos. No entanto, não existem muitos estudos sobre este tipo de lesões e das suas características, nem soluções a longo prazo.

Em trabalhos realizados anteriormente, foram desenvolvidos modelos da articulação de forma a estudar os impactos da lesão osteocondral na cartilagem do tálus [1][2]. Nestes trabalhos foi estudada a influência do tamanho, do formato e da regularidade da lesão, bem como da espessura da cartilagem e da existência de líquido sinovial na lesão. Foi ainda estudado a forma com a posição do pé (neutra, dorsiflexão e flexão plantar) afetam a distribuição de cargas pela cartilagem lesionada. Tendo em conta os dados em estudo nestes trabalhos, o objetivo desta dissertação é o estudo da lesão osteocondral bem como um dos métodos de tratamento não conservador, de forma a contribuir para o aumento dos conhecimentos e propor soluções que minimizem os efeitos ainda desconhecidos.

Para este estudo, recorreu-se à utilização de modelos numéricos de forma a avaliar o impacto que a lesão apresenta na cartilagem do tálus, bem com avaliar o impacto de uma das soluções existentes para o tratamento desta lesão.

Para a realização deste estudo, foi utilizado um modelo CAD da articulação do tornozelo, tendo sido adaptado de forma a fazer um modelo completo da articulação. Neste modelo foi considerada uma lesão osteocondral e posteriormente implantada a prótese.

A prioridade deste trabalho foi a análise dos efeitos da lesão da cartilagem do tálus nas estruturas circundantes e ainda a avaliação da viabilidade da solução com cirurgia, de forma a aprofundar ainda mais o conhecimento sobre a lesão e desta forma tentar melhorar a qualidade de vida de milhares de pacientes afetados por esta lesão.

No Capítulo 1 será abordada a anatomia do complexo articular, começando pelos ossos, ligamentos e músculos constituintes do tornozelo, sendo ainda abordados os tipos de cartilagem existentes, visto que serão o alvo principal deste estudo.

No Capítulo 2 é estudada a biomecânica da articulação, tentando desta forma conhecer as amplitudes de movimento da articulação e as forças que atuam nesta.

No Capítulo 3 é apresentada a lesão osteocondral do tornozelo, dando-se a conhecer a sua definição, história, taxa de ocorrência, as diferentes classificações e ainda as técnicas de diagnóstico e de tratamento existentes.

No Capítulo 4 ocorre o desenvolvimento do modelo CAD, onde são mencionados os métodos utilizados para a obtenção das estruturas da articulação bem como do implante.

No Capítulo 5 é onde são abordadas as simulações numéricas, mais precisamente onde são definidos os materiais necessários, as condições de fronteira, as forças aplicadas na articulação e a geração de malha.

No Capítulo 6 é onde são apresentados, comparados e discutidos os resultados obtidos.

Como último capítulo, temos o Capítulo 7 onde são apresentadas conclusões sobre o trabalho e sugestões para futuros trabalhos desenvolvidos sobre este tema.

## 1. Anatomia do tornozelo

O complexo articular do tornozelo é uma estrutura mecânica complexa, responsável por amortecer o impacto com o solo e agir como mecanismo de impulsão da perna, de modo a manter a estabilidade no decorrer da passada. No entanto, esta estrutura, na eventualidade de sofrer uma lesão, torna-se instável e provoca dores e limitações ao paciente [3]. De forma a evitar estes desconfortos, é importante estudá-la o melhor possível, de forma a reconhecer e tratar estes tipos de patologias.

Este complexo é composto por quatro estruturas ósseas: tibia, fíbula, tálus e calcâneo, e pode ser observado na Figura 1. Estas estruturas formam as três articulações do complexo: a articulação tibiofibular distal, a talocrural e a subtalar. No presente trabalho, a articulação subtalar não será estudada, uma vez que o foco principal é a parte superior do complexo do tornozelo.



Figura 1 – Complexo Articular do tornozelo [4]

A articulação tibiofibular distal é uma sindesmose, isto é, uma articulação fibrosa em que os ossos da tibia e da fíbula estão unidos por quatro ligamentos fortes; e é constituída pelas extremidades distais da fíbula e da tibia. Esta articulação é responsável pela restrição do movimento lateral do tálus, o que afeta a estabilidade do complexo articular [5].

A articulação talocrural é a mais importante do complexo, uma vez que recebe o peso do corpo e é a que ajuda o pé a se ajustar às irregularidades do piso. É constituída pelas

extremidades distais da tíbia e fíbula e pelo tálus. É uma articulação sinovial em dobradiça, ou seja, é composta por superfícies ósseas cobertas por uma fina camada de cartilagem hialina fechadas dentro de uma cápsula articular do tornozelo, onde fica contido o líquido sinovial [6]. Este líquido permite um movimento considerável e sem muito atrito entre as estruturas ósseas envolventes.

### 1.1. Estruturas ósseas

A tíbia (Figura 2) é um osso longo que suporta a maior percentagem do peso corporal. Este articula proximalmente com o fémur, medialmente com a fíbula e distalmente com o tálus. O osso tibial consiste numa diáfise e duas extremidades mais largas, de forma a suportar melhor as cargas a que está sujeito. A diáfise tem uma estrutura de um prisma triangular, o que permite uma maior resistência mecânica a tensões de corte, enquanto a extremidade distal da tíbia é uma superfície lisa que permite a articulação com o tálus e o maléolo medial funciona como guia para este [7].



*Figura 2 – Tíbia [8]*

A fíbula (Figura 3), também chamada de perónio, é um osso estreito e longo, menos volumoso que a tíbia, com a qual se articula posterior e lateralmente. Este osso possui uma forma triangular, com três bordos e superfícies que permitem a ligação dos músculos da parte inferior da perna. Tendo em conta a sua forma, a fíbula contribui para a estabilidade lateral do tornozelo e não para suportar cargas, como é o caso da tíbia, sendo que suporta apenas 10% do peso advindo do fémur [9].



Figura 3 – Fíbula [8]

O tálus (Figura 4), também conhecido como astrálogo, é um osso que se encontra em contacto proximalmente com a tíbia e a fíbula e distalmente com o calcâneo. Este osso tem como principal função transmitir o peso corporal da tíbia para o calcâneo e navicular. O seu corpo é em forma de cunha, sendo mais largo na parte anterior e mais fino na posterior, características estas que dão maior estabilidade à articulação do tornozelo ao longo dos movimentos por ela efetuados. A sua superfície superior é convexa, onde se articula com a superfície troclear da tíbia e a sua superfície lateral é triangular onde se articula com o maléolo lateral da fíbula [9].

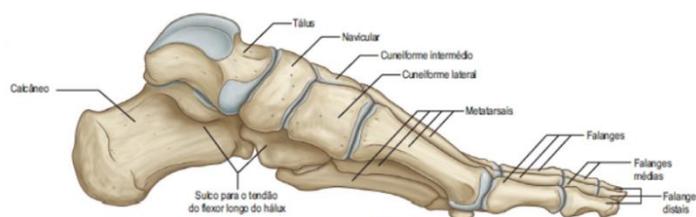


Figura 4 - Vista lateral do tálus [10]

## 1.2. Cartilagem articular

O bom funcionamento da articulação implica a existência de uma superfície bem lubrificada e com baixo atrito, de forma a diminuir o desgaste das partes em contacto. Esta superfície corresponde à cartilagem articular, um tecido fino com espessura entre 1 e 5 mm, sendo que no caso das cartilagens da articulação do tornozelo esta é de cerca de 1,5 mm [11].

Esta fina camada permite a distribuição uniforme das cargas pela superfície óssea e uma redução de cerca de 50% da tensão entre as estruturas ósseas, diminuindo significativamente o atrito e desgaste na articulação [12]. A cartilagem é avascular, isto é, não possui vasos sanguíneos, vasos linfáticos nem irrigação nervosa, pelo que tem uma capacidade limitada de reparação quando danificado [13]. Existem três tipos de cartilagem: a cartilagem hialina, a elástica e a fibrocartilagem [14].

A cartilagem hialina, visível na Figura 5, é a mais comum e pode ser encontrada em superfícies articulares de ossos e possui uma cor esbranquiçada. Esta encontra-se em contacto com o líquido sinovial, um fluido viscoso que lubrifica as cartilagens. Este tipo de cartilagem apresenta uma matriz extracelular densa e homogénea, mas pobre em fibras de colagénio, pelo que torna a sua regeneração mais difícil e ficando assim mais vulnerável a lesões.

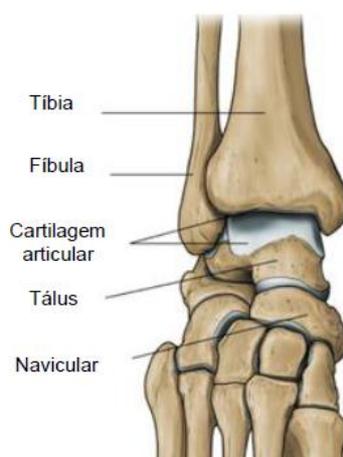


Figura 5 - Cartilagem hialina no tornozelo [15]

A cartilagem elástica é semelhante à hialina. Esta também possui pequenas porções de fibra de colagénio, mas possui ainda fibras elásticas, o que lhe garante uma grande elasticidade, permitindo que seja dobrada diversas vezes sem sofrer dano. Este tipo de cartilagens é encontrado no canal auditivo, no ouvido interno e na cartilagem cuneiforme da laringe [16].

A fibrocartilagem é o tipo de cartilagem com mais fibras de colagénio, o que lhe confere uma grande resistência, dureza e rigidez. Estas características tornam-na pouco recomendável para substituir a cartilagem hialina presente nos ossos das articulações. Esta é encontrada em transições entre tendões e ossos [16].

Como mencionado anteriormente, a cartilagem presente na articulação do tornozelo é a cartilagem hialina. Esta tem como função promover uma movimentação suave e sem atrito e absorver o impacto decorrente da caminhada. A cartilagem, ao absorver o líquido sinovial presente na cápsula, permite que, ao sofrer pressão, o fluido seja libertado e com isso, o espaço entre as cartilagens seja lubrificado, mantendo assim um bom funcionamento e boa saúde da articulação em questão [13].

### 1.3. Ligamentos e tendões

O tornozelo possui um conjunto de ligamentos extremamente fortes (Figura 6), sendo que alguns são parte da cápsula articular. Os ligamentos são responsáveis pela manutenção dos ossos na relação adequada através da formação de forças contrárias à direção do movimento e conseguindo assim assegurar a estabilidade da articulação. Esta característica é uma fonte de risco de lesão quando a sollicitação dos ligamentos ultrapassa o seu valor limite elástico [9].

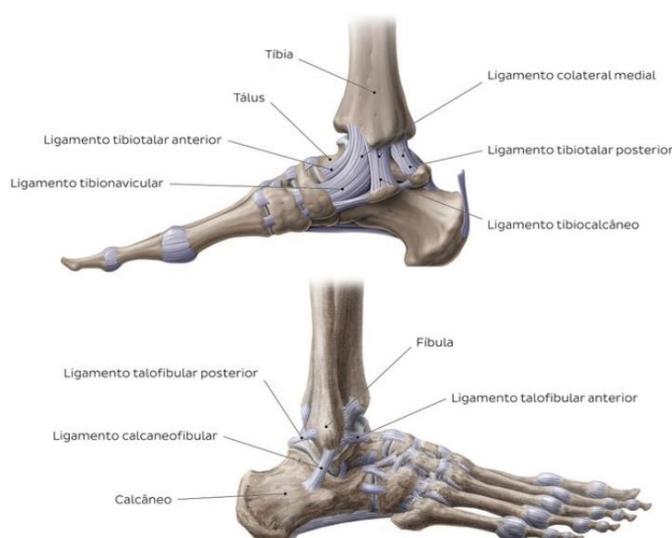


Figura 6 – Principais ligamentos do tornozelo: vista medial (em cima) e lateral (em baixo) [17]

Os ligamentos pertencentes ao complexo articular do tornozelo são:[18]

➤ Complexo articular lateral

Este complexo é formado por ligamento posterior talofibular, ligamento anterior talofibular e ligamento calcâneo-fibular. Estes 3 ligamentos são a ligação entre a fíbula e o tálus e calcâneo e têm como objetivo principal manter a estabilidade lateral da articulação e restringir o movimento de inversão.

➤ Complexo ligamentar medial ou ligamento deltoide

Este complexo é composto por 4 ligamentos: ligamento posterior tibiofibular, ligamento anterior tibiotalar, ligamento tibionavicular e ligamento tibio-calcâneo. Os ligamentos deste complexo são conhecidos como deltoide devido à sua forma em delta ( $\Delta$ ) e efetuam a ligação entre o maléolo medial da tibia e o calcâneo, navicular e o tálus. Este complexo é constituído por ligamentos fortes que atuam na estabilização da articulação e restringem o movimento de eversão.

➤ Ligamentos tibiofibular anterior e tibiofibular posterior

Os dois ligamentos em questão são compostos por um feixe de fibras que se estende distal e lateralmente, de forma oblíqua, entre as bordas adjacentes da tibia e da fíbula fazendo assim uma ligação anterior e posterior entre os dois ossos.

➤ Ligamento interósseo

Este ligamento é composto por diversos feixes curtos com a função de manter a tibia e a fíbula unidas.

➤ Tendão de Aquiles

Este tendão é o mais forte do corpo humano, suportando até 12,5 vezes o peso corporal. Localiza-se na região posterior do complexo articular e faz a união dos músculos gêmeos da perna com o calcâneo. O tendão tem um papel importante na locomoção e na estabilidade da articulação e é composto maioritariamente por fibras de colagénio.

#### 1.4. Músculos

Os músculos que desempenham funções no complexo articular do tornozelo podem ser divididos em três grupos distintos: músculos anteriores, externos e posteriores. É o arranjo individual ou coletivo dos conjuntos de músculos que permite a produção de movimentos, pequenos ou amplos, conforme a solicitação [7][9].

Os músculos que mais intervêm nos movimentos do tornozelo (Figura 7) são:

➤ Músculos anteriores

- Tibial anterior: flexor, adutor e rotador do pé para o interior;
- Fibular anterior: flexor, abductor e rotador do pé para o exterior;

➤ Músculos externos

- Longo fibular lateral: extensor do pé sobre a perna, abductor e rotador do pé para o exterior;
- Curto fibular lateral: é abductor e rotador do pé para o exterior;

➤ Músculos posteriores

- Tricípite sural: extensor do pé e também adutor e rotador do pé para dentro;
- Plantar delgado: auxiliar do tricípite sural;
- Tibial posterior: extensor, adutor e rotador do pé para dentro.

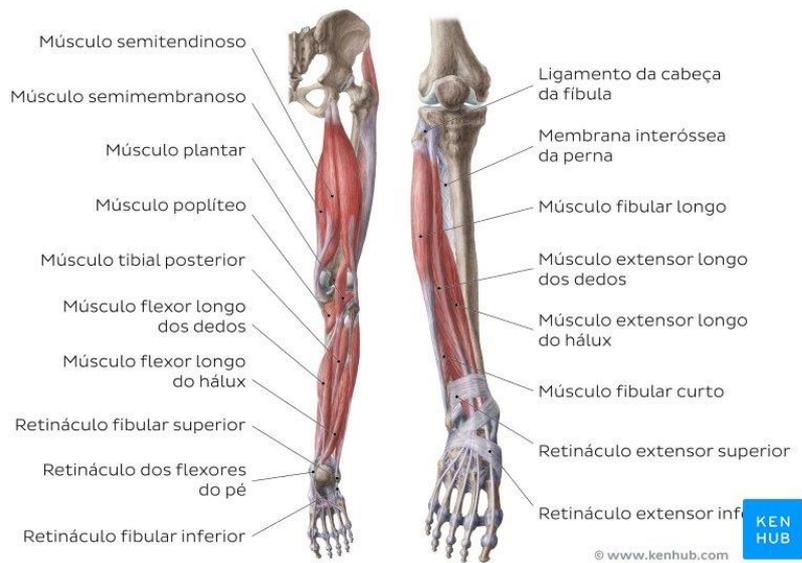


Figura 7 – Músculos da parte inferior da perna [17]

## 2. Biomecânica do tornozelo

Biomecânica é a ciência que estuda a estrutura e a função dos sistemas biológicos através do ponto de vista da mecânica. A compreensão desta área é essencial para a medição de grandezas físicas, como forças, velocidades e amplitudes, aplicadas nas estruturas ósseas, forças músculos e reações nas articulações [19]. Neste capítulo, são mencionados os movimentos do tornozelo, principalmente as amplitudes e forças musculares envolvidas no ciclo de marcha.

### 2.1. Movimentos do tornozelo

Relativamente aos movimentos do pé e em particular da articulação do tornozelo, estes ocorrem em 3 planos anatómicos: sagital, frontal e transversal (Figura 8). A junção dos planos forma eixos imaginários onde o tornozelo pode rodar, estes eixos são: o ântero-posterior, o longitudinal e o medial-lateral.

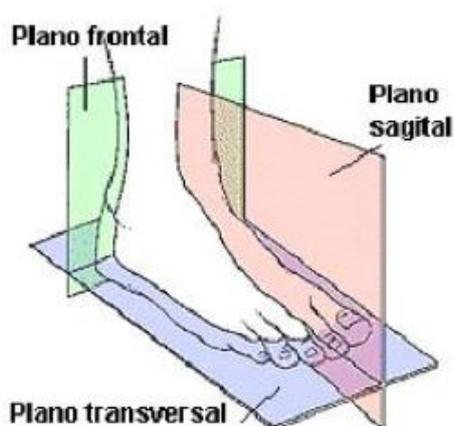


Figura 8 – Planos anatómicos do tornozelo[20]

Os movimentos possíveis de realizar na articulação do tornozelo podem ser visualizados na Figura 9. O movimento primário do tornozelo é a dorsiflexão e a flexão plantar, que ocorre no plano sagital. O tornozelo permite também a rotação talar, também conhecida como adução/abdução que ocorre no plano transversal; e a inclinação talar, também conhecida como inversão/eversão que ocorre no plano frontal ao longo do eixo ântero-posterior [21][22][23].

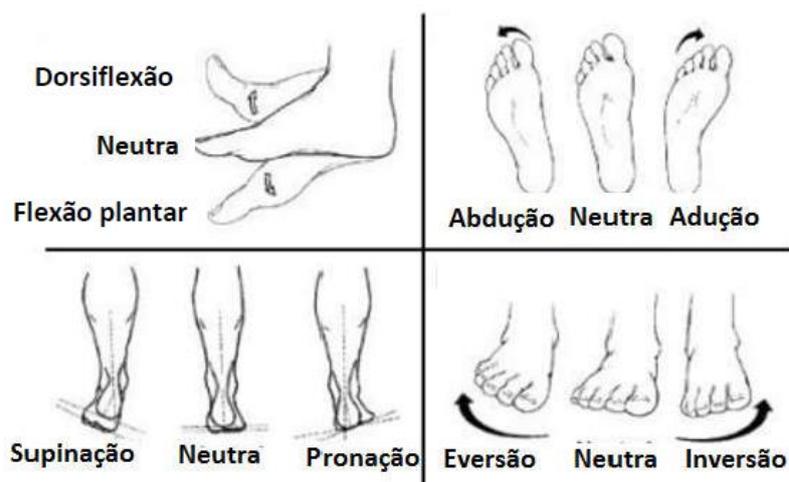


Figura 9 - Movimentos do tornozelo [24]

Apesar de o complexo articular aparentar movimentar-se em torno de vários eixos simultaneamente, a articulação tibiotársica é uniaxial. Isto deve-se à existência de um eixo oblíquo que passa por entre os maléolos no plano sagital. Este eixo depende de pessoa para pessoa, mas em geral encontra-se inclinado postero-lateralmente  $6^\circ$  no plano transversal e lateralmente para baixo  $8^\circ$  no plano frontal, como pode ser observado na Figura 10 [25][26].

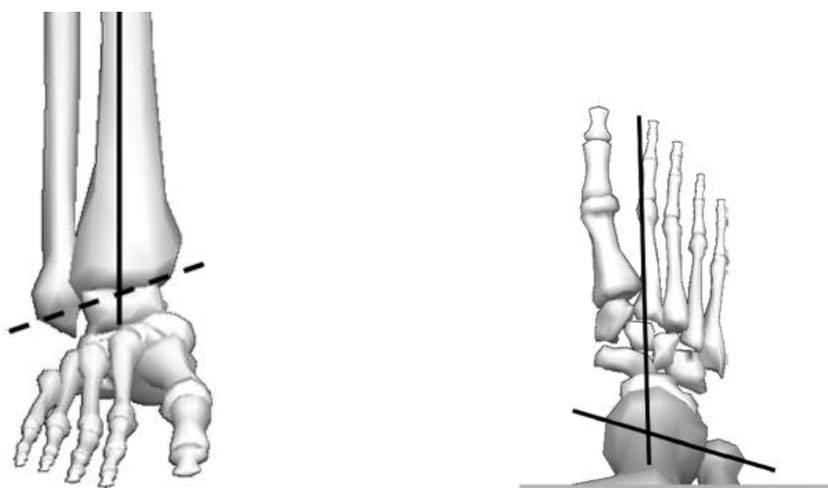


Figura 10 – Eixo de rotação do tornozelo no plano frontal (esquerda) e no plano transversal (direita)

O movimento primário de dorsiflexão e de flexão plantar ocorre em torno deste eixo, que altera com a rotação articular, fazendo com que o pé se movimente nos três planos diferentes. Também foi demonstrado que durante o movimento de dorsiflexão, o pé não se

desloca apenas para cima, mas que faz também o movimento de abdução e eversão. Pelo contrário, quando o pé faz o movimento de flexão plantar, este move-se para baixo e para dentro, fazendo assim o movimento de adução e inversão [27] [28].

## 2.2. Amplitude de movimentos do tornozelo

A amplitude dos movimentos do pé deve ser medida nas seguintes condições: com carga (condição ativa) e sem carga (condição passiva). A condição ativa corresponde à aplicação do peso do indivíduo em estudo quando este se encontra de pé, estando assim sujeito a forças e contrações musculares. Por outro lado, a condição passiva corresponde à medição das amplitudes quando o indivíduo se encontra sentado, podendo assim mover livremente o pé.

A amplitude média de movimentos no plano sagital encontra-se entre os 65° e os 75°, sendo a amplitude de dorsiflexão 20°, partindo da posição neutra, e a amplitude de flexão plantar entre os 40° e 55°. Relativamente à amplitude média de movimentos ao longo do plano frontal é de aproximadamente 35°, com uma amplitude 23° de inversão e de 12° de eversão. O movimento de adução e abdução, que ocorre no plano transversal, tem uma amplitude de 5 a 10° [25]. No entanto, em atividades do dia-a-dia, as amplitudes conseguidas no plano sagital chegam a um total de 30° em caminhada, 37° para subida de escadas e 56° para descida de escadas.[25]

## 2.3. Ciclo de marcha

O ciclo de marcha (Figura 11) é a sequência de movimentos que ocorre entre dois contactos sucessivos do mesmo pé com o solo, isto é, começa quando o calcanhar direito contacta o solo e termina com o novo contacto desse mesmo calcanhar no solo. Existem diversas formas de dividir o ciclo de marcha, sendo que a mais popular é a descrita por Winter [29]. Segundo Winter, o ciclo divide-se em duas fases principais: a fase de apoio e a fase de balanço. A fase de apoio corresponde aquando do pé se encontra em contacto com o solo, enquanto a fase de balanço corresponde aquando do pé já não se encontra em contacto com o solo e termina quando o calcanhar entra em contacto com o solo novamente. O ciclo de marcha ocorre em média num segundo, sendo que a fase de apoio corresponde a cerca de 60% do ciclo e a fase de balanço a 40% do ciclo.[25]

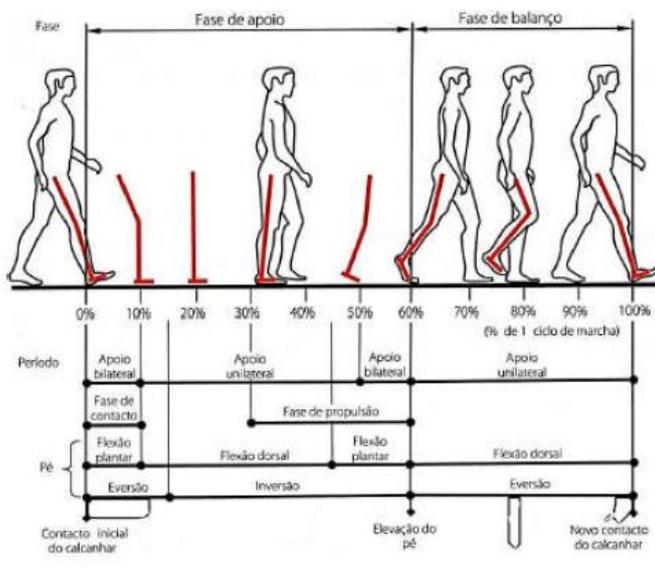


Figura 11 – Ciclo de Marcha [30]

A articulação do tornozelo tem a função de transmitir as forças que atuam no pé para a perna, sendo por isso uma grande importância no ciclo de marcha. O tornozelo, no momento de contacto inicial, encontra-se em posição neutra ( $0^\circ$ ) ou ligeiramente em flexão plantar de cerca de  $3$  a  $5^\circ$ . Após este momento inicial, ocorre o movimento de flexão plantar no plano sagital até um máximo de cerca de  $8^\circ$ , à medida que o pé se apoia completamente no solo. Ao longo da fase de apoio unilateral, o tornozelo move-se em dorsiflexão até aproximadamente  $20^\circ$ , alcançando-se 50% do ciclo de marcha. Durante a fase final de apoio e pré-balanço, o tornozelo move-se em flexão plantar até cerca de  $15^\circ$ , enquanto o peso corporal é transferido para a perna contralateral. No momento da elevação do pé de apoio, o tornozelo move-se em dorsiflexão até à sua posição neutra ( $0^\circ$ ), voltando na fase final do ciclo a um ligeiro movimento em flexão plantar. [20]

Além destes movimentos principais, existem movimentos secundários que também ocorrem ao longo do ciclo de marcha. O movimento de inversão atinge um máximo de  $9^\circ$  no início do ciclo de marcha e no início da fase de balanço e o movimento de eversão tem como amplitude máxima  $3-4^\circ$  que ocorre a 10% do ciclo de marcha, imediatamente a seguir ao pico máximo de inversão. No decorrer do ciclo de marcha, não é possível observar o

movimento de adução, no entanto é possível observar o movimento de abdução. Este tem como valor mínimo uma amplitude de 4°, que ocorre a 50% do ciclo de marcha, e como valor máximo os 15°, que ocorre imediatamente a seguir nos 65% do ciclo, sendo que este movimento ocorre após a elevação do pé. [20]

#### 2.4. Forças envolvidas no tornozelo

As forças e momentos que se aplicam na articulação dependem de diversos fatores como: o peso do paciente, as cargas externas, atividade física (caminhada, corrida, subida/descida de escadas) e ainda estado da articulação. Os movimentos do ciclo de marcha resultam em forças e tensões no complexo da articulação do tornozelo. Existem forças interiores, que advêm dos músculos e ligamentos, e forças exteriores, resultantes do contacto entre o pé e o solo. As forças interiores são difíceis de calcular uma vez que a sua determinação tem de ser realizada in vivo.

Sereig e Arkvikar realizaram um estudo com o objetivo de analisar as forças aplicadas ao longo dos três eixos durante o ciclo de marcha, obtendo-se o diagrama presente na Figura 12 [29]. Ao observar esta figura, pode-se concluir que a resultante de forças no tornozelo aproxima-se dos 5,5 BW (BW representa o peso corporal do indivíduo), a cerca de 50 % do ciclo de marcha. Durante a corrida, as forças aplicadas no tornozelo podem chegar até 13 BW [31]. Em 2006, foi realizado um outro estudo por Reggiani [32] onde foram comparados os resultados de Sereig e Arkvikar [31] com os resultados in vivo obtidos por Bergmann [33]. Com este estudo, Reggiani chegou à conclusão de que os valores mencionados anteriormente foram sobrestimados cerca de 2,25 vezes, situando a força máxima de compressão durante o ciclo de marcha nos 2,4 BW.

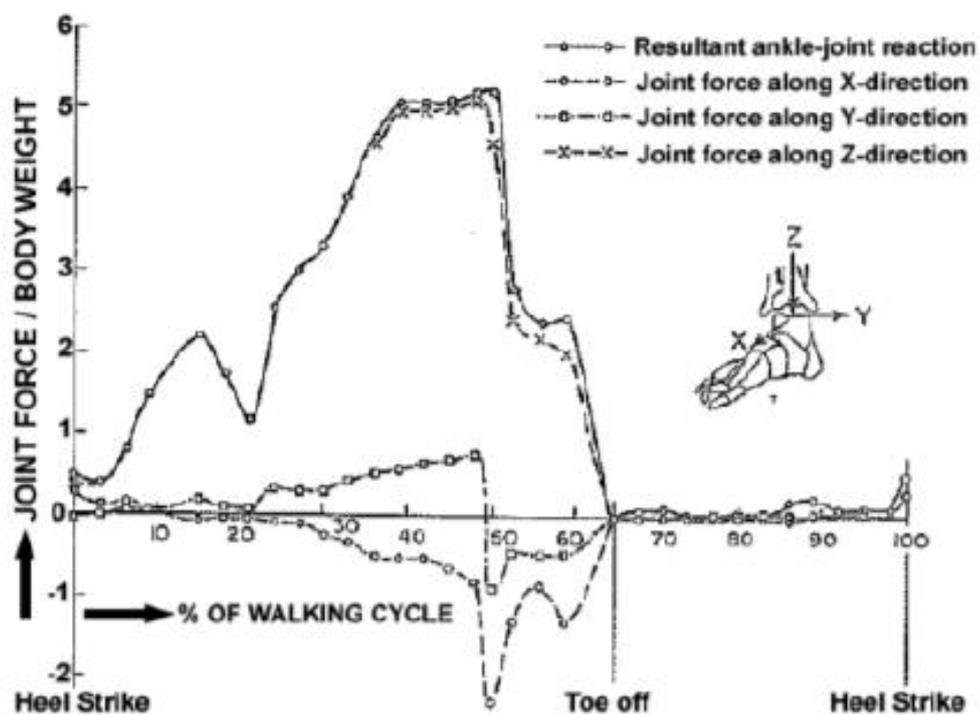


Figura 12 – Forças axiais aplicadas no tornozelo ao longo dos três eixos [31]

### **3. Lesão Osteocondral do tornozelo**

Neste capítulo foi abordada a lesão em estudo neste trabalho, começando por se conhecer a história e as diferentes características da lesão. Serão posteriormente analisadas as taxas de ocorrências bem como a população mais afetada. É importante conhecer os métodos utilizados para diagnóstico e os métodos de tratamento utilizados para o tratamento da lesão.

#### **3.1. Definição e História da lesão**

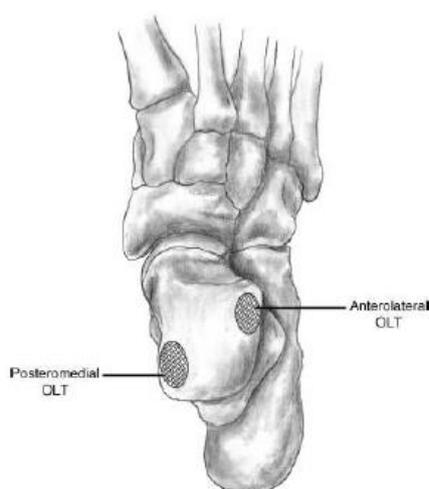
Como foi mencionado no capítulo 1, o tálus é revestido por uma cartilagem hialina que permite a movimentação suave do tornozelo. A Lesão Osteocondral do Tornozelo (LOT) é um dano na cartilagem e/ou da parte superior do osso do tálus. Esta lesão também pode ser conhecida como *osteochondritis dissecans (OCD)* ou ainda como *osteochondral lesion (OCL)*. A primeira vez que esta patologia foi mencionada remota ao ano 1737, por Monroe, que descreveu a lesão como a presença e remoção de um corpo livre parecido com osso de dentro da articulação [34].

Ao longo dos anos, diversos médicos documentaram a existência de corpos soltos nas articulações, até que, em 1888, a patologia foi batizada, por König, como *osteochondritis dissecans* como definição para uma lesão que envolve a presença de pedaços de cartilagem soltos dentro das superfícies articulares [35]. Em 1922, Kappis descreveu pela primeira vez esta patologia no tálus [36] e em 1932, Rendu foi o primeiro a documentar fraturas intra-articulares do tálus [37]. Nos dias correntes, considera-se LOT qualquer lesão que envolva a superfície articular e/ou a região subcondral do tálus, afetando assim a cartilagem articular, o osso ou ambos [38].

#### **3.2. Causas e características da lesão**

A lesão osteocondral normalmente pode ser encontrada na zona lateral ou na medial do tálus, como se pode observar na Figura 13 [32]. As lesões laterais estão associadas a eventos traumáticos e apresentam normalmente um aspeto mais superficial e com maior

probabilidade de apresentarem deslocamento do fragmento, o que as torna sintomáticas e por isso possam ser detetadas numa fase inicial. Já as mediais podem ser não traumáticas e apresentam um aspeto mais arredondado e com lesões mais profundas. Uma das razões para esta diferença de comportamentos e aparências deve-se à força que foi necessária para formar a lesão, isto é: uma lesão lateral encontra-se associada a forças de corte tangenciais á cúpula talar, enquanto lesões mediais são associadas a forças perpendiculares, potenciando assim lesões mais profundas e com menor probabilidade de deslocamento de fragmentos [39].

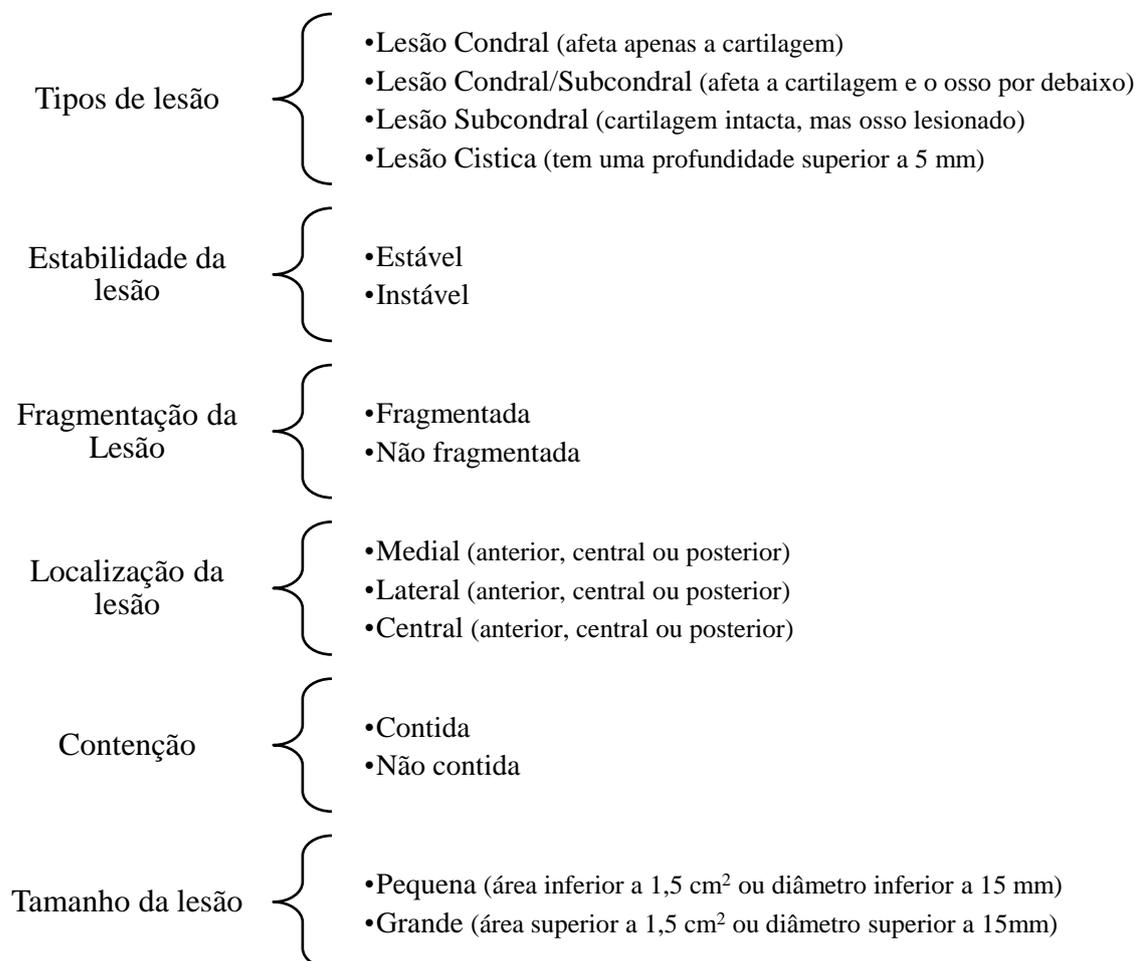


*Figura 13 – Vista superior do tálus com os dois locais mais comuns da LOT [32]*

Em 1985, Flick e Gould [40] realizaram um estudo em que foram analisados 22 tornozelos com LOT. Neste estudo concluiu-se que 100% das lesões que ocorrem na zona lateral do tálus e 80% das lesões mediais estão associadas a um evento traumático, como por exemplo uma entorse do tornozelo. No entanto, esta lesão pode também ocorrer devido a outros fatores como: genética, causas metabólicas ou endócrinas [38].

Em 1959, Berndt e Harty [41] recriaram o mecanismo dos diferentes tipos de lesão, chegando à conclusão de que as lesões laterais são causadas por uma forte manobra de inversão durante a dorsiflexão, enquanto que as lesões mediais são causadas pela eversão do tornozelo durante a flexão plantar.

De forma a melhorar a compreensão desta lesão, é necessário conhecer algumas das suas características fundamentais, como: tipo de lesão, a estabilidade desta, a localização da lesão, o tamanho da lesão, entre outros fatores. Estas características são [42]:



### 3.3. Taxa de ocorrência

Patologias associadas com o tornozelo são bastante frequentes, pelo que o facto de esta patologia ser muitas vezes causada por eventos traumáticos é de grande relevância. Estima-se que no decorrer de um ano, nos EUA, tenham acontecido 326 396 entorses no tornozelo, o que equivale a 5 lesões por cada 10 000 jovens atletas.[43] É também estimado que cerca de 6.5% dos entorses resultam em lesões osteocondrais do tálus, senda esta taxa uma estimativa otimista, uma vez que muitos casos não são detetados pelos meios mais comuns de imagiologia ou são mal diagnosticados como outras lesões.[44]

A idade média dos pacientes com esta lesão é entre os 20 e 30 anos, maioritariamente do sexo masculino representando 70% do universo de lesões, e com uma baixa taxa de lesão bilateral (10%) [38] [44]. Esta lesão pode ser então associada à prática de desporto, principalmente desportos de grande intensidade e impacto, que envolvam corrida, mudanças de direção e salto, como basquetebol, voleibol ou futebol.

### 3.4. Diagnóstico

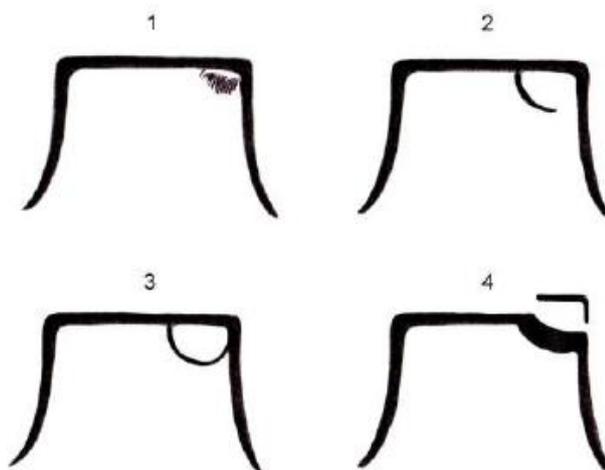
O diagnóstico desta patologia pode iniciar-se através de queixas de dor no tornozelo ou dor crónica no tornozelo, uma vez que enquanto a maioria dos pacientes apresenta dores nos momentos seguintes ao evento traumático, alguns apresentam dor crónica no tornozelo. Alguns pacientes apresentam ainda rigidez, edema, derrame articular e fraqueza ou instabilidade. [45]. Estes sintomas têm tendência a agravar quando o paciente exerce uma carga prolongada ou atividades de alto impacto no tornozelo. [46]

Inicialmente começa-se por realizar um exame físico, mas, no entanto, este não se apresenta muito esclarecedor uma vez que apenas permite perceber a dor articular durante os movimentos de flexão e extensão. Depois deste exame, procede-se à radiografia com o objetivo de excluir a existência de fratura. A radiografia não permite avaliar o estado da cartilagem, pelo que é necessário recorrer-se a técnicas mais avançadas de imagiologia. A TAC (tomografia axial computadorizada) é um exame que, apesar de não permitir avaliar o estado da cartilagem (uma vez que não funciona com tecidos moles), permite avaliar se existe lesão óssea e qual o tamanho e forma desta. [47] O exame mais recomendado para avaliar a lesão na cartilagem é a Ressonância Magnética (RM), pois permite detetar contusões ósseas, o estado da cartilagem e ainda a existência de danos nos tecidos moles, tudo isto com o tornozelo sob carga [48]. Existe ainda a possibilidade de realizar-se artroscopia, que tem a capacidade de diagnosticar e tratar a LOT exceto em casos em que a lesão é subcondral, uma vez que com a cartilagem intacta não é possível avaliar a extensão do dano no osso [49].

### 3.5. Classificação das lesões

Existem diversos métodos de classificação de LOT, mas a mais utilizada é a desenvolvida por Berndt e Harty em 1959 [41], que se baseia no grau de deslocamento do fragmento osteocondral. Esta classificação divide-se em 4 graus (Figura 14):

- Grau I: Compressão do osso subcondral
- Grau II: Fragmento parcialmente solto (fratura incompleta)
- Grau III: Fragmento totalmente separado do osso (fratura completa), porém não deslocado do seu leito
- Grau IV: Fragmento totalmente separado do osso (fratura completa) e deslocado do seu leito.



*Figura 14 – Ilustração da classificação de Berndt e Harty num modelo simplificado do tálus [50]*

Ao longo dos anos foram desenvolvidas outras classificações e também foram sugeridas modificações ao modelo mencionado anteriormente. Em 1999, foi proposta a inclusão de um grau V por Hepple et al. [51] que inclui a existência de cistos osteocondrais presente abaixo da superfície articular danificada.

Outros sistemas desenvolvidos que vale a pena mencionar são: [52]

- Pritsch et al. [53], que corresponde à avaliação do estado da cartilagem através da artroscopia e que se divide em 3 graus, sendo o grau I correspondente à cartilagem intacta e o grau III a uma cartilagem completamente corrompida.
- Dipaola et al. [48] adaptaram a classificação de Berndt e Harty de forma a incorporar os resultados da Ressonância Magnética.
- Ferkel et al. [54] desenvolveu uma classificação baseada em imagens TAC, mais focadas na parte óssea da lesão, de forma a classificar os diferentes estados da cartilagem.
- Mintz et al. [55] combinou as observações artroscópicas com imagens de RM de forma a desenvolver uma classificação 6 graus.

### 3.6. Tratamentos conservadores e cirúrgicos adotados

O tratamento da Lesão Osteocondral do Tornozelo depende de diversos fatores, entre eles o tamanho e localização do dano, a idade do paciente e os sintomas dos pacientes. Em casos em que as lesões ocorram durante a infância ou adolescência, estas tendem a curar-se integralmente recorrendo apenas à imobilização da articulação e alívio da carga imposta nela. Após esta faixa etária, as lesões tendem a precisar de tratamento.[56]

A escolha do tipo de tratamento a aplicar ao paciente depende sempre da opinião do médico encarregue. De forma a facilitar a escolha do método de tratamento, Van Bergen escreveu um artigo onde aconselha um certo tipo de tratamento de acordo com o tipo de lesão e dos sintomas do paciente.[57] Estas recomendações estão representadas na Tabela 1:

Tabela 1 – Tratamento da lesão osteocondral do tálus

<b>Tipo de lesão</b>	<b>Opções de tratamento</b>
Assintomática ou pouco sintomática	Conservador
Sintomática, <15 mm	Conservador (6 meses), microperfurações/microfraturas
Sintomática, > 15 mm	Fixação de fragmento, autoenxertos, implantação de condrócitos, aloenxertos, microperfurações/microfraturas
Cística, >15 mm	Fixação de fragmento, autoenxertos, implantação de condrócitos no osso esponjoso, aloenxertos em osso esponjoso, microperfurações/microfraturas com osso esponjoso
Grandes dimensões	Aloenxertos, artrodese do tornozelo, artroplastia total do tornozelo

Como se pode ver, é sempre preferível, quando possível, não recorrer a tratamento invasivo. Em casos de LOT pouco sintomática, é completamente desaconselhável a intervenção cirúrgica. Com o agravamento dos sintomas, é necessário recorrer a outros tratamentos considerados mais invasivos. Relativamente à artrodese e à artroplastia total do tornozelo, estas só são recomendadas em casos em que as lesões possuem grandes dimensões ou caso as soluções anteriores tenham falhado previamente.

➤ Tratamento conservador

Este tipo de tratamento é recomendado como solução primária, sendo que apenas é contraindicado quando existem fragmentos soltos na lesão, sendo nesses casos aconselhada

a cirurgia de forma a fixarem ou a remover o fragmento solto [42]. O tratamento conservador é realizado recorrendo à modificação das atividades diárias do paciente, infiltração intra-articular com esteroides, uso de órteses e botas imobilizadoras e supressão de carga.[49]

No ano de 2000, foi realizado um estudo com 201 pacientes com LOT que foram tratados de forma cirúrgica [58]. Os resultados obtidos nesse estudo demonstram que apenas 45% dos pacientes obtiveram resultados satisfatórios. No caso dos pacientes que apresentavam sintomas crónicos (com mais de 6 semanas), a taxa de sucesso subiu para 56%. Recentemente, tem-se notado um aumento da procura de tratamentos de viscosuplementação intra-articular de ácido hialurónico e de plasma rico em fatores de crescimento como forma de tratamento para impedir a degeneração articular. Estas formas de tratamento foram alvo de estudos onde se verificou uma melhoria na amplitude de movimentos, uma redução significativa da dor e ainda prevenção ou atraso da degeneração da cartilagem [59][60].

#### ➤ Tratamentos Cirúrgicos

No caso de o tratamento conservador não ser eficaz, torna-se necessário recorrer a tratamentos cirúrgicos, em que o objetivo principal é a revascularização do defeito ósseo.

Como mencionado anteriormente, a cartilagem hialina não tem vascularização e possui uma reduzida capacidade de regeneração. Em casos de lesões que não afetam o osso subcondral, não existe a estimulação de uma reação inflamatória, que é necessária para a estimulação das células medulares de forma a produzirem novas células com capacidade para a regeneração da cartilagem danificada. No entanto, este processo de regeneração resulta na formação de cartilagem fibrosa, que não possui as mesmas capacidades mecânicas da hialina.[61] Este facto não é de grande importância nos casos em que as lesões são de pequena dimensão, porém, em lesões mais extensas, a cartilagem fibrosa não é suficiente para garantir a durabilidade e bom funcionamento da cartilagem.

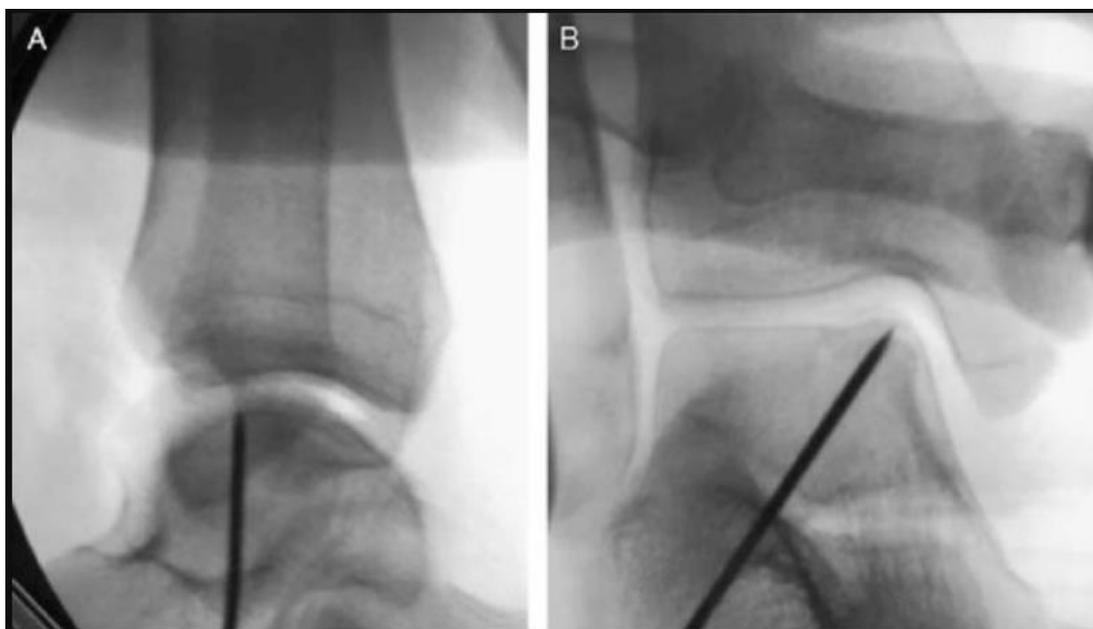
Os métodos mais utilizados no tratamento de LOT nos tempos correntes são: [52]

- Estabilização da cartilagem

Quando ocorre fratura osteocondral, é urgente a fixação dos fragmentos quando viáveis. Este procedimento pode ser feito artroscopicamente e a fixação é feita usando dardos ou parafusos bioabsorvíveis devido à vantagem clara de não ser necessária a remoção destes componentes. Quando os fragmentos são de dimensões reduzidas, estes são extraídos e o fundo da lesão é tratado de forma a estimular a regeneração por parte da medula óssea. No entanto, cerca de um em cada três casos em que as fraturas são consolidadas, sofrem deterioração da cartilagem que recobre os fragmentos.

- Retrograde Drilling (Estimulação do osso subcondral com perfuração inferior)

Em casos em que a lesão é apenas subcondral (cartilagem encontra-se intacta, mas osso subcondral foi afetado) é importante corrigir o dano sem danificar a cartilagem. Para este efeito, recorre-se à realização de pequenas perfurações na placa subcondral a partir de uma zona lateral ou distal do tálus, como pode ser observado na Figura 15. Este procedimento tem como objetivo a estimulação de uma resposta inflamatória no osso para este formar novo tecido ósseo.[62]



*Figura 15 – Retrograde Drilling de uma lesão subcondral com cartilagem intacta: vista lateral (A) e frontal (B) [63]*

- Estimulação artroscópica da medula óssea (microfraturas/microperfurações)

Para pacientes em que a cartilagem apresenta danos de pequenas dimensões, o método mais recorrido é ao das microfraturas/microperfurações.[64] Muito similar ao *Retrograde Drilling*, o objetivo deste método é o rompimento do osso subcondral de forma a gerar uma resposta inflamatória e com isso estimular a formação de cartilagem.[38]

Este método foi alvo de estudos que apontam para uma taxa de sucesso de 85% em casos em que as lesões são inferiores a 15 mm. Estes resultados podem ser potencializados através da injeção intra-articular de ácido hialurónico, um método conservador anteriormente mencionado, imediatamente após a cirurgia, sendo que este procedimento demonstra uma melhoria em relação à dor e à função do tornozelo.[65]

- Transplante de autoenxertos osteocondrais

Este é o método considerado mais versátil uma vez que pode ser utilizado no tratamento de LOTS de diversos tipos e tamanhos, sendo mais recomendado para lesões com mais de 1.5 cm<sup>2</sup> e para lesões associadas a cistos subcondrais [66]. Para a realização deste tratamento são obtidos enxertos cilíndricos de cartilagem hialina e osso de outra articulação saudável do paciente, normalmente do côndilo femoral lateral (já que este não suporta carga), e recorre-se ao preenchimento do local afetado com um ou vários destes cilindros (mosaicoplastia), dependendo da extensão da lesão. O procedimento de acesso ao local da lesão e da inserção do autoenxerto requer artrotomia, uma vez que a maior parte da superfície articular é acessível sem recurso a outro processo. No entanto, como cerca de 15% desta superfície só pode ser acedida perpendicularmente, por vezes é necessário recorrer a uma osteotomia maleolar (procedimento que recorre ao corte do maléolo tibial e posterior fixação deste).[67]

- Transplante de aloenxertos osteocondrais

A utilização de aloenxertos acontece como último recurso, em que as dimensões da lesão são extensas (superam os 3 cm<sup>2</sup>), são acompanhadas por cistos subcondrais de grande volume e em casos em que os danos são devidos a necrose, sendo que o método de autoenxertos não é viável devido às dimensões e geometria do enxerto necessário. O enxerto utilizado neste método provém de um dador cadavérico, o que permite obter uma cartilagem

hialina intacta. O enxerto deve ser recolhido até às 24 horas após a morte do dador e tem uma validade de 1 semana para ser aplicado.

Para aplicar este enxerto é necessário recorrer a uma osteotomia maleolar e a inserção de pequenos parafusos para a fixação da cartilagem doada. Relativamente ao tamanho do enxerto, a lesão é medida previamente através de imagiologia e é ainda repetida a medição durante o procedimento cirúrgico. Os principais problemas associados a este método são a possibilidade de transmissão de doenças, de uma reação imunológica adversa ao enxerto doado e a dificuldade de incorporar o enxerto no leito do talus do paciente. Devido a estes problemas existe uma elevada taxa de falha do procedimento cirúrgico (cerca de 30%) bem como a necessidade de realizar procedimentos secundários em cerca de 40% dos casos. [52]

○ Implantação/transplante de condrócitos autólogos (ACI/ACT)

Este método é indicado para lesões osteocondrais maiores do que 2,5 cm<sup>2</sup> com ou sem cistos subcondrais, em pacientes com idades entre os 15 e os 55 anos, sem artrite degenerativa ou lesões em espelho e sem instabilidade ou desalinhamento articular. [68]

Este procedimento necessita de duas cirurgias diferentes. A primeira cirurgia consiste em recolher uma pequena quantidade de cartilagem saudável da articulação a ser tratada ou de outra articulação qualquer do mesmo indivíduo, usualmente utiliza-se tecido cartilágneo do joelho. Desse pedaço de cartilagem, recolhem-se condrócitos viáveis que são depois cultivados in vitro. A segunda cirurgia dá-se passados aproximadamente 30 dias e neste procedimento são implantados os condrócitos cultivados, na zona da lesão previamente desbridada, sendo que em casos em que é necessário se recorre então à osteotomia maleolar.[69] O objetivo deste procedimento é que, com o tempo, os condrócitos preencham a lesão com nova cartilagem hialina. De forma a avaliar a eficácia deste método, foram analisadas biópsias à zona intervencionada e concluiu-se que o novo tecido formado é composto por 42% de cartilagem hialina, o que favorece a durabilidade da articulação [70].

Este procedimento apresenta complicações, principalmente relacionadas com hipertrofias e delaminação das membranas periostais usadas na cobertura das lesões, em cerca de 18 a 33 % dos casos. [71]

○ Implante metálico (HemiCAP)

Este método é considerado um último recurso, mais aconselhado no tratamento de lesões osteocondrais recorrentes e resistentes aos outros métodos de tratamento [72]. Este método recorre ao preenchimento da área lesionada com o uso de um implante metálico para melhorar a distribuição de cargas pela cartilagem do tálus. Uma das próteses de superfície utilizadas é conhecida como HemiCAP, presente na Figura 16, que possui diferentes offsets de forma a melhor se adaptar aos diferentes pacientes. Esta prótese é recomendada de implantar ligeiramente abaixo do limite superior da cartilagem de forma que quando esta esteja sob cargas e se deforme, não haja concentração de tensões e de pressão de contacto na prótese [73].



*Figura 16 - HemiCAP do tálus [74]*

➤ Desvantagens da Cirurgia mini invasiva

O tratamento cirúrgico apenas deve ser utilizado como última opção, não devendo, por isso, alguma vez ser aplicado como primeiro tratamento. O objetivo é escolher, sempre que possível, o método que cause menos desconforto no paciente. Em casos em que a cirurgia é a única solução, o método a escolher deverá ser o menos invasivo possível e o que melhor se adequa ao tipo e tamanho de lesão em causa. Este deverá também implicar um tempo de recuperação reduzido e uma maior facilidade de retorno á atividade normal. Em casos em que ocorra insucesso na cirurgia mini invasiva, as hipóteses existentes são a artrodese ou a artroplastia.

Os métodos que são considerados mais invasivos são os que implicam implantação de próteses e transplante de tecido, já que normalmente necessitam de ter um acesso perpendicular à área lesionada. A maioria das lesões não requer osteotomia maleolar para ser acedida, mas, no entanto, cerca de 17 a 20% das lesões não podem ser acedidas sem esse

procedimento. A osteotomia requer um maior tempo de recuperação pois recorre-se a parafusos para fixar os enxertos implantados.

## 4. Desenvolvimento do modelo CAD

Neste capítulo é descrito o procedimento utilizado para a obtenção do modelo CAD do complexo articular do tornozelo. É descrito o método usado para a reconstrução das cartilagens e a montagem do modelo final. O modelo inicial das estruturas ósseas foi desenvolvido em trabalho anterior com recurso a TAC [1].

### 4.1. Desenvolvimento do modelo do tornozelo

Para a realização deste projeto foi utilizado um modelo CAD do tornozelo que continha os ossos exteriores preenchidos da tíbia, fíbula e tálus. A partir deste modelo obteve-se a parte esponjosa dos ossos da tíbia e do tálus considerando uma espessura de osso cortical de 2,5 mm. A componente esponjosa da fíbula não foi desenvolvida uma vez que esta não é a estrutura de especial foco neste trabalho, assim o foco centrou-se na parte da cartilagem do tálus que entra em contacto com cartilagem da tíbia.

Esta etapa foi necessária, uma vez que a parte esponjosa do osso possui propriedades mecânicas diferentes da cortical, e de forma a ter um modelo preciso é necessária a sua inclusão para apoio do implante a colocar posteriormente.

A componente esponjosa dos ossos referidos foi obtida através de offsets da superfície destes. O valor do *offset* geral foi obtido tendo em conta a análise de imagens RM bem como os dados encontrados num estudo realizado em 2015 [75] de que a espessura do osso cortical é em média de 0,8 mm. Na Figura 17 pode-se visualizar uma Ressonância magnética (RM) do tornozelo, e analisando, podemos observar que o limite preto ao redor do osso tibial é o osso cortical, enquanto a parte mais clara é a osso esponjoso, o mesmo se aplica aos restantes ossos visíveis nesta RM. Ao contrário da TAC, as RMs mostram os tecidos moles e não apenas os mais densos.

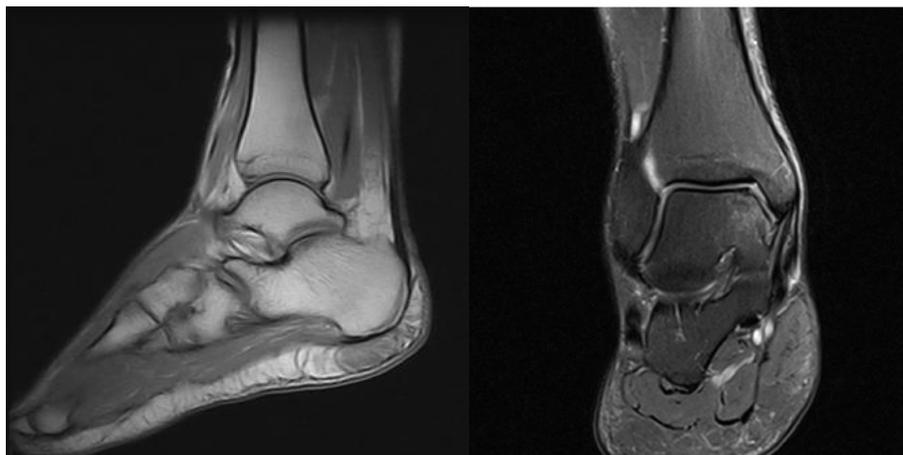


Figura 17 – Vista lateral (esquerda) e frontal(direita) do tornozelo (RM).

Após desenvolver os ossos esponjosos, foi necessário desenvolver as cartilagens (foco principal deste trabalho). Estas foram também desenvolvidas baseadas em imagens de RM de forma a verificar primeiramente a geometria das cartilagens desta articulação. As cartilagens foram obtidas partindo das superfícies ósseas. Para obter a cartilagem do tálus, foi realizada uma cópia da parte superior do tálus de forma a ter a geometria similar à observada nas RM. Esta superfície foi adaptada de forma a garantir uma espessura de 1,5 mm, valor médio da cartilagem to talus. [11] Para a cartilagem da tíbia e da fíbula foi realizado o mesmo processo tendo sido dada a mesma espessura para estas cartilagens. A cartilagem da fíbula foi desenhada de forma que não se sobrepusesse à cartilagem do tálus, como se pode observar na Figura 18.

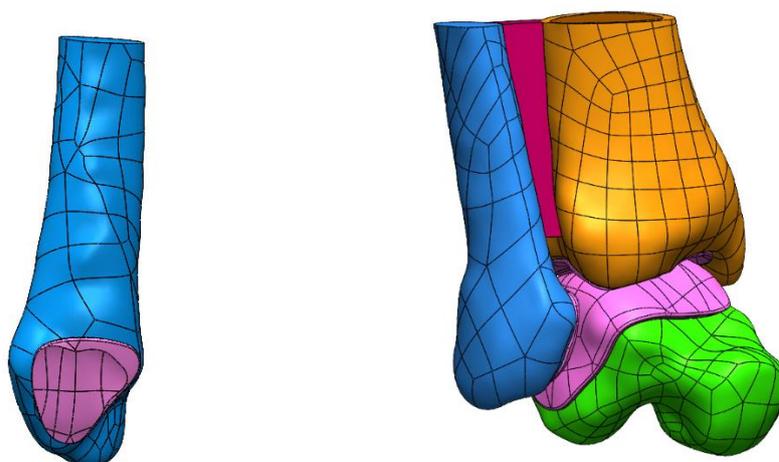
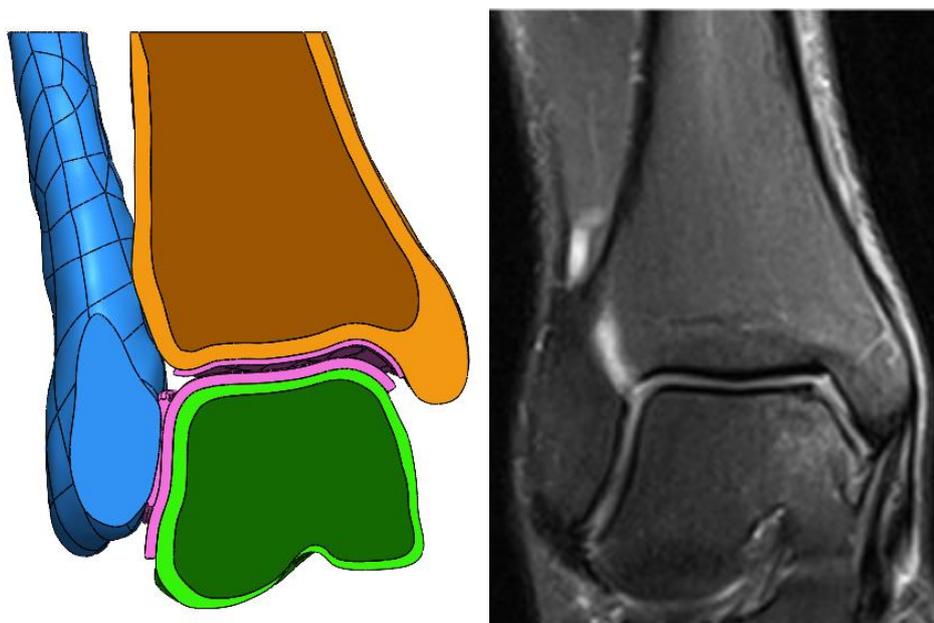


Figura 18 – a) Fíbula (azul) e respetiva cartilagem (rosa), b) Reconstrução 3D da articulação do tornozelo

De forma a recriar a ligação estável entre os ossos da tíbia e da fíbula durante a simulação numérica, foi ainda modelado o ligamento interósseo.

Na Figura 19 pode-se observar e comparar o modelo 3D obtido com a RM base. É importante mencionar de que o modelo não é exatamente igual à RM pelo que podem ser encontradas diferenças devidas à forma como foram obtidos os ossos esponjosos e as cartilagens.



*Figura 19 – Corte frontal para comparação entre o CAD e a RM*

Após realizar este modelo representativo de um tornozelo intacto, procedeu-se à representação do modelo com lesão e com a prótese HemiCAP. De forma a existir uma comparação direta entre modelos, optou-se por fazer uma lesão circular com um diâmetro de 10 mm (o diâmetro do implante), sendo que normalmente a lesão osteocondral do tornozelo aparenta ter uma forma oval, como se pode observar na Figura 20 . Na Figura 21 é possível observar a forma como a cartilagem do tálus fica com lesão e com lesão e prótese.

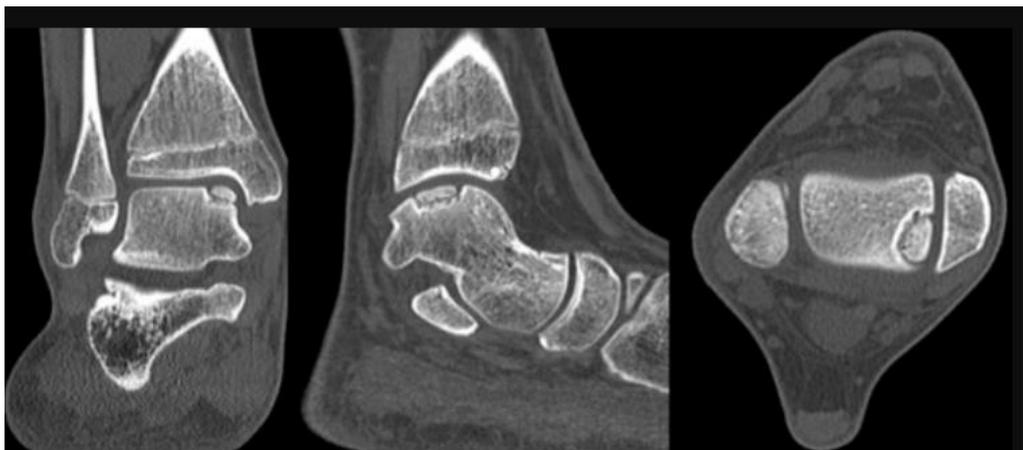


Figura 20 – Imagem TAC de uma lesão osteocondral medial

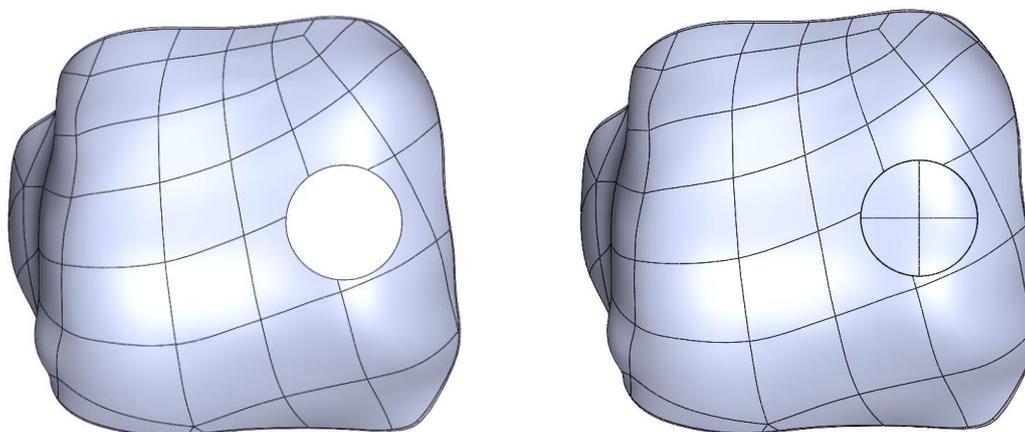


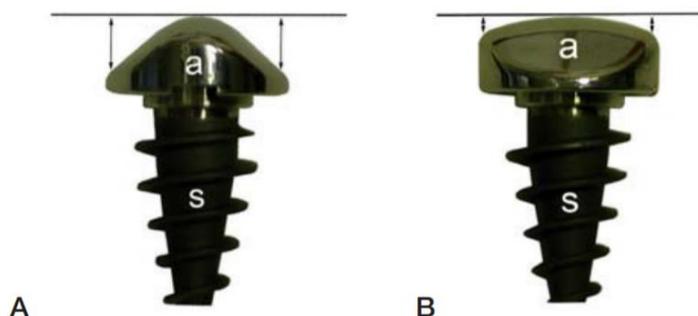
Figura 21 – Cartilagem com lesão (esquerda) e cartilagem com lesão e prótese HemiCAP (direita)

#### 4.2. Desenvolvimento do modelo CAD da prótese e alterações ao modelo do tornozelo

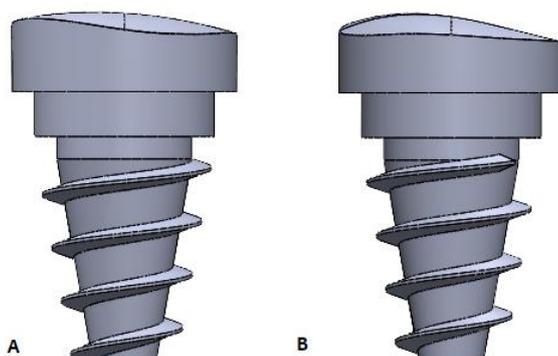
De forma a perceber o efeito da prótese HemiCAP na articulação, foi necessário modelar o implante. Recorrendo a brochuras médicas e a artigos sobre este implante, foi possível aferir que é composto por dois componentes: um parafuso de fixação em titânio e uma componente articular de cromo cobalto. Este implante tem 15 tamanhos de offset baseados em dados geométricos recolhidos de diversos pacientes.

O design base deste implante pode ser visualizado na Figura 22 e as medidas utilizadas neste trabalho foram: parafuso com 12mm de comprimento e diâmetro de 6mm, componente articular com diâmetro de 10 mm e altura de 5,5 mm.[72] A superfície da componente

articular foi simplificada recorrendo ao offset da cartilagem do talus na zona da lesão, de forma a melhor representar o implante. O resultado final desta modelação pode ser observado na Figura 23.



*Figura 22 - HemiCAP na vista antero-posterior (A) e na vista medial-lateral (B)*



*Figura 23 - HemiCAP modelado na vista antero-posterior (A) e na vista medial-lateral (B)*

Após a modelação desta prótese foi então necessário integrá-la no modelo previamente criado. Este implante foi colocado de duas formas diferentes, visíveis nas Figura 24 e Figura 25, de modo a avaliar as diferentes posições, e como estas afetam as componentes envolventes:

- Posição 1: o implante foi colocado 0,5 mm abaixo da superfície da cartilagem do tálus, como recomendado nas diferentes bibliografias [72][76][77][78];
- Posição 2: o implante foi colocado 0,5 mm acima da superfície da cartilagem do tálus, contraindicação dos diferentes especialistas, uma vez que uma prótese saliente pode danificar a cartilagem oposta (da tibia) por acarretar grandes pressões de contacto.

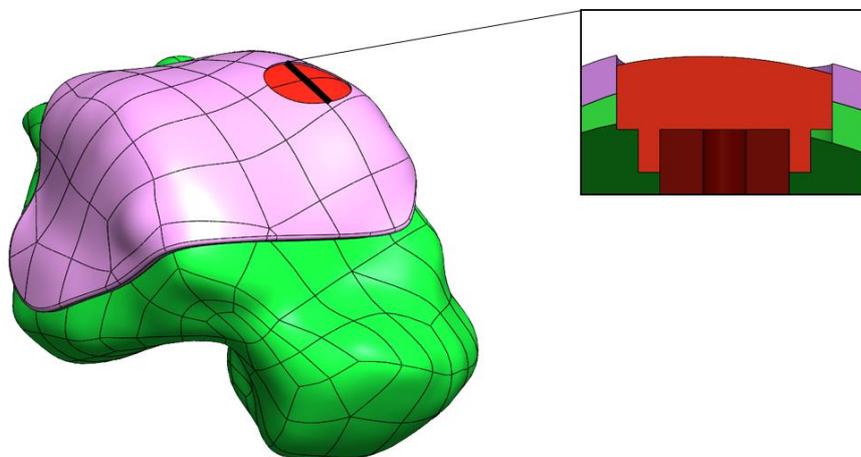


Figura 24 – Implante abaixo da superfície da cartilagem do tálus

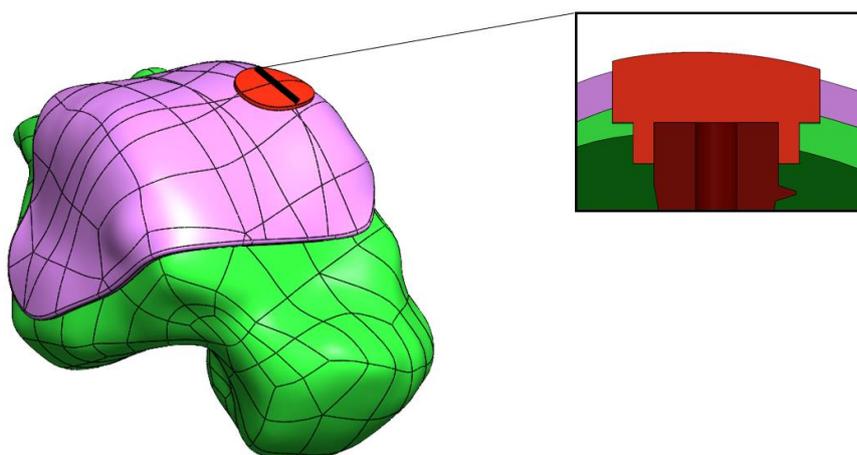


Figura 25 – Implante acima da superfície da cartilagem do tálus

## **5. Modelo de elementos finitos**

Após concluído o desenvolvimento do modelo CAD, foram desenvolvidos os modelos numéricos de forma a se poder estudar a cartilagem do tálus e os efeitos da lesão osteocondral nesta. Para as simulações numéricas, optou-se por continuar no software SolidWorks, que recorre ao Método dos Elementos Finitos (MEF) como procedimento numérico para calcular as soluções, de forma aproximada, para o problema em questão.

Para que seja possível realizar as simulações, é necessário definir diversos parâmetros, como as propriedades mecânicas dos materiais, as condições de fronteira, as propriedades da malha mais adequadas para o modelo em questão e as cargas a aplicar. Algumas simplificações foram realizadas de forma a tornar o modelo mais simples para a simulação, algumas deles mencionadas anteriormente como a inexistência de osso esponjoso na fíbula ou a superfície do implante que foi realizada recorrendo ao offset da superfície da cartilagem do tálus.

### **5.1. Propriedades mecânicas dos elementos**

Para se realizar a simulação numérica, é necessário conhecer as propriedades dos materiais de forma a os caracterizar da forma mais fidedigna possível. Os materiais de interesse para este caso são o osso cortical, o osso esponjoso, a cartilagem hialina, o ligamento interósseo, os materiais do implante (titânio e cromo-cobalto).

Neste modelo, foram simplificadas as propriedades mecânicas dos ossos e da cartilagem para serem caracterizados como materiais com comportamento linear elástico e isotrópicos, quando na realidade os ossos apresentam um comportamento heterogéneo elástico e as cartilagens apresentam um comportamento viscoelástico ou hiperelástico. Esta simplificação foi necessária fazer após ocorrerem erros quando os materiais apresentavam características não-lineares. Analisando diferentes estudos, utilizou-se o módulo de Young do osso cortical varia entre os 17 e os 18 GPa, enquanto o do osso esponjoso varia entre os 300 e os 500 MPa [79]. Estas discrepâncias devem-se principalmente ao local de onde a amostra foi recolhida e à forma como estas amostras foram recolhidas, tratadas e experimentadas. Relativamente

à cartilagem, esta apresenta valores entre os 1 e os 10 MPa [80]. No entanto, devido a dificuldades ocorridas e para se obter convergência de resultados, teve-se de optar por um módulo de Young superior, sendo que o valor máximo encontrado em bibliografia foi de 12 MPa [81]. Os valores do coeficiente de Poisson não alteram significativamente consoante o local onde foi retirado, pelo que os valores do coeficiente de Poisson são fixos e não um intervalo de valores. O coeficiente de Poisson para o osso cortical e do esponjoso é de 0,3 e o da cartilagem é de 0,45.

Relativamente ao ligamento interósseo, não se encontraram dados concretos das suas propriedades, mas encontraram-se menções de que as suas propriedades não divergem muito das propriedades dos restantes ligamentos do pé, pelo que se assumiu um módulo de Young de 255,5 MPa e um coeficiente de Poisson de 0,4. [82]

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais biológicos, é a vez de definir os materiais constituintes do implante. A componente articular de cromo-cobalto tem um módulo de Young de 220 GPa e um coeficiente de Poisson de 0,29. [83][84] O parafuso fixador de titânio tem como módulo de Young 110 GPa e um coeficiente de Poisson de 0,34.[83][85]. A Tabela 2 apresenta as propriedades das diferentes estruturas.

*Tabela 2 – Propriedade mecânicas dos materiais utilizados*

<b><i>Material</i></b>	<b>Módulo de Young (MPa)</b>	<b>Coeficiente de Poisson</b>
<i>Ossso Cortical</i>	17 000	0,3
<i>Ossso Esponjoso</i>	400	0,3
<i>Cartilagem Hialina</i>	20	0,45
<i>Ligamento Interósseo</i>	255,5	0,4
<i>Crómio-cobalto</i>	220 000	0,29
<i>Titânio</i>	110 000	0,34

## 5.2. Forças aplicadas e Condições de Fronteira

Analisando diversos estudos realizados referentes às forças de reação no solo durante a caminhada, chegou-se à conclusão de que estas se encontram entre os 1 e os 1,5 BW, enquanto os valores para a corrida se encontram entre os 2 e os 2,9 BW [86]. O maior problema presente nestes estudos é que se está a contabilizar as forças de reação no solo e não no complexo articular do tornozelo, sendo a força real que atua neste uma fração dessa estimativa. Por estes motivos, assumiu-se que as forças que atuam no complexo são de 1,0BW. Na realização das simulações, assumiu-se um indivíduo de 70 kg, equivalendo a uma força de compressão de 686 N, desprezando a influência de músculos e tendões.

Conhecendo a força transmitida à articulação, é necessário conhecer a distribuição da carga por entre a tibia e a fíbula. Segundo um estudo de Takebe et al [87], a fíbula recebe 6,4% de transmissão de carga, ou seja, é transmitido para a tibia 93,6% da força aplicada na articulação. Sendo assim, a carga aplicada na tibia será de 642 N e na fíbula será de 44 N.

Para se proceder à realização das simulações, é necessário definir corretamente as condições de fronteira, de forma a replicar as interações entre os componentes da articulação de forma o mais fidedigna. Começou-se por definir as fixações do modelo que neste caso correspondem à zona inferior do tálus, nos locais onde este contactava com o calcâneo.

A parte superior da tibia e do tálus foi ainda restrita de se movimentar nos eixos de X e Z ( $\Delta X = \Delta Z = 0$ ), de forma a evitar deslocamentos laterais destes ossos, o que tornaria o modelo instável e faria com que a força não fosse aplicada na zona de interesse. Esta restrição faz com que os ossos da tibia e da fíbula apenas se movam no eixo do Y.

Na Figura 26 mostra-se as forças aplicadas na articulação e as condições fronteira do modelo.

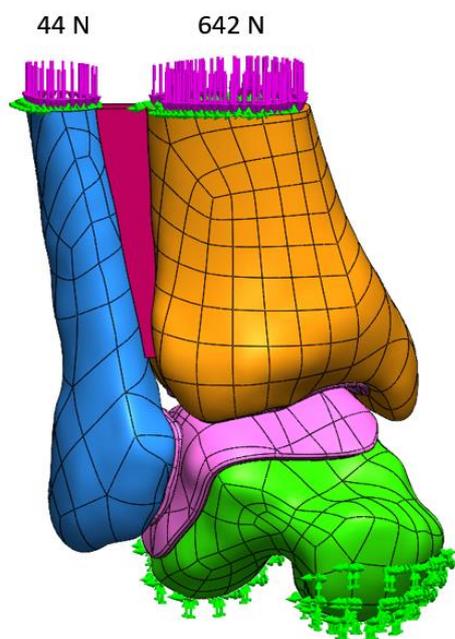


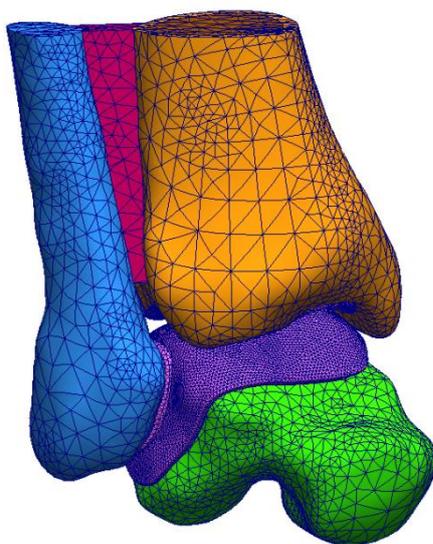
Figura 26 – Visualização das condições de fronteira do modelo e das forças aplicadas

As interações entre os diferentes componentes, foram definidas como coladas, exceto no contacto entre as cartilagens. Nas cartilagens, de forma a replicar as condições reais de contacto entre estas, será definido o contacto como sem penetração com um coeficiente de atrito de 0,01.[88]. Relativamente ao modelo simulado com a existência de prótese, é ainda necessário definir as condições de fronteira entre a prótese e os diferentes componentes com o qual esta contacta. Como foi mencionado anteriormente, esta é composta por dois componentes, pelo que o contacto entre eles foi definido como colado. O contacto entre o parafuso e o osso esponjoso do tálus foi também considerado como colado. Relativamente ao contacto da componente articular com as cartilagens da tíbia e do tálus, foi definido como sem penetração com coeficiente de atrito de 0,01.

### 5.3. Geração de malha

O processo de criação de malha é uma parte muito essencial da simulação para obter resultados válidos e credíveis, pelo que é importante ter especial cuidado com a forma como é criada. Neste trabalho, optou-se por realizar uma malha conjunta de qualidade média para

todos os componentes com exceção das cartilagens da tíbia e do tálus, de forma a não alongar o tempo de simulação, mas mantendo resultados credíveis. No caso das cartilagens, a malha escolhida foi mais refinada, uma vez que estes são o objeto de estudo. A malha utilizada foi uma malha sólida com elementos tetraédricos parabólicos. É importante mencionar que, como este trabalho tem uma base comparativa, pelo que é necessário utilizar malhas iguais para os diferentes componentes. Na Figura 27 é possível observar a malha utilizada nas simulações.



*Figura 27 - Geometria e aspeto geral da malha gerada*

A Tabela 3 apresenta as características da malha para cada um dos componentes. É importante mencionar que no caso dos ossos e da cartilagem do tálus, bem como da prótese HemiCAP, os dados são referentes à simulação com a prótese pelo que os valores de elementos e nós é diferente em relação às outras simulações.

Tabela 3 – Elementos e Nós dos componentes da simulação

	<b>Número de Elementos</b>	<b>Número de nós</b>
Fíbula	8 016	12 606
Cartilagem da fíbula	1 246	2 516
Tíbia Cortical	9 321	16 659
Tíbia Esponjoso	9 233	14 612
Cartilagem da tíbia	27 438	46 590
Tálus Cortical	11 951	21 772
Tálus Esponjoso	15 882	23 908
Cartilagem do tálus	83 224	129 902
Ligamento interósseo	739	1 430
Componente articular do HemiCAP	733	1 324
Parafuso de fixação do HemiCAP	615	1 249

Completando assim a caracterização dos modelos, foram então realizadas as simulações com a articulação em posição neutra sem lesão, com lesão e com prótese. De forma a também se poder avaliar a influencia da localização da prótese, a simulação com prótese foi dividida em duas simulações com a prótese nas qual apenas se alterou a altura a que a prótese se encontra: uma em que esta se encontrava abaixo da linha da cartilagem e outra em que se encontrava acima desta.

Para a análise de resultados e da influência na cartilagem dos diferentes modelos, foram escolhidas linhas ao longo da cartilagem do tálus de forma a se poder comparar as alterações de tensões de Von Mises bem como pressão de contacto registadas nestas. Foram também

retiradas medições na zona de lesão. A localização e as suas coordenadas podem ser vistas na Figura 28.

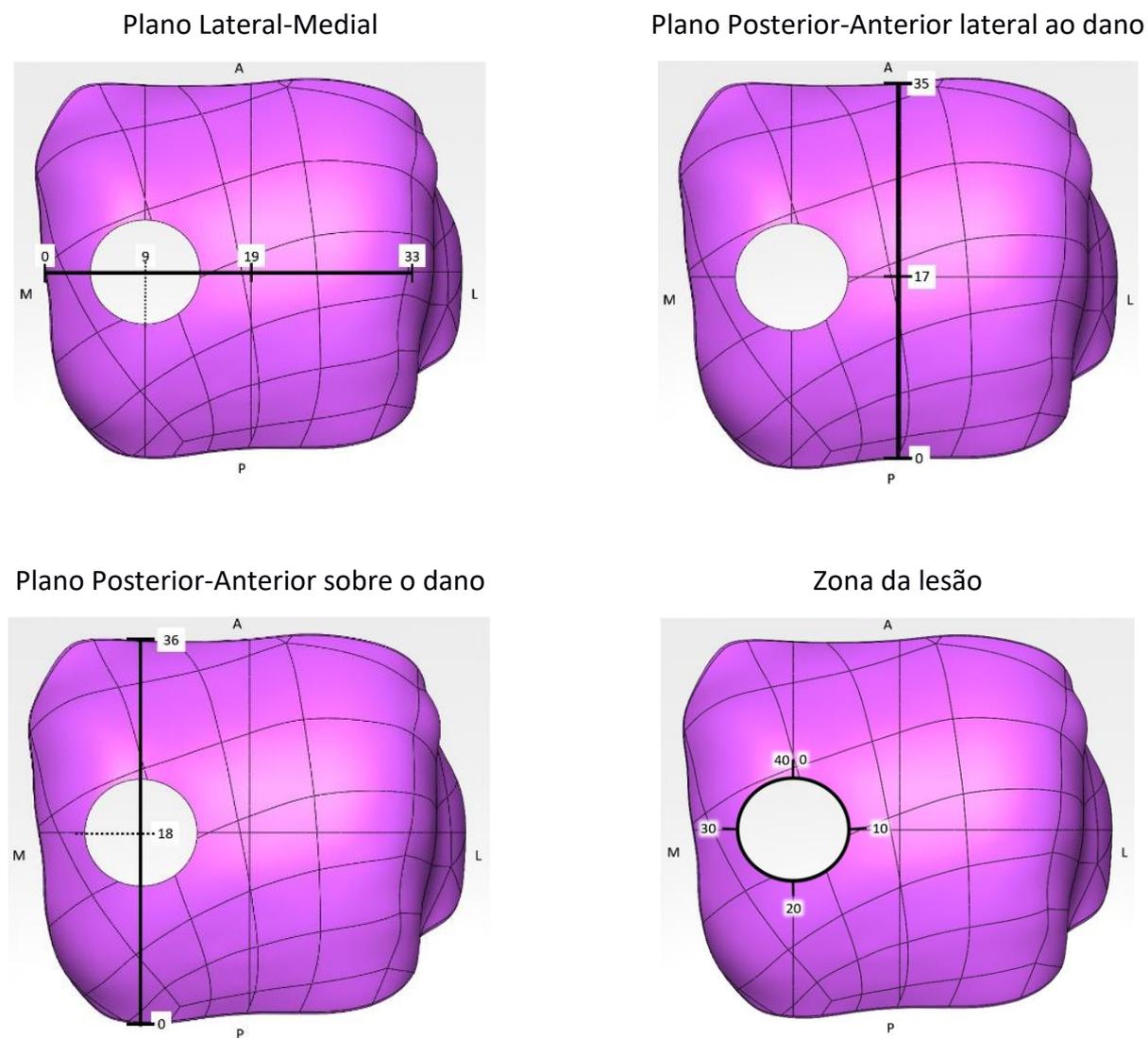


Figura 28 - Localização dos planos e da lesão da cartilagem do tálus em estudo.

Legenda: M-Medial, L-lateral, P-posterior, A-Anterior

Utilizando estas linhas nos modelos CAD, é possível obter os valores de tensão nos planos mencionados, permitindo assim perceber a influência das diferentes características na cartilagem.

## **6. Resultados e Discussão**

Neste capítulo são apresentados, analisados e discutidos os resultados obtidos nas simulações caracterizadas no capítulo anterior. O objetivo deste capítulo é obter uma melhor compreensão em relação ao comportamento da articulação, compreender a influencia que a lesão osteocondral tem nas tensões na cartilagem talar e ainda perceber a influencia de uma das soluções de tratamento (HemiCAP) na cartilagem lesionada, na oposta (cartilagem da tibia) e no osso onde a prótese se apoia.

### **6.1. Análise de resultados ao longo de planos definidos na cartilagem**

Especificados os planos de análise, serão então analisados os resultados obtidos nos próximos subcapítulos nas simulações sem lesão, com lesão e com a prótese na posição recomendada (rebaixada em relação à parte superior) da cartilagem do tálus.

#### **6.1.1. No Plano Lateral-Medial**

Os valores nele retirados iniciam-se no ponto mais medial da cúpula superior da cartilagem, correspondente ao lado onde se encontra a lesão (M), e terminam no ponto mais lateral (L) da escala representada na Figura 28. Como se pode observar, este plano intersecta a cartilagem na zona da lesão, exceto na simulação da articulação intacta, e por essa razão, existe um intervalo onde não existem dados nas simulações com lesão. Decidiu-se manter essa interrupção nos gráficos de modo a se perceber onde a lesão ocorre e com isso avaliar a sua significância.

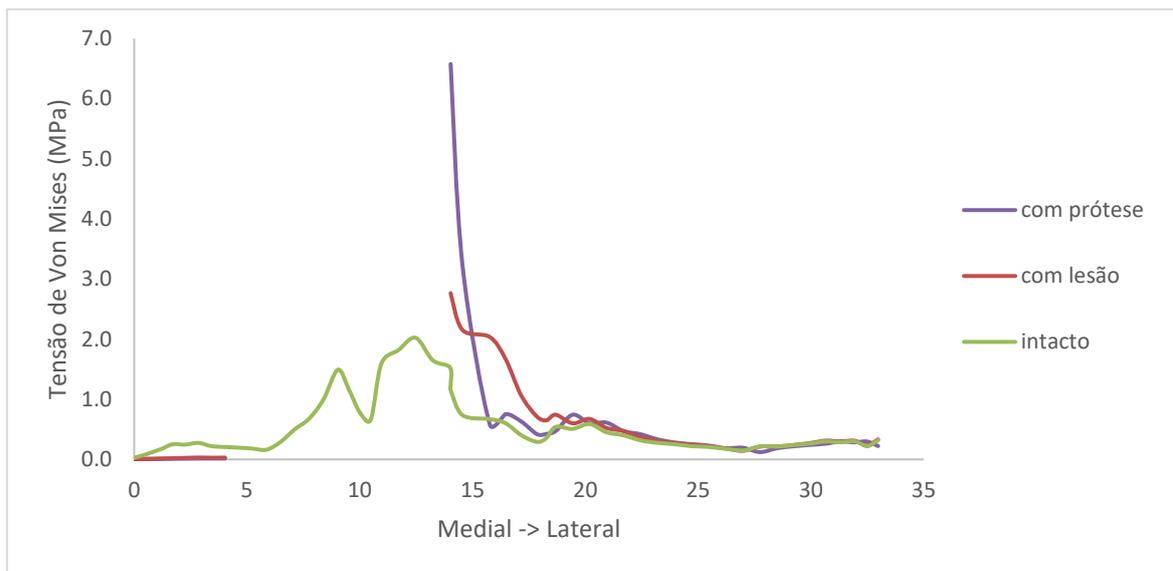


Figura 29 – Evolução das tensões ao longo do plano medial-lateral

Analisando os resultados visíveis na Figura 29, é possível verificar que à medida que nos afastamos da lesão, as tensões nas três situações vão-se tornando praticamente iguais. Na zona medial da cartilagem, entre as abcissas 0 e 4, os valores de tensão são muito reduzidos uma vez que a zona de aplicação de carga se localiza aproximadamente na abcissa 12, e nos casos em que a cartilagem se encontra lesionada, a zona desloca-se mais para a direita, causando assim o pico observável no gráfico.

Analisando os valores de tensão obtidos, observa-se um claro aumento das tensões nos casos em que a cartilagem se encontra lesionada. Quando a cartilagem se encontra intacta, o valor máximo obtido, localizado no centro da zona onde existirá lesão, é de 2,01 MPa. Já no caso da cartilagem com lesão, este pico localiza-se no lado lateral da lesão e o seu valor é de 2,77 MPa, o que equivale a um aumento de 37%. A tensão mais elevada é, sem sombra de dúvida, no caso em que existe prótese no local, neste ponto as tensões atingem um máximo de 6,58 MPa, correspondente a um aumento de 225% relativamente ao máximo intacto.

#### 6.1.2. No Plano posterior-anterior lateral ao dano

Este plano tem como objetivo avaliar a influência da lesão numa zona afastada do dano e não desfigurada por este.

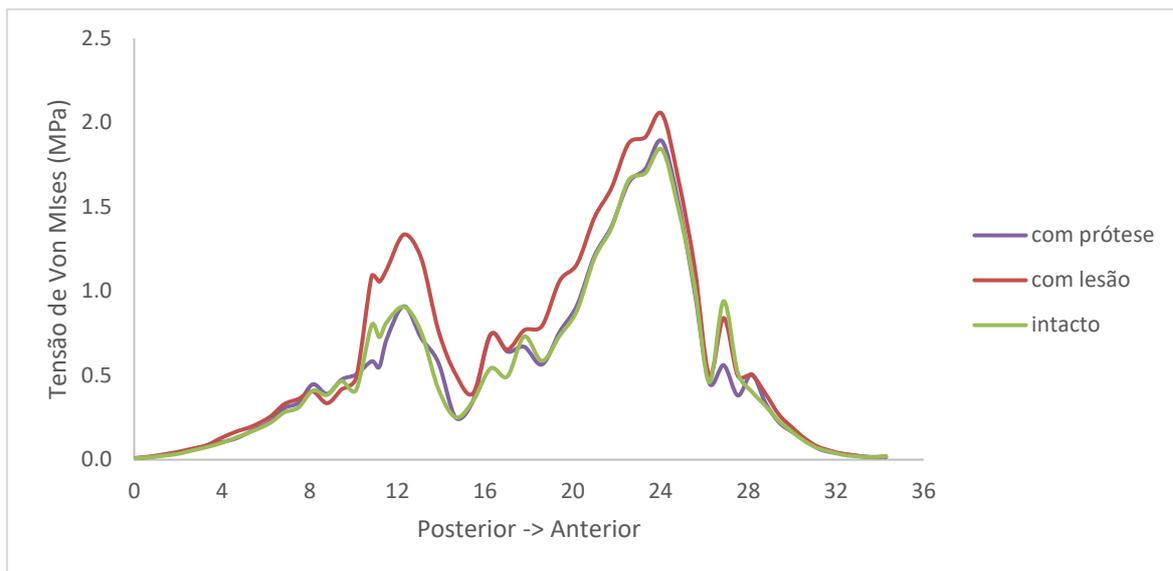


Figura 30 – Evolução das tensões ao longo do plano posterior-anterior (lateral ao dano)

Ao proceder à análise da Figura 30 foi possível verificar de que a influência do dano é muito suave, sendo os valores de tensão muito similares. É possível observar um ligeiro aumento dos valores nos casos em que existe dano (com ou sem prótese) mas este é quase impercetível, sendo a diferença máxima de 0,44 MPa, o que equivale a um aumento de 47% e corresponde à abcissa 12, sendo que nem corresponde ao pico máximo de tensão. Contudo na região de máximo valor este corresponde a um aumento de 12% no caso da lesão.

Este gráfico serve apenas para corroborar os valores obtidos em geral, demonstrando que existem valores de tensão mais estáveis e reduzidos, e permite também concluir que a presença de lesão e da prótese não afeta de forma tão significativa a parte da cartilagem em zonas mais afastadas destas.

### 6.1.3. No Plano posterior-anterior sobre o dano

Este plano foi estabelecido numa zona onde intersesta o dano, de forma a poder ser avaliado o efeito da lesão nas zonas anterior e posterior desta, uma vez que o plano posterior-anterior da cartilagem não intersesta a área lesionada.

Na Figura 31 é possível observar os valores obtidos para o plano antero-posterior que começam na parte posterior da cartilagem até à parte anterior desta.

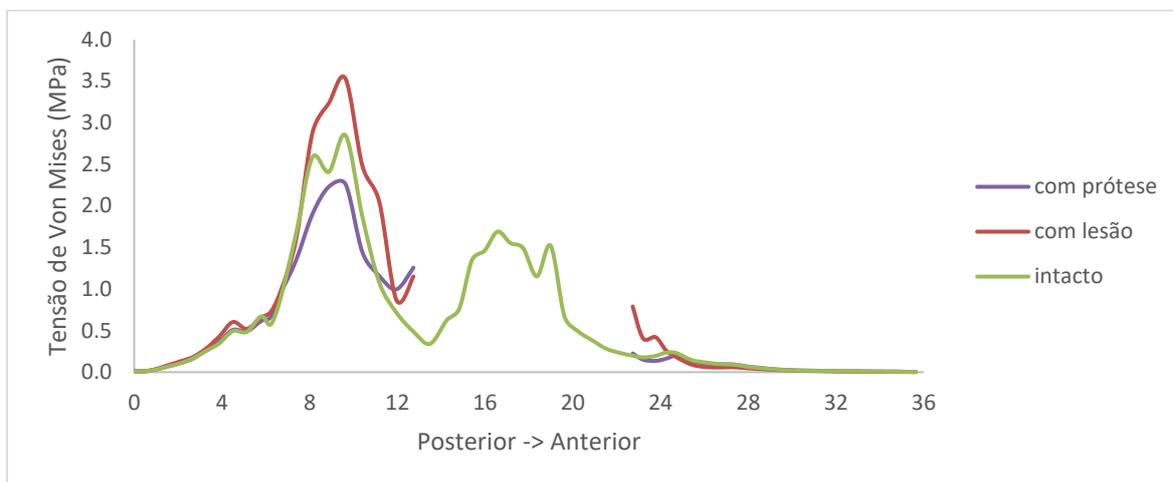


Figura 31 – Evolução das tensões ao longo do plano posterior-anterior (sobre o dano)

Analisando os resultados obtidos, podemos verificar um aumento geral das tensões na simulação com lesão. Esta apresenta um pico de 3,53 MPa, em contraste com os 2,85 MPa da simulação da cartilagem intacta e os 2,26 MPa da simulação com prótese. Estes valores são correspondentes à zona posterior da cartilagem, zona onde a carga é aplicada quando o tornozelo se encontra em posição neutra. Como a zona anterior não tem contacto direto com a carga na posição neutra, os valores são muito inferiores quando comparados com os presentes na zona posterior.

Na zona em redor da lesão, tanto posterior como anteriormente, encontra-se também um aumento das tensões nas simulações com lesão. Este aumento é mais perceptível na presença de prótese na zona posterior da cartilagem. Estes aumentos devem-se ao facto desta zona não se encontrar suportada pela cartilagem, sendo a carga não amortecida por esta. Os valores do lado anterior da lesão não apresentam um aumento muito significativo pela mesma razão mencionada anteriormente.

Os valores em redor da lesão são então: na simulação com prótese apresenta um pico de 1,26 MPa; com lesão tem um máximo de 1,15 MPa, valores estes em contraste com o valor da cartilagem intacta de 0,49 MPa.

Tendo em conta estas dados, pode-se concluir que as simulações com lesão, quer na presença ou não de prótese, registam tensões mais elevadas ao longo deste plano.

## 6.2. Análise de resultados em torno da lesão da cartilagem

De forma a avaliar o impacto da lesão na cartilagem do tálus, foram obtidos valores em torno desta, sendo que na simulação com cartilagem intacta foram retirados valores na zona onde a lesão se encontraria. Na Figura 32 é possível observar os valores obtidos.

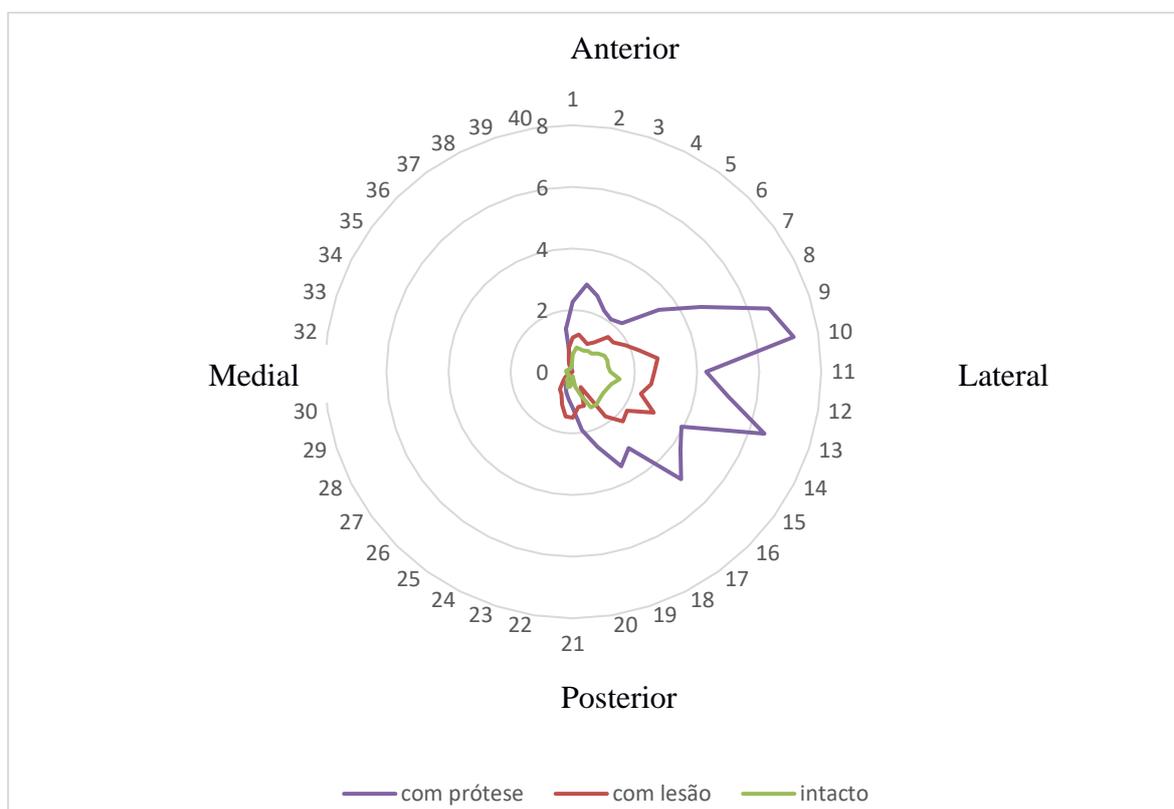


Figura 32– Evolução das tensões em torno da lesão da cartilagem do tálus

Analisando o gráfico, pode-se verificar um aumento geral das tensões nas simulações em que a cartilagem apresenta lesão, principalmente na zona lateral e posterior desta. Esta distribuição de valores vem a confirmar o observado na análise dos planos anteriores. A cartilagem intacta apresenta um máximo de tensão de 1,53 MPa. Já a cartilagem com lesão

apresenta um máximo de 2,93 MPa, equivalente a um aumento de 92%, enquanto quando existe a colocação da prótese este máximo passa para os 7,2 MPa, atingindo assim um aumento de 371% relativamente à cartilagem intacta. Estes aumentos significativos devem-se ao facto de a lesão ser uma zona não suportada, fazendo com que a carga não seja amortecida nem espalhada pela restante cartilagem, causando assim uma concentração de tensões nessa zona.

### 6.3. Análise das deformações no osso esponjoso do tálus

Para avaliar a influência da prótese no osso esponjoso do tálus, foram retiradas as deformações principais neste osso na zona em torno de onde a prótese se encontra. Na Figura 33 pode-se observar a zona de onde foram retirados valores (área marcada a amarelo) bem como a marcação das coordenadas em Y destes pontos.

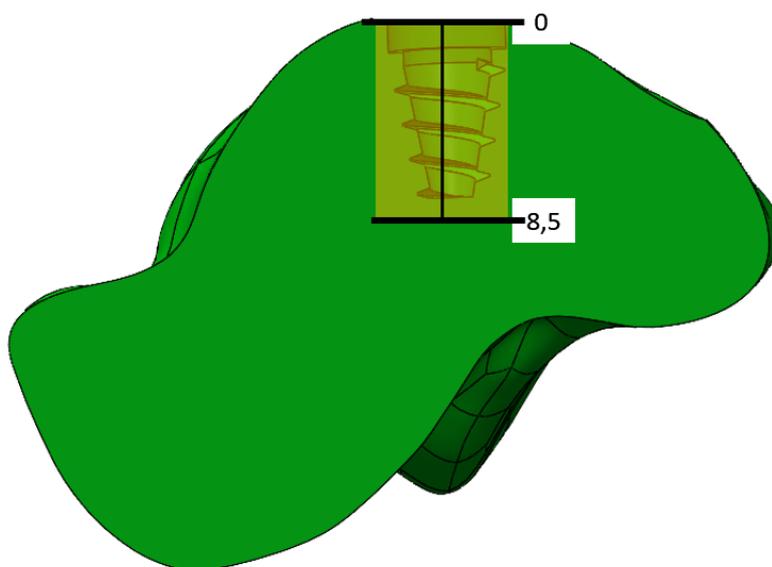


Figura 33 – Corte antero-posterior do tálus esponjoso na zona da prótese com marcação da área em estudo (a amarelo)

Nas figuras pode-se observar as deformações principais, máximas Figura 34 e mínimas Figura 35 para o osso esponjoso do tálus. De forma a facilitar a análise dos dados, foram elaboradas as linhas de tendência para cada uma das simulações.

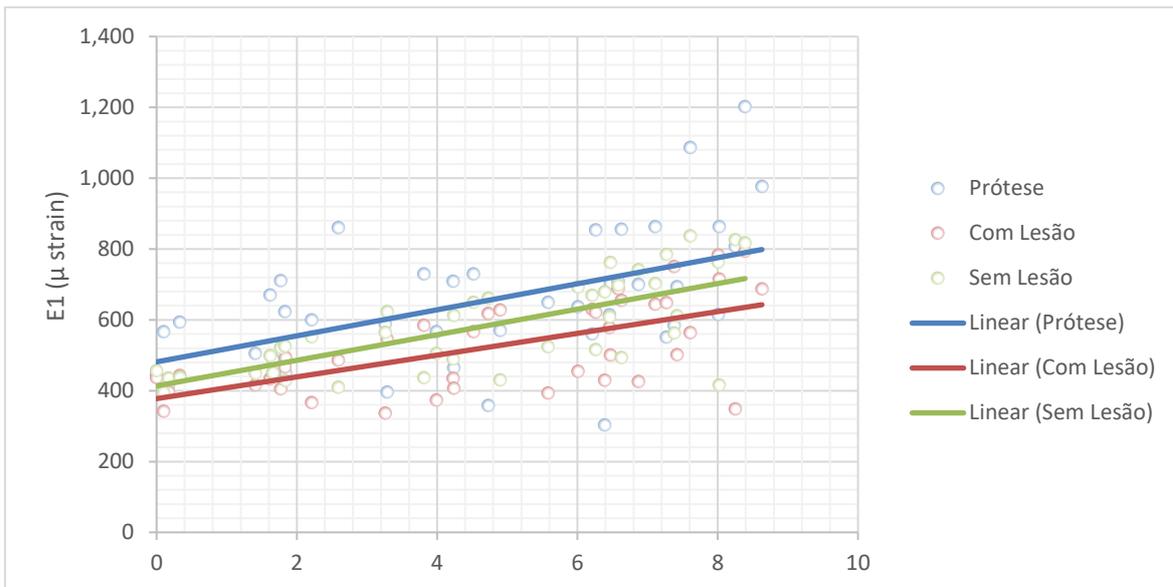


Figura 34 – Deformações principais máximas no osso esponjoso do tálus ao longo da área demarcada

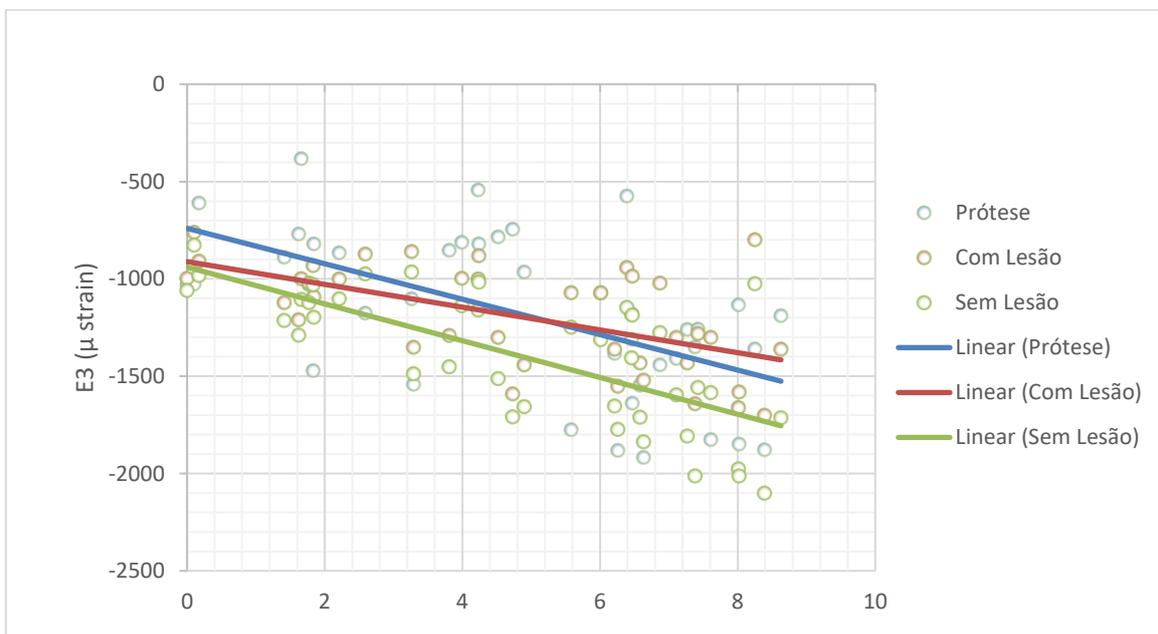


Figura 35 – Deformações principais mínimas no osso esponjoso do tálus ao longo da área demarcada

Como se pode observar nos gráficos, existe uma alteração clara entre o modelo com prótese e o modelo intacto. No caso da deformação principal máxima, a diferença atinge um

máximo de 365,10  $\mu$ strain, o que corresponde a 44%. Relativamente à deformação principal mínima, esta diferença atinge um máximo de 184  $\mu$ strain, equivalente a 9%.

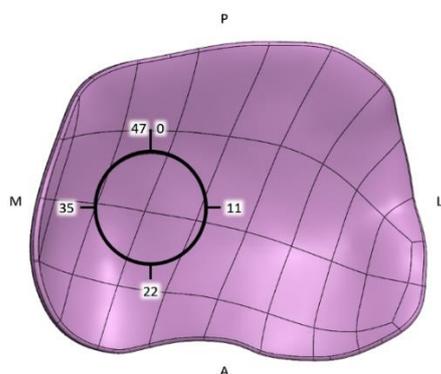
Analisando as linhas de tendência em ambas as deformações, pode-se observar que a deformação principal máxima no caso do modelo com prótese aumenta em relação ao modelo intacto enquanto na deformação mínima ocorre uma diminuição dos valores do modelo protésico comparativamente ao intacto. Este aumento da deformação máxima não é significativo, pelo que não existe possibilidade de ocorrer hipertrofia ou fratura por fadiga do osso esponjoso. Para ocorrer hipertrofia ou fratura por fadiga, era necessário que as deformações atingissem valores acima de 2500  $\mu$ strain, segundo a teoria de H. Frost [89], o que não ocorre. Relativamente às deformações principais mínimas, estas têm tendência a diminuir em relação ao modelo intacto, mas não constituem uma ameaça ao processo de remodelação óssea por efeito de stress-shielding, pois a diferença presente se situa apenas nos 9%.

#### 6.4. Análise dos efeitos da altura da prótese na cartilagem da tibia

Como mencionado anteriormente, a altura recomendada para a implementação do implante é ligeiramente rebaixada em relação à superfície da cúpula superior do tálus, pelo que seria interessante verificar o que altera nos casos em que o implante se encontra elevado.

Uma das questões que surgiu com este interesse foi a forma como a altura da prótese afetaria a cartilagem oposta (da tibia), se os valores de tensão de Von Mises e de pressão de contacto aumentariam ou não, e se a diferença de posições seria assim tão significativa. Na Figura 36 é possível observar a cartilagem da tibia com as zonas estudadas salientadas. Na imagem da esquerda encontra-se salientada a linha que corresponde à zona onde o dano da cartilagem do tálus entrará em contacto com a cartilagem da tibia bem como a escala utilizada. Na imagem da direita encontram-se salientadas 2 linhas da cartilagem da tibia correspondentes aos eixos medial-lateral (a branco) e anterior-posterior (a preto) do dano, em que o ponto de interseção também se encontra salientado.

Zona de contacto da cartilagem da tibia com a lesão



Eixos da zona de contacto da cartilagem da tibia

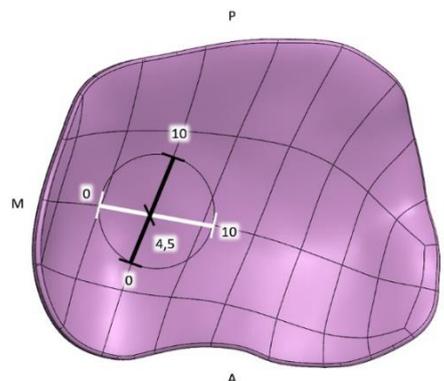


Figura 36 – Cartilagem da tibia com as zonas em estudo marcadas

Utilizando as demarcações na Figura 36 foi possível obter resultados em todas as simulações de forma a poder comparar os efeitos da altura da prótese bem como comparar estes com os modelos intacto e apenas com lesão.

Os valores obtidos inicialmente foram na zona de contacto da cartilagem da tibia e podem ser observados nas Figura 37 e Figura 38.

Tensão de Von Mises (MPa)

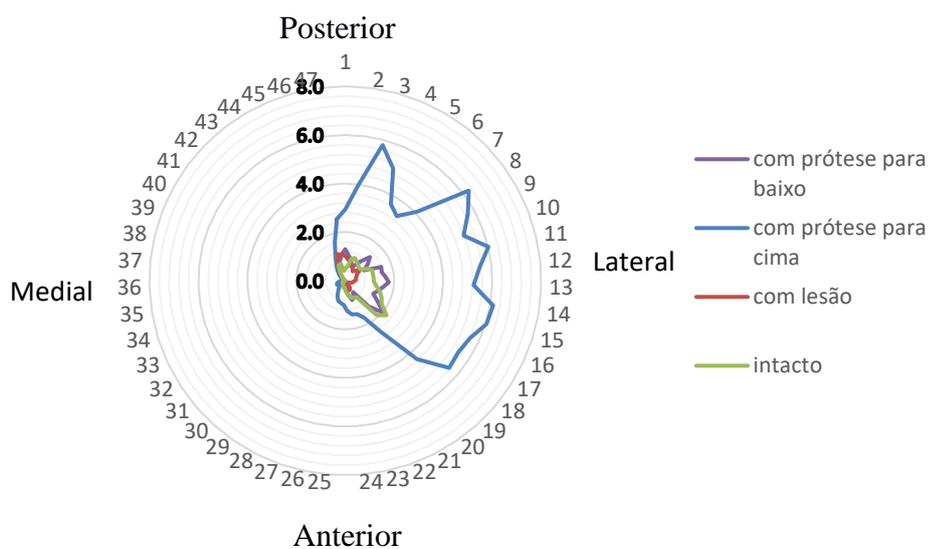


Figura 37 - Evolução de tensões em torno da zona de contacto da cartilagem da tibia

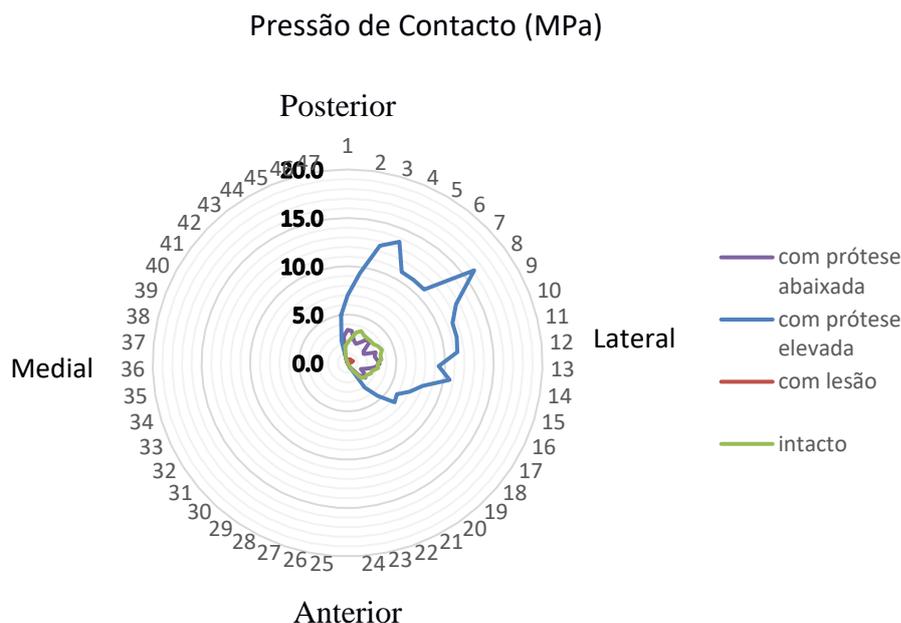


Figura 38 – Evolução das pressões de contacto em torno da zona de contacto da cartilagem da tibia

Analisando os gráficos, podemos observar um aumento significativo entre os valores referentes à prótese elevada comparativamente com a prótese abaixada. A prótese elevada causa um máximo de tensão de 6,26 MPa, enquanto a prótese em baixo tem um máximo de 2,06 MPa, implicando que a prótese elevada causa um aumento de tensões na ordem dos 204%. Relativamente às de pressões de contacto, o valor máximo da prótese elevada é de 16,13 MPa, contrastando com o 3,43 MPa referente ao máximo da prótese abaixada, causando assim um aumento na ordem dos 371 % o que leva ao desgaste da cartilagem, causando dor e desconforto ao paciente. Este aumento também é claro quando comparado com os valores relativos às simulações da articulação com lesão e intacta, sendo que as tensões apresentam um aumento de 452% e de 184%, respetivamente; e as pressões de contacto de 2 586% e de 328 %, respetivamente.

Ao analisar estes gráficos, pode-se também avaliar o impacto da prótese abaixada comparativamente aquando existe apenas lesão ou quando a cartilagem se encontra intacta. Como se pode observar, os valores de tensão e de pressão de contacto no caso da prótese abaixada encontram-se muito próximos da simulação com cartilagem intacta, o que demonstra que a posição abaixada é de facto a mais favorável, como mencionado nos diversos estudos abordados anteriormente. [72] [78][90]

É também importante referir de que os valores no modelo com lesão são muito reduzidos devido à pouca quantidade de cartilagem do tálus que entra em contacto com a cartilagem da tibia.

Passando agora à análise dos dados nos eixos da zona de contacto da cartilagem da tibia, que podem ser observados na Figura 39, onde o ponto de interseção destes dois eixos foi marcado com a linha preta para comparação. Não é possível analisar comparativamente ao modelo lesionado, uma vez que não existe material na zona neste modelo, pelo que as tensões e as pressões de contacto apresentam valores nulos.

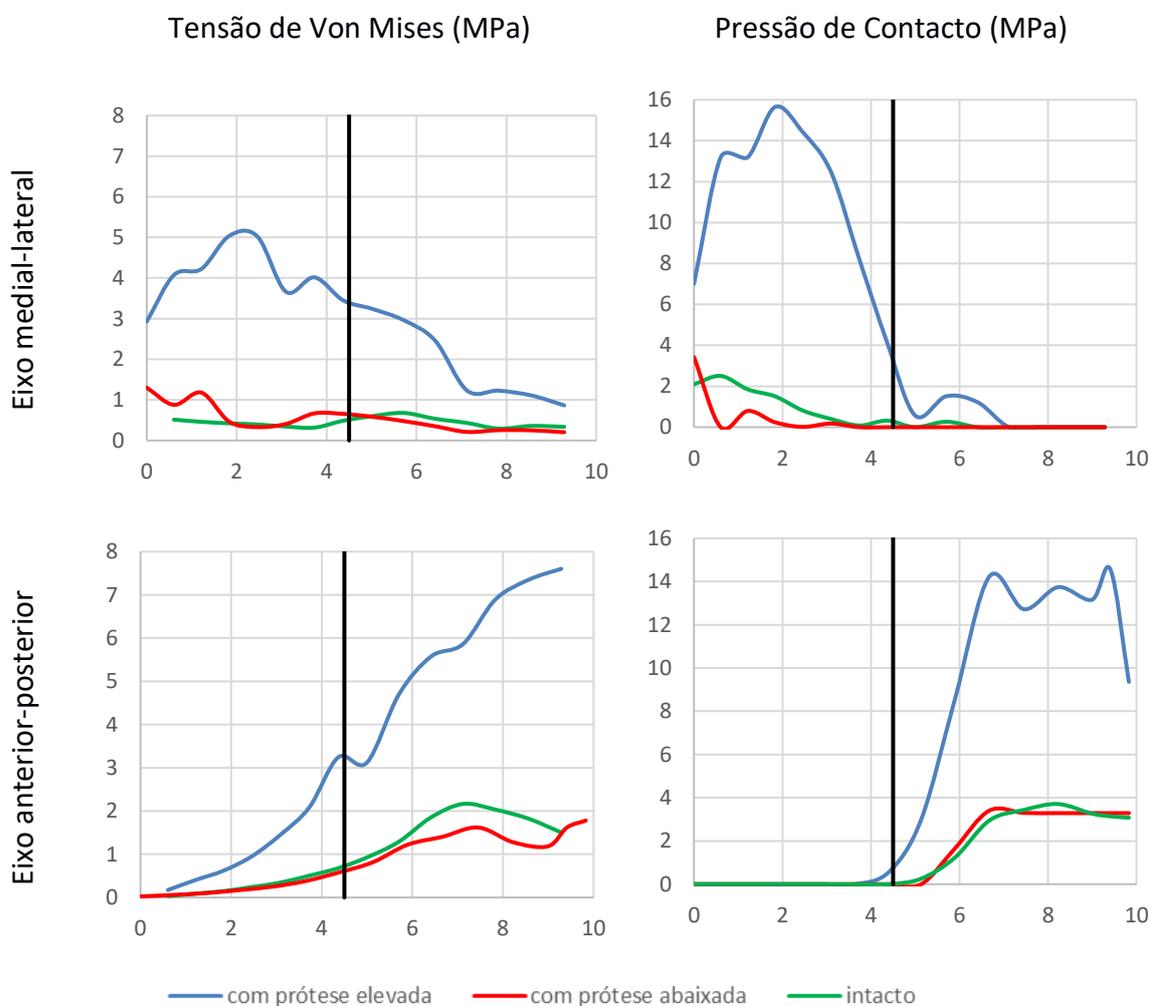


Figura 39 – Evolução de tensões (à esquerda) e de pressões de contacto (à direita) nos eixos da zona de contacto com a cartilagem da tibia

Como se pode observar na Figura 39, existe um aumento significativo entre os valores obtidos na simulação com a prótese elevada em relação à simulação com esta abaixada, em ambos os eixos, como se viu também anteriormente.

No eixo medial-lateral, as tensões no modelo com prótese elevada atingem um pico de 5,04 MPa, enquanto quando a prótese se encontra abaixada, este pico é de 1,30 MPa, que equivale a um aumento das tensões de 288%. Já quando se estuda as pressões de contacto, os picos atingidos são de 15,65 MPa e de 3,43 MPa, respetivamente, o que equivale a um aumento de 357%. Este aumento também é verificado quando comparado o modelo da prótese elevada com o modelo intacto, sendo que as tensões sofrem um aumento de 642 %, e as pressões sofrem um aumento de 525%

No eixo anterior-posterior, as tensões no modelo com prótese elevada atingem um máximo de 7,60 MPa, enquanto quando a prótese se encontra abaixada, este pico é de 1,78 MPa, que equivale a um aumento das tensões de 327 %. Já quando se estuda as pressões de contacto, os picos atingidos são de 14,55MPa e de 3,41MPa, respetivamente, o que equivale também a um aumento de 327%. Comparando o modelo elevado com o modelo intacto, os resultados continuam a demonstrar um claro aumento do modelo elevado, sendo que as tensões têm um aumento de 251%. Já comparando as pressões, o aumento é de 292%.

Estes aumentos significativos não são, no entanto, suficientes para causar rutura da cartilagem, uma vez que a tensão limite de rutura é entre os 13-20 MPa. No entanto, os valores obtidos são muito superiores aos do modelo intacto, pelo que poderão causar o desconforto no paciente e possível desgaste da cartilagem tibia.[91][92]

Analisando estes gráficos também se pode retirar conclusões relativamente à presença da prótese abaixada em comparação com a cartilagem intacta. Os valores de tensão e de pressão de contacto apresentam muitas semelhanças entre o modelo intacto e o modelo com prótese abaixada. No caso das tensões têm uma diferença entre picos de 92% no eixo medial-lateral e 22% no eixo anterior-posterior; enquanto no caso das pressões de contacto, as diferenças são de 37% no plano medial-lateral e 9% no caso do plano anterior-posterior, comprovando mais uma vez as observações realizadas acima.

Comparando os gráficos para os dois eixos, podemos ver que no eixo medial-lateral as tensões concentram-se no lado direito do ponto médio e que no eixo anterior-posterior, os valores concentram-se do lado esquerdo deste. Este fenómeno deve-se à geometria simplificada realizada na prótese, que é mais alta no quadrante medial anterior. Esta geometria não é correspondente à real, sendo que se espera que num tornozelo com a prótese, as tensões e pressão de contato sejam mais uniformes ao longo eixo anterior-posterior, eixo no qual existe a convexidade da prótese.

#### 6.5. Discussão

Este trabalho teve como objetivo analisar a influência da lesão bem como da prótese HemiCAP nas tensões da cartilagem afetada bem como na cartilagem em contacto com esta, a cartilagem da tíbia, utilizando o método de elementos finitos com o propósito de obter resultados objetivos e conclusivos. É de salientar que como a articulação do tornozelo é de elevada complexidade, torna-se impossível replicar de forma completa recorrendo a um modelo numérico. O modelo numérico utilizado permitiu uma aproximação satisfatória em relação à articulação verdadeira, sendo que foram também tidos em conta os diferentes tipos de materiais presentes na articulação, entre eles os ossos e a cartilagem, tentando ao máximo caracterizar estes de forma que se assemelhassem o máximo possível ao material real. No entanto, para a realização dos diferentes cenários analisados, foi necessário fazer diversas simplificações como a não consideração da influência dos músculos e tendões da articulação, que afetariam a distribuição de forças aplicadas na articulação, ou até a omissão do líquido sinovial da cavidade articular, que iria amortecer as cargas na cartilagem.

O principal objetivo deste trabalho não foi a procura de valores absolutos, mas sim a obtenção de valores de forma a se poderem comparar entre si e assim serem avaliados em relação ao seu significado, e estudadas as influências das diferentes condições aplicadas no trabalho, tais como a influencia da existência de lesão e de prótese na cartilagem do talus, a influencia da altura da prótese na cartilagem oposta e a influencia da prótese no osso onde se encontra afixada.

Após a realização das diferentes simulações, é necessário comparar os resultados obtidos de forma a concluir sobre a influência da lesão e da prótese na articulação do tornozelo.

Verificou-se que a existência de lesão possui uma grande influência nos valores de tensão ao longo da cartilagem do tálus, bem como a presença do implante. Na Tabela 4 pode-se observar o comportamento da cartilagem nos cenários estudados. Com base nesta tabela é possível verificar um aumento das tensões nos cenários que envolvem lesão (com ou sem colocação de prótese). Este aumento é significativo principalmente no cenário onde ocorreu a colocação de implante, em que as tensões máximas atingem o triplo comparativamente ao cenário de cartilagem intacta.

Tabela 4 – Comparação dos resultados de tensões obtidos nas três diferentes situações

	Plano lateral-medial		Planos posterior-anterior (sobre o dano)	
	Tensão máxima (MPa)	Média de tensões (MPa)	Tensão máxima (MPa)	Média de tensões (MPa)
<b>Intacto</b>	2,02	0,54	2,85	0,55
<b>Com lesão</b>	2,77	0,50	3,53	0,54
<b>Com prótese</b>	6,58	0,52	2,26	0,40

Outro fator avaliado foi a integridade do osso esponjoso do tálus na presença de dano e de um implante. Os valores máximos de deformações principais mínimas e máximas podem ser visualizados na Tabela 5, sendo que o máximo se encontra assinalado a negrito.

Relativamente aos valores de deformações principais máximas, verifica-se que no modelo em que foi inserida uma prótese existe um aumento de cerca de 43% relativamente ao modelo intacto. Este aumento não é significativo o suficiente pelo que se pode concluir que não existe risco de hipertrofia óssea ou falha por fadiga do osso. Quando se analisam as deformações principais mínimas, verifica-se uma redução de cerca de 9%, sendo que este

não apresenta um fator de risco para a diminuição da densidade óssea por efeito de *stress-shielding*.

Tabela 5 – Comparação das deformações principais máximas e mínimas no osso esponjoso nas três diferentes situações

	Intacto	Com lesão	Com prótese
$\epsilon_1$	$8,37 \times 10^{-4}$	$7,94 \times 10^{-4}$	<b><math>1,20 \times 10^{-3}</math></b>
$\epsilon_3$	<b><math>-2,10 \times 10^{-3}</math></b>	$-1,70 \times 10^{-3}$	$-1,92 \times 10^{-3}$

Na análise da influência da altura da prótese na cartilagem da tibia verificou-se que uma prótese mais elevada corresponde a um aumento significativo das tensões e das pressões de contacto em ambos os eixos medidos, como pode ser observado na Tabela 6. Este aumento apesar de não atingir a tensão limite de rotura da cartilagem, pode incorrer num desgaste progressivo da cartilagem da tibia e num aumento do desconforto e dor no paciente.

Com isto pode-se também verificar que a média de tensões no caso de a prótese não elevada é muito similar à média quando a cartilagem está intacta, pelo que se pode concluir que em casos em que a prótese esteja colocada abaixo da superfície superior da cartilagem não deverá existir um desgaste da cartilagem da tibia tão acentuado comparativamente ao caso anterior.

Tabela 6 – Influência da altura da prótese nas tensões e pressões de contacto

	Eixo medial-lateral			Eixo anterior-Posterior		
	Tensão máxima (MPa)	Média de Tensões (MPa)	Pressão Contacto Máxima (MPa)	Tensão máxima (MPa)	Média de Tensões (MPa)	Pressão Contacto Máxima (MPa)
<b>Prótese Elevada</b>	5,04	3,03	15,65	7,60	3,69	14,55
<b>Prótese Abaixada</b>	1,30	0,55	3,43	1,78	0,83	3,41
<b>Intacto</b>	0,68	0,43	2,51	2,17	0,99	3,71

É também importante mencionar que ao longo destes estudos, não se encontraram situações em que pusessem em risco a integridade da cartilagem do tálus, uma vez que não foi ultrapassada a tensão de rutura da cartilagem, que é de 13-20 MPa, dependendo da localização desta [91][92].

Comparando os resultados obtidos nesta dissertação com os resultados de outros trabalhos sobre este tema, pode-se observar que o aumento de tensões advindo do dano na cartilagem é superior no primeiro caso [1][2]. Esta diferença deve-se à forma do dano e possivelmente às condições de fronteira utilizadas. No entanto, Papaioannou et al. [93] menciona que o dano osteocondral implica uma concentração de tensões na cartilagem afetada, afirmação esta que se verifica. Relativamente às pressões de contacto, este trabalho regista uma média de 0,91-1,15 MPa na cartilagem lesionada, enquanto os valores abordados por Papaioannou rondam os 1,2-1,5 MPa, sendo estes muito similares. Comparativamente, os valores registados por Carlos Rocha[1] rondam uma média de 2-2,5 MPa, claramente superiores.

## **7. Conclusão e trabalhos futuros**

A lesão osteocondral é uma das condições que mais afeta as populações jovens ativas, causando desconforto e limitações físicas, sendo por isso importante expandir o conhecimento sobre a patologia. Com a elaboração deste trabalho pretendeu-se estudar e compreender esta lesão tão complexa.

Em relação à influência de lesão e prótese na cartilagem do tálus, é possível concluir de que a existência de lesão causa um aumento de tensões podendo levar à instabilidade da articulação; já quando se fala da colocação do implante, apesar da tensão máxima registada ter aumentado, em geral a prótese apresenta ser uma boa solução de correção da lesão pois ao longo da extensão da cartilagem apresenta melhores resultados do que a sua não colocação.

No entanto, esta só é uma solução viável quando colocada abaixo da superfície do tálus, como recomendado nos diversos guiões de cirurgia bem como estudos realizados[76][77][78]. Como se pôde observar na análise à cartilagem da tibia, quando a prótese se encontra acima da superfície da cartilagem talar, esta causa um aumento extremo nas tensões da cartilagem bem como nas pressões de contacto, o que poderá incorrer no desgaste da cartilagem tibial e com isso, no desconforto dos pacientes e possível necessidade de remoção do implante.

Avaliando a influência da colocação da prótese no osso esponjoso do tálus, pôde-se concluir que, apesar de existir um aumento das deformações principais máximas e uma diminuição das mínimas, estas diferenças não são significativas, pelo que não devem comprometer a integridade do osso.

Algumas ideias que poderão ser abordadas e melhoradas em trabalhos futuros passam por:

- Desenvolvimento de um modelo com a presença de líquido sinovial de forma a se poder avaliar a sua intervenção na cartilagem;

### *Conclusão e trabalhos futuros*

- Adaptação do material da cartilagem para um modelo não linear de forma a obter resultados mais descritivos da realidade
- Realização de um estudo que avalie o comportamento da lesão para diversas atividades físicas de forma a verificar quais as que possuem maior influência na cartilagem
- Realização de um estudo experimental de forma a validar o modelo utilizado bem como verificar a influência da HemiCAP experimentalmente.

## Referências Bibliográficas

- [1] C. D. G. da Rocha, “Estudo da lesão osteocondral na articulação do tornozelo,” Universidade de Aveiro, 2017.
- [2] P. Sampaio, “Modelo Experimental e Numérico do Dano na Cartilagem da Articulação do Tornozelo,” Universidade de Aveiro, 2018.
- [3] J. Hamill, K. M. Knutzen, L. B. Ribeiro, and V. J. P. P.-S. P. Barbanti, *Bases biomecânicas do movimento humano*. Manole, 1999.
- [4] “Anatomy of the Ankle.” <https://www.scoi.com/specialties/ankle-doctor/anatomy-ankle> (accessed Mar. 21, 2021).
- [5] H. JJ, B. A, de J. TA, and K. GJ, “Anatomy of the distal tibiofibular syndesmosis in adults: a pictorial essay with a multimodality approach,” *J. Anat.*, vol. 217, no. 6, pp. 633–645, Dec. 2010, doi: 10.1111/J.1469-7580.2010.01302.X.
- [6] P. Seeley, R. Stephens, T. Tate, *Anatomia & Fisiologia*, 8a ed., no. 2. 2011.
- [7] J. A. Esperança Pina, *Anatomia Humana e Locomoção*. 2017.
- [8] “Tibia and Fibula Shaft | Team Bone.” <https://teambone.com/education/education-clinical/adult-orthopedic-trauma/tibia-and-fibula-shaft/> (accessed Mar. 21, 2021).
- [9] N. Palastanga, D. Field, and R. Soames, *Anatomia e movimento humano*. 2000.
- [10] Netter, *Netter Atlas of Human Anatomy English*, vol. 17, no. 2. 1951.
- [11] K. Sugimoto, Y. Takakura, Y. Tohno, T. Kumai, K. Kawate, and K. Kadono, “Cartilage thickness of the talar dome,” *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 21, no. 4, pp. 401–404, Apr. 2005, doi: 10.1016/J.ARTHRO.2004.12.005.
- [12] F. R. Convery, “Basic Biomechanics of the Skeletal System. Victor H. Frankel and Margareta Nordin. Philadelphia, Lea & Febiger, 1980. 303 pages. Illustrated.,” *Arthritis Rheum.*, vol. 24, no. 11, pp. 1457–1458, Nov. 1981, doi: <https://doi.org/10.1002/art.1780241133>.
- [13] A. J. Sophia Fox, A. Bedi, and S. A. Rodeo, “The basic science of articular cartilage: structure, composition, and function.,” *Sports Health*, vol. 1, no. 6, pp. 461–468, Nov. 2009, doi: 10.1177/1941738109350438.
- [14] A. M. Bhosale and J. B. Richardson, “Articular cartilage: structure, injuries and review of management.,” *Br. Med. Bull.*, vol. 87, pp. 77–95, 2008, doi: 10.1093/bmb/ldn025.
- [15] “Ankle Arthritis — Ankle Arthritis | Ankle Replacement | Arthrodesis | Ankle Fusion.” <http://www.anklearthritis.co.uk/ankle-arthritis-1/#normal-structure->

- andfunction (accessed Mar. 21, 2021).
- [16] L.-R. Chang, G. Marston, and A. Martin, “Anatomy, Cartilage,” *Hip Jt. Restor.*, pp. 15–22, Oct. 2020, Accessed: Oct. 23, 2021. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532964/>.
- [17] “Lower limb anatomy: Bones, muscles, nerves, vessels | Kenhub.” <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/lower-extremity-anatomy> (accessed Apr. 10, 2021).
- [18] P. A. F. H. Renström and S. A. Lynch, “Lesões ligamentares do tornozelo,” *Rev. Bras. Med. do Esporte*, vol. 5, no. 1, pp. 13–23, Feb. 1999, doi: 10.1590/S1517-86921999000100004.
- [19] H. Hatze, “Letter: The meaning of the term ‘biomechanics’.,” *J. Biomech.*, vol. 7, no. 2, pp. 189–190, Mar. 1974, doi: 10.1016/0021-9290(74)90060-8.
- [20] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica*. Publindústria.
- [21] O. Rasmussen and I. Tovborg-Jensen, “Mobility of the ankle joint: recording of rotatory movements in the talocrural joint in vitro with and without the lateral collateral ligaments of the ankle.,” *Acta Orthop. Scand.*, vol. 53, no. 1, pp. 155–160, Feb. 1982, doi: 10.3109/17453678208992194.
- [22] A. Lundberg, O. K. Svensson, C. Bylund, and G. Selvik, “Kinematics of the ankle/foot complex--Part 3: Influence of leg rotation.,” *Foot Ankle*, vol. 9, no. 6, pp. 304–309, Jun. 1989, doi: 10.1177/107110078900900609.
- [23] S. Siegler, J. Chen, and C. D. Schneck, “The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints--Part I: Kinematics.,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 110, no. 4, pp. 364–373, Nov. 1988, doi: 10.1115/1.3108455.
- [24] S. J. Hall, *Basic Biomechanics, 7e | AccessPhysiotherapy | McGraw-Hill Medical*. 2015.
- [25] C. L. Brockett and G. J. Chapman, “Biomechanics of the ankle,” Elsevier Ltd, 2016.
- [26] D. S. S. Rodrigues, “Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty : Stress Analysis and Bone Remodeling,” 2013.
- [27] S. SK, “Biomechanics of the subtalar joint complex.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 290, pp. 17–26, May 1993, Accessed: Oct. 11, 2021. [Online]. Available: <https://europepmc.org/article/med/8472445>.
- [28] N. Palastanga and R. W. Soames, *Anatomy and Human Movement: Structure and function (Google eBook)*, 6th ed. Elsevier Ltd., 2012.
- [29] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Fourth Edition David A. Winter (cloth) 1. Human mechanics. 2. Motor ability. 3.*

- Kinesiology. I. Title. QP303.W59*, vol. 7. 2009.
- [30] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica*. 2019.
- [31] A. Seireg and R. J. Arvikar, “The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking,” *J. Biomech.*, vol. 8, no. 2, pp. 89–102, Mar. 1975, doi: 10.1016/0021-9290(75)90089-5.
- [32] B. Reggiani, A. Leardini, F. Corazza, and M. Taylor, “Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 8, pp. 1435–1443, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.010.
- [33] G. Bergmann *et al.*, “Hip contact forces and gait patterns from routine activities,” *J. Biomech.*, vol. 34, no. 7, pp. 859–871, Jul. 2001, doi: 10.1016/s0021-9290(01)00040-9.
- [34] A. Monro, “Medical essays and observations,” *Pub. by A Soc. Edinburgh*, vol. 4, p. 276, 1752.
- [35] V. Tarabella *et al.*, “From loose body to osteochondritis dissecans: a historical account of disease definition,” *Joints*, vol. 4, no. 3, pp. 165–170, Sep. 2016, doi: 10.11138/jts/2016.4.3.165.
- [36] M. Kappis, “Weitere Beiträge zur traumatisch-mechanischen Entstehung der „spontanen“ Knorpelablösungen (sogen. Osteochondritis dissecans),” *Dtsch. Zeitschrift für Chir.*, vol. 171, no. 1, pp. 13–29, 1922, doi: 10.1007/BF02812921.
- [37] A. Rendu, “Fracture intra-articulaire parcellaire de la poulie astragalienne,” *Lyon Med*, 1932.
- [38] P. O’Loughlin, B. Heyworth, and J. Kennedy, “Current Concepts in the Diagnosis and Treatment of Osteochondral Lesions of the Ankle,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 38, pp. 392–404, Jul. 2009, doi: 10.1177/0363546509336336.
- [39] T. Badekas, M. Takvorian, and N. Souras, “Treatment principles for osteochondral lesions in foot and ankle,” doi: 10.1007/s00264-013-2076-1.
- [40] A. B. Flick and N. Gould, “Osteochondritis Dissecans of the Talus (Transchondral Fractures of the Talus): Review of the Literature and New Surgical Approach for Medial Dome Lesions,” *Foot Ankle*, vol. 5, no. 4, pp. 165–185, Apr. 1985, doi: 10.1177/107110078500500403.
- [41] A. L. BERNDT and M. HARTY, “Transchondral fractures (osteochondritis dissecans) of the talus,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 41-A, pp. 988–1020, 1959, [Online]. Available: <http://europepmc.org/abstract/MED/13849029>.
- [42] P. J. McGahan and S. J. Pinney, “Current concept review: osteochondral lesions of the talus,” *Foot ankle Int.*, vol. 31, no. 1, pp. 90–101, Jan. 2010, doi: 10.3113/FAI.2010.0090.

- [43] A. J. Nelson, C. L. Collins, E. E. Yard, S. K. Fields, and R. D. Comstock, “Ankle injuries among United States high school sports athletes, 2005-2006,” *J. Athl. Train.*, vol. 42, no. 3, pp. 381–387, 2007, [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18059994>.
- [44] K. T. L. Chew, E. Tay, and Y. S. Wong, “Osteochondral lesions of the talus.,” *Ann. Acad. Med. Singapore*, vol. 37, no. 1, pp. 63–68, Jan. 2008.
- [45] R. D. Santrock, M. M. Buchanan, T. H. Lee, and G. C. Berlet, “Osteochondral lesions of the talus,” *Foot Ankle Clin.*, vol. 8, no. 1, pp. 73–90, Mar. 2003, doi: 10.1016/S1083-7515(03)00007-X.
- [46] A. Saxena and C. Eakin, “Articular talar injuries in athletes: results of microfracture and autogenous bone graft.,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 35, no. 10, pp. 1680–1687, Oct. 2007, doi: 10.1177/0363546507303561.
- [47] R. D. Ferkel, B. D. Flannigan, and B. S. Elkins, “Magnetic resonance imaging of the foot and ankle: correlation of normal anatomy with pathologic conditions.,” *Foot Ankle*, vol. 11, no. 5, pp. 289–305, Apr. 1991, doi: 10.1177/107110079101100506.
- [48] J. D. Dipaola, D. W. Nelson, and M. R. Colville, “Characterizing osteochondral lesions by magnetic resonance imaging.,” *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. North Am. Int. Arthrosc. Assoc.*, vol. 7, no. 1, pp. 101–104, 1991, doi: 10.1016/0749-8063(91)90087-e.
- [49] M. Zengerink, I. Szerb, L. Hangody, R. M. Dopirak, R. D. Ferkel, and C. N. van Dijk, “Current Concepts: Treatment of Osteochondral Ankle Defects,” *Foot Ankle Clin.*, vol. 11, no. 2, pp. 331–359, 2006, doi: <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2006.03.008>.
- [50] “Osteochondral Lesions of the Talus - Foot & Ankle - Orthobullets.” <https://www.orthobullets.com/foot-and-ankle/7034/osteochondral-lesions-of-the-talus> (accessed May 14, 2021).
- [51] S. Hepple, I. G. Winson, and D. Glew, “Osteochondral lesions of the talus: a revised classification.,” *Foot ankle Int.*, vol. 20, no. 12, pp. 789–793, Dec. 1999, doi: 10.1177/107110079902001206.
- [52] M. P. Prado, J. G. Kennedy, F. Raduan, and C. Nery, “Diagnóstico e tratamento das lesões osteocondrais do tornozelo: conceitos atuais,” *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 51, no. 5, pp. 489–500, Sep. 2016, doi: 10.1016/j.rbo.2015.10.010.
- [53] M. Pritsch, H. Horoshovski, and I. Farine, “Arthroscopic treatment of osteochondral lesions of the talus.,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 68, no. 6, pp. 862–865, Jul. 1986.
- [54] R. D. Ferkel *et al.*, “Arthroscopic treatment of chronic osteochondral lesions of the talus: long-term results.,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 36, no. 9, pp. 1750–1762, Sep. 2008, doi: 10.1177/0363546508316773.
- [55] D. N. Mintz, G. S. Tashjian, D. A. Connell, J. T. Deland, M. O’Malley, and H. G.

- Potter, “Osteochondral lesions of the talus: a new magnetic resonance grading system with arthroscopic correlation,” *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg. Off. Publ. Arthrosc. Assoc. North Am. Int. Arthrosc. Assoc.*, vol. 19, no. 4, pp. 353–359, Apr. 2003, doi: 10.1053/jars.2003.50041.
- [56] G. L. Canata and C. N. van Dijk, *Cartilage lesions of the ankle*. 2015.
- [57] C. J. A. van Bergen, P. A. J. de Leeuw, and C. N. van Dijk, “Treatment of osteochondral defects of the talus,” *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.*, vol. 94, no. 8 Suppl, pp. 398–408, Dec. 2008, doi: 10.1016/j.rco.2008.09.003.
- [58] J. L. Tol, P. A. Struijs, P. M. Bossuyt, R. A. Verhagen, and C. N. van Dijk, “Treatment strategies in osteochondral defects of the talar dome: a systematic review,” *Foot ankle Int.*, vol. 21, no. 2, pp. 119–126, Feb. 2000, doi: 10.1177/107110070002100205.
- [59] O. Mei-Dan *et al.*, “Treatment of osteochondritis dissecans of the ankle with hyaluronic acid injections: a prospective study,” *Foot ankle Int.*, vol. 29, no. 12, pp. 1171–1178, Dec. 2008, doi: 10.3113/FAI.2008.1171.
- [60] O. Mei-Dan, M. R. Carmont, L. Laver, G. Mann, N. Maffulli, and M. Nyska, “Platelet-rich plasma or hyaluronate in the management of osteochondral lesions of the talus,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 40, no. 3, pp. 534–541, Mar. 2012, doi: 10.1177/0363546511431238.
- [61] S. W. O’Driscoll, “The healing and regeneration of articular cartilage,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 80, no. 12, pp. 1795–1812, Dec. 1998.
- [62] A. Lomax and J. Calder, “Retrograde Drilling for the Treatment of Osteochondral Lesions in the Ankle BT - Arthroscopy: Basic to Advanced,” P. Randelli, D. Dejour, C. N. van Dijk, M. Denti, and R. Seil, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2016, pp. 1023–1031.
- [63] M. Abd-Ella *et al.*, “Arthroscopic management of small osteochondral lesions of the talus: drilling revisited,” *Curr. Orthop. Pract.*, vol. 28, p. 1, Mar. 2017, doi: 10.1097/BCO.0000000000000473.
- [64] M. Zengerink, P. A. A. Struijs, J. L. Tol, and C. N. van Dijk, “Treatment of osteochondral lesions of the talus: A systematic review,” *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 18, no. 2, pp. 238–246, Feb. 2010, doi: 10.1007/s00167-009-0942-6.
- [65] M. N. Doral *et al.*, “Treatment of osteochondral lesions of the talus with microfracture technique and postoperative hyaluronan injection,” *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 20, no. 7, pp. 1398–1403, 2012, doi: 10.1007/s00167-011-1856-7.
- [66] A. Gobbi, R. A. Francisco, J. H. Lubowitz, F. Allegra, and G. Canata, “Osteochondral Lesions of the Talus: Randomized Controlled Trial Comparing Chondroplasty, Microfracture, and Osteochondral Autograft Transplantation,”

- Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 22, no. 10, pp. 1085–1092, Oct. 2006, doi: 10.1016/J.ARTHRO.2006.05.016.
- [67] D. Muir, C. L. Saltzman, Y. Tochigi, and N. Amendola, “Talar dome access for osteochondral lesions.,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 9, pp. 1457–1463, Sep. 2006, doi: 10.1177/0363546506287296.
- [68] B. Johnson *et al.*, “Cell Cultured Chondrocyte Implantation and Scaffold Techniques for Osteochondral Talar Lesions,” *Foot Ankle Clin.*, vol. 18, no. 1, pp. 135–150, 2013, doi: <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2012.12.008>.
- [69] S. Giannini, R. Buda, B. Grigolo, and F. Vannini, “Autologous chondrocyte transplantation in osteochondral lesions of the ankle joint.,” *Foot ankle Int.*, vol. 22, no. 6, pp. 513–517, Jun. 2001, doi: 10.1177/107110070102200612.
- [70] L. Peterson, M. Brittberg, I. Kiviranta, E. L. Akerlund, and A. Lindahl, “Autologous chondrocyte transplantation. Biomechanics and long-term durability.,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 30, no. 1, pp. 2–12, 2002, doi: 10.1177/03635465020300011601.
- [71] P. Niemeyer, G. Salzmann, H. Schmal, H. Mayr, and N. P. Südkamp, “Autologous chondrocyte implantation for the treatment of chondral and osteochondral defects of the talus: a meta-analysis of available evidence,” *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 20, no. 9, pp. 1696–1703, 2012, doi: 10.1007/s00167-011-1729-0.
- [72] C. J. Van Bergen, M. Zengerink, L. Blankevoort, M. N. Van Sterkenburg, J. Van Oldenrijk, and C. N. Van Dijk, “Novel metallic implantation technique for osteochondral defects of the medial talar dome: A cadaver study,” *Acta Orthop.*, vol. 81, no. 4, pp. 495–502, 2010, doi: 10.3109/17453674.2010.492764.
- [73] C. J. A. van Bergen, M. L. Reilingh, and C. N. van Dijk, “Tertiary osteochondral defect of the talus treated by a novel contoured metal implant,” *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, vol. 19, no. 6, pp. 999–1003, Jun. 2011, doi: 10.1007/s00167-011-1465-5.
- [74] “Talus HemiCAP® | Ankle Replacement | Arthrosurface.” <https://www.arthrosurface.com/ankle-implants/> (accessed Oct. 19, 2021).
- [75] M. Sadat-Ali, E. Elshaboury, A. S. Al-Omran, M. Q. Azam, A. Syed, and A. H. Gullenpet, “Tibial cortical thickness: A dependable tool for assessing osteoporosis in the absence of dual energy X-ray absorptiometry,” *Int. J. Appl. basic Med. Res.*, vol. 5, no. 1, pp. 21–24, 2015, doi: 10.4103/2229-516X.149228.
- [76] B. Ooij, L. Kaas, M. L. Reilingh, and C. N. Van Dijk, “Archivio di Ortopedia e Reumatologia. Osteochondral defects of the talus: surgical treatment and rehabilitation,” vol. 121, no. 4, pp. 17–18, 2010, doi: 10.1007/s00402-010-1227-8.
- [77] D. D. Anderson, Y. Tochigi, M. J. Rudert, T. Vaseenon, T. D. Brown, and A. Amendola, “Effect of Implantation Accuracy on Ankle Contact Mechanics with a Metallic Focal Resurfacing Implant,” doi: 10.2106/JBJS.I.00431.

- [78] C. Holton, F. Orth, S. G. Mrcs, and A. Budgen, “Mid-term follow-up of talar dome resurfacing surgery using the HemiCAP device for osteochondral lesions: Review of 3 cases *The Foot and Ankle Online Journal* 6 (2): 1,” doi: 10.3827/faoj.2013.0602.001.
- [79] J. Y. Rho, R. B. Ashman, and C. H. Turner, “Young’s modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements,” *J. Biomech.*, vol. 26, no. 2, pp. 111–119, 1993, doi: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90042-D](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90042-D).
- [80] K. E. Moglo and A. Shirazi-Adl, “On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study,” *Clin. Biomech.*, vol. 18, no. 8, pp. 751–759, Oct. 2003, doi: 10.1016/S0268-0033(03)00140-2.
- [81] M. Z. Bendjaballah, A. Shirazi-Adl, and D. J. Zukor, “Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis,” *Knee*, vol. 2, no. 2, pp. 69–79, 1995, doi: [https://doi.org/10.1016/0968-0160\(95\)00018-K](https://doi.org/10.1016/0968-0160(95)00018-K).
- [82] S. Siegler and C. D. Schneck, “The Mechanical Characteristics of the Collateral Ligaments of the Human Ankle Joint,” *Foot Ankle Int.*, vol. 8, no. 5, pp. 234–242, 1988, doi: 10.1177/107110078800800502.
- [83] M. Niinomi, “Mechanical properties of biomedical titanium alloys,” *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 243, no. 1–2, pp. 231–236, Mar. 1998, doi: 10.1016/S0921-5093(97)00806-X.
- [84] S. Nokar, H. Jalali, F. Nozari, and M. Arshad, “Finite Element Analysis of Stress in Bone and Abutment-Implant Interface under Static and Cyclic Loadings,” *Front. Dent.*, vol. 17, no. 21, pp. 1–8, Sep. 2020, doi: 10.18502/fid.v17i21.4315.
- [85] “Titanium (Ti) - The Different Properties and Applications.” <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=9118> (accessed Aug. 05, 2021).
- [86] J. Nilsson and A. Thorstensson, “Ground reaction forces at different speeds of human walking and running.,” *Acta Physiol. Scand.*, vol. 136, no. 2, pp. 217–227, Jun. 1989, doi: 10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x.
- [87] K. Takebe, A. Nakagawa, H. Minami, H. Kanazawa, and K. Hirohata, “Role of the fibula in weight-bearing.,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 184, pp. 289–292, Apr. 1984.
- [88] A. Unsworth, D. Dowson, and V. Wright, “The Frictional Behavior of Human Synovial Joints—Part I: Natural Joints,” *J. Lubr. Technol.*, vol. 97, no. 3, pp. 369–376, Jul. 1975, doi: 10.1115/1.3452605.
- [89] H. M. Frost, “The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs.,” *J. Bone Miner. Metab.*, vol. 18, no. 6, pp. 305–316, 2000, doi: 10.1007/s007740070001.

- [90] S. Ettinger *et al.*, “Results of HemiCAP® Implantation as a Salvage Procedure for Osteochondral Lesions of the Talus,” *J. Foot Ankle Surg.*, vol. 56, no. 4, pp. 788–792, Jul. 2017, doi: 10.1053/j.jfas.2017.04.001.
- [91] S. Roberts, B. Weightman, J. Urban, and D. Chappell, “Mechanical and biochemical properties of human articular cartilage in osteoarthritic femoral heads and in autopsy specimens.,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 68, no. 2, pp. 278–288, Mar. 1986, doi: 10.1302/0301-620X.68B2.3958016.
- [92] A. J. Kerin, M. R. Wisnom, and M. A. Adams, “The compressive strength of articular cartilage.,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H, J. Eng. Med.*, vol. 212, no. 4, pp. 273–280, 1998, doi: 10.1243/0954411981534051.
- [93] G. Papaioannou, C. K. Demetropoulos, and Y. H. King, “Predicting the effects of knee focal articular surface injury with a patient-specific finite element model,” *Knee*, vol. 17, no. 1, pp. 61–68, 2010, doi: <https://doi.org/10.1016/j.knee.2009.05.001>.