



Dissertação

Mestrado em engenharia da conceção e desenvolvimento de produto

Estudo Da Perda De Fixação Do Cimento Ósseo

Paulo Jorge Nunes Oliveira

Leiria, *Setembro* de 2017



Dissertação

Mestrado em engenharia da conceção e desenvolvimento de produto

Estudo Da Perda De Fixação Do Cimento Ósseo

Paulo Jorge Nunes Oliveira

Dissertação de Mestrado realizada sob a orientação do Doutor Rui Ruben,
Professor da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria.

Leiria, *Setembro* de 2017

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Resumo

A artroplastia total da anca consiste na substituição da articulação natural, que une o osso pélvico ao fêmur, por uma prótese. A fixação da prótese pode ser cimentada ou não cimentada. Para além de fixar o implante, o cimento ósseo tem como função transferir as tensões da prótese para o osso. No entanto as tensões ficam acumulados no cimento o que leva a uma fissuração do mesmo e a uma perda de fixação. Sendo assim a fadiga do manto de cimento um dos principais mecanismos de insucesso da artroplastia total da anca cimentada. No presente trabalho foi estudado a evolução do dano em diferentes tipos de cimentos ósseos, de modo a compreender como as propriedades mecânicas influenciam o desempenho dos mesmos. O estudo é computacional, recorrendo ao método dos elementos finitos e a modelos matemáticos de dano. Deste modo, pretende-se aumentar o conhecimento sobre os cimentos ósseo assim como a evolução do dano nos mesmos.

Palavras-chave: Artroplastia Total da Anca, Cimento Ósseo, Dano, Elementos Finitos

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Abstract

Total hip arthroplasty consists of the replacement of the natural joint, which connects the pelvic bone to the femur, by a prosthesis. The fixation of the prosthesis can be cementless or cemented. In addition to attaching the implant, the bone cement has the function of transferring stresses from the prosthesis to the bone. However, tensions get accumulated in the cement which leads to a cracking and even a loss of fixation. Thus, cement mantle fatigue is one of the main failure mechanisms of total cemented hip arthroplasty. In the present work the evolution of the damage in different types of bone cements was studied, such as as influential mechanical mechanics or their performance. The study is computational, using the finite element method and mathematical models of damage. In this way, it is intended to increase the knowledge about the bone cements as well as a development of the damage in them.

Keywords: Total Hip Arthroplasty, Bone Cement, Damage, Finite Elements

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Lista de figuras

Figura 1 - Ilustração de um corte sagital da articulação da anca [2].....	2
Figura 2 - Sequência ilustrativa de uma artroplastia da anca cimentada [1].....	3
Figura 3 - Prótese MS-30 da Zimmer [8].....	10
Figura 4 – Gráfico número de ciclos até à rotura tensão principal máxima	11
Figura 5 – Representação das cargas no modelo	12
Figura 6 - Gráfico das tensões máximas de compressão dos cimentos [12].....	15
Figura 7 - Termos técnicos de anatomia [18].....	17
Figura 8 - Dano no Cimento 1, a negro os elementos com dano e a branco sem dano	18
Figura 9 - Dano no Cimento 2, a negro os elementos com dano e a branco sem dano	19
Figura 10 - Dano no Cimento 3, a negro os elementos com dano e a branco sem dano	19
Figura 11 - Dano no Cimento 4, a negro os elementos com dano e a branco sem dano	20
Figura 12 - Dano no Cimento 5, a negro os elementos com dano e a branco sem dano	20
Figura 13 - Dano no Cimento 6, a negro os elementos com dano e a branco sem dano	21
Figura 14 - Dano no Cimento 7, a negro os elementos com dano e a branco sem dano	21
Figura 15 - Dano no Cimento 8, a negro os elementos com dano e a branco sem dano	22

Lista de tabelas

Tabela 1 – Composição das cargas aplicadas no modelo	12
Tabela 2 - Composição dos cimentos [12].....	14
Tabela 3 – Resultados das funções de desempenho dos três cimentos para a nona iteração.....	22

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Lista de siglas

CPC - Cimentos de Fosfato de Cálcio

F-ST - Tempo de Ajuste Final

HAp - Hidroxiapatita

I-ST - Tempo de Ajuste Inicial

Nf - Número de Ciclos até à Rotura

ULP - Poros Ampliados

σ - Tensão Principal Máxima

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

Índice

RESUMO	III
ABSTRACT	V
LISTA DE FIGURAS	VII
LISTA DE TABELAS	VII
LISTA DE SIGLAS	IX
ÍNDICE	XI
1. INTRODUÇÃO	1
2. MODELOS MATEMÁTICOS	9
3. CIMENTOS	13
4. RESULTADOS	17
5. CONCLUSÃO	23
BIBLIOGRAFIA	23

1. Introdução

As doenças articulares são uma das maiores causas de dor prolongada e severa, afetando milhões de pessoas em todo o mundo. A degeneração da superfície articular é causada por patologias diversas que não estão relacionadas com a idade, mas com as características biológicas do próprio paciente ou por incidentes traumáticos [1]. Sendo a articulação da anca uma interface de contacto entre duas superfícies ósseas, quaisquer doenças que afetem as células e a massa ósseas afetem também a articulação, como é o caso da osteoporose ou da necrose avascular. Existem também patologias que são associadas às articulações, como é o caso da osteoartrite ou da artrite reumatoide. De notar que, antes que seja sugerida a cirurgia, o médico tentará contornar a complicação através do auxílio de uma bengala ou de tratamentos não cirúrgicos como medicação ou fisioterapia. Contudo, se estes tipos de terapias não forem eficazes na remoção da dor ou no melhoramento da marcha do paciente, a solução passa por uma artroplastia total da anca [2].

A artroplastia é o tratamento cirúrgico de substituição de uma determinada articulação que não se encontra a desempenhar corretamente a sua função. A artroplastia total da anca consiste justamente na substituição da articulação coxo-femoral (Figura 1), que une o osso pélvico ao fémur, por uma prótese composta por uma haste femoral, uma componente acetabular e uma cabeça femoral. A componente acetabular é fixa ao osso pélvico e a haste femoral é introduzida no interior do fémur. A cabeça da prótese une a haste à componente acetabular de modo a permitir o normal movimento articular. A haste femoral, ou intramedular, pode ser cimentada ou não cimentada. Nas não cimentada é promovido o crescimento do tecido ósseo em volta da prótese, de modo a progredir a sua fixação. As hastes cimentadas ligam-se ao fémur através de um elemento ligante, designado por cimento ósseo [1].

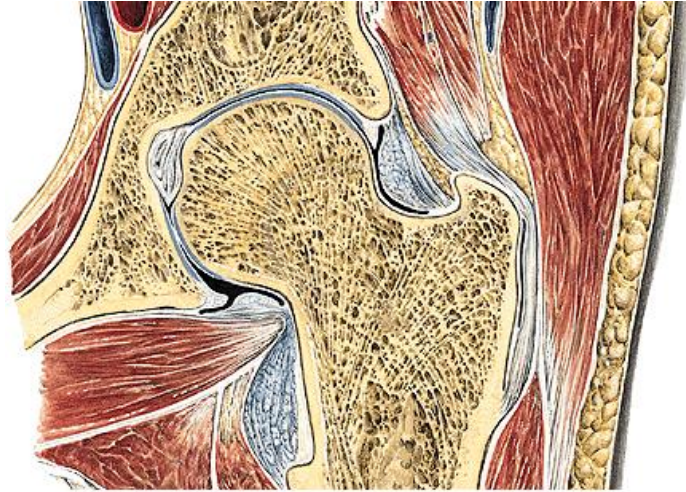


Figura 1 - Ilustração de um corte sagital da articulação da anca [2].

A articulação da anca ou coxo-femoral é uma articulação do tipo sinovial. Isto significa que é uma articulação com grande amplitude de movimentos e com uma cavidade articular contida numa cápsula articular composta por tecido conjuntivo fibroso. É também considerada uma enartrose pois permite movimentos segundo os três eixos. É caracterizada pela sua situação profunda e por se encontrar envolvida por potentes massas musculares que a tornam a mais resistente articulação do corpo humano [2]. A cartilagem articular, atua na absorção de impactos e possibilita os movimentos suaves da junta. O osso subcondral atua de forma solidária à cartilagem, contribuindo para a absorção de choques através da deformação viscoelástica de sua estrutura trabecular. São assim funções da cartilagem providenciar uma articulação congruente entre os ossos, transmitir a carga através da articulação, e permitir movimentos com baixo atrito entre as superfícies articulares opostas. Caso uma condição patogênica comprometa a funcionalidade da articulação da anca possibilita o dano com posterior desgaste e rompimento da cartilagem articular. Devido a limitada capacidade de reparo que a cartilagem possui, após lesada o dano é permanente e progressivo. A degeneração da articulação é o estágio final do processo de destruição da cartilagem articular, e resulta em muita dor, perda dos movimentos e, ocasionalmente, uma deformidade angular da extremidade [3]

Numa abordagem simples, na artroplastia total da anca cimentada é removida a cabeça femoral e perfurado o canal femoral, para posterior preenchimento com cimento ósseo. A haste metálica é inserida no canal femoral sendo a sua fixação garantida após a polimerização do cimento ósseo. A cavidade do acetábulo necessita de um redimensionamento, de forma a permitir a correta aplicação do componente protésico

acetabular. A Figura 2 ilustra a sequência de procedimentos numa artroplastia total da anca cimentada [1].



Figura 2 - Sequência ilustrativa de uma artroplastia da anca cimentada [1]

As vantagens da substituição das superfícies articulares incluem uma deslocação reduzida, uma reparação da biomecânica próxima da normal e um carregamento ainda anatómico da articulação da anca. Há também que ter em conta não só o restauro da funcionalidade da articulação bem como um possível acréscimo do alcance do movimento da mesma [2]. Atualmente, além de beneficiar a vida dos pacientes, a utilização de substituições artificiais tem contribuído para a economia da sociedade como um todo, reduzindo gastos com cuidados médicos e com pagamentos de auxílios por incapacidade, e diminuindo a dependência de drogas por pacientes e a taxa de ausência ao trabalho devido à indisposição [3].

A artroplastia cimentada é uma das técnicas cirúrgicas com maior sucesso em ortopedia [4]. A curto e a médio prazo, a utilização de próteses cimentadas tem melhores resultados que próteses não cimentadas, tanto a nível de redução de dor para o paciente como a nível de mobilidade da articulação. Contudo, para soluções a longo prazo, existem relatos de laxação dos constituintes bem como uma maior dificuldade na sua remoção no caso de uma segunda intervenção cirúrgica, frequente em pacientes jovens [2]. De salientar que tal como qualquer sistema mecânico, pode-se afirmar que existe um período de vida útil do implante, que varia de paciente para paciente. Ou seja, após determinado período, a prótese inicial terá de ser removida para a colocação de outra que a substitua [1]. Por outro

lado, a utilização de próteses não cimentadas requer um maior tempo de recuperação após cirurgia devido à fixação biológica que depende do crescimento do osso no interior do revestimento do implante [2].

O osso é um organismo vivo em constante adaptação. Com efeito, o processo de remodelação óssea ocorre ao longo de toda a vida com o intuito de reparar os danos provocados pela fadiga. No entanto, as alterações fisiológicas e, sobretudo, mecânicas também provocam modificações na arquitetura óssea. De facto, se as solicitações mecânicas aumentarem a densidade óssea também aumenta, pelo contrário, se as cargas mecânicas diminuírem, então haverá perda de massa óssea [5].

A haste femoral impõe alterações pronunciadas no osso hospedeiro relativamente a solicitações mecânicas. A alteração do ambiente mecânico no fêmur proximal devido à introdução da prótese induz remodelação quer do osso trabecular quer do osso cortical. As cargas que eram anteriormente transmitidas na região proximal pelo córtex femoral, são agora transmitidas pela prótese e transferidas para o córtex femoral sujeitando conseqüentemente, as porções proximal-medial e lateral do córtex a níveis elevados de *stress-shielding* e reabsorção óssea [6].

Stress-shielding (“escudo de tensões”) é um fenômeno mecânico, que ocorre em materiais compósitos rígidos e flexíveis e proemina na artroplastia total da anca. Um fêmur, no seu estado natural, suporta as cargas externas sozinho. Quando é introduzido uma haste intramedular, ele compartilha as cargas com o implante. Onde anteriormente a mesma carga era suportada por uma estrutura, o osso, agora é suportada por duas, a prótese e o osso. Como consequência, o osso é submetido a menores tensões, levando a uma redução na densidade óssea porque não há estímulo para a remodelação contínua e necessária para manter a massa óssea [7].

Tendo o cimento ósseo como principal função, para além de fixação, a transferência das cargas da haste para o osso. O cimento ósseo tem o papel de expensor das superfícies da prótese ao contorno do osso que o aloja, tornando-a de tal modo congruentes com o osso, criando uma ampla interface para a transmissão das forças entre eles. Localmente, a resistência dos materiais na interface de ligação entre os três componentes deve poder suportar as tensões desenvolvidas durante a transmissão das forças. A transferência das tensões normais e de corte é realizada através da correta fixação entre o osso trabecular e o cimento ósseo [6].

O carregamento repetitivo experimentado pelo implante durante as atividades normais, por exemplo andar ou subindo escada, sujeita o manto do cimento a carregamento que o pode levar à fadiga. Compreendendo fadiga como o fenômeno de enfraquecimento progressivo de uma estrutura sujeita a solicitações cíclicas, ciclos repetidos de tensão ou deformação, que conduzem, ao fim dum determinado período de tempo, à rotura da estrutura. Os níveis de tensões instalam-se no manto de cimento e nas interfaces osso-cimento e cimento-prótese levando a fissuras no manto, estas propagam-se até que ocorra a rotura do cimento e o descolamento das interfaces. A fadiga do manto nas próteses cimentadas é um dos principais mecanismos de insucesso da artroplastia total da anca [4].

O manto de cimento ideal deve de apresentar uma maior resistência mecânica e/ou uma maior espessura na área de transmissão primária de carga, zonas de maior tensão, isto é, na região calcar femoral, bem como na parte distal da prótese. No entanto, devem ser evitadas espessuras de manto de cimento superiores a 7 mm, uma vez que estas não só tornam a pressurização mais difícil, mas também podem levar à necrose óssea como resultado de um aumento do calor durante a polimerização do cimento [8].

Os cimentos que se encontraram em uso generalizado na cirurgia ortopédica são baseados em polimetilmetacrilato. Esta resina acrílica é utilizada há mais de 50 anos para a fixação de implantes ortopédicos. Os primeiros cimentos ósseos comercialmente disponíveis foram introduzidos no mercado no início dos anos setenta do século XX [9]. No entanto este material apresenta cinco limitações principais. A primeira limitação do cimento ósseo está relacionada com o seu efeito na necrose térmica do osso e com a sua predisposição para formar membranas na interface cimento-osso [6]. O processo de polimerização é uma reação exotérmica, que liberta uma grande quantidade de calor. Este calor gerado faz com que sejam atingidas temperaturas na ordem dos 66-120°C dentro do organismo, dependendo da espessura do cimento. Estes valores de temperatura elevados são responsáveis pelo aparecimento da necrose de origem térmica que é constatada histologicamente, de uma maneira consistente quando o osso é sujeito a uma exposição térmica igual ou superior a 70°C, bastando 1 segundo de exposição para a lesão ocorrer, comprometendo a circulação sanguínea, sendo este facto uma das razões para a formação de tecido fibroso em redor da interface do cimento-osso [1]. A segunda limitação deste material resulta da libertação de monómero antes de ocorrer a polimerização total no leito ósseo, originando necrose química do osso. O encolhimento do cimento durante a

polimerização e a diferença de rigidez entre este e os materiais adjacentes constituem duas outras limitações deste material que contribuem para a laxação do implante [6].

Existindo atualmente muitos tipos e marcas de cimento ósseo no mercado, havendo também muitas tentativas para melhorar as propriedades físicas e mecânicas dos cimentos ósseos. Foram testados cimentos de vidro-ionoméricos, cimentos de vidro bioativo e cimentos reabsorvíveis. Os cimentos ósseos ionoméricos não geram calor durante a polimerização e tem boas propriedades adesivas ao osso, no entanto apresenta baixa resistência mecânica que os tornam impróprios para aplicações de carga. Os cimentos de vidro bioativos exibem uma resistência mecânica superior às dos cimentos acrílicos como também uma menor geração de calor e um menor encolhimento durante a polimerização. Contudo a alta rigidez e fragilidade destes cimentos, tornam os cimentos fracos aos carregamentos de tração. Os cimentos reabsorvíveis sofrem de fragilidade e resistência insuficiente em aplicações de carga [9].

Ao longo das últimas décadas têm sido realizados diversos outros estudos com o objetivo de compreender melhor o desempenho dos implantes. Alguns estudos têm abordado fatores como a geometria, os materiais, as técnicas cirúrgicas entre outros que direta ou indiretamente podem influenciar o desempenho e sucesso da artroplastia cimentada [4].

O desenvolvimento de modelos matemáticos, modelos esses que constituem numa descrição simplificada, mas representativa de fenômenos analisados. Permite descrever um sistema através da definição de um conjunto de variáveis e de equações que exprimem as relações que se observam entre elas, possibilitando analisar o desenvolvimento destes fenômenos em função da variação dos parâmetros usados na caracterização de um problema. Ao tratar-se de modelos cuja validade já se encontra corroborada (e cujos limites de aplicação se encontram bem definidos), sobressai ainda outra grande vantagem inerente a este tipo de modelos: a possibilidade de se analisar o comportamento dos sistemas sob condições idealizadas, sem a influência de parâmetros externos e com total controle sobre as variáveis que intervêm no problema. Assim, é possível analisar o comportamento do sistema de forma idealizada e possuir um elevado controle sobre todos os parâmetros intervenientes. Entre as várias formas de modelos matemáticos disponíveis para o estudo da natureza encontram-se os modelos definidos a partir de equações diferenciais. Esta forma de modelar sistemas permite relacionar os valores apresentados por um conjunto de parâmetros constituintes do modelo com a taxa de variação que poderão apresentar. A

partir destas relações, e considerando a configuração atribuída ao domínio do problema e o conjunto de condições impostas na sua fronteira, torna-se possível chegar a resultados plausíveis do comportamento do fenómeno a ser modelado. Devido à complexidade que o problema descrito assume, na generalidade dos casos, a definição do seu domínio como nas condições impostas na sua fronteira, torna-se na prática impossível obter soluções analíticas que cumpram exatamente todas as condições impostas. De maneira a contornar esta dificuldade, têm vindo a ser desenvolvidas várias abordagens que abdicam da procura de expressões analíticas que representem soluções exatas em prol da obtenção de soluções aproximadas. Entre estas abordagens encontra-se um grupo de métodos que tem em comum a definição arbitrária de funções destinadas a aproximar a solução exata do problema. Posteriormente o erro a elas associado é reduzido mediante a aplicação de um critério de minimização. É nesse âmbito que surgem o método dos elementos finitos. O método dos elementos finitos foi desenvolvido a fim de obter soluções aproximadas de problemas representados através de sistemas de equações diferenciais [10].

A divulgação de técnicas de análise experimental de tensões no âmbito da biomecânica tem vindo a aumentar consideravelmente nos últimos anos. A necessidade de quantificar cargas, tensões e deformações em estruturas ósseas fez com que fossem desenvolvidas novas aplicações para as técnicas clássicas de medição de tensões. Estas técnicas, com provas dadas em outros domínios da engenharia, têm sido adaptadas de forma a satisfazer os condicionalismos próprios das estruturas anatómicas. O enorme desenvolvimento das técnicas numéricas, nomeadamente as baseadas no método dos elementos finitos, tem permitido também realizar simulações do comportamento destas estruturas. Para além de que este método permite determinar o estado de tensão interno numa estrutura óssea o que, do ponto de vista experimental, se afigura extremamente difícil de levar a cabo. A utilização simultânea das técnicas experimentais e numéricas tem permitido construir modelos que reproduzem o comportamento das estruturas vivas e com as quais se podem simular as mais variadas situações. A criação de modelos de estudo, associando técnicas numéricas e métodos experimentais, permite realizar análises com elevada semelhança com as situações reais, mais rapidamente e com custos inferiores aos necessários numa abordagem clínica. O método de elemento finitos tem sido largamente utilizado em simulações da biomecânica ortopédica, nomeadamente na análise das problemáticas da substituição da articulação do tornozelo, do joelho, da anca e da fixação de fraturas. Na maioria dos estudos realizados com este método considera-se os materiais

com comportamento linear elástico. Noutros estudos, relativos à biomecânica da articulação artificial da anca, a simulação numérica inclui o atrito entre o osso e a prótese, e entre a prótese e o cimento. Um numero reduzido de trabalhos analisa o efeito da deformação plástica, da fluência dos materiais e da fadiga no comportamento da estrutura óssea. [11].

Com o aparecimento de novos cimentos ósseos fica indispensável a realização de estudos para compreender se estes podem substituir os atuais. A utilização de modelos matemáticos como o método de elemento finitos permite estudos mais rápidos e menos dispendiosos. O presente trabalho tem como principal objetivo estudar um dos principais mecanismos de insucesso na artoplastia total da anca através do estudo da evolução do dano no cimento ósseo que leva à fissuração do mesmo e conseqüentemente à perda de fixação. Estudado também o desempenho dos cimentos. Utilizando neste estudo os cimentos recentemente desenvolvidos e apresentados no trabalho de Vreken et al. [12]. Cimentos esses de fosfato de cálcio (CPC), que foram modificados com dois materiais mesoporosos de sílica como materiais de semente. Sendo o presente estudo computacional, tendo-se utilizado o método dos elementos finitos, nomeadamente o software comercial ABAQUS® e um modelo matemático de evolução de dano desenvolvida por Verdonschot e Huiskes [13].

O trabalho apresenta uma divisão em 4 capítulos, o primeiro constituído pelos modelo matemático e funções que serão utilizados para o estudo de dano e desempenho, feito inicialmente uma abordagem sobre o método de elementos finitos. Depois serão apresentados os vários cimentos a estudo, sendo apresentado resumidamente a problemática que produziu o trabalho de Vreken et al. [12] com as composições e propriedades dos cimentos obtidas do mesmo. Será ainda apresentado neste capítulo as propriedades dos outros constituintes (prótese e osso) que são necessários para a simulação. O terceiro tópico está caracterizado pela apresentação dos resultados obtidos da simulação. Por fim será apresentado uma conclusão e algumas apreciações sobre o trabalho realizado.

2. Modelos Matemáticos

O primeiro passo de qualquer simulação no método de elementos finitos é discretizar a geometria real da estrutura usando um conjunto de elementos finitos. Cada elemento finito representa uma porção discreta da estrutura física. Os elementos finitos são unidos por nós compartilhados. Ao conjunto de nós e elementos finitos é chamada de malha. Numa análise estrutural, os deslocamentos dos nós são as variáveis primárias a calcular. Uma vez conhecidos os deslocamentos nodais, as tensões e deformações em cada elemento finito podem ser determinadas [14]. Os elementos finitos podem ter várias formas geométricas. Se forem bidimensionais são frequentemente quadriláteros ou triângulos. A três dimensões são geralmente hexaédricos, tetraédricos ou pentaédricos. A rigidez global da estrutura corresponde à soma da rigidez de todos os elementos. A aplicação de condições fronteira e de cargas no modelo, conduz a um conjunto de equações de equilíbrio entre deslocamentos e forças cuja forma generalizada é

$$[K][u] = [F] \quad (1)$$

sendo $[K]$ a matriz de rigidez da estrutura, $[u]$ a matriz de deslocamentos e $[F]$ a matriz de forças. A solução numérica destas equações permite determinar os deslocamentos e por consequente as deformações e as tensões em cada nó do modelo [11].

Para o presente trabalho foram contruídas as malhas de elementos finitos, tridimensional, com elementos hexaédricos de 8 nós para a prótese (haste femoral), cimento e osso (fémur). Tendo como modelos base a prótese comercial MS-30 da Zimmer (Figura 3) e um “standardized fémur”. O cimento, na zona distal, vai da prótese ao osso cortical tendo um mínimo de espessura de 2, 3 e 4 milímetros. Sendo 2 mm a espessura mínima, e 4 mm a espessura típica. No entanto, há uma variação máxima de 25% na espessura para que não haja transições muito acentuadas na espessura do cimento. No modelo nunca existe medula entre o osso cortical e a haste. Conferindo à haste uma superfície rugosa tendo assim um coeficientes de fricção de 0.5 [15].

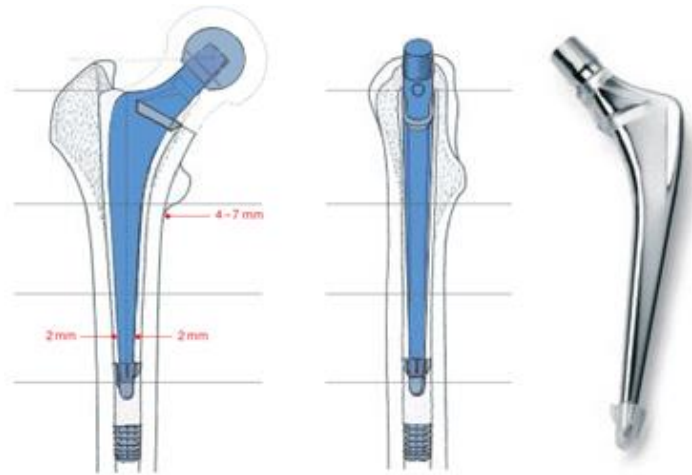


Figura 3 - Prótese MS-30 da Zimmer [8]

O modelo de dano no cimento ósseo implementado no método de elementos finitos consiste na abordagem mecânica de dano contínuo, originalmente desenvolvida por Verdonschot e Huiskes (1997) [13], onde todos os elementos do cimento receberam uma variável de dano no início da análise, definida como zero (sem dano) para todos os elementos. Embora os danos possam ocorrer de forma contínua, ou de outro modo, no cimento sujeito a carga, não é necessário simular todo o ciclo de carga. Foi aplicado um procedimento de solução iterativa, cada iteração representa a ação de dezenas a dezenas de milhares de ciclos de carga dependendo do nível de tensão nos elementos. No início de cada iteração, a carga foi aplicada ao modelo de elementos finitos e ao esforço máximo calculado para cada elemento. O dano foi incrementado para cada elemento de acordo com a regra linear Palmgren-Miner:

$$\Delta d = \frac{\Delta c}{N_f} \quad (2)$$

onde c é o número de ciclos simulados e adicionado ao dano já acumulado para cada elemento e N_f o número de ciclos até à rotura. Quando o dano é maior que 0.95 o elemento é desativado (módulo de elasticidade reduzido a zero) e a carga transferida para os elementos circundantes, ou seja, considera-se que o cimento está fissurado e as propriedades mecânicas passam a ser nulas. O número de ciclos até à rotura (N_f) foi calculado com base na tensão principal máxima (σ)

$$\log N_f = \frac{(41.99 - \sigma)}{5.13} \quad (3)$$

para uma melhor percepção da correlação entre o N_f e a σ foi criado um gráfico, Figura 4, que ilustra a equação 3. Para a concepção do gráfico foram atribuídos valores à σ e calculado o N_f correspondente [13][15].

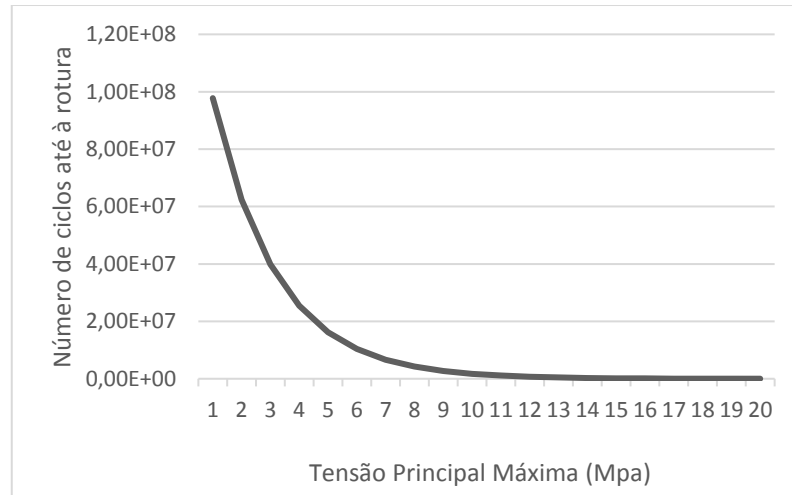


Figura 4 – Gráfico número de ciclos até à rotura tensão principal máxima

Para estudar o desempenho dos cimentos foram utilizadas 3 funções (funções de desempenho) que estudam a tensão na interface cimento-haste, tensão na interface cimento-osso e a tensão de Von Mises no cimento. A função da tensão interface cimento-haste recorre à tensão de contacto (τ_n), neste caso à tensão de contacto entre o cimento e a haste, e à área da superfície em contacto (Γ) da mesma

$$F_{CH} = \sum_{P=1}^{NC} (\alpha_P \frac{1}{\Gamma_{CH}} \int |(\tau_n^{CH})_P|^2 d\Gamma) \quad (4)$$

A função da interface cimento-osso recorre ao mesmo princípio no entanto referente à superfície e tensão de contacto do cimento-osso

$$F_{CO} = \sum_{P=1}^{NC} (\alpha_P \frac{1}{\Gamma_{CO}} \int |(\tau_n^{CO})_P|^2 d\Gamma) \quad (5)$$

Para calcular a tensão Von Mises utiliza-se a tensão normal no cimento (σ_{VM}) e o volume do cimento (Ω),

$$F_C = \sum_{P=1}^{NC} (\alpha_P \frac{1}{\Omega_C} \int |(\sigma_{VM}^C)_P|^2 d\Omega) \quad (6)$$

Em todas as funções α_p representa as cargas múltiplas que toma o valor de 1/3. Uma vez que para simular as várias atividades da vida diária foram utilizadas as 3 cargas que se encontram representadas na Figura 5 e decompostas na Tabela 1. Sendo a primeira força representativa do ato de subir escadas e as outras duas o ato de marcha mais severa.

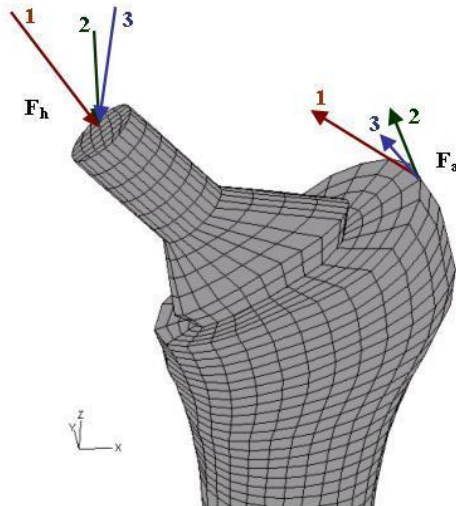


Figura 5 – Representação das cargas no modelo

Na Tabela 1 e na Figura 5 é possível observar F_h e F_a , estes são os pontos de aplicação das cargas no modelo. Sendo que F_h representa a carga provocada pela superfície articular na haste e F_a representa a carga provocada pelos tendões e músculos de abdução entre o fémur e a anca. Para uma melhor perceção da razão destes pontos de aplicação de carga aconselha-se a revisitarem a Figura 1 que se encontra na pagina 2 do presente trabalho.

Tabela 1 – Composição das cargas aplicadas no modelo

Cargas		F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
1	F_h	224	972	-2246
	F_a	-768	-726	1210
2	F_h	-136	630	-1692
	F_a	-166	-382	957
3	F_h	-457	796	-1707
	F_a	-383	-669	547

3. Cimentos

No trabalho de Vreken et al. [12] são definidos e estudados 8 cimentos. Estes são cimentos de fosfato de cálcio (CPC) que foram modificados com dois materiais mesoporosos de sílica como material de semente, um SBA-15 comum e um SBA-15 com poros ampliados (ULP SBA-15). Um cimento de fosfato de cálcio consiste em um pó e um líquido que, após a mistura, forma uma pasta moldável que pode ser adaptada quase perfeitamente às superfícies do tecido ósseo. Os CPC são estabelecidos *in situ* por meio de reações de dissolução e precipitação com a formação de cristais de hidroxiapatita (HAp). Como a HAp é semelhante à da fase de mineralização do osso, os CPC são considerados biocompatíveis e bioativos. Além disso, os CPC são osteocondutores e podem induzir osteointegração. O crescimento e o entrelaçamento dos cristais de apatite proporcionam rigidez e resistência ao conjunto do cimento. A aplicabilidade clínica dos CPC é determinada por fatores como os tempos de ajuste e a resistência final do cimento. O tempo de ajuste inicial (I-ST) é o tempo em que a massa de cimento é processada e modelada sem efeitos prejudiciais nas propriedades do cimento final. Antes que o I-ST seja atingido à temperatura ambiente, o cimento deve estar na sua forma final. O tempo de ajuste final (F-ST) é o momento em que o cimento fica endurecido o suficiente para ser manipulado sem danificar a estrutura. Os tempos de ajuste recomendados para aplicações clínicas são $4 \text{ min} \leq \text{I-ST} \leq 8 \text{ min}$ à temperatura ambiente e $\text{F-ST} \leq (11 \text{ min} + \text{I-ST})$ à temperatura corporal. Os tempos de ajuste de muitas formulações de cimento são muito lentos, o que os torna inúteis para aplicações médicas. No entanto, os tempos de ajuste da maioria das formulações de CPC podem ser melhorados adicionando pequenas quantidades de um material de semente como a HAp. O material de semente causa uma nucleação e crescimento adicionais de HAp de forma que a formação da rede de cristais é acelerada. Além disso, o material de semente parece influenciar a morfologia dos cristais de HAp e, portanto, também as propriedades mecânicas do CPC. No entanto, o efeito das sementes de HAp é limitado a 2% em peso. Quantidades mais elevadas diminuem as propriedades mecânicas a cargas do CPC. Na busca de materiais de sementes mais eficazes, as sílices mesoporosas podem ser consideradas como sementes interessantes para CPC. A este respeito, as propriedades importantes dos materiais de sílica mesoporosa são as suas grandes áreas de superfície específicas e a presença de grupos de silanol na superfície. Tendo sido verificado que os grupos de silanol atuam como locais de nucleação para o

crescimento de cristais de HAp quando imersos em um fluido corporal simulado. Além disso, a sílica mesoporosa pode adicionar um efeito terapêutico ao CPC incorporando biomoléculas específicas nos poros. Os efeitos do SBA-15 e do ULP SBA-15 como materiais de sementes mesoporosos nas propriedades físico-químicas, mecânicas e microestruturais de um CPC baseado em fosfato a-tricálcico foi investigados no trabalho de Vreken et al. [12]. Resultando nos cimentos que iremos utilizar apresentando na Tabela 2 as suas composições e tendo na Figura 6 a propriedade de tensões máximas de compressão obtidas através de um ensaio de compressão realizado no trabalho de Vreken et al. [12].

Tabela 2 - Composição dos cimentos [12]

Cimento	NaHPO (wt%)	SBA-15 (wt%)	ULP SBA-15 (wt%)
1	4		
2	8		
3	8	5	
4	12	5	
5	12	10	
6	8		5
7	12		5
8	12		10

Na Figura 6 podemos ver um gráfico com as tensões máximas de compressão, o primeiro cimento apresenta um valor de 0.88 MPa. O segundo apresenta um pequeno acréscimo do valor atingindo um de 1.86 MPa. O terceiro cimento apresenta um valor de 15 MPa. O quarto e o sexto cimento apresentam valores muito próximos sendo de 13 e 13.5 MPa, respectivamente. O quinto apresenta um valor de 5 MPa e o oitavo cimento um valor de 6 MPa. O sétimo é aquele que apresenta maior tensão com um valor de 20 MPa. Estes valores são introduzidos no *software* para definir a tensão limite dos cimentos. Ou seja, tensões superiores a estes valores provocam rutura nos cimentos.

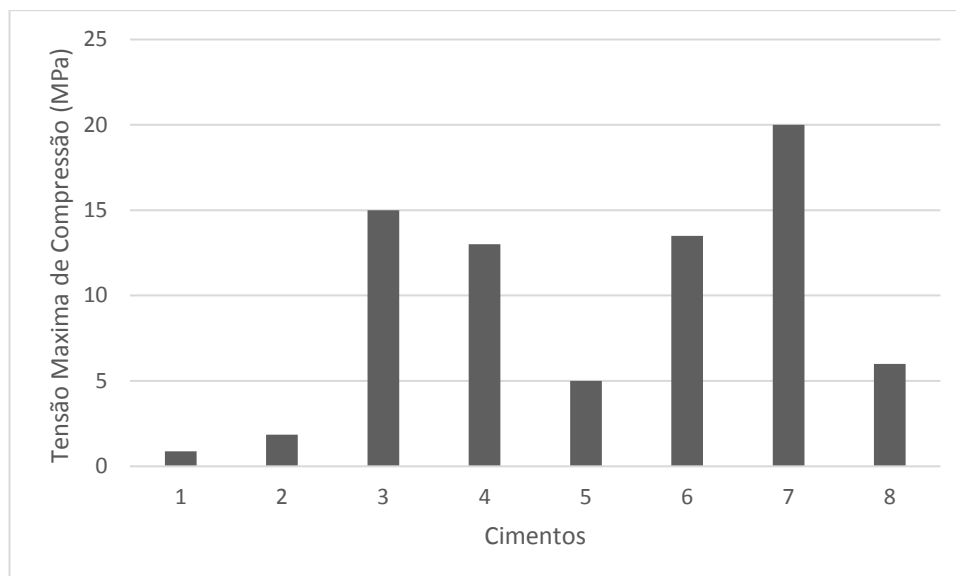


Figura 6 - Gráfico das tensões máximas de compressão dos cimentos [12]

Para a realização do estudo apenas as propriedades de tensões não são suficientes, são necessárias outras propriedades mecânicas como o módulo de elasticidade/ Young e o coeficiente de Poisson. Não somente dos cimentos como também a dos outros constituintes do sistema a simular. Conforme apresentado anteriormente na maioria dos estudos realizados com o método de elementos finitos considera-se os materiais com comportamento linear elástico. Foi nesse âmbito que se considerou que a haste e o cimento como materiais isotrópicos de comportamento linearmente elásticos. O valor inicial do módulo de Young do cimento foi estabelecido como 2.4 GPa e o valor da haste em titânio de 115 GPa [15] [16]. Experiências dinâmicas sobre cimentos ósseos mostraram que as propriedades elásticas do material dificilmente são afetadas pelo número de ciclos de carregamento. Adotando assim, para a simulação, que as propriedades elásticas do cimento constantes até se atingir um valor de dano próximo à falha completa [17]. Assumiu-se também que as propriedades ósseas permanecem constantes, considerando que o osso cortical é homogêneo com um módulo de Young de 17 GPa. O osso trabecular com um módulo de elasticidade de 1 GPa e a medula de 10^{-7} GPa [16]. O coeficiente de Poisson para todos os materiais é igual a 0.3 [16] [18].

Esta página foi intencionalmente deixada em branco

4. Resultados

De forma a obtenção dos resultados foi aplicado o modelo de dano na resolução do método de elemento finitos para cada cimento e calculado as funções de desempenho de tensão na interface haste-cimento, tensão na interface cimento-osso e tensão de Von Mises no cimento. Inicialmente realizou-se o cálculo das tensões no modelo sem qualquer dano. No dano foram programadas a realização de 100 iterações para cada cimento com 100 000 ciclos de carga por cada iteração. Cada ciclo de carga representa a aplicação repentina das forças apresentadas no capítulo de modelos matemático. No decorrer da simulação, caso o dano se concentra numa das zonas (Proximal Medial, Proximal Lateral, Distal Medial, Distal Lateral) a análise de elementos finitos não converge, e consequentemente, nestes casos não é possível realizar as 100 iterações previstas. Traduzindo-se numa rutura do cimento e/ou descolamento das interfases. Na Figura 7 pode ver-se uma ilustração de modo a ser mais claro a interpretação dos planos e dos termos anatómicos. Posteriormente da determinação do dano no cimento, este foi reintroduzido no modelo de forma a determinar as funções de desempenho.

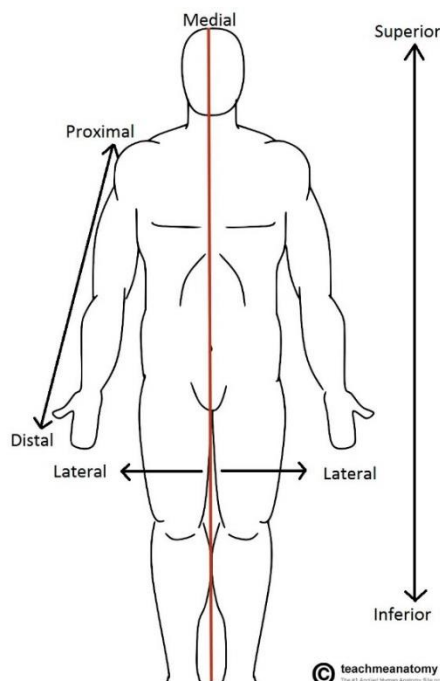


Figura 7 - Termos técnicos de anatomia [19]

O modelo sem dano apresenta uma tensão cimento-haste de 17.24 MPa, uma tensão cimento-osso de 4.48 MPa e tensão de Von Mises de 32.16 MPa.

O cimento 1 apresenta um dano de 76% na sua estrutura, como é possível ver na Figura 8 onde a negro se encontram os elementos com dano e a branco sem dano. Obtendo-se uma tensão cimento-haste, tensão cimento-osso e tensão de Von Mises, de 58.10 MPa, 15.92 MPa e 66.65 MPa, respetivamente. Como este cimento tem um nível de tensão de compressão de apenas 0.88 MPa, apenas foi realizada uma iteração. De facto, o elevado nível de dano apresentado logo na primeira iteração não permitiu ao modelo convergir na segunda iteração parando a simulação.

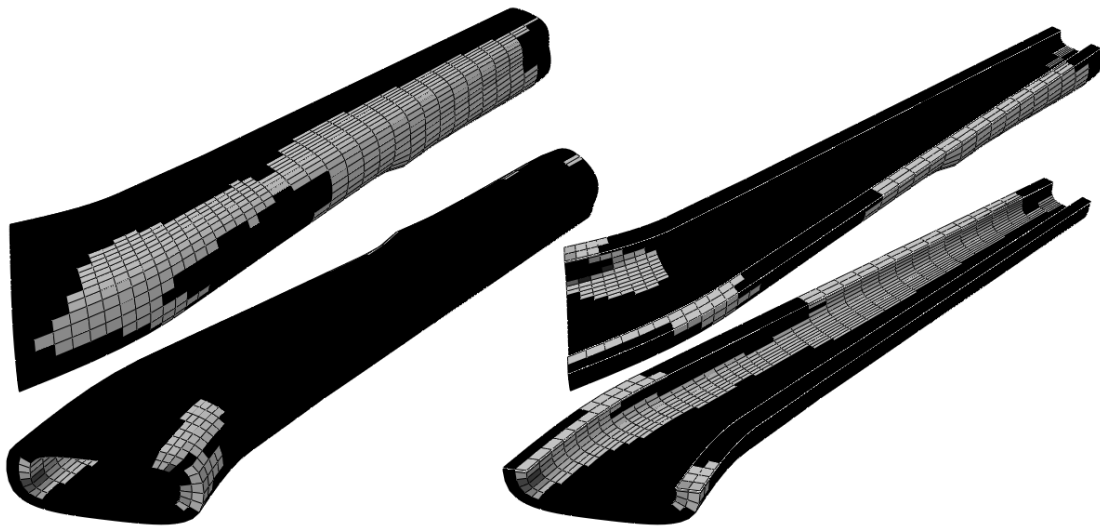


Figura 8 - Dano no Cimento 1, a negro os elementos com dano e a branco sem dano

No cimento 2, Figura 9, encontra-se a primeira iteração do cimento com um dano de 58% na sua estrutura. Tal como no cimento 1, com o cimento 2 apenas foi possível realizar uma iteração. Após o dano provocado por apenas uma iteração, as funções de desempenho foram calculadas, tendo sido obtido tensão cimento-haste de 58.10 MPa, tensão cimento-osso de 15.92 MPa e tensão de Von Mises de 66.65 MPa.

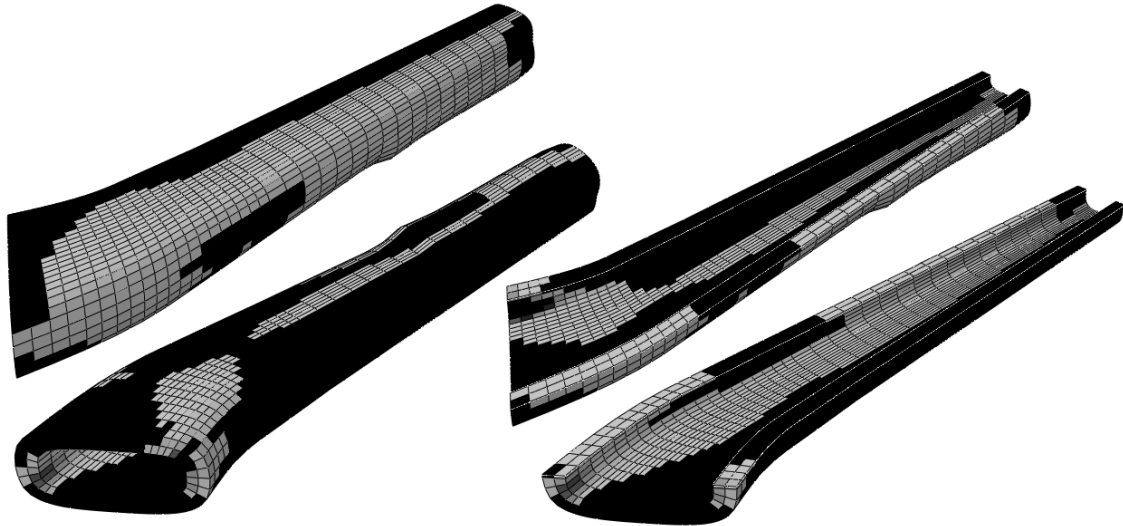


Figura 9 - Dano no Cimento 2, a negro os elementos com dano e a branco sem dano

Com o cimento 3 foi possível realizar 12 iterações, sendo que na Figura 10 é possível observar os 35% de dano. Embora a percentagem de dano não seja muito elevada, a análise não convergiu porque na zona proximal-medial existe uma grande concentração de dano. Em relação às funções de desempenho, os resultados obtidos foram tensão cimento-haste de 178.87 MPa, tensão cimento-osso de 49.21 MPa e tensão de Von Mises de 193.71 MPa.

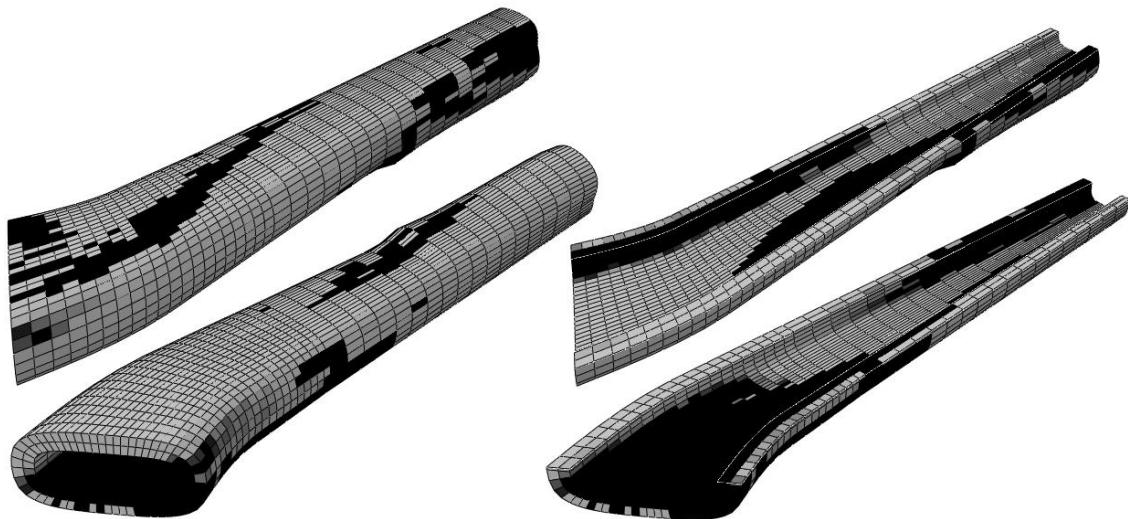


Figura 10 - Dano no Cimento 3, a negro os elementos com dano e a branco sem dano

O cimento 4 que se encontra representado na Figura 11, apresenta um dano total de apenas 11%. No entanto, apenas foi possível chegar à quinta iteração uma vez que há uma

enorme concentração de dano no aspecto proximal-medial. Os valores de tensão cimento-haste de 22.01 MPa, tensão cimento-osso de 4.99 MPa e tensão de Von Mises de 37.79 MPa.

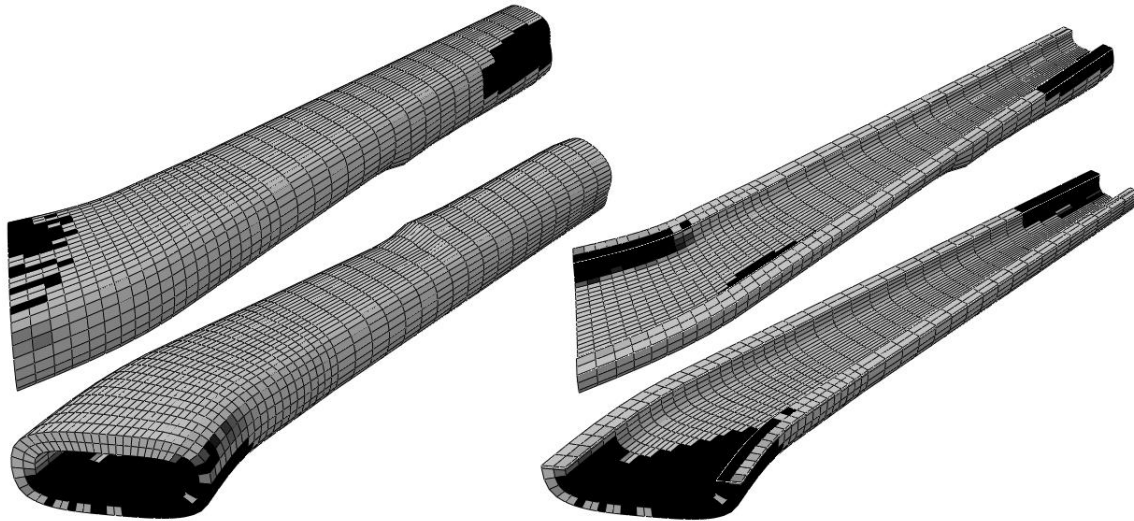


Figura 11 - Dano no Cimento 4, a negro os elementos com dano e a branco sem dano

Na Figura 12 pode ver-se a segunda iteração do cimento 5, com um dano total de 35%. Exibindo uma tensão cimento-haste de 29.21 MPa, tensão cimento-osso de 7.10 MPa e tensão de Von Mises de 37.46 MPa.

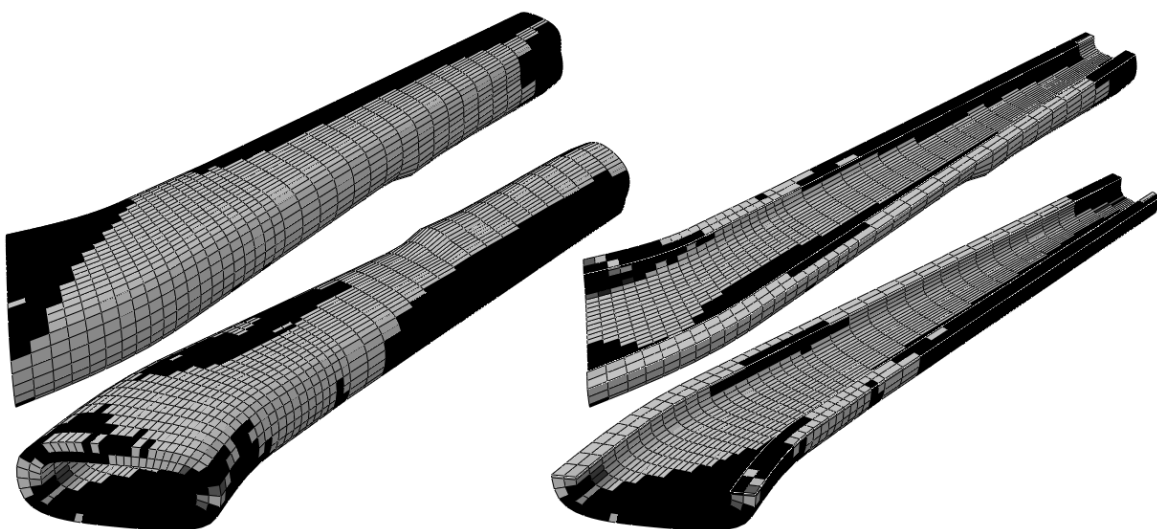


Figura 12 - Dano no Cimento 5, a negro os elementos com dano e a branco sem dano

No cimento 6, Figura 13, a iteração alcançada foi a nona com um dano de 26% na sua estrutura. Os resultados obtidos foram tensão cimento-haste de 41.08 MPa, tensão cimento-osso de 9.34 MPa e tensão de Von Mises de 54.04 MPa.

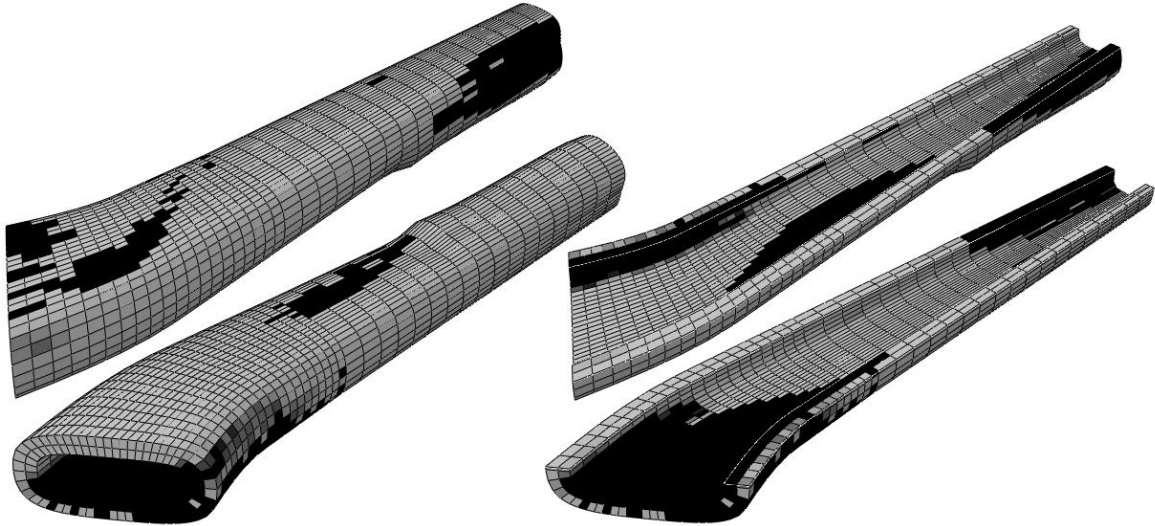


Figura 13 - Dano no Cimento 6, a negro os elementos com dano e a branco sem dano

O cimento 7 representado na Figura 14 foi até à décima sétima iteração contendo 31% de dano e tendo uma tensão cimento-haste de 234.11 MPa, tensão cimento-osso de 71.13 MPa e tensão de Von Mises de 250.33 MPa.

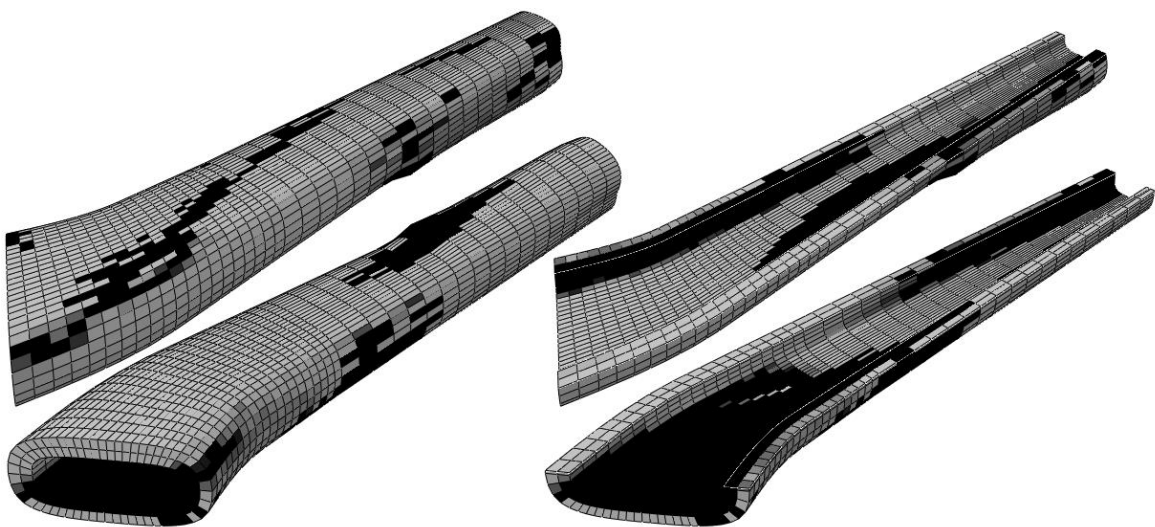


Figura 14 - Dano no Cimento 7, a negro os elementos com dano e a branco sem dano

Na Figura 15 é apresentado a primeira iteração do cimento 8 que apresenta uma tensão cimento-haste de 15.74 MPa, tensão cimento-osso de 4.54 MPa e tensão de Von Mises de 30.01 MPa. Este cimento apresenta um dano de 14% na sua estrutura. Neste caso, o dano concentra-se, sobretudo na zona distal-medial.

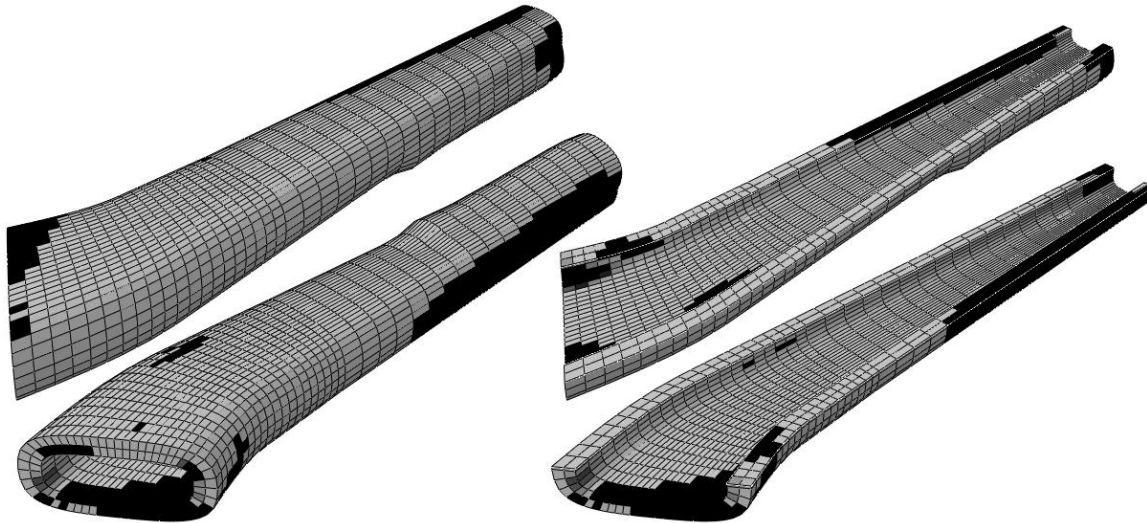


Figura 15 - Dano no Cimento 8, a negro os elementos com dano e a branco sem dano

Os resultados das funções de desempenho, tensões, não permitem uma comparação clara e real do desempenho dos cimentos uma vez que cada cimento se encontra numa iterações diferentes. Assim sendo foi realizado uma seleção dos três cimentos que obtiveram mais iterações e colocados sobre a mesma iteração. Esta iteração foi a última iteração mais baixa dos três, neste caso, a nona iteração. Os resultados obtidos foram colocados na Tabela 3 para facilitar a comparação dos mesmos.

Tabela 3 – Resultados das funções de desempenho dos três cimentos para a nona iteração

Cimento	Dano (%)	Tensão Cimento-Haste (MPa)	Tensão Cimento-Osso (MPa)	Tensão de Von Mises (MPa)
3	19	34.20	7.98	44.94
6	26	41.08	9.34	54.04
7	10	23.32	5.62	38.39

5. Conclusão

O estudo realizado aos cimentos propostos assim como a procura de compreender melhor a evolução do dano no cimento, leva a uma conclusão primária em que quanto maior for a tensões máximas de compressão maior será a vida do cimento. Expressando-se pelo motivo de que os cimentos com maiores tensões máximas realizaram mais iterações do que os de menor tensão.

A observação do dano no cimento revela que a maioria do dano se encontra concentrado na zona proximal. Começando a aparecer na área interna e mais próxima à cabeça do fêmur. Estando esta afirmação apoiada através das funções de desempenho, das quais se apura que a tensão na interface do cimento com a haste é superior à da interface cimento e osso. Sendo igualmente apoiada pela literatura que elucida as zonas de maior tensão, a região calcar femoral bem como a parte distal da prótese. Por esse motivo serem igualmente visíveis grandes regiões de dano na parte distal provocada, possivelmente, pelos momentos criado pela haste quando são aplicadas as forças na cabeça femoral.

Através da comparação dos resultados das funções de desempenho aos três cimentos verifica-se que o cimento com o melhor desempenho foi o cimento 7. Este cimento para além de ter realizado mais iterações foi o que perante o mesmo número de ciclos de carga apresenta menos dano na sua estrutura e tensões acumuladas nas suas interfaces e no manto do cimento. Admitindo que tenham de ser realizados mais testes de modo a que este cimento possa ser um possível candidato a substituir os cimentos ósseos utilizados atualmente.

Embora no trabalho de Vreken et al. [12] o cimento 7 seja considerado a ser usado em uma configuração clínica, porque o osso trabecular humano possui uma resistência à compressão entre 10 e 30 MPa, e este cimento uma resistência de 20 MPa, a compressão dos cimentos utilizados atualmente apresentam um valor médio de resistência à compressão de 93 MPa [20]. Além de que o presente trabalho estudo a evolução do dano com os valores de compressão e uma vez que os cimentos apresentam melhores propriedades mecânicas à compressão do que a tração, seria fundamental uma replicação deste cimento para um ensaio de tração e um novo estudo desta vez com os valores de tração.

Bibliografia

- [1] N. A. V. Jorge, “Análise Mecânica e Térmica do Cimento Ósseo : Polimerização a diferentes Temperaturas na Artroplastia da Anca e o Método do Cimento-no-Cimento na sua revisão,” 2012.

- [2] D. M. C. F. de Almeida, “INFLUÊNCIA DO DIÂMETRO E DO MATERIAL NAS PRESSÕES DE CONTACTO NA Engenharia Biomédica,” 2008.
- [3] C. R. de M. Roesler, “ADAPTAÇÃO MECÂNICA DO OSO EM TORNO DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS,” 2006.
- [4] A. Ramos, F. Fonseca, and J. A. Simões, “FISSURAS E DESCOLAMENTOS DE FADIGA EM PRÓTESES DE ANCA CIMENTADAS : ESTUDO IN VITRO.”
- [5] J. Wolff, *The Law of Bone Remodelling*. Springer-Verlag, 1986.
- [6] C. R. Nabais, “Análise Numérica da Interface Osso – Cimento na Artroplastia da Anca,” 2006.
- [7] R. I. K. Huiskes, H. WEINAN, and B. VAN RIETBERG, “The Relationship Between Stress Shielding and Bone Resorption Around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials,” 1992.
- [8] Zimmer, “MS-30 Stem Cemented.” 2005.
- [9] P. T. J. Spierings, “Properties of Bone Cement : Testing and Performance of Bone Cements,” pp. 67–78.
- [10] R. M. da C. A. Maciel, “Método dos elementos finitos aplicado à análise de sólidos: concepção e implementação,” 2013.
- [11] R. M. S. Pirraco, “Estudo da influencia do metodo de fixação na interface osso-implante e sua relação com o mecanismo de migração da protese de anca.”
- [12] N. M. F. Van Den Vreken, E. De Canck, M. Ide, K. Lamote, and V. Der Voort, “Calcium phosphate cements modified with pore expanded SBA-15 materials,” *J. Mater. Chem.*, pp. 14502–14509, 2012.
- [13] N. Verdonschot and R. Huiskes, “THE EFFECTS OF CEMENT-STEM DEBONDING IN THA ON THE LONG-TERM FAILURE PROBABILITY OF CEMENT,” *Biomechanics*, vol. 30, no. 8, pp. 795–802, 1997.
- [14] Dassault Systèmes, “Getting Started with Abaqus.” 2012.
- [15] M. A. Pérez, J. M. García, and M. Doblare, “Analysis of the debonding of the stem – cement interface in intramedullary fixation using a non-linear fracture mechanics approach,” vol. 72, pp. 1125–1147, 2005.
- [16] R. B. Ruben, P. R. F. and J. Folgado, and J. F. A. Madeira, “Opimum Design of

Cemented Hip Prostheses.”

- [17] M. A. Pérez, J. Grasa, J. M. García-Aznar, J. A. Bea, and M. Doblaré, “Probabilistic analysis of the influence of the bonding degree of the stem – cement interface in the performance of cemented hip prostheses,” *J. Biomech.*, vol. 39, pp. 1859–1872, 2006.
- [18] R. Ghosh and S. Gupta, “Bone remodelling around cementless composite acetabular components: The effects of implant geometry and implant – bone interfacial conditions,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 32, pp. 257–269, 2014.
- [19] O. Jones, “ANATOMICAL TERMS OF LOCATION,” 2017. [Online]. Available: <http://teachmeanatomy.info/the-basics/anatomical-terminology/terms-of-location/>. [Accessed: 15-Sep-2017].
- [20] C. Lee, “Properties of Bone Cement: The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement,” pp. 60–66.