

Avaliação experimental e numérica de uma prótese femoral

Rosana Andreia Ribeiro Araújo, 39663

Este trabalho foi efetuado no âmbito da Unidade Curricular de Dissertação de Mestrado
apresentado ao Instituto Politécnico de Bragança para obtenção do grau de mestre

em Engenharia Mecânica

sob a orientação de:

Professor Doutor João Ribeiro

Outubro de 2024



Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Engenharia Mecânica

Unidade Curricular de Dissertação

Orientador: João Ribeiro

Avaliação experimental e numérica de uma prótese femoral

Rosana Andreia Ribeiro Araújo,39663

Outubro de 2024

Dedicatória

Dedico este trabalho a mim por nunca desistir mesmo com pouca motivação, aos meus familiares pelo apoio e compreensão, aos meus amigos mais próximos que me ajudaram a ter forças e aos meus colegas que estiveram do meu lado ao longo destes anos.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus e aos meus pais pela confiança, pelo incentivo e pela paciência durante todos estes anos longe deles, obrigada por sempre acreditarem mesmo quando tudo ficou difícil.

Aos meus avós que são a minha inspiração.

Aos meus amigos próximos e familiares que nos dias mais frios e tristes conseguiram me fazer acreditar em mim outra vez.

Ao meu orientador, Professor Doutor João Ribeiro pelo tempo e paciência durante a realização do trabalho.

Ao Instituto Politécnico de Bragança pela oportunidade de estudar, fazer amigos e aprender com todos.

Uma palavra de apreço para os meus amigos, sempre presentes na minha vida académica e, como não podia deixar de ser, também neste capítulo. Por todas as suas dicas, conselhos e dúvidas que me desfizeram ao longo do percurso académico.

Agradeço a todos.

Resumo

A artroplastia total da anca (ATQ) é uma técnica cirúrgica bem-sucedida que pode ser utilizada para o tratamento eficaz de fraturas do colo do fêmur, osteoartrite, tumores, necrose vascular, falha na fixação interna, displasia do desenvolvimento e artrite reumatoide. O grande número de operações de revisão realizadas todos os anos em resultado de falha do implante realça a necessidade de uma melhor compreensão biomecânica do sistema de implante femoral. Esta dissertação estuda como próteses femorais se comportam quando feitas de diferentes materiais e como ocorre a deformação quando sujeita a uma carga típica. Para realizar este estudo realizaram-se duas aproximações distintas, uma numérica e outra experimental. Por digitalização da geometria da haste é obtido um modelo virtual da haste anatomicamente adaptada no software SolidWorks. A haste final foi impressa em 3D no laboratório FABLAB com PLA. Já o suporte da mesma foi fabricada por maquinagem numa fresadora CNC no laboratório de tecnologia mecânica. Foi utilizado o software de elementos finitos (ANSYS) para realizar as simulações numéricas. A geometria do fêmur, tanto para os estudos experimentais como para os estudos de elementos finitos, foi baseada no fêmur médio esquerdo. Posteriormente, foi realizado um ensaio de compressão no laboratório de resistência dos materiais com o propósito de validar o campo de deformações medido com o sistema implementado, tendo como referência o campo de deformações obtido pelo método de elementos finitos. Na análise desenvolvida utilizou-se a técnica da Correlação Digital de Imagem por permitir a medição do campo de deformações com elevada resolução na região do implante. A partir das propriedades mecânicas medidas, para as mesmas condições de carregamento e de fronteira determinaram-se os campos de deslocamento e deformação. A comparação da simulação numérica com os obtidos por via experimental permitiu validar as propriedades mecânicas determinadas a partir das medições computacionais, onde confirma-se a potencialidade deste tipo de ensaios para medições de campos de deslocamento e deformações.

Palavras-chave: Biomecânica, Artroplastia da Anca, Prótese de Anca, Fêmur, elementos finitos, correlação digital de imagens.

Abstract

Total hip arthroplasty (THA) is a successful surgical technique that can be used for the effective treatment of femoral neck fractures, osteoarthritis, tumors, vascular necrosis, internal fixation failure, developmental dysplasia and rheumatoid arthritis. The large number of revision operations performed every year as a result of implant failure highlights the need for a better biomechanical understanding of the femoral implant system. This dissertation studies how femoral prostheses behave when made from different materials and how deformation occurs when subjected to a typical load. To carry out this study, two different approaches were taken, one numerical and the other experimental. By digitizing the stem geometry, a virtual model of the anatomically adapted stem is obtained in SolidWorks software. The final stem was 3D printed in the FABLAB laboratory using PLA. Its support was manufactured by machining on a CNC milling machine. Finite element software (ANSYS) was used to carry out the numerical simulations. The geometry of the femur, for both the experimental and finite element studies, was based on the left middle femur. Subsequently, a compression test was carried out in the strength of materials laboratory in order to validate the deformation field measured with the implemented system, with the deformation field obtained by the finite element method as a reference. The Digital Image Correlation technique was used in the analysis because it allows the deformation field to be measured with high resolution in the implant region. Based on the mechanical properties measured, the displacement and deformation fields were determined for the same loading and boundary conditions. Comparison of the numerical simulation with the experimental results allowed the mechanical properties determined from the computational measurements to be validated, confirming the potential of this type of test for measuring displacement and deformation fields.

Keywords: Biomechanics, Hip Arthroplasty, Hip Prosthesis, Femur, finite elements, digital image correlation.

Índice

1. Introdução	1
1.1 Enquadramento	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Estrutura do trabalho	3
2. Fundamentação Teórica.....	4
2.1 Anatomia do Fémur.....	4
2.2 Próteses femorais.....	5
2.3 Prótese Cimentada	5
2.3.1 Interface Implante-Cimento	7
2.4 Próteses não-cimentadas.....	8
2.4 Estruturas de próteses	10
2.5 Materiais	11
2.6 Efeito <i>stress-shielding</i>	13
2.7 Método de elementos finitos (MEF)	13
2.8 Correlação digital de imagens (DIC)	14
3 Metodologia	16
3.1 Simulação Numérica.....	16
3.1.1 Geometria	16
3.1.2 Simulação	17
3.2 Ensaio Experimentais.....	24
3.2.1 Fabrico da prótese e do suporte	24
3.2.2 Realização dos ensaios com Correlação Digital de Imagem	29
4 Resultados das análises e discussão.....	38
4.1 Resultados das simulações numéricas	38
4.2 Resultados dos ensaios experimentais	41
4.3 Comparação dos resultados	45
5 Conclusão e trabalhos futuros	47
5.1 Conclusões.....	47
5.2 Trabalhos futuros	49
Referências Bibliográficas	50
Anexos	54

Índice de figuras

Figura 1 Interface implante/cimento/osso [3]	7
Figura 2 Prótese não cimentada [3]	9
Figura 3 Prótese de inspiração e prótese feita no SolidWorks	17
Figura 4 Malha de 5,3 e 2 mm.....	20
Figura 5 Element Solid185 [37]	22
Figura 6 Condições de Fronteira, força aplicada.....	23
Figura 7 Condições de fronteira, fixação da haste.....	24
Figura 8 Impressora 3D [44]	25
Figura 9 Tipos de enchimento para impressão 3D.....	25
Figura 10 Geometria do suporte e da haste encaixada no suporte.....	26
Figura 11 Estrutura do programa de calibração e aquisição de imagens [45].....	29
Figura 12 Tintas em spray e teste de padrao speckle	31
Figura 13 Processo de fabrico do padrão de speckle após deposição de uma fina camada de tinta branca mate	32
Figura 14 Câmara disponibilizada pela escola para captação das imagens	33
Figura 15 Instrumentos utilizados para a técnica DIC [41]	34
Figura 16 Máquina Tração -Compressão.....	35
Figura 17 Comparação da carga aplicada na análise numérica e experimental	37
Figura 18 Gráfico do deslocamento total.....	39
Figura 19 Gráfico da tensão equivalente de Von-Mises	40
Figura 20 Gráfico do fator de segurança.....	41
Figura 21 Campo de deformações na direção axial Y obtidas pela técnica DIC.....	42
Figura 22 Campo de deformações na direção axial Y obtidas pela técnica DIC, carga de 900N	44
Figura 23 Campo de deformações na direção axial Y obtidas pela técnica DIC, carga de 1000N	44
Figura 24 Campo de deformações obtidas por MEF	46

Índice de tabelas

Tabela 1 Propriedades mecânicas do Ti6Al4V	18
Tabela 2 Propriedades mecânicas do Co Cr	18
Tabela 3 Propriedades mecânicas do Aço Inoxidavel	18
Tabela 4 Propriedades mecânicas do Vitalium	19
Tabela 5 Propriedades mecânicas do PLA.....	19
Tabela 6 Tabela com valores para o estudo de convergência da malha	20
Tabela 7 valores obtidos da análise numérica	38

Lista de siglas

Co-Cr	Cobalto-Crómio
PMMA	Polimetacrilato de metilo
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ATQ	Artroplastia total da anca
PLA	Poliácido láctico
EF	Elementos Finitos
MEF	Metodo de elementos Finitos
PE	Polietileno
HA	Hidroxidoapatite
PMMA	Polimetilmetacrilato
PS	Poliestireno
PP	Polipropileno
Ti	Titanio
CAD	Computer Aided Design
DIC	Digital Image Correlation
IPB	Instituto Politécnico de Bragança
CCD	Charge-Coupled Device
N	Newton
Kg	Quilograma
F	Força
UHWPE	Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene

AO

Osteoartrite

1. Introdução

1.1 Enquadramento

Devido aos picos de carga enfrentados pelo corpo durante atividades diárias, especialmente entre a população idosa, é comum o surgimento de dores persistentes e até mesmo fraturas expostas na região da anca. Acidentes de trânsito também contribuem para essas lesões, podendo resultar em fraturas que afetam órgãos vitais [1]. Para tratar certas fraturas ósseas são necessários, frequentemente, implantes, enquanto em casos de amputação, próteses podem ser indicadas, tanto internas quanto externas, para restaurar a função do órgão afetado [2] [3].

No sistema musculoesquelético, o osso destaca-se pelas suas notáveis propriedades mecânicas de rigidez e resistência, as quais são avaliadas sob cargas e influenciam diretamente a probabilidade de fratura. Fraturas ósseas ocorrem quando o osso é submetido a cargas além de sua capacidade de suporte, seja por uma única sobrecarga ou repetidas sobrecargas. O efeito mecânico resultante de uma fratura é, principalmente, a interrupção da continuidade óssea, resultando em mobilidade anormal, perda da função de suporte e dor [4].

As próteses de anca podem apresentar variadas formas geométricas. Podem ser de geometria reta, curva, semi-anatômica ou anatômica; as secções geométricas podem ser orgânicas ou não. Naturalmente, as combinações destas variáveis de geometria induzem, nos tecidos adjacentes às superfícies da prótese estados de tensão-deformação, que podem ser mais ou menos perniciosos nas respostas biológicas [1] [5].

Com uma compreensão mais profunda do comportamento dos materiais sob diferentes cargas e o uso de métodos como a análise por elementos finitos, é possível determinar qual prótese mais adequada para aumentar a sua durabilidade e propriedades mecânicas, independentemente da situação. A engenharia, em busca do bem-estar e qualidade de vida da sociedade, procura, constantemente, desenvolver próteses cada vez mais eficazes, aproveitando os avanços tecnológicos [6].

No estudo realizado neste trabalho seguiram-se duas vias distintas, a numérica e a experimental. A análise numérica baseou-se na utilização do método dos elementos finitos, técnica computacional que, devido à evolução de algoritmos mais robustos e otimizados, permite simulações com resultados de elevado rigor e precisão [7]. Este

método permite inserir as características dos materiais previamente conhecidas, e a sua resolução por modelos matemáticos adequados a estes materiais. Nesta análise será traçado um perfil de cálculo, das tensões e deformações resultantes da força exercida no modelo que serão parte importante desta dissertação. O ensaio experimental assenta na utilização do sistema de Correlação Digital de Imagem (DIC) para medição do campo de deformações e deslocamentos no plano. No entanto, foi necessária a construção do modelo em PLA e a realização de um ensaio para medir a deformação na haste. Essas medições experimentais foram, posteriormente, comparadas com as simulações numéricas e permitiram a sua validação.

1.2 Objetivos

Na área da ortopedia, são comuns as fraturas do fémur na área da diáfise. Esses danos são graves e geralmente surgem de eventos violentos, como acidentes de carro, que costumam afetar jovens adultos [7]. Com o avanço tecnológico, surgiram diversos instrumentos e materiais para a implantação de implantes, além de diversas técnicas para a fixação interna dessas fraturas [3]. Este trabalho foi realizado para examinar a biomecânica de uma prótese femoral, com o objetivo de compreender as características mecânicas para a criação da mesma através de modelação numérica e correlação digital de imagem.

Os objetivos específicos incluem:

- Modelar tridimensionalmente a prótese.
- Desenvolver o modelo computacional, por elementos finitos, para simular o comportamento mecânico da prótese femoral, visando analisar a distribuição deformações e outros parâmetros relevantes durante o uso.
- O desenvolvimento de um sistema para medição dos campos de deslocamentos e deformações no plano, baseado na técnica de correlação digital de imagem.
- Validação experimental das simulações numéricas através de ensaios mecânicos de um modelo de prótese em PLA obtido pela tecnologia de fabrico aditivo.

Estes propósitos estabelecem uma estrutura para tratar de questões relevantes ligadas à avaliação de próteses femorais, unindo técnicas experimentais e numéricas para uma avaliação completa do seu desempenho mecânico e biológico.

1.3 Estrutura do trabalho

O presente trabalho é estruturado em seis capítulos.

No Capítulo 1 é introduzido o enquadramento do tema bem como os objetivos a cumprir.

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica sobre a anatomia do fémur e os principais conceitos teóricos.

No Capítulo 3, denominado de Metodologia, apresentados os ensaios experimentais, nomeadamente a produção da haste e do suporte, desde a sua fabricação; o ensaio de compressão, expondo a montagem do sistema, a experiência; e a medição através do sistema de correlação digital de imagem, e são apresentados os resultados numéricos das simulações realizadas para diferentes materiais. Esses resultados mostram como a prótese se comporta, obtendo uma avaliação preliminar de sua resistência e comportamento mecânico.

Capítulo 4, destina-se à discussão e à comparação dos resultados, nos diferentes métodos de análises.

No Capítulo 5, são apresentadas as conclusões finais, possíveis projetos que poderão vir a ser realizados e aos quais este trabalho poderá ser útil.

Por último, a dissertação termina com as referências bibliográficas que foram indispensáveis no desenvolvimento deste estudo e os anexos.

2. Fundamentação Teórica

2.1 Anatomia do Fémur

O fémur é o osso mais longo e forte do corpo humano, apresenta uma cabeça arredondada onde vai articular com o acetábulo do osso ilíaco formando a articulação da anca. O trocânter maior encontra-se localizado na lateral do colo e o trocânter menor na parte inferior e posterior do colo. O trocânter maior possui uma saliência arredondada, dando forma à parte mais larga da anca. Entre os trocânteres estão localizadas, a linha intertrocanteriana na face anterior e a crista intertrocanteriana na face posterior da extremidade proximal do fémur. A extremidade distal do fémur apresenta os côndilos interno e externo. Na parte proximal e em relação aos côndilos localizam-se os epicôndilos interno e externo. O tubérculo do grande adutor, local onde se inserem músculos está imediatamente proximal à tuberosidade interna [1] [8].

O fémur e o acetábulo embora articulem um com o outro, têm crescimentos independentes, o que implica que tenham que se desenvolver ao mesmo tempo de modo a não causar problemas com a articulação ao longo do seu crescimento [9]. O crescimento do fémur é influenciado por forças que atuam nesse osso, sendo uma delas o peso do corpo e a tensão que os músculos exercem sobre ele. Uma alteração das forças de compressão pode levar à deformação da articulação. A articulação da anca tem forma esférica, é composta pelo acetábulo e pela cabeça femoral, é uma articulação muito estável e apresenta mobilidade ao longo dos três eixos [2].

Ao longo dos anos, com o intuito de ajudar as pessoas com problemas na anca houve uma grande evolução das técnicas de substituição da mesma que, dependendo da restrição da forma e do design, podem ser divididas em artroplastia da anca, haste femoral e artroplastia total da anca. A artroplastia total da anca (ATQ) corresponde a uma das cirurgias mais bem-sucedidas realizadas em ortopedia. Esta técnica é muito útil para as pessoas que sofrem de osteoartrite, (AO), pois há uma restauração funcional com alívio de dor o que leva a uma melhoria da qualidade de vida [10].

Existem dois tipos de artroplastias, a artroplastia primária e artroplastia de revisão. A primeira consiste na substituição da articulação natural da anca, sendo que quando esta falha é necessário recorrer à artroplastia de revisão, que consiste na remoção da primeira

prótese e colocação de uma nova. Para se proceder à artroplastia da anca, existem diferentes etapas para a sua realização. A primeira consiste numa incisão onde é exposta a cabeça do fémur e sua remoção [11].

2.2 Próteses femorais

Prótese é entendida como qualquer material permanente ou transitório que substitua total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido [2].

Indivíduos da sociedade que necessitam de próteses podem carregar também problemas psicológico e sociais. Pensando nisso, a medicina procura sempre avançar em seus estudos, no que diz respeito a próteses, para proporcionar maior longevidade juntamente com melhor qualidade de vida a seus pacientes [12].

Uma prótese total da anca envolve a substituição de ambos os componentes da articulação da anca: cabeça femoral e a cavidade acetabular. É uma intervenção mais invasiva e geralmente é considerada quando há danos extensos na articulação da anca devido a condições como osteoartrite, artrite reumatoide ou fraturas graves [13].

Por outro lado, uma prótese parcial da anca, também conhecida como hemiartroplastia, envolve a substituição apenas da cabeça femoral, mantendo a cavidade acetabular original intacta. É frequentemente considerada em casos onde a degeneração da articulação está localizada apenas na cabeça femoral, como em fraturas do colo do fémur ou em algumas formas de osteonecrose [13] [14].

A escolha entre uma prótese total e parcial da anca depende da extensão do dano na articulação, da idade e do estilo de vida do paciente.

A prótese total oferece uma restauração completa da função da articulação da anca, enquanto a prótese parcial pode ser uma opção mais conservadora em certas situações [15].

2.3 Prótese Cimentada

Numa artroplastia com prótese cimentada, nomeadamente para a parte femoral, é usado um núcleo rígido (haste femoral) e uma camada envolvente (cimento ósseo) que é responsável pela fixação do núcleo ao osso. Os esforços mecânicos da solicitação da prótese são transmitidos ao osso através do cimento e este é também responsável pela absorção e distribuição das forças resultantes de impactos. Estudos com elementos finitos

indicam que a geometria da haste é importante na distribuição de tensões no manto de cimento, assim como na determinação da sua espessura ótima [11] [16].

Resultados clínicos indicam que mantos com maiores espessuras se comportam melhor do que mantos finos. A estabilidade e a durabilidade de uma prótese cimentada dependem da integridade das ligações de interface prótese/cimento e da interface cimento/osso, assim como da própria integridade estrutural do cimento [17].

A estabilidade da prótese cimentada vai depender das ligações entre a interface cimento-prótese e a interface osso-cimento.

Vantagens e desvantagens das próteses cimentadas

Entre as vantagens da opção por esta solução estão:

- A utilização de uma prótese cimentada é tida como uma solução mais barata comparativamente com as alternativas de utilização de próteses não cimentadas.
- Tecnicamente é mais fácil fazer a sua fixação ao osso, permitindo uma maior flexibilidade na seleção das diferentes geometrias e tamanhos, cuja adaptabilidade à morfologia do osso do paciente é compensada pelo manto de cimento.
- Numa artroplastia cimentada os pacientes põem-se em pé e iniciam os exercícios de mobilidade logo após um ou dois dias da intervenção cirúrgica.
- Este método está amplamente divulgado, o que permite aos cirurgiões uma ampla prática e experiência, o que só por si constitui uma vantagem.

Como principais desvantagens são apresentados os seguintes fatores:

- O manto de cimento tende a degradar-se com o tempo, por solicitação mecânica e em consequência de seu envelhecimento, podendo resultar na laxação da prótese ou na libertação de partículas que irão provocar o aparecimento da doença do cimento.
- Na realização de artroplastias de revisão, todo o processo de remoção do manto de cimento é bastante difícil e delicado, e para garantir a total remoção das partículas de cimento antigo torna-se normalmente necessário proceder a uma maior remoção de massa óssea do paciente [18].

A principal função do cimento ósseo é transferir as tensões da prótese para o osso e/ou aumentar a capacidade de suportar carga pelo sistema prótese-cimento-osso. O cimento

ósseo tem um papel de expansor da superfície dos componentes protésicos ao contorno do osso que os aloja, tornando os de tal modo congruentes com o osso que aí permanecem fixos, criando uma ampla interface para a transmissão das forças entre eles. Localmente, a resistência dos materiais da interface e a ligação entre os componentes deve poder suportar as tensões desenvolvidas durante a transmissão de carga.

2.3.1 Interface Implante-Cimento

A interface implante/cimento pode ser analisada segundo duas vertentes: uma diz respeito à espessura do manto de cimento, se este deve ser grosso ou fino e a outra refere-se às características da superfície da prótese, se esta deve ser polida ou rugosa [15].

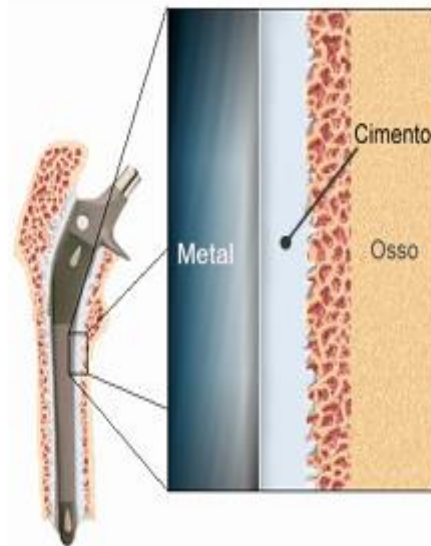


Figura 1 Interface implante/cimento/osso [3]

De acordo com de observações clínicas apontam para que o fenômeno de fragmentação do manto de cimento parece iniciar-se com o aparecimento de fissuras junto da parede da prótese. Por outro lado, estudos realizados por recurso à simulação com elementos finitos sugerem que o aumento das forças de ligação entre a superfície do implante e o cimento tende a diminuir as tensões no manto de cimento. deste modo, alguns fabricantes introduziram no mercado próteses cimentadas com a superfície da haste rugosa. Estes implantes são pré revestidos com polimetacrilato de metilo (PMMA), desenvolvido especialmente para favorecer a adesão do cimento à prótese [19].

Um descolamento parcial na interface implante/cimento pode não afetar a estabilidade da prótese, particularmente se se tratar de uma haste polida, mas uma extensa descolagem

pode permitir o aparecimento de micro movimentos, o que em próteses rugosas aumenta a libertação de partículas metálicas e de PMMA, que poderão vir a ser responsáveis pelo desenvolvimento de um estado inflamatório (doença do cimento) que resultará no afrouxamento da prótese [19] [20].

As técnicas de cimentação da terceira geração introduziram a mistura em vácuo e a centrifugação como métodos de redução da porosidade do cimento, conjuntamente com a modificação da rugosidade da superfície da prótese e a introdução de pré-revestimento da mesma. No entanto, não existem evidências significativas que comprovem as vantagens das alterações introduzidas [20].

2.4 Próteses não-cimentadas

A artroplastia não cimentada da anca realiza-se devido à complexidade da artroplastia cimentada, é uma das soluções para pacientes jovens e ativos. A diferença entre os dois tipos de artroplastia é o facto de a fixação das próteses cimentadas dependerem de uma ligação mecânica, e as próteses não cimentadas dependerem de uma ligação biológica. Este tipo de artroplastia apresenta um longo período de imobilização dos pacientes para se dar a fixação. É de referir que as artroplastias da anca não cimentadas são mais comuns e apresentam resultados semelhantes às cimentadas [19] [21].

A estrutura óssea encontra-se constantemente sujeita a um estado de tensão deformação. Uma vez que a carga é transmitida pela articulação e pelos músculos. Artroplastia da anca de uma prótese vai conduzir a uma transferência de carga diferente em relação ao fémur intacto, ou seja, vai provocar uma deformação no fémur, e conseqüente atrofiamento do osso. Este processo origina o aparecimento de doenças e a destruição do tecido ósseo, dificultando a fixação da prótese ao osso [22].

Tipos de fixação

Método “press-fit”

Neste método a fixação é feita pelo ajustamento e aperto entre a superfície da prótese e a superfície do osso hospedeiro. A rigidez da fixação é por vezes auxiliada através do uso de parafusos e cavilhas, assim como é normal utilizarem-se geometrias com nervuras ou ranhuras como forma de aumentar os pontos de fixação e a sua estabilidade à torção [22].

Revestimento poroso

Neste método a superfície da prótese é revestida com um material inerte e microporoso com o objetivo promover o crescimento ósseo no interior dos poros e consequentemente aumentar a fixação [22].

Revestimento com hidróxidoapatite (HA)

Este método é similar ao método anterior, mas sendo a HA um material biologicamente ativo, este deverá ser capaz de reagir química e diretamente com o osso envolvente, promovendo o seu crescimento [23].



Figura 2 Prótese não cimentada [3]

2.4 Estruturas de próteses

Próteses modulares

As próteses modulares surgiram para tentar resolver os problemas relacionados com as diferenças anatómicas dos pacientes. Este tipo de prótese oferece uma gama de subcomponentes de diversos tamanhos (esferas de diferentes diâmetros, pescoços de diferentes comprimentos e componente acetabular de diferentes medidas) e cuja montagem pode resultar num melhor ajustamento à anatomia específica do paciente [24].

Os fabricantes desenvolveram o conceito de modularidade não só para as dimensões dos diversos sub-componentes mas também para ligações entre estes, beneficiando assim com uma redução dos custos de produção e permitindo ainda oferecer uma maior diversidade de combinações na utilização de diferentes materiais. São exemplo disso a utilização de uma liga de cromo-cobalto para a haste femoral e blindagem do componente acetabular, cabeça femoral esférica em material cerâmico (alumina) e componente acetabular em UHWPE [25].

Por vezes o recurso a uma haste feita num corpo integral, apesar de se tratar de um sistema modular, não é suficiente para que se possa garantir a estabilidade necessária simultaneamente na parte proximal e na parte distal do fémur [25].

Próteses híbridas

As próteses híbridas consistem numa combinação entre uma haste femoral cimentada e uma componente acetabular não cimentada. Este facto possibilita a mobilização do paciente logo após a cirurgia. A laxação do componente acetabular cimentada é a causa mais frequente da artroplastia de revisão. A utilização de uma componente acetabular não cimentada é a solução preconizada para ultrapassar este problema. Esta solução combinada com a utilização de uma haste femoral cimentada permite a artroplastia dita híbrida [26].

No início, nas artroplastias híbridas utilizavam-se parafusos para fazer a fixação do componente acetabular. Posteriormente, verificou-se que o uso de uma cúpula acetabular porosa, fixa por *press-fit*, promovia o crescimento ósseo o que tornava dispensável a fixação por parafusos. Numa artroplastia híbrida, a componente acetabular é não cimentada e não se utilizam parafusos de fixação.

Deste modo a fixação primária depende do grau de interferência produzido (*press-fit*). Este sistema é mais utilizado em pacientes jovens.

Este sistema baseia-se em 4 fatores:

- O aumento da incidência de laxação do componente acetabular;
- Os bons resultados obtidos pela solução de fixação não cimentada de o componente acetabular;
- A elevada incidência da laxação da componente femoral com fixação não cimentada;

Próteses anatómicas

A fixação da haste femoral não cimentada necessita de um contacto perfeito com o osso cortical e um bom ajustamento e acomodação na parte proximal do fémur, de forma reduzir o aparecimento de micromovimentos e obter uma boa estabilidade inicial que permita o crescimento ósseo necessário à estabilidade a longo prazo demonstraram que a cavidade femoral não tem uma geometria uniforme e referem a enorme variabilidade da anatomia interna do fémur [23] [26].

As hastes femorais anatómicas foram concebidas e introduzidas por Engh. Estas eram produzidas em cromo-cobalto e apresentavam um revestimento poroso em 80% da superfície da haste e apesar da designação de anatómicas, a sua haste não apresentava qualquer curvatura no plano antero-posterior [27].

Mais recentemente, têm sido introduzidas novas geometrias em próteses que tentam comprovar o benefício dos conceitos teóricos produzidos com base em referências anatómicas. Estas propostas designadas por “anatomicamente adaptadas” apresentam geometrias que tentam seguir a dupla curvatura da zona proximal do fémur e são fornecidas distintamente em versão direita e esquerda, conforme o lado onde deverão ser implantadas [28] [29].

2.5 Materiais

Para uma prótese da anca, o material selecionado para o seu fabrico deve permitir recuperar a mobilidade da articulação, uma eficaz transferência de carga, evitar modificações químicas, dissolução ou corrosão, evitar o desgaste, a dilatação e principalmente não gerar elementos ou libertar partículas que possam causar perturbações ao nível biológico [29] [30]. O material para cumprir de forma adequada a sua função

mecânica deve possuir um módulo de elasticidade mais próximo do osso para evitar o efeito de *stress shielding*, possuir resistência à rotura e garantir uma distribuição de tensões uniforme na interface [28].

Atualmente, uma grande maioria das hastes femorais é feita em titânio ou em ligas de cromo cobalto, que são fornecidas numa grande variedade de geometrias e rugosidades, as cabeças esféricas são feitas em ligas de cromo-cobalto ou em materiais cerâmicos, e apresentam um acabamento superficial muito polido e suave para permitir baixo atrito. A componente acetabular pode ser metálica ou em polietileno de ultraelevada densidade molecular ou com a copa em polietileno com uma blindagem metálica [30].

Materiais Metálicos

A utilização de metais e suas ligas em medicina, nomeadamente na cirurgia, foi impulsionada pelo desenvolvimento de técnicas cirúrgicas assépticas.

Aço inoxidável: Apresenta boa resistência à corrosão quando exposto aos fluidos corporais e boa resistência à fadiga. É um dos materiais mais utilizados no Brasil para próteses metálicas devido ao seu bom desempenho mecânico e custo relativamente menor comparado a outros biomateriais [31].

Ligas de titânio: Destacam-se por sua excelente biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e propriedades mecânicas superiores. A liga Ti6Al4V é uma das mais indicadas para implantes, pois possui características parecidas com às dos ossos humanos [30].

Ligas de cobalto-cromo (Co-Cr): Oferecem alta resistência ao desgaste e à corrosão. São frequentemente utilizadas na fabricação das cabeças femorais das próteses devido às suas propriedades tribológicas favoráveis [31].

Titânio: Utilizado principalmente nos componentes que entram em contato direto com o osso, como a haste femoral não cimentada [31].

Materiais Cerâmicos

Os materiais cerâmicos caracterizam-se pela sua baixa densidade, elevada dureza e grande resistência ao desgaste. Os componentes cerâmicos são utilizados na artroplastia total da anca, na Europa, com bons resultados desde o início dos anos 70 [31]. Estes componentes apresentam teoricamente um conjunto de vantagens quando comparados com os fabricados em ligas metálicas. Apresentam excelente biocompatibilidade,

demonstrado por diversos estudos, permitem muito bom acabamento superficial e grande resistência à riscagem combinado com elevada resistência ao desgaste e à corrosão, o que possibilita articulações de muito baixo atrito [32].

As cerâmicas usadas em próteses dividem-se nas seguintes categorias: cerâmicas estruturais, ou seja, cerâmicas bioinertes tais como a alumina (Al_2O_3), o nitrato de silício (Si_3N_4) e a zircónia (ZrO_2); cerâmicas biodegradáveis, que se degradam em contacto com o tecido humano; e as cerâmicas bioativas que possuem propriedades que permitem estimular o crescimento ósseo [32].

2.6 Efeito *stress-shielding*

Após o aperfeiçoamento das próteses, surgem novos problemas, o efeito de *stress-shielding* que consiste na perda de massa óssea, devido à diferença da rigidez entre a prótese e o osso [8].

O efeito *stress-shielding*, ou fenómeno conhecido como tensões de bloqueio, é a redistribuição da carga no osso que ocorre quando é colocada uma prótese. Este fenómeno conduz à perda de massa óssea, à atrofia óssea e à migração da prótese. Na artroplastia da anca, as tensões no osso cortical, a proximal do fémur, são reduzidas após a introdução da prótese, sendo a carga transferida diretamente do acetábulo através da prótese para a zona mais distal do fémur, levando a uma redução de tensões na zona proximal. Estudos indicam que há maior probabilidade de as mulheres apresentarem valores de *stress-shielding* mais elevados do que os homens [13] [16].

Para amenizar o efeito de *Stress Shielding*, deve-se procurar um material que não tenha uma rigidez muito elevada pois a maior parte da carga aplicada será absorvida pela prótese e posteriormente transmitida para o osso [12].

Deve-se dar maior atenção para implantes com materiais de alto módulo de elasticidade pois estes apresentam maior concentração de tensão na extremidade distal do fémur. Em contrapartida, próteses com materiais de baixo módulo de elasticidade mostram picos de tensão na extremidade próxima [12].

2.7 Método de elementos finitos (MEF)

O MEF é uma técnica numérica computacional desenvolvida originalmente para a obtenção do estado de tensão-deformação em problemas complexos de estruturas diversas. Trata-se de um método de aproximação, onde a estrutura complexa é dividida

numa malha de elementos finitos de forma regular. Cada elemento da malha é definido por vários nós, cuja coordenação estabelece a geometria da estrutura a analisar [34]. Os elementos da estrutura são interligados entre si por estes nós, onde cada um deles assume um campo de deslocamentos. A solução aproximada para um problema originalmente complexo é encontrada por uma soma das respostas elementares de cada um dos elementos que compõem a estrutura [35].

A escolha do tipo de elemento depende da geometria do problema, da precisão desejada e do tipo de análise a ser realizada. Em geral, elementos de ordem superior (com nós intermediários) oferecem maior precisão, mas aumentam o custo computacional. É importante notar que a qualidade da malha, incluindo o tamanho e a forma dos elementos, é tão crucial quanto o tipo de elemento escolhido para garantir resultados precisos na análise por elementos finitos [30] [36].

A utilização do MEF na análise de próteses femorais tem contribuído significativamente para o avanço no design e na compreensão do comportamento biomecânico desses implantes, levando ao desenvolvimento de soluções mais eficazes e duradouras para pacientes submetidos à artroplastia total da anca [37].

2.8 Correlação digital de imagens (DIC)

Na análise aos materiais quanto ao seu comportamento mecânico a tensão e o deslocamento são os parâmetros mais importantes, portanto o seu cálculo deve ser o mais aproximado possível do real [37]. O uso das técnicas óticas nesta área da mecânica experimental não é novidade. Elas vêm sendo aplicadas há várias décadas no estudo de propriedades de materiais e na análise de tensões. O atual desenvolvimento das câmaras digitais com o conseqüente aumento da resolução CCD (*Charge-Coupled Device*) permitiu que as técnicas de Correlação Digital se tornassem mais efetivas e versáteis nas suas aplicações [38].

O princípio de funcionamento consiste em comparar uma imagem digital da superfície deslocada ou deformada com a imagem original usando uma função matematicamente bem definida de correlação com base num subconjunto de pixels, o que permite determinar o deslocamento ocorrido entre os dois estados, antes e após a deformação [39].

As imagens recolhidas são, posteriormente, analisadas em programas providos com algoritmos de correlação, que comparam a distribuição de intensidade das imagens do objeto entre diferentes estados de deformação [40]. A técnica DIC tem vindo a ser objeto

de especial interesse, tanto pela comunidade científica como empresarial, devido a um conjunto de vantagens relativamente a outras técnicas experimentais, nas quais se destacam: a simplicidade do processo, o baixo custo de implementação e a elevada robustez a perturbações externas, o que permite a sua aplicação em ambientes industriais [41] [42].

Um aspeto importante da aplicação da DIC neste campo é a validação de modelos de elementos finitos. Ao comparar as deformações previstas numericamente com as medidas experimentalmente, os pesquisadores podem refinar seus modelos computacionais, aumentando a confiabilidade das simulações. Isso é fundamental para o desenvolvimento e otimização de novos designs de próteses ou materiais [43].

3 Metodologia

Este capítulo tem como objetivo descrever as etapas de construção da prótese femoral e do suporte da mesma, que foram escolhidos nesse projeto. Foram elaboradas geometrias semelhantes à realidade, tendo como objetivo encontrar a geometria e dimensão capaz de suportar a força de compressão.

Apresenta-se também o desenho das duas peças no software SOLIDWORKS e modelos numéricos baseados no método dos elementos finitos, obtidos com o módulo estrutural do ANSYS, para a avaliação das próteses de forma a verificar qual o material com o melhor desempenho, bem como, efetuar a comparação dos mesmos com o material utilizado na parte experimental, visto que a prótese foi obtida pelo processo de fabrico aditivo, no laboratório FABLAB.

Ainda neste capítulo, são descritos os vários processos de fabrico usados para a obtenção do suporte da prótese e o ensaio experimental da haste que foi realizado utilizando a técnica de correlação digital de imagens com recurso ao programa Zeiss Inspect Correlate.

3.1 Simulação Numérica

Para a realização das simulações numéricas foi utilizado um código de elementos finitos comercial, Ansys®. Este programa tem módulos distintos para os diferentes tipos de simulações que podem ser realizadas com elementos. No caso em estudo, foram usados cinco materiais distintos. Uma das grandes vantagens deste programa de elementos finitos é a possibilidade da integração de diferentes análises e, deste modo, utilizar os resultados obtidos de uma simulação para a outra.

Nas análises feitas no software incluem três avaliações, sendo essas, tensões equivalentes de Von-Mises, o fator de segurança e o deslocamento total.

3.1.1 Geometria

Neste subcapítulo é abordado a construção do modelo em 3D no programa SOLIDWORKS (Versão 2023 *Education Edition*) da prótese femoral, com dimensões aproximadas a uma haste de 10 mm de diâmetro e 170 mm de comprimento.

Algumas questões foram levantadas no sentido de conseguir uma geometria capaz de suportar, no mínimo, 343 N e, no máximo, 1200 N tendo em conta o material utilizado para a fase experimental e, também, a técnica para a aplicação da força sobre a prótese.

O modelo da haste foi desenvolvido através de um modelo encontrado na página web de uma clínica privada em Cabo Verde, chamada Medicentro, fizeram-se pesquisas sobre as dimensões normalmente usadas para as cirurgias e estas foram utilizadas no modelo escolhido, como se pode ver na figura 3.

As dimensões e geometria da prótese encontram-se no Anexo A.

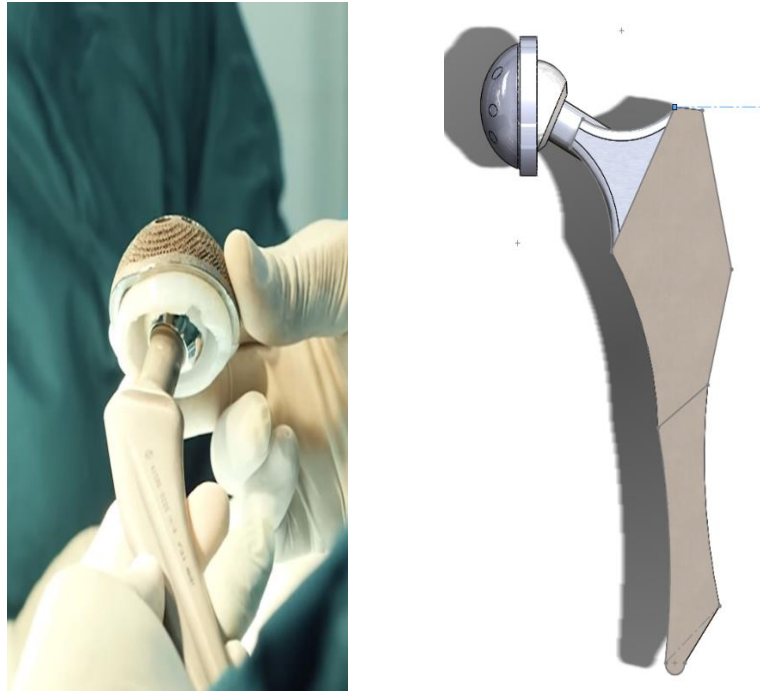


Figura 3 Prótese de inspiração e prótese feita no SolidWorks

3.1.2 Simulação

Este subcapítulo é dedicado ao estudo do comportamento biomecânico de próteses da anca quando são sujeitas a cargas.

Foi utilizado o programa de elementos finitos ANSYS para avaliar as tensões ao longo da haste. Na análise por elementos finitos, é importante ter em atenção qual o comportamento dos materiais que constituem o modelo a analisar, assim como, a sua caracterização através de um conjunto de parâmetros.

3.1.2.1 Materiais e propriedades mecânicas

Neste trabalho consideraram-se quatro materiais diferentes e biocompatíveis para uma prótese femoral e um material que foi utilizado para a parte experimental, uma liga de

titânio (Ti6Al4V), cobalto crômio (CoCr), aço inoxidável, uma liga de cobalto-cromo-molibdênio, o Vitalium (liga especial CoCr, frequentemente utilizado no Brasil) e o PLA (utilizado para validação experimental das simulações numéricas).

As propriedades mecânicas dos materiais mencionados encontram-se representadas nas tabelas a seguir.

Tabela 1 Propriedades mecânicas do Ti6AL4V

Serial No.	Propriedade do material	Ti-6AL-4V
1	Modulo de Young(E)	110-120 GPa
2	Coefficiente de Poisson (μ)	0,30-0,33
3	Densidade(ρ)	4,43x10 ⁻⁶ Kg/mm ³
4	Resistência a tração	900 a 1100 MPa
5	Limite de elasticidade	800 a 1000 MPa
6	Tensão de cedência	500 a 600 MPa
7	Tensão limite de fadiga	400 a 600 MPa

Tabela 2 Propriedades mecânicas do Co Cr

Serial No.	Propriedade do material	Co Cr
1	Modulo de Young(E)	200 a 250 GPa
2	Coefficiente de Poisson (μ)	0,27 a 0,30
3	Densidade(ρ)	8,4 x10 ⁻⁶ Kg/mm ³
4	Resistência a tração	700 a 1000 MPa
5	Limite de elasticidade	400 a 800 MPa
6	Tensão de cedência	400 a 600 MPa

Tabela 3 Propriedades mecânicas do Aço Inoxidavel

Serial No.	Propriedade do material	Aço inoxidável
1	Modulo de Young(E)	190 a 220 GPa
2	Coefficiente de Poisson (μ)	0,27 a 0,30
3	Densidade(ρ)	7,9 x10 ⁻⁶ Kg/mm ³
4	Resistência a tração	500 a 2000 MPa
5	Limite de elasticidade	200 a 1800 MPa
6	Tensão de cedência	300 a 600 MPa
7	Tensão limite de fadiga	200 a 700 MPa

Tabela 4 Propriedades mecânicas do Vitalium

Serial No.	Propriedade do material	Vitalium (liga de CoCr)
1	Modulo de Young(E)	200 a 450 GPa
2	Coefficiente de Poisson (μ)	0,30
3	Densidade(ρ)	8,4 a 9 x10-6 Kg/mm3
4	Resistência a tração	800 a 1100MPa
5	Limite de elasticidade	500 a 900 MPa
6	Tensão de cedência	400 a 700 MPa
7	Tensão limite de fadiga	300 a 500 MPa

Tabela 5 Propriedades mecânicas do PLA

Serial No.	Propriedade do material	PLA
1	Modulo de Young (E)	2 a 4 GPa
2	Coefficiente de Poisson (μ)	0,3 a 0,4
3	Densidade(ρ)	1,24 x10-6 Kg/mm3
4	Resistência a tração	30 a 60 MPa
5	Limite de elasticidade	30 a 50 MPa
6	Tensão de cedência	20 a 40 MPa

3.1.2.2 Teste de convergência da malha e tipo de elemento

Após definidas as propriedades dos materiais procedeu-se à criação da malha. Apesar do método de elementos finitos ser um ótimo recurso para a análise de tensões e deformações em estruturas complexas, deve-se ter em conta que a precisão dos resultados depende do tipo de elemento utilizado e do nível de refinamento da malha.

Fez-se o teste de convergência de malha com cinco valores diferentes. Inicialmente, com uma malha mais grosseira (5mm) obtendo o número de nós e elementos, a seguir fez-se para os restantes até chegar a malha de 1mm. Na Figura 4 estão representadas algumas das malhas geradas para as diferentes simulações.

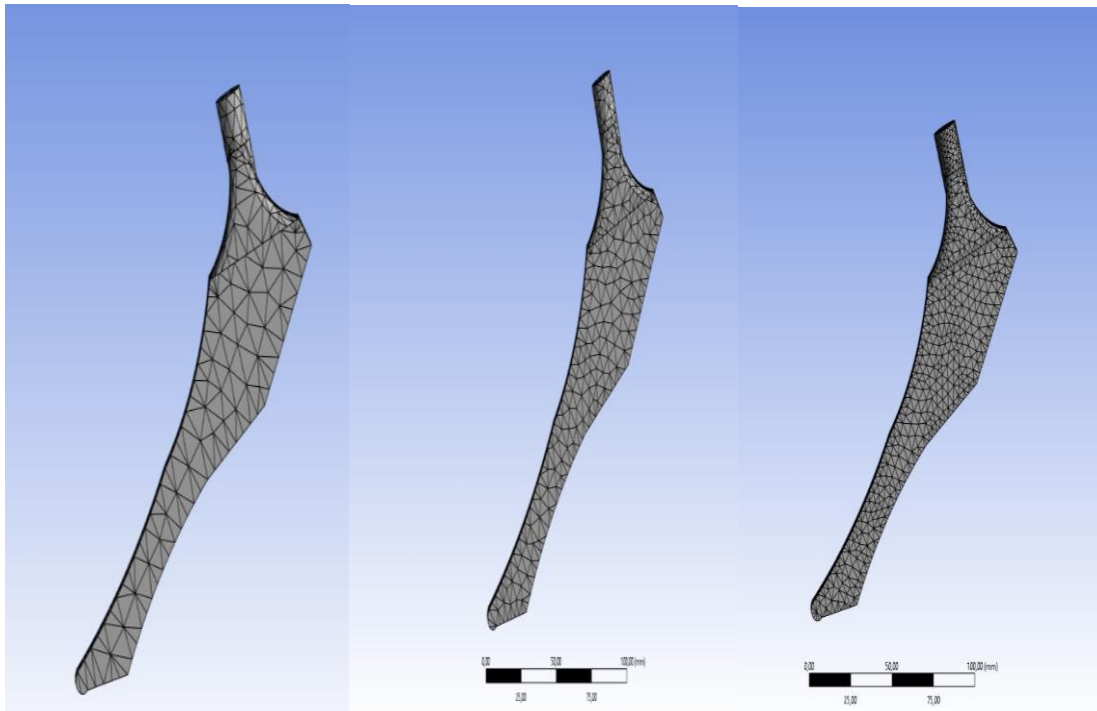


Figura 4 Malha de 5,3 e 2 mm

Ao preencher a tabela 6 com os resultados de suas simulações, dá para se observar como os valores de tensão evoluem à medida que a malha é refinada. A convergência é alcançada quando a variação nos resultados entre dois níveis consecutivos de refinamento for menor que um critério predefinido. À medida que se refina a malha, o tempo de processamento tende a aumentar.

O objetivo é encontrar um equilíbrio entre precisão e eficiência computacional.

Tabela 6 Tabela com valores para o estudo de convergência da malha

Estudo	Malha mm	Tensão Máxima [MPa]
1	1	5,10
2	2	4,68
3	3	3,54
4	4	3,95
5	5	3,75

Podemos considerar que a malha convergiu quando se observou uma estabilização dos resultados com o refinamento progressivo, ou seja a partir da malha de 2mm. Comparada com a outra malha (mais refinada – 1mm), a malha de 2mm requer significativamente

menos elementos (16389) e, conseqüentemente, menos tempo de processamento, mantendo uma precisão aceitável. Este tamanho de malha é, geralmente, adequado para representar as características geométricas relevantes da prótese femoral, incluindo transições e áreas críticas.

Na análise estrutural tridimensional, os elementos utilizados com mais frequência são os tetraédricos. Na haste em estudo, optou-se por utilizar o elemento finito 3D, Solid185 (figura 5). Este elemento define uma malha sólida com elementos tetraédricos de 8 nós e três graus de liberdade por nó e para o corpo da prótese, é recomendado utilizar elementos sólidos tetraédricos parabólicos com tamanho médio de 2 mm.

O elemento SOLID185 é uma escolha adequada para malhar uma prótese de fêmur por várias razões:

- Geometria 3D: O SOLID185 é um elemento sólido tridimensional, ideal para modelar estruturas complexas como próteses do fêmur, que têm uma geometria tridimensional.
- Compatibilidade com materiais: O SOLID185 é adequado para modelar uma variedade de materiais, incluindo os comumente usados em próteses de fêmur, como ligas de titânio ou cromo-cobalto.
- Precisão em análises biomecânicas: Sua formulação permite simular com precisão as deformações e tensões em materiais quase incompressíveis, o que é importante para análises biomecânicas.
- Versatilidade: O elemento pode assumir formas degeneradas (como prismas ou tetraedros) para se adaptar a regiões irregulares da geometria da prótese.

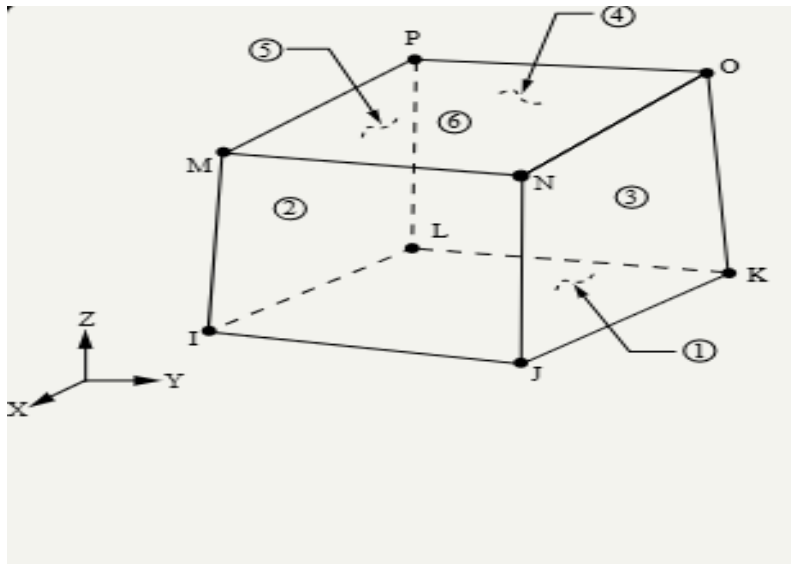


Figura 5 Element Solid185 [37]

3.1.2.3 Condições de fronteira e carga aplicada

Após a geração da malha e escolha do elemento, é necessário definir o contacto e as condições de fronteira da haste: forças, velocidades, acelerações, deslocamentos a que a estrutura está submetida.

Neste estudo, as simulações na haste são realizadas assumindo um contacto perfeito entre os diferentes materiais escolhidos, considerando um adulto com massa corporal de 80kg.

Aplicou-se uma força de compressão de 343N no colo da haste como mostra a figura 6.

A escolha da força aplicada foi feita a partir do peso assumido para um adulto já que os membros inferiores suportam cerca de 40 a 80% do peso corporal durante atividades normais de pé, isso equivale a 35 kgs.

Assim sendo, a força escolhida foi de:

$$F = 80 * 0,44 * 9,8N = 343N$$

Aplicação da carga

A carga principal é aplicada, normalmente, na cabeça femoral, porém nesta dissertação optou-se por usar somente a parte da haste, a carga foi aplicada no colo do fémur simulando o peso corporal, como mostra a figura 6.

A intensidade e direção desta carga devem ser baseadas em dados biomecânicos, geralmente, considerando diferentes posições, e nesta simulação a haste está na posição anatômica com a postura ereta.

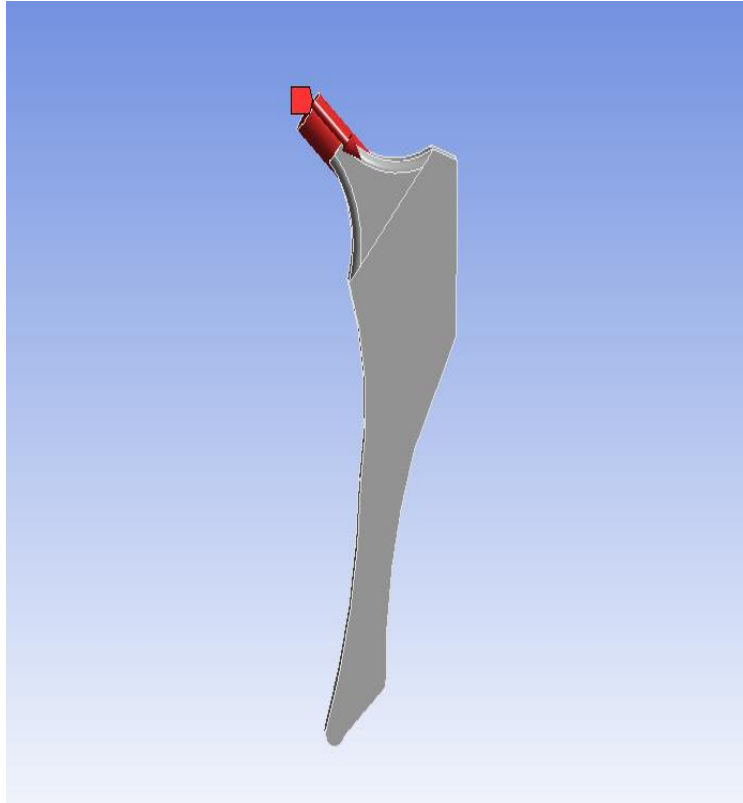


Figura 6 Condições de Fronteira, força aplicada

Não foram consideradas forças resultantes da ação muscular. Sabe-se ainda que o fêmur é mantido em equilíbrio dinâmico.

Na tentativa de aproximar, o mais possível, ao que acontece na realidade, procedeu-se à fixação da parte distal da haste femoral simulando sua fixação no canal medular do fêmur, conforme se representa na figura 7.

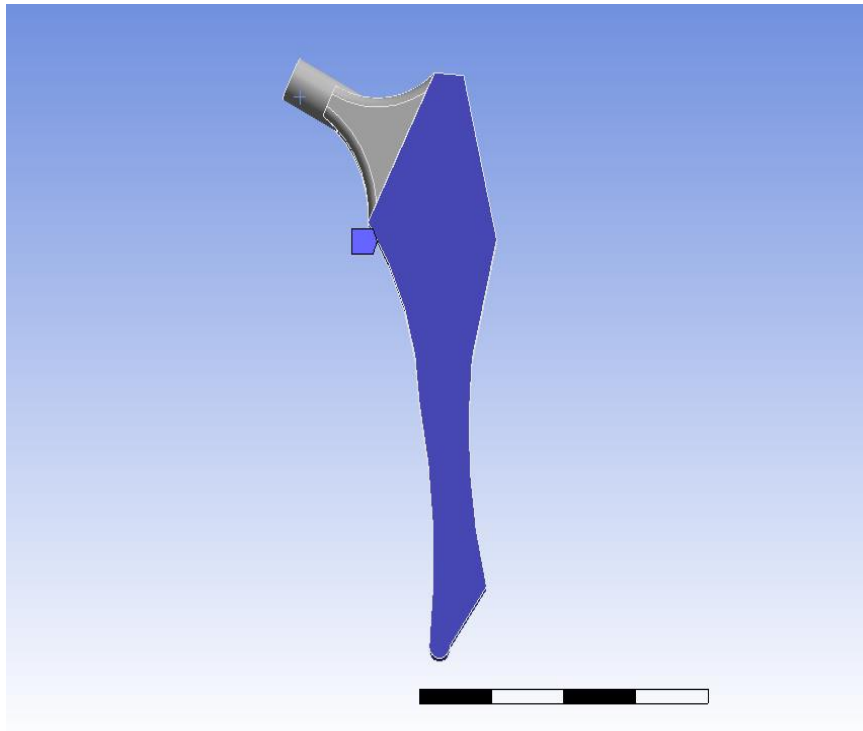


Figura 7 Condições de fronteira, fixação da haste

3.2 Ensaio Experimentais

3.2.1 Fabrico da prótese e do suporte

Após a geometria feita da haste e as simulações feitas no Ansys o modelo da haste foi, posteriormente, convertido no formato STL (*Standard Triangulation Language*), com o objetivo de produzir uma réplica do modelo utilizando um processo de fabrico aditivo.

A tecnologia escolhida para produzir a haste foi a de Deposição Fundida (FDM), por se tratar de um processo mais rápido e de custo competitivo quando comparado com outros sistemas de prototipagem. O equipamento escolhido foi a impressora 3D, disponível no IPB, utilizando o programa para a leitura do modelo CAD da haste no formato STL.

Resumidamente, o fabrico aditivo define-se como um conjunto de processos tecnológicos que permitem fabricar modelos físicos tridimensionais (3D), com informações obtidas diretamente de modelos geométricos CAD, de forma rápida automatizada e totalmente flexível.

Segue o exemplo de uma impressora 3D na figura 8.

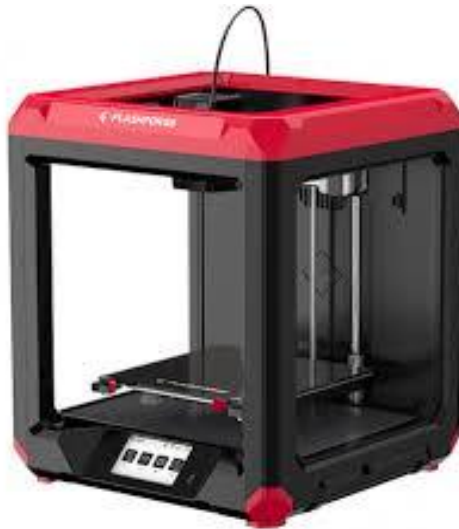


Figura 8 Impressora 3D [44]

Como o objetivo era aplicar uma força na haste esta foi impressa com uma percentagem a 100%, ou seja, totalmente preenchido por dentro para conseguir suportar o máximo de carga possível. Existem vários tipos de enchimentos como mostra a figura 9, e a escolhida foi a com maior percentagem para obter um bom resultado na impressão.

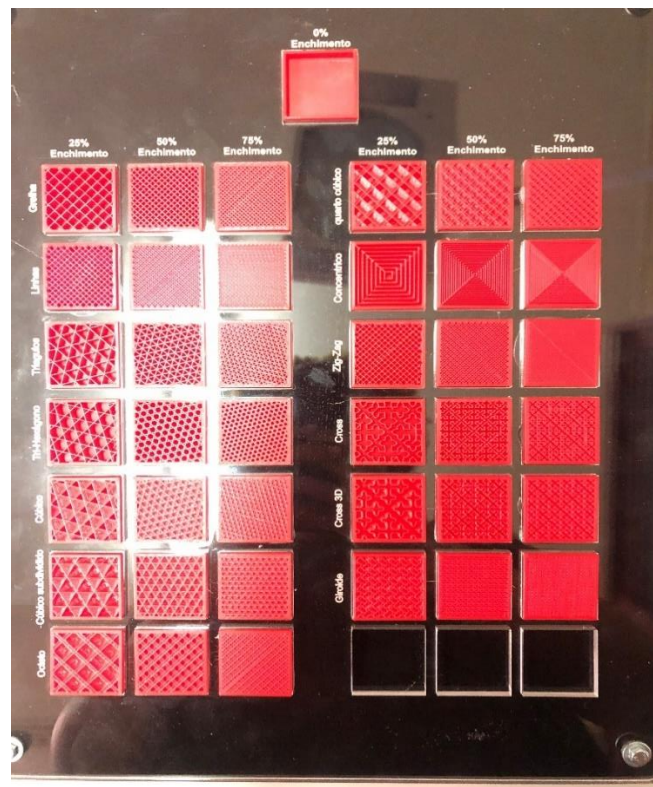


Figura 9 Tipos de enchimento para impressão 3D

O modelo da haste foi, posteriormente, utilizado em conjunto com o suporte feito para simbolizar o fêmur de um adulto de, aproximadamente, 80kg. O modelo do suporte foi obtido através do desenho da haste para que encaixasse como se pode ver na figura 10.

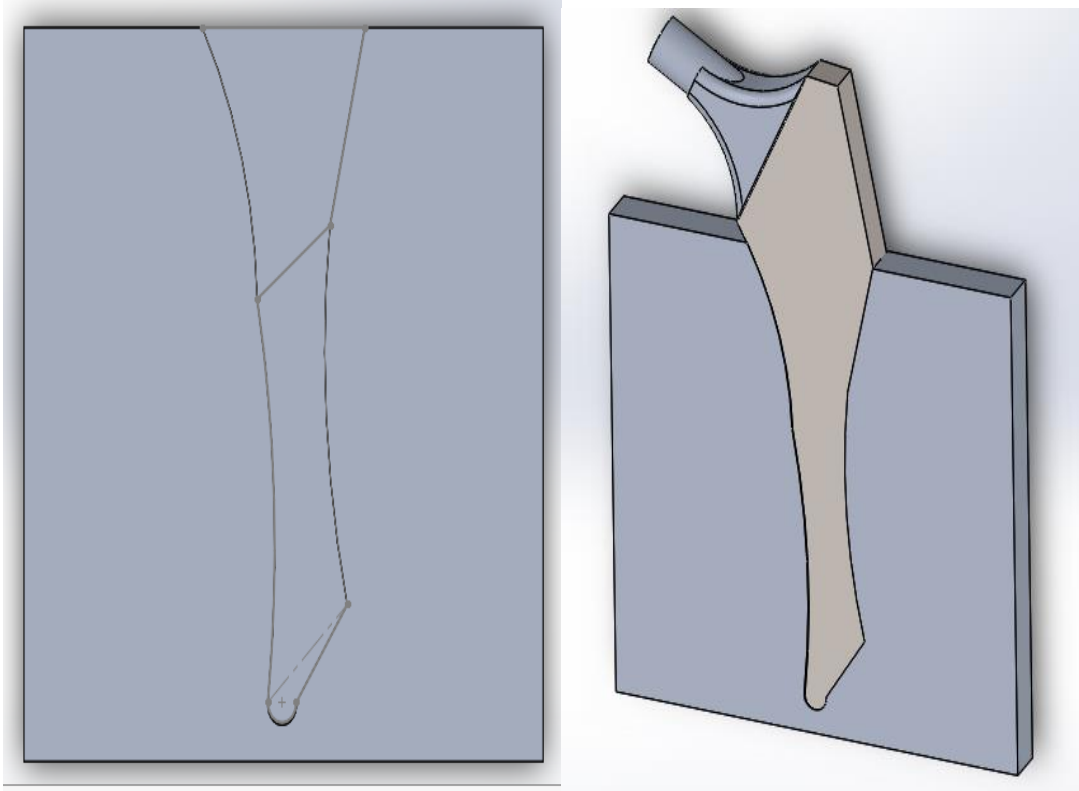


Figura 10 Geometria do suporte e da haste encaixada no suporte

A planificação de qualquer projeto de fabrico de uma peça mecânica é uma das etapas mais importante, é onde se destaca as informações a selecionar e definir os processos que devem ser executados para a transformação do material bruto no produto desejado.

O projeto do fabrico de uma peça, consiste na seleção dos processos e das ferramentas a serem usadas respeitando as dimensões impostas no desenho técnico da peça, incluindo, principalmente, as tolerâncias dimensionais, tolerâncias geométricas, rugosidade da superficial de modo a obter a peça requerida.

O presente projeto para iniciar o fabrico da estrutura do suporte foi escolhido um bloco paralelepípedo de liga de alumínio existente no laboratório, onde foi delimitado, com um marcador, as medidas do suporte. Posteriormente, foi realizado o corte com uma serra

de fita elétrica para obter o bloco de trabalho de seria utilizado para o fabrico do apoio à prótese do fémur.

Como foi mencionado no paragrafo anterior, aprofundando mais a primeira etapa de construção da estrutura do suporte, utilizou-se uma serra de fita elétrica para recortar o bloco de uma liga de alumínio, uma parte com as dimensões de 130X100X11 mm³.

Dando continuidade ao processo, a fresagem foi de extrema importância, com o objetivo de ajustar as medidas necessárias do material maciço para, posteriormente, ser usado na Fresadora CNC. Para começar o processo utilizou-se a fresadora vertical com fresa com pastilhas de diâmetro 10 cm de 6 pastilha de arestas de corte.

Inicialmente, foi feita a fixação do material de trabalho na prensa de aperto da fresadora vertical, de seguida, foi acionado a fresa com uma rotação de 1500 rpm e um avanço no eixo Z à uma velocidade de 510 mm/min executando a fresagem de topo até obter as dimensões pretendidas, este processo foi realizado nas duas superfícies com a maior área.

Posteriormente, foi efetuado o controlo dimensional com um paquímetro, deixando a peça pronta para o processo seguinte.

Maquinagem com fresadora CNC

Assim como foi mostrado a geometria da estrutura do suporte na figura 10, pode-se dizer que se trata de uma geometria complexa que requer tolerâncias mais exatas possível e com bom acabamento superficial. Tendo tudo isso em conta o melhor processo de fabrico usado foi a fresagem CNC. O Processo de fabrico com a fresadora CNC, usado para obter a estrutura desejada, consiste em várias etapas, estas citadas a seguir.

- Inicialmente o modelo do suporte foi importado de software SolidWorks para o software MasterCam no formato STEP.
- Com o modelo no software MasterCam, a primeira coisa feita foi o alinhamento dos eixos cartesianos da peça, para fazer a orientação da peça na máquina ferramenta e do local a ser maquinado de acordo com as dimensões da peça, de seguida, foi escolhido a origem das coordenadas da peça de fácil acesso para fresa.
- Criação das sequências de maquinagem, a partir das operações anteriormente definidas. As sequências de maquinagem foram realizadas após a seleção das operações individuais, onde definiu-se a geometria a ser maquinada (arestas, faces e vértices), e configurou-se os parâmetros de velocidade de corte, velocidade de avanço e profundidade de corte. Para cada operação criada, o software gera uma trajetória, por onde a ferramenta percorrerá, e a partir disto, obteve-se o código G.
- Com as simulações das sequências criadas no software MasterCam, próxima etapa foi a simulação da sequência de maquinagem, esta fase foi necessária para garantir que a máquina-ferramenta realize o trabalho programado nas melhores condições.
- Geração do código. O processo de geração do código G dentro do software de CAM ocorre através de um módulo de cinemática inversa específico a determinada máquina-ferramenta. Este processo, chamado pós-processamento, leva em conta as funções aceitas pelo comando CNC da máquina-ferramenta. O comando CNC, utilizado para controlar a fresadora CNC, aponta possíveis linhas problemáticas. Desta forma, é importante ter conhecimento dos códigos G
- Operação na fresadora CNC. Nesta etapa, procedeu-se o procedimento para trocar fresas, fixar o bloco maciço na fresadora CNC DECKEL MAHO DMC 63V (figura 14), por último, carregar o código G na memória do comando CNC, e iniciar a maquinagem.

- Para obter a peça, o processo demorou, aproximadamente, 13 minutos.

3.2.2 Realização dos ensaios com Correlação Digital de Imagem

Atualmente, existem inúmeros programas comerciais dedicados à correlação digital de imagem para o processamento de imagens ou vídeos previamente adquiridos. A principal vertente destes programas é possuir algoritmos rápidos e robustos para a determinação dos deslocamentos e deformações com elevada exatidão [41]. No entanto, as ferramentas necessárias para o correto ajuste, controlo e registo de imagens ou vídeo apenas são disponibilizadas nos sistemas comerciais integrados, os quais não são de utilização gratuita [45]. Estas ferramentas são fundamentais para a correta aquisição das imagens, e, assim, garantir a adequada medição do campo de deslocamentos e deformações de um objeto. Por esse facto, decidiu-se utilizar o software Zeiss Inspect Correlate para incorporar estas ferramentas que servem de auxílio ao ajuste do sistema de registos de imagem. O programa foi organizado de acordo com o tipo de análise a realizar, numa sequência lógica e intuitiva. O organigrama com a estrutura do programa é apresentado na figura 16.

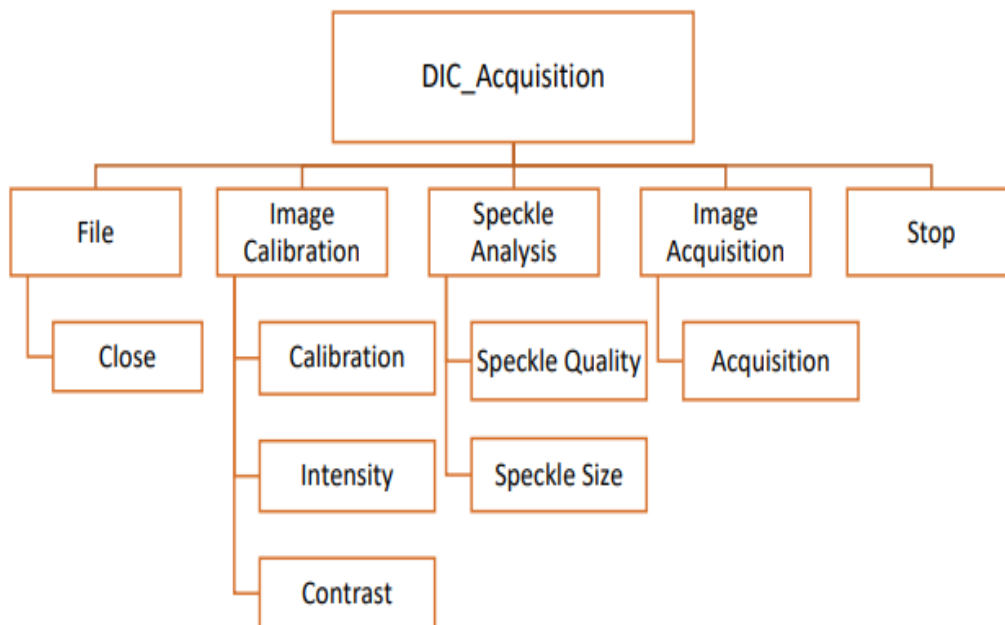


Figura 11 Estrutura do programa de calibração e aquisição de imagens [45]

3.2.2.1 Procedimentos de implementação

A técnica DIC tem por base a análise do movimento de padrões na superfície, registrando em diferentes instantes o deslocamento e/ou deformação do objeto, através de câmaras digitais. A realização das medições com esta técnica contempla as seguintes etapas:

Criação de padrões de *speckle*

Por norma, o contraste natural da superfície não é a suficiente para realizar medições com esta técnica. Por esse motivo, torna-se necessário criar na superfície padrões estocásticos, designados por padrões de *speckle*, sendo que as suas características deverão ser adequadas em função de cada aplicação.

Os grãos de *speckle* devem apresentar uma distribuição com elevada aleatoriedade para garantir a independência entre os padrões das sub-regiões da imagem, conseguindo, desta forma, assegurar a precisão na medição.

O processo de fabrico foi realizado por aerografia, é semelhante ao processo de pulverização de tinta em spray. No entanto, a aerografia apresenta duas variantes, na primeira, à semelhança do spray, aplica-se uma primeira camada fina de branco e, posteriormente, a deposição de salpicos de tinta preta, ambos com acabamento mate. A aplicação com aerógrafo traduz-se num maior controlo e refinamento do padrão *speckle*, Na figura 12 é apresentado um exemplo do padrão de *speckle* produzido pela primeira vez como um teste numa folha a parte e as tintas usadas nesse processo.

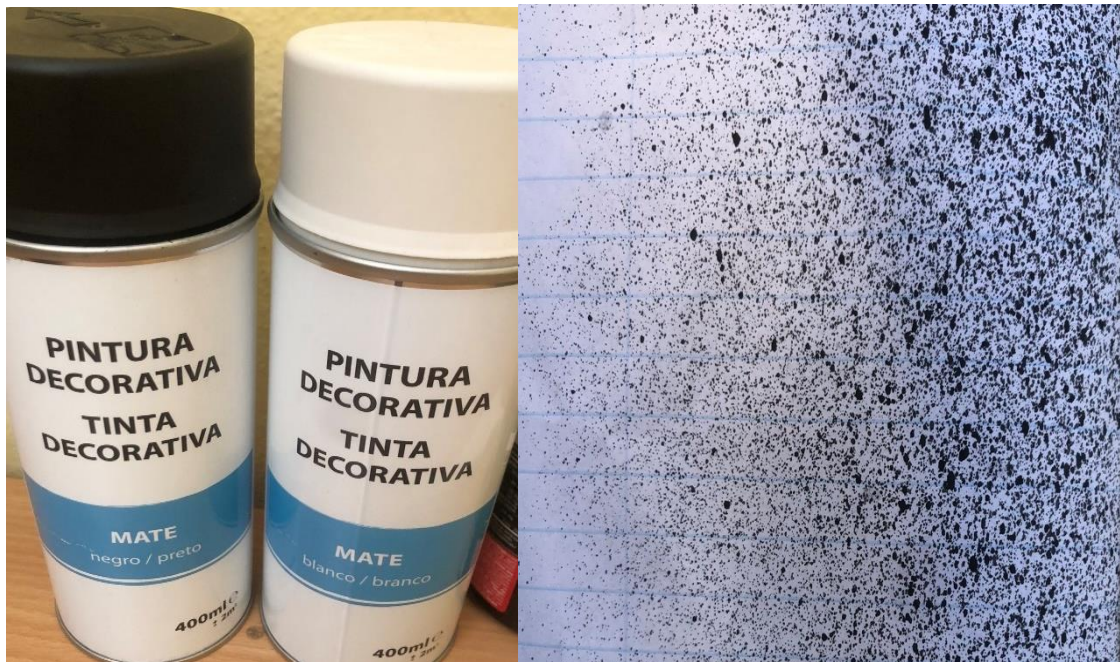


Figura 12 Tintas em spray e teste de padrão speckle

Antes de efetuar a pintura na própria haste e no suporte é necessário proceder à limpeza dos mesmos, recorrendo a processos mecânicos e químicos, de maneira a remover as aparas resultantes do processo de corte, assim como, eliminar qualquer tipo de sujidade.

Em primeiro lugar, foi usada uma lixa do laboratório de tecnologia mecânica, seguindo-se a remoção dos contaminantes da superfície com a utilização de acetona industrial. A haste e o suporte de alumínio não possuem um padrão *speckle* natural adequado ao estudo pela técnica DIC, sendo necessário fabricar um artificial.

Foi selecionado o processo de fabrico de transferência das tintas para as peças, uma vez que, este permite obter o padrão *speckle* com as melhores características globais. Neste processo, é primeiro recomendada a aplicação de uma camada de tinta branca com o objetivo de melhorar o nível de contraste do padrão. A tinta aplicada é branca mate, resistente à temperatura até 80°C e com boas propriedades elásticas. Na figura 18 é visível o padrão *speckle* transferido para a haste pelo processo mencionado.



Figura 13 Processo de fabrico do padrão de speckle após deposição de uma fina camada de tinta branca mate

3.2.2.2 Setup Ótico

O registo do movimento do *speckle* é realizado através de uma ou mais câmaras digitais, sendo armazenado num computador para futuras análises. Este processo é de grande importância visto que a precisão da medição depende da qualidade do sistema de registo de imagem.

A câmara selecionada para este trabalho permite o uso de lentes com o encaixe C-mount, figura 19, existindo ao dispor lentes com diferentes distâncias focais. A seleção da lente mais adequada para a realização dos ensaios foi feita pelo responsável da camara, e foi de extrema importância porque ajudou no estudo das lentes que consistiu na medição do nível de contraste das imagens obtidas a partir de padrões de linhas com diferente espaçamento, cuja densidade é definida pelo número de pares de linhas por milímetro.



Figura 14 Câmera disponibilizada pela escola para captação das imagens

Por forma a realizar os ensaios de deformação e a captura das várias imagens a uma taxa fixa é necessário utilizar uma câmara de alta velocidade com elevada taxa de aquisição e tempos de exposição muito reduzidos. Tal situação requer o uso de iluminação adequada e constante durante todo o ensaio para visualização da superfície da haste. A iluminação própria do laboratório foi muito eficiente e capaz no processo de aquisição da imagem, não sendo necessário implementar lanternas de iluminação.

As filmagens de alta velocidade requerem os mesmos cuidados de alinhamento da câmara e definição da aquisição descritos anteriormente para o ensaio quase-estático. A aquisição das imagens é realizada através da camara disponibilizada pela escola como foi mencionado antes, a qual permite ajustar diferentes parâmetros. Este permite adquirir uma sequência de imagens em *looping* e que é interrompido após o ensaio, ficando as imagens na memória da câmara.

As imagens selecionadas são transferidas e gravadas num computador com a finalidade de serem processadas pela técnica DIC. Como não foi possível obter imagens do *setup* completo, na figura 20 é ilustrado como, normalmente, são feitas as captações das imagens e os materiais utilizados. Realçando que no lugar do provete se encontrava a haste e suporte.

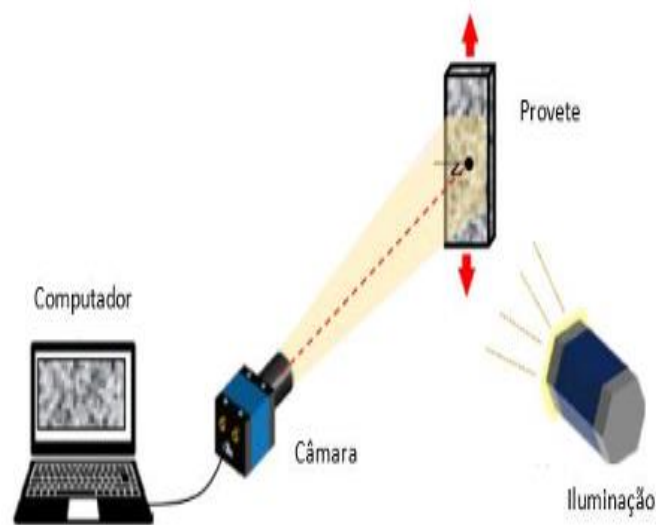


Figura 15 Instrumentos utilizados para a técnica DIC [41]

3.2.2.3 Ensaio de compressão

O sistema desenvolvido para técnica DIC apresenta uma configuração compacta. Este é constituído apenas por alguns elementos indispensáveis. Na figura 21 podemos ver uma perspetiva global do sistema e da máquina universal Shimadzu, utilizado na realização dos ensaios de compressão na haste.



Figura 16 Máquina Tração -Compressão

A montagem do *setup* para a aquisição das imagens foi feita no laboratório utilizando a máquina de ensaio universal, com objetivo de aplicar um carregamento uniforme, com um aumento gradual de 100 em 100 N até chegar aos 1200 N.

Durante o ensaio, são adquiridas as imagens pela câmara e, simultaneamente, registado o valor da força aplicada. Foi necessário anotar todas as forças aplicadas e os instantes que as mesmas eram aplicadas para facilitar na utilização do programa Zeiss Inspect Correlate. A duração desta etapa foi de 15 minutos.

Ainda sobre a força aplicada, como foi mostrado no início do capítulo 3 o MEF consiste numa sequência de operações numéricas que permitem determinar as soluções aproximadas de um conjunto de equações diferenciais. Quando aplicado à análise de estruturas, este permite a determinação dos estados de tensão e de deformação produzidos por solicitações externas. Isto faz com que, quanto maior for o número de elementos finitos, maior é a complexidade inerente à análise. Na prática, quanto maior o número de elementos em que a estrutura está discretizada, mais precisos serão os resultados obtidos, até um certo limite.

Durante o planeamento inicial das análises numérica e experimental, foi determinado um local específico para a aplicação da carga, sendo no colo da prótese femoral como mostra a figura 6.

No entanto, ao realizar a análise experimental, tornou-se evidente que era necessário alterar o ponto de aplicação da carga. Essa alteração foi feita para a segurança da camara que se encontrava mesmo em frente a peça e para garantir que a medida que a força aumentava não houvesse risco da peça se romper ou de se mover da máquina de compressão.

A mudança no local de aplicação da carga foi uma decisão baseada em observações práticas e considerações técnicas que surgiram durante a execução da análise. É importante ressaltar que essa modificação também foi feita na análise numérica para ser levada em consideração na hora de fazer a análise e interpretação dos resultados, assegurando a integridade e a validade do estudo tanto na parte experimental como na numérica.

A figura 22 mostra a alteração feita na análise numérica e como foi importante deixar a simulação o mais perto possível da realidade para obter resultados adequados para uma futura comparação de ambas as análises.

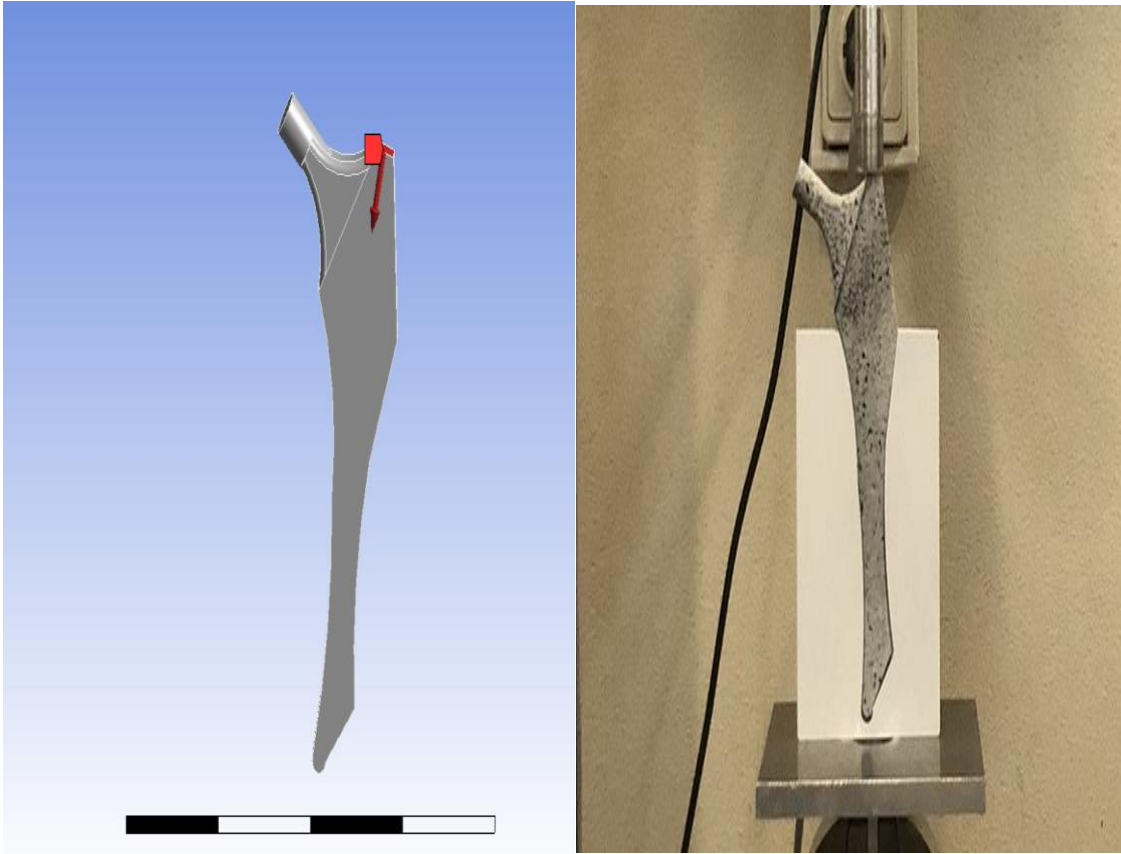


Figura 17 Comparação da carga aplicada na análise numérica e experimental

4 Resultados das análises e discussão

Os principais objetivos desta simulação recorrendo ao MEF consistiram na realização de estudos de tensões e deformações para comparação de próteses com diferentes materiais como CoCr , titânio, vitalium, aço inoxidável e PLA (para validação da simulação numérica), avaliou-se qual o melhor através dos resultados obtidos.

Foram gerados uma série de resultados que vão ser expostos ao longo deste capítulo, de modo a comparar todos os estudos, dividiu-se este capítulo em dois subcapítulos a análise numérica e a experimental.

4.1 Resultados das simulações numéricas

Foram efetuadas 5 simulações computacionais diferentes, onde o principal objetivo é avaliar o comportamento biomecânico na utilização de diferentes materiais numa prótese do fémur. Pretende-se, assim, avaliar a resistência biomecânica da prótese, através da distribuição de tensões e de deslocamento. A discussão dos resultados contempla as análises efetuadas com base na utilização de cinco materiais diferentes de forma a contribuir na escolha de um implante mais flexível.

As imagens obtidas nas simulações podem ser encontradas nos anexos.

Na tabela 7 são apresentados os valores obtidos nas simulações através de três parâmetros que foram mencionados no capítulo três que são: fator de segurança, deslocamento total e tensão equivalente de Von-Mises [30].

Tabela 7 valores obtidos da análise numérica

Material	Aço inoxidável	CoCr	Ti6A4V	Vitalium	PLA
Deslocamento total [mm]	0,00047260	0,0004459	0,00083461	0,00038931	0,029431
Tensão equiv. de Von-Mises [MPa]	3,5412	3,5408	3,5410	3,5410	3,5515
Fator de segurança	1,4120	1,4121	1,4120	1,4120	0,1415

Nas simulações numéricas, geralmente, procura-se que o material apresente o menor valor de deslocamento sob carga, isto é, quanto menor o valor do deslocamento total, melhor o desempenho do material em termos de resistência à deformação.

A figura 23 mostra a variação do deslocamento total para os diferentes materiais analisados.

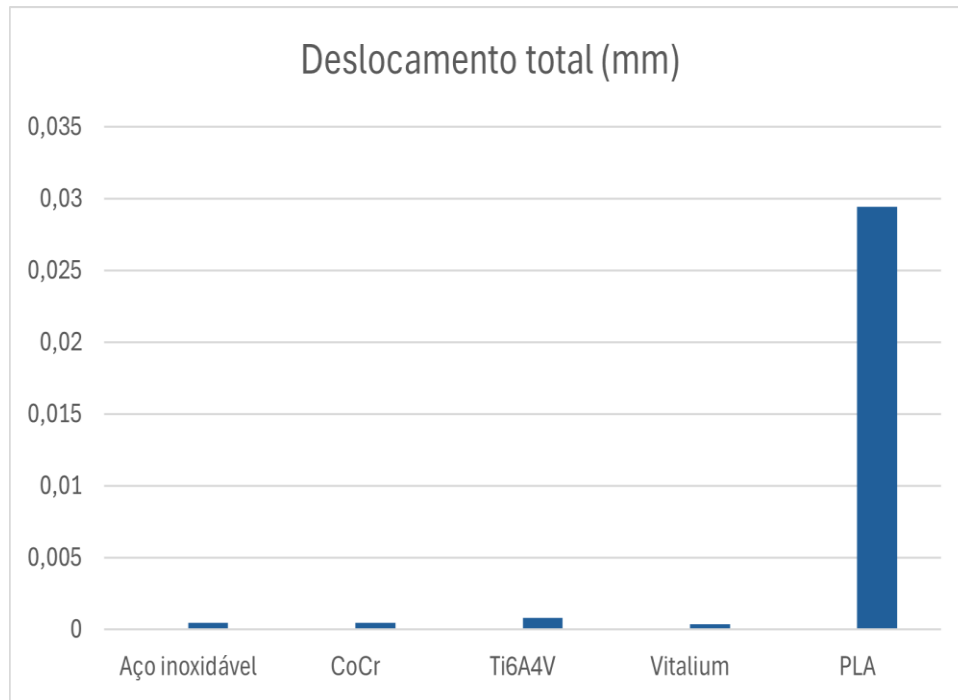


Figura 18 Gráfico do deslocamento total

Com base nos valores obtidos pela simulação, o Vitalium apresenta o menor valor de deslocamento total (0,00038931 mm), tornando-o o material mais adequado entre os analisados para esta aplicação específica.

O material que demonstra a menor deslocamento sob carga, significa que material resiste melhor às forças aplicadas, mantendo sua forma original.

Em comparação aos outros materiais o CoCr e o aço inoxidável apresentam valores próximos ao Vitalium, sendo também boas opções, enquanto a liga de titânio (Ti6Al4V) mostra uma deformação ligeiramente maior, mas ainda dentro de uma faixa aceitável.

A tensão equivalente de von Mises é usada para prever o início da cedência em materiais dúcteis. O valor indica que o material está mais distante da tensão de cedência.

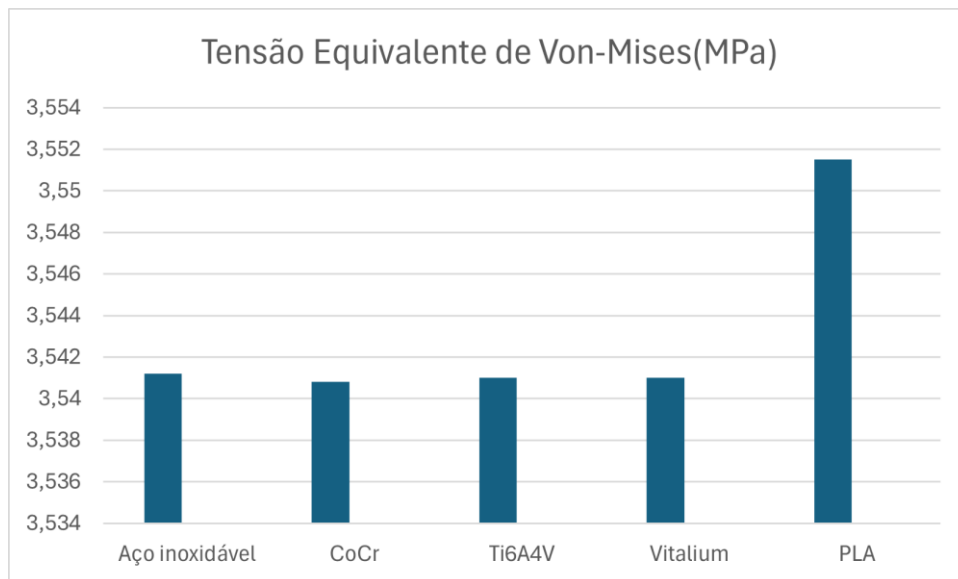


Figura 19 Gráfico da tensão equivalente de Von-Mises

Os resultados da simulação mostram uma notável similaridade entre os materiais metálicos, indicando uma variação mínima, de apenas 0,0004 MPa, que nas condições específicas desta análise, estes materiais metálicos estão sujeitos a níveis de tensão praticamente idênticos.

Em conclusão, a tensão equivalente de Von-Mises fornece uma base útil para comparar o desempenho relativo destes materiais sob condições específicas de carga, portanto, numa análise numérica comparativa, os valores menores de tensão equivalente de Von-Mises são, geralmente, considerados melhores, indicando que o material ou componente está numa condição mais segura e distante do ponto de falha e indicando uma distribuição de tensões mais uniforme na estrutura, o que é preferível em termos de desempenho e vida útil do componente.

Um valor de tensão equivalente de Von-Mises menor que o limite de elasticidade indica que a peça não sofrerá deformações plásticas.

Considerando apenas o critério do fator de segurança total, os materiais metálicos têm valores semelhantes, como mostra a figura 25.

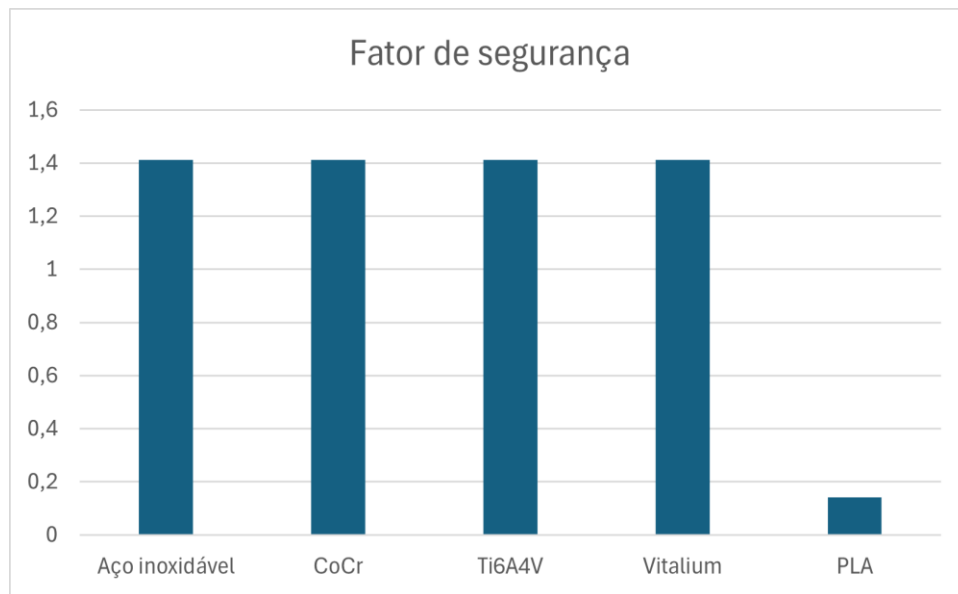


Figura 20 Gráfico do fator de segurança

Analisando estes resultados, observamos que os materiais metálicos apresentam valores praticamente idênticos, variando entre 1,4120 e 1,4121. Esta similaridade indica que, sob as condições analisadas, estes materiais oferecem níveis de segurança muito próximos. O CoCr apresenta o valor ligeiramente mais alto (1,4121), o que poderia torná-lo marginalmente preferível.

Podemos concluir que o PLA é o material mais fraco, pois é o que apresenta menor fator de segurança mínimo e é o que sofre uma maior deformação, contudo, deste material foi apenas utilizado como elemento de validação das simulações numéricas e que será comparado com os ensaios experimentais.

Em conclusão, de todos os materiais, a liga de Co-Cr apresentou melhores resultados com uma resistência superior ao desgaste, o que é crucial para a longevidade da prótese, especialmente nas superfícies articulares que estão em constante movimento.

4.2 Resultados dos ensaios experimentais

Apesar de algumas discrepâncias ao utilizar técnica DIC, os quais são devidos, principalmente, à falta de resolução espacial da medição e ruído presente nas imagens, bem como, o software não possuir todos os parâmetros por ser o módulo software gratuito, pode afirmar-se que os resultados estão em linha com os previstos pelo MEF.

Os resultados dos ensaios experimentais realizados no âmbito deste trabalho encontram-se apresentados nas figuras 26, 27 e 28.

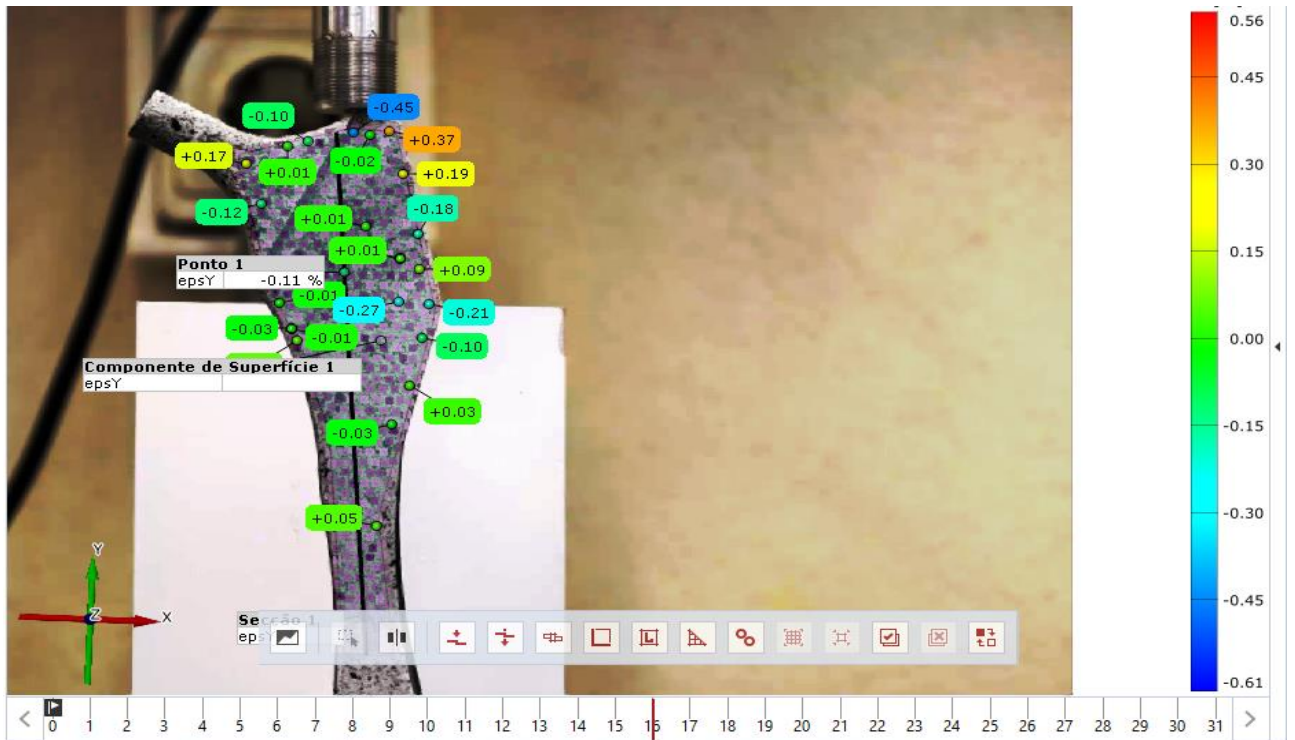


Figura 21 Campo de deformações na direção axial Y obtidas pela técnica DIC

A imagem do campo de deformações, apresentadas na figura 26, pode-se observar que as taxas não foram muito elevadas, o deslocamento é baixo em todas as direções.

Sendo de extrema importância explicar que, ao longo da haste, foram expostas cores com os devidos números que provam os valores da deformação onde os valores positivos e negativos no software indicam a direção e magnitude do deslocamento.

Os negativos indicam compressão, contração ou deslocamento na direção negativa na vertical e os positivos representam expansão, alongamento ou deslocamento na direção positiva do eixo de referência, na horizontal. Por isso mesmo, o valor mais alto do deslocamento é encontrado no ponto onde é aplicada a carga.

Para uma interpretação mais fácil dos resultados, os valores positivos indicam que o material está a esticar ou expandir e os valores negativos sugerem que o material está a ser comprimido ou a contrair.

Focando ainda na figura 26 o valor de -0,45 %, este valor negativo indica uma contração ou deslocamento na direção negativa do eixo correspondente. Pode representar uma compressão do material ou um movimento para trás em relação ao ponto de referência.

Já no valor 0,37 %, um valor positivo sugere uma expansão ou deslocamento na direção positiva do eixo. Isso pode indicar um alongamento do material ou um movimento para frente em relação ao ponto de referência.

Outro valor negativo, -0,18 %, indicando uma contração ou deslocamento menor que o primeiro valor referido, mas ainda na direção negativa do eixo correspondente.

Esses valores permitem uma análise quantitativa precisa das deformações ou diferentes pontos ou regiões do objeto analisado.

Essa abordagem visual é essencial para identificar rapidamente áreas problemáticas e compreender o comportamento do material sob diferentes condições, sendo especialmente útil em aplicações industriais que exigem alta precisão e segurança.

Estes permitiram identificar desvios significativos para baixas taxas de deformação, os quais foram observados, justificado, principalmente, pela baixa razão sinal-ruído, baixa resolução espacial da medição e simplificação das propriedades do material usadas na simulação numérica. Daqui, conclui-se que o aumento da resolução espacial da medição e menos ruído permite determinar com maior rigor a deformação em pequenas regiões.

As imagens a seguir também ajudam a comprovar que a medida que foi aumentando a carga maior foi o valor da deformação na haste, mesmo que o material PLA que não é utilizado na prática para próteses femorais, demonstrou aguentar um valor altíssimo de carga, chegando aos 1200 N com uma deformação pequena.

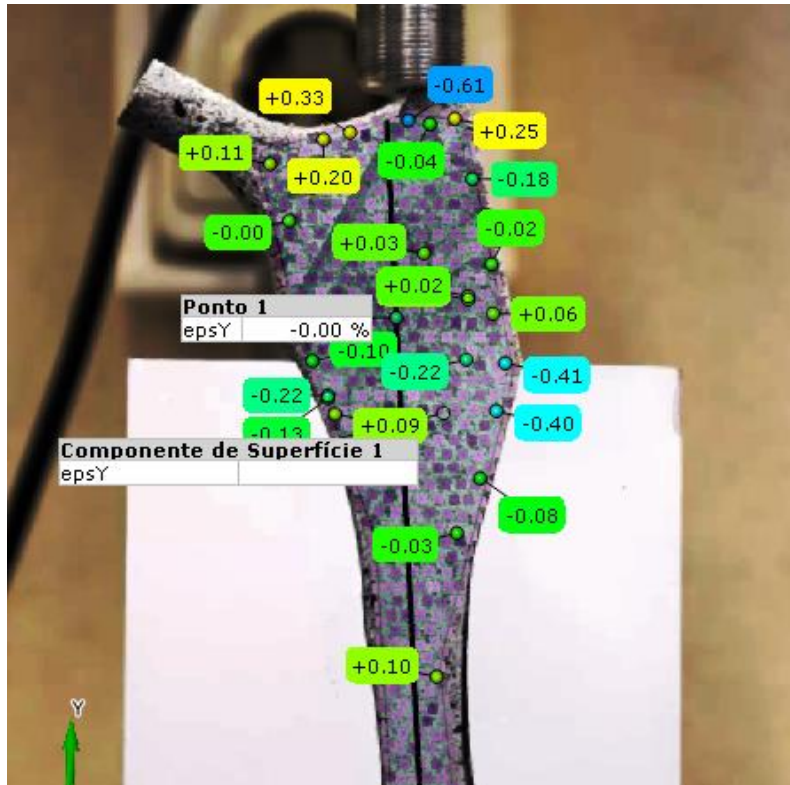


Figura 22 Campo de deformações na direção axial Y obtidas pela técnica DIC, carga de 900N

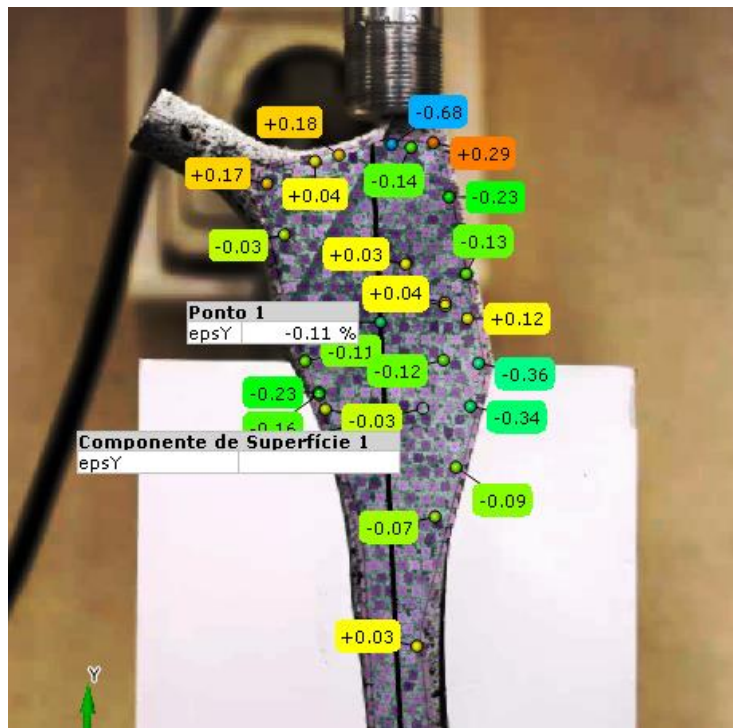


Figura 23 Campo de deformações na direção axial Y obtidas pela técnica DIC, carga de 1000N

4.3 Comparação dos resultados

São comparados os perfis das deformações na direção axial, “y”, obtidos pelo MEF e pelo DIC. São apresentados os campos de deslocamentos na direção longitudinal obtidos pelo MEF, na figura 30 e, por sua vez, na figura 26, estão representados os correspondentes campos deslocamentos experimentais obtidos pela técnica DIC, no software Zeiss Inpect Correlate.

A carga aplicada na MEF é de 343 N e a carga aplicada no ensaio foi de 350 N, sendo que as cargas eram aplicadas gradualmente, foi o ponto mais próximo possível para fazer a comparação.

A análise comparativa destes campos revela semelhanças globais entre as técnicas de análise utilizadas, nas quais é visível a forte concentração de deslocamentos junto ao ponto escolhido para aplicação da carga, como seria expectável.

- **Resultado numérico (MEF):** 0,0049 mm
- **Resultado experimental (DIC):** 0,0045 mm

A diferença entre os valores é de, aproximadamente, 10%, o que pode ser considerado uma boa correlação, especialmente considerando as complexidades inerentes a cada método.

A proximidade entre os resultados numéricos e experimentais valida as simulações numéricas efetuadas neste trabalho e algumas das análises e observações efetuadas na secção 4.1. O MEF mostrou-se ligeiramente mais conservador na sua previsão, o que é frequentemente desejável em análises de engenharia. A DIC, por sua vez, ofereceu uma medição direta, captando o comportamento real do material. A pequena discrepância observada pode ser atribuída a diversos fatores, como simplificações no modelo de MEF, variabilidades naturais do material no ensaio experimental, ou pequenas imprecisões nas medições do DIC. Em virtude da técnica DIC não ser capaz de determinar o campo de deslocamentos até ao limite da haste, este apresenta sempre um perfil de menor dimensão do que o obtido pelo MEF.

Em conclusão, a combinação destas duas técnicas proporciona uma compreensão mais robusta e confiável do comportamento do material ou estrutura analisada. O MEF oferece a vantagem da previsão e simulação de diversos cenários, enquanto o DIC fornece

validação experimental crucial, garantindo que os modelos teóricos reflitam adequadamente a realidade física.

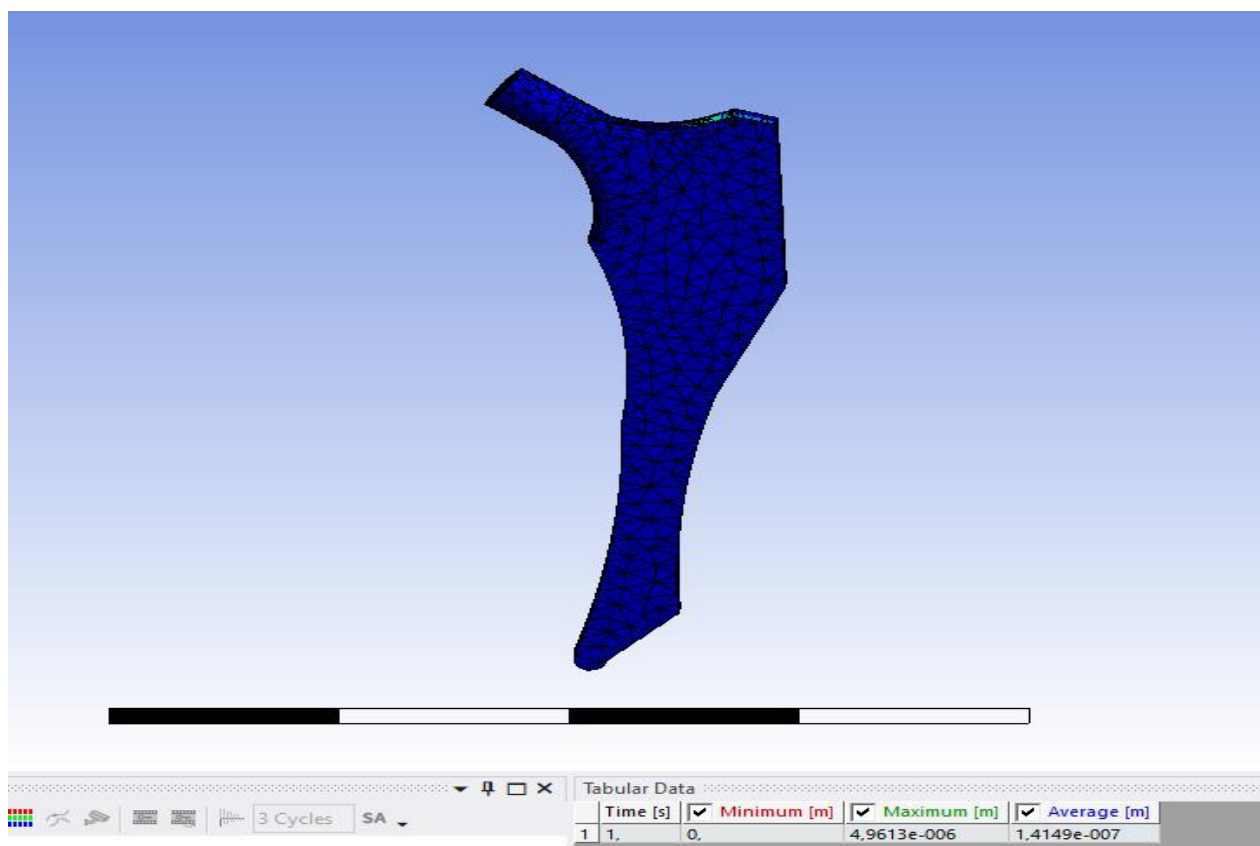


Figura 24 Campo de deformações obtidas por MEF

5 Conclusão e trabalhos futuros

5.1 Conclusões

A artroplastia da anca tem sido uma das cirurgias com maior progresso e avanço na ortopedia no último século, com novas técnicas de fixação e com a evolução na geometria das próteses.

O presente trabalho teve como objetivo fundamental o desenvolvimento de uma metodologia de análise computacional, baseada no método dos elementos finitos com validação experimental, destinada à análise de diferentes materiais numa prótese femoral. Para o efeito, foram efetuadas análises numéricas e experimentais que demonstraram a eficiência da metodologia desenvolvida na caracterização do comportamento biomecânico. Foram utilizados diferentes programas (SolidWorks, Ansys, e Zeiss Inspect Correlate), bem como técnicas de engenharia associadas (prototipagem, projeto e análise com elementos finitos). No total foram realizadas 5 simulações numéricas e um ensaio experimental. Um dos resultados das simulações numéricas foi comparado e validado com uma solução experimental para o cálculo de deslocamentos.

No que se refere aos materiais usados nas próteses, estes variam entre o titânio, liga cromo cobalto e o aço inoxidável. Para além do preço, uma vez que as de titânio são mais caras, os materiais podem induzir fenómenos diferentes no mecanismo de transferência de carga. O desenvolvimento de hastes femorais e a melhoria da sua taxa de sucesso depende de diversos fatores, que incluem a qualidade do revestimento da superfície, a geometria desta e de fatores que podem localmente influenciar o crescimento e a remodelação óssea. As próteses fabricadas por medida e as anatomicamente adaptadas introduzem novas geometrias que tentam comprovar o benefício dos conceitos teóricos produzidos pelos estudos anatómicos.

Com base nas simulações computacionais efetuadas ao fémur consistiu em implementar um modelo de elementos finitos de uma prótese de anca, perante estas condições, foi preciso gerar uma malha computacional mais grosseira e fez-se o refinamento procurando uma malha mais fina, com elementos bastante reduzidos para que nessas áreas os resultados apresentassem uma boa resolução.

Foi realizado um estudo com os modelos sujeitos a uma carga axial, analisando as tensões e deformações na haste. Com base na tabela e nos gráficos apresentados no capítulo 4, pode-se verificar qual o material seria o melhor.

Pelos resultados obtidos podemos concluir que, entre os materiais metálicos estudados, o Ti6A4V foi o material com maior deformação, ou seja de entre os materiais utilizados na medicina o Ti6A4V seria o último da lista a ser escolhido e o melhor resultado foi do Co Cr com uma menor deformação e um maior fator de segurança.

Em relação às tensões de Von-Mises, pode-se concluir que para os 4 materiais em estudo, têm valores de tensão muito próximos, este facto está diretamente relacionado com a rigidez do material, sendo esta dependente do módulo de elasticidade do mesmo. Quanto menor o módulo de elasticidade do material, menor a sua rigidez.

A fim de avaliar o desempenho do sistema desenvolvido para análise experimental, foram analisados os gradientes dos perfis das deformações ao longo da haste, os quais foram comparados com os valores de referência obtidos pelo MEF. Estes permitiram identificar desvios significativos para baixas taxas de deformação, justificado, principalmente, pela baixa razão sinal-ruído, baixa resolução espacial da medição e simplificação das propriedades do material usadas na simulação numérica.

As análises comparativas entre os resultados obtidos através da técnica de Correlação de Imagem Digital (DIC) e do Método de Elementos Finitos (MEF) revelou uma notável semelhança entre as duas metodologias permitindo, desta forma, validar as simulações numéricas efetuadas. Os valores derivados de ambas as técnicas apresentaram uma similaridade com diferenças mínimas que podem ser atribuídas às incertezas inerentes aos processos de medição na técnica DIC por ruído.

A convergência dos resultados entre DIC e MEF não apenas confirma a precisão de ambos os métodos, mas também destaca o potencial de utilizá-los de forma complementar em análises futuras. A complementaridade entre técnicas experimentais e computacionais pode levar a uma compreensão mais profunda e abrangente do comportamento dos materiais e estruturas em engenharia. A proximidade dos resultados obtidos neste caso específico reforça a confiabilidade de ambos os métodos e destaca o valor de uma abordagem integrada na análise de campos de deslocamentos.

A interpretação dos resultados também difere entre as técnicas. O MEF permite uma análise mais abrangente, incluindo previsões de comportamento futuro e análise de

cenários hipotéticos. O DIC oferece uma representação direta e visual das deformações reais, facilitando a interpretação imediata dos resultados experimentais.

5.2 Trabalhos futuros

Com o desenvolvimento deste projeto, propõem-se como trabalhos futuros que verifiquem as tensões e deformações com o conjunto osso-implante, fazendo com que se aproxime ainda mais da realidade e efetuar uma nova análise comparativa entre o DIC e o MEF, utilizando um modelo multilinear para a definição das propriedades do material.

A avaliação e estudo de utilização de uma fixação cimentada e outros possíveis desenvolvimentos. Assim como, poderá vir a ser realizada a experimentação do processo em diferentes anatomias, como forma de verificar a sua adaptabilidade num leque mais variado.

Referências Bibliográficas

- [1] Seeley, R., Stephens, T., Tate, P.: Anatomia & Fisiologia 8th edn. Lusociência - Edições Técnicas e Científicas, Lda, Portugal, Loures (2011)
- [2] Mourão, A., Vasconcellos, H.: Geometria do fêmur proximal em ossos de brasileiros. Acta Fisiátrica 8(3), 113-119 (2001)
- [3] Relvas, C.: Conceção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção in situ da geometria do canal femoral. Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, Aveiro (2007)
- [4] Floro, C.: A Qualidade de Vida em doentes com Coxartrose Artroplastia Total da Anca: Suporte Social e Estratégias de Coping. Tese de Mestrado, Universidade do Algarve, Faro (2007)
- [5] Smith-Petersen, M. N.: Evolution of mould arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery 30-B(1), 59-75 (1948)
- [6] Gomez, P., Morcuende, J.: Early Attempts at Hip Arthroplasty. The Iowa Orthopedic Journal 25, 25-29
- [7] Simões, J.: Estudo da Componente Femoral de uma Prótese de Anca de Rigidez Controlada. Tese de Doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto (1998)
- [8] Engh, C. A., Bobyn, J. D., Glassman, A. H.: Porous-coated hip replacement. The Journal of Bone and Joint Surgery 69-B(1), 45-55 (1987)
- [9] Charnley, J.: The Bonding of Prostheses to Bone by Cement. Clinical Orthopaedics and Related Research 468(12), 3149-3159 (2010)
- [10] Charnley, J.: The long-term results of low friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. The Journal of Bone and Joint Surgery 54-B(1), 61-76 (1972)
- [11] Honda, E., Aristide, R., Ono, N., Polesello, G.: Prótese isoelástica: avaliação clínica e radiográfica. Revista brasileira de ortopedia 35(11/12), 435-439 (2000)
- [12] Completo, A., Fonseca, F.: Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelético e Ortopédico. Publindústria, Edições Técnicas, Porto, Portugal (2011)

- [13] Zimmer: Hasta Avenir Muller: Técnica Cirúrgica., 1-20 (2012)
- [14] Nabais, C.: Análise Numérica da Interface Osso-Cimento na Artroplastia da Anca. Tese de Mestrado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto (2006)
- [15] Park, J.: The Biomedical Engineering Handbook 2nd edn. 1. CRC Press LLC, Estados Unidos da América (2000)
- [16] Duarte, G., Alberti, L.: Artroplastia total cimentada do quadril. Rev. Med. Res 15(1), 36-49 (2013)
- [17] Macedo, C., Galia, C., Krueel, A., Timm, H., Feder, M., Sprinz, C., Klein, D.: Avaliação cintilográfica de artroplastia total não-cimentada de quadril. Rev. Bras. Ortop 38(7), 391-399 (2003)
- [18] Restrepo, C., Lettich, T., Roberts, N., Parvizi, J., Hozack, W.: Uncemented total hip arthroplasty in patients less than twenty years. Acta Orthop. Belg. 74(5), 615- 622 (2008)
- [19] Drumond, S., Paiva, E., Almeida, J., Campos, L.: Artroplastias Totais do Quadril com Prótese PCA. Acta Ortop. Bras 9(2), 3-10 (2001)
- [20] Geesink, R., Groot, K., Klein, C.: Bonding of bone to apatite-coated implants. J. Bone Joint Surg. 70-B(1), 17-22 (1988)
- [21] Taylor, M., Tanner, K.: Fatigue failure of cancellous bone: a possible cause of implante migration and loosening. J. Bone Joint Surg. 79-B(2), 181-182 (1997)
- [22] Mjöberg, B.: Fixation and loosening of hip prostheses. Acta Orthop. Scand. 62(5), 500-508 (1991)
- [23] Huiskes, R.: Stress-analyses of implanted orthopaedic joint prostheses for optimal design and fixation. Acta Orthopaedica Belgica 6(46), 711-727 (1980)
- [24] Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H. J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T. J.: Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. J. Biomechanics 20(11/12), 1135-1150 (1987)
- [25] Kuiper, J. H., Huiskes, R.: Mathematical Optimization of Elastic Properties: Application to cementless Hip Stem Design. Journal of Biomechanical Engineering 119, 166-174 (1997)

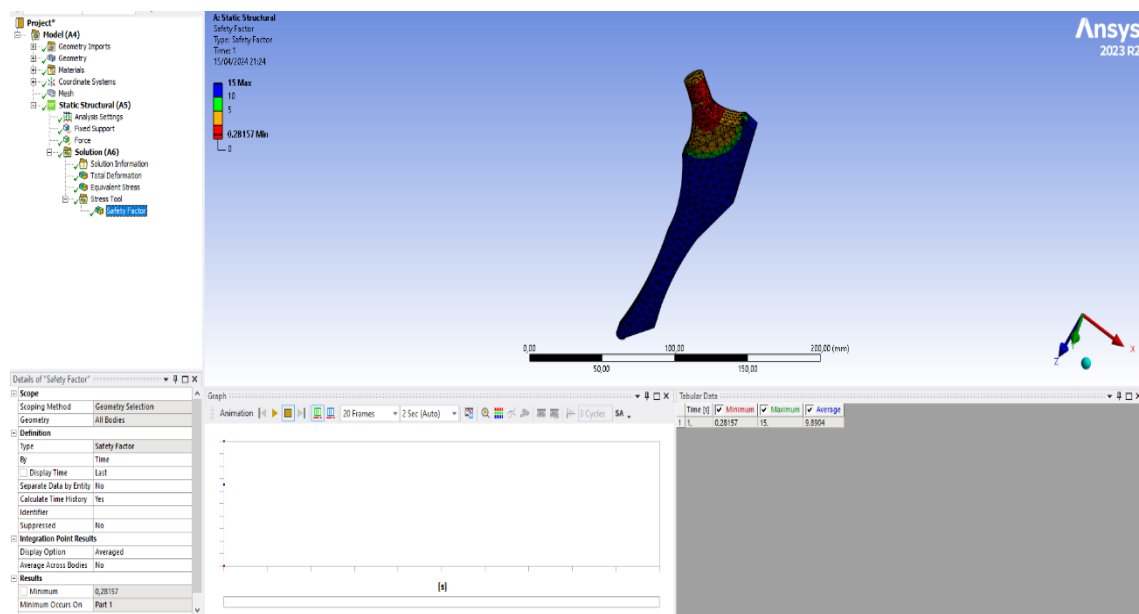
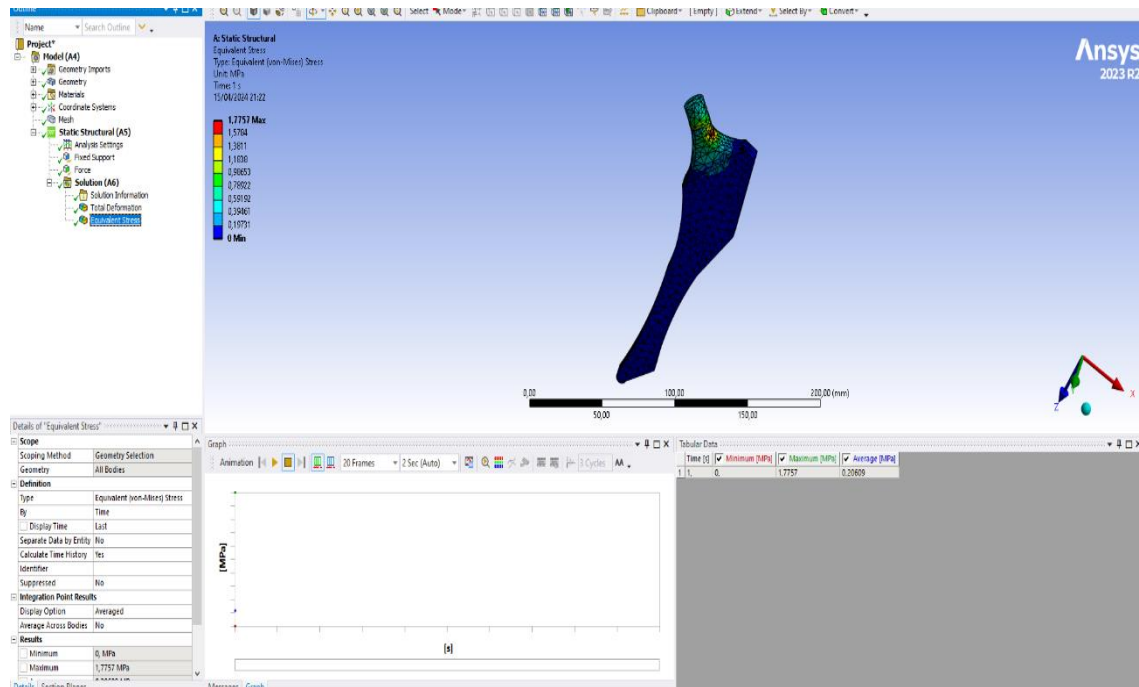
- [26] Simões, J. A., Marques, A. T., Jeronimidis, G.: Design of a controlled-stiffness composite proximal femoral prosthesis. *Composites Science and Technology* 60(2000), 559-567 (1999)
- [27] Simões, J. A., Marques, A. T.: Design of a composite hip femoral prosthesis. *Materials and Design* 26(2005), 391-401 (2004)
- [28] Huiskes, R.: Failed innovation in total hip replacement: Diagnosis and proposals for a cure. *Acta Orthop Scand* 64(6), 669-716 (1993)
- [29] Kuiper, J. H., Huiskes, R.: Numerical optimization of hip prosthetic stem material. *Recent advances in computer methods in biomechanics and biomecal engineering*, 76-84 (1992)
- [30] Moaveni, S.: *Finite element analysis. Theory and application with ansys.* PrenticeHall, New Jersey (1999)
- [31] Trias, D.: *Optimization for the mechanical design.* (2011)
- [32] Umer, M., Sepah, Y., Khan, A., Wazir, A., Ahmed, M., Jawad, M.: Morphology of the proximal femur in a Pakistani population. *Jornal of Orthopaedic Surgery* 18(3), 279-281 (2010)
- [33] Rubin, P., Leyvraz, P., Aubaniac, J., Argenson, J., Estève, P., Roguin, B.: The morphology of the proximal femur. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 74- B(1), 28-32 (1992)
- [34] B. Pan, "Digital image correlation for surface deformation measurement: Historical developments, recent advances and future goals," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 29, no. 8, 2018.
- [35] B. Pan, L. Yu, and Q. Zhang, *Review of single-camera stereo-digital image correlation techniques for full-field 3D shape and deformation measurement*, vol. 61. 2017.
- [36] P. Reu, "All about speckles: Speckle density," *Exp. Tech.*, vol. 39, no. 3, pp. 1–2, 2015.
- [37] P. Reu, "All about speckles: Speckle Size Measurement," *Exp. Tech.*, vol. 39, no. 3, pp. 1–2, 2015.

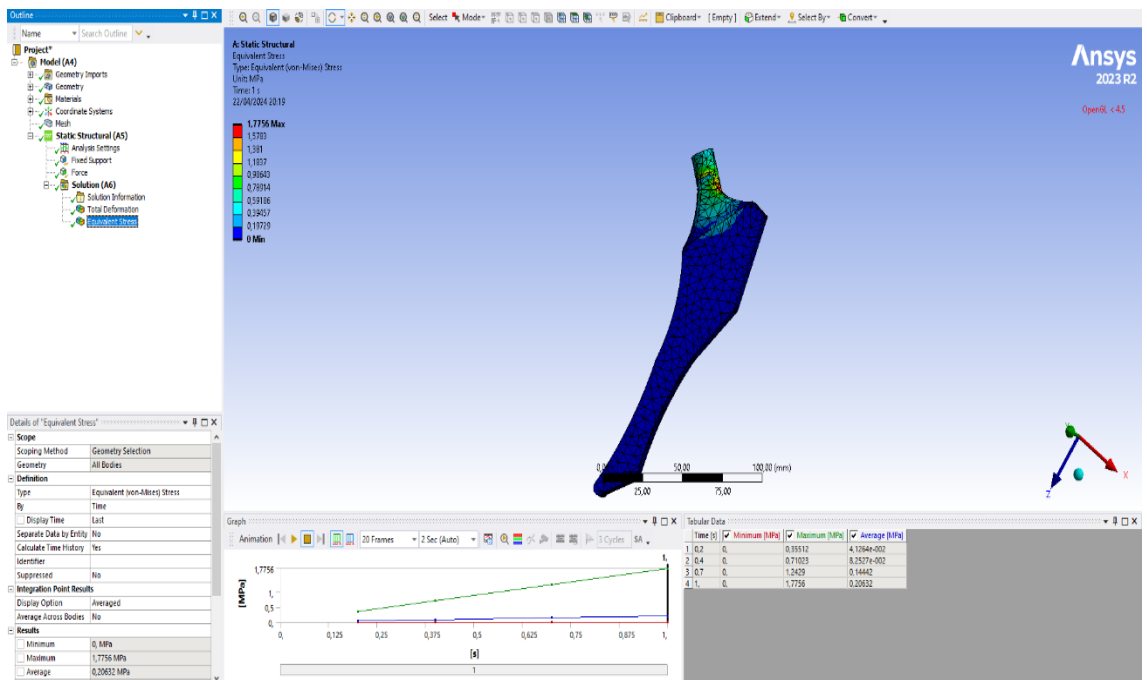
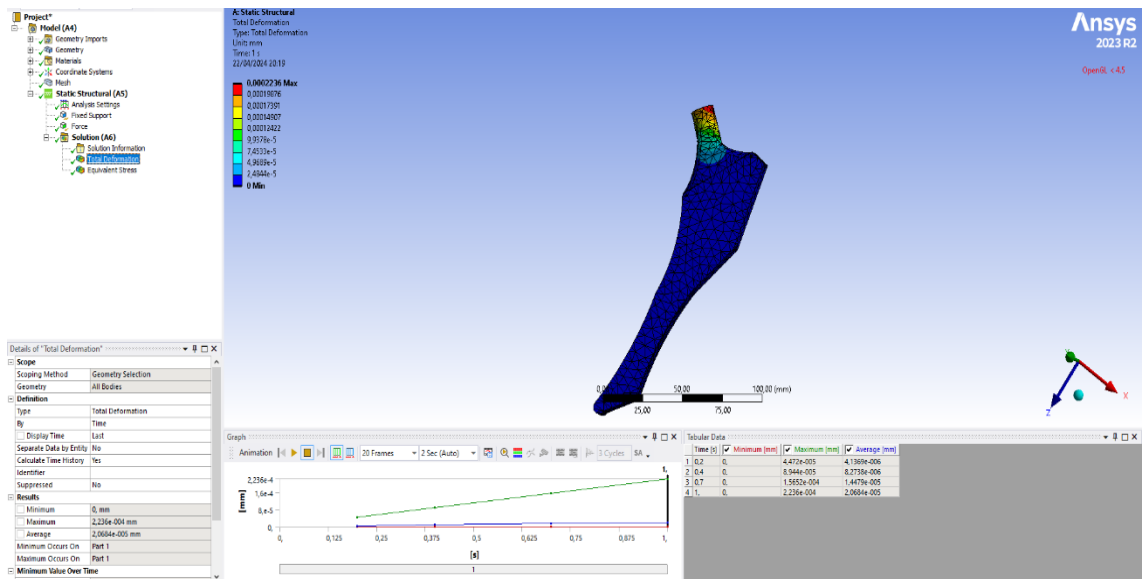
- [38] P. Reu, "All about speckles: Edge sharpness," *Exp. Tech.*, vol. 39, no. 2, pp. 1–2, 2015.
- [39] Bräuer-Burchardt, C. A Simple New Method for Precise Lens Distortion Correction of Low-Cost Camera Systems. *Pattern Recognition*, 570–577.
- [40] Yoneyama, S., & Kikuta, H. Lens distortion correction for digital image correlation by measuring rigid body displacement. *Optical Engineering*, 45(2), 9.
- [41] Pan, B., Yu, L., Wu, D., & Tang, L. Systematic errors in two-dimensional digital image correlation due to lens distortion. *Optics and Lasers in Engineering*, 51(2), 140–147.
- [42] Wang, W. C., Hwang, C. H., Chu, C. I., & Chen, Y. H. (2014). Displacement measurement of interior wall of hollow cylinder by digital image correlation method using fisheye lens. In *Procedia Engineering*, (Vol. 79, pp. 437–446). Elsevier B. V.
- [43] Biscaia, H. C., Cruz, D., & Chastre, C. (2016). Analysis of the debonding process of CFRP-to-timber interfaces. *Construction and Building Materials*, 113, 96–112.
- [44] Biscaia, H. C., Chastre, C., Cruz, D., & Viegas, A. (2016). Prediction of the interfacial performance of CFRP laminates and old timber bonded joints with different strengthening techniques. *Composites Part B: Engineering*, 108, 1–17
- [45] Brillaud, J., & Lagattu, F. (2002). Limits and possibilities of laser speckle and white-light image-correlation methods: theory and experiments. *Applied Optics*, 41(31), 6603–6613.
- [46] Richter-Trummer, V., Moreira, P.M.G.P., Ribeiro, J.E., Castro, P.T., "The contour method for residual stress determination applied to an AA6082-T6 friction stir butt weld", *Materials Science Forum*, Vol. 681, pp. 177-181, 2011. DOI: 10.4028/www.scientific.net/MSF.681.177
- [47] Souza, A., Marque, E., Balsa, C., Ribeiro, J., "Characterization of shear strain on PDMS: Numerical and experimental approaches", *Applied Sciences*, Volume 10, N° 9,

Anexos

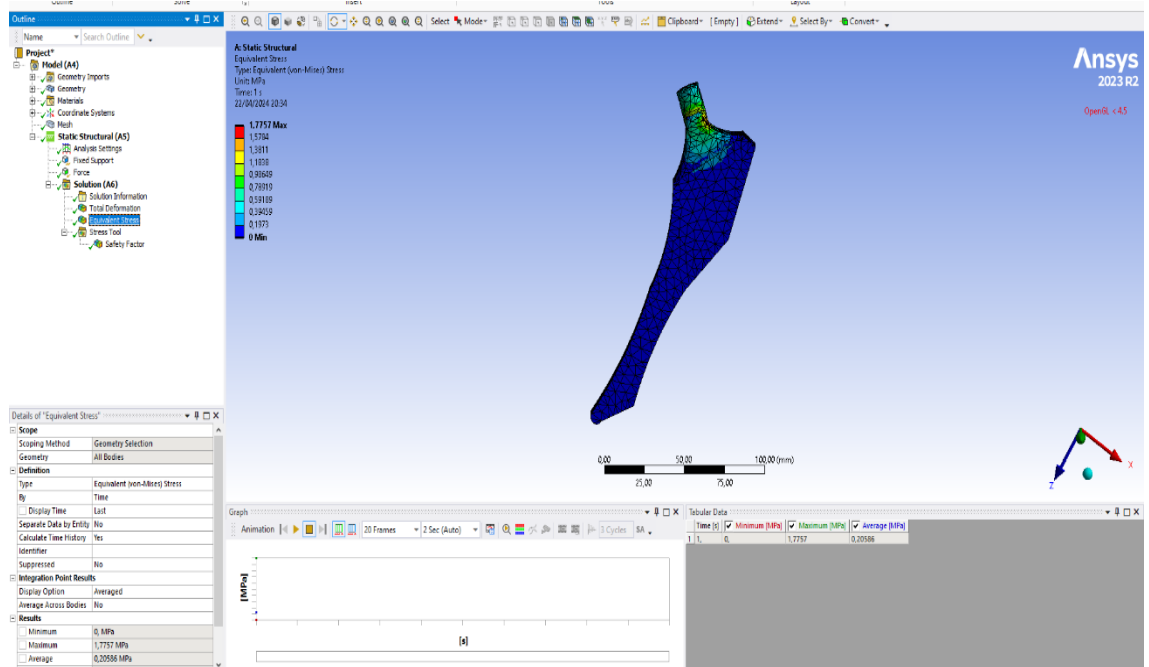
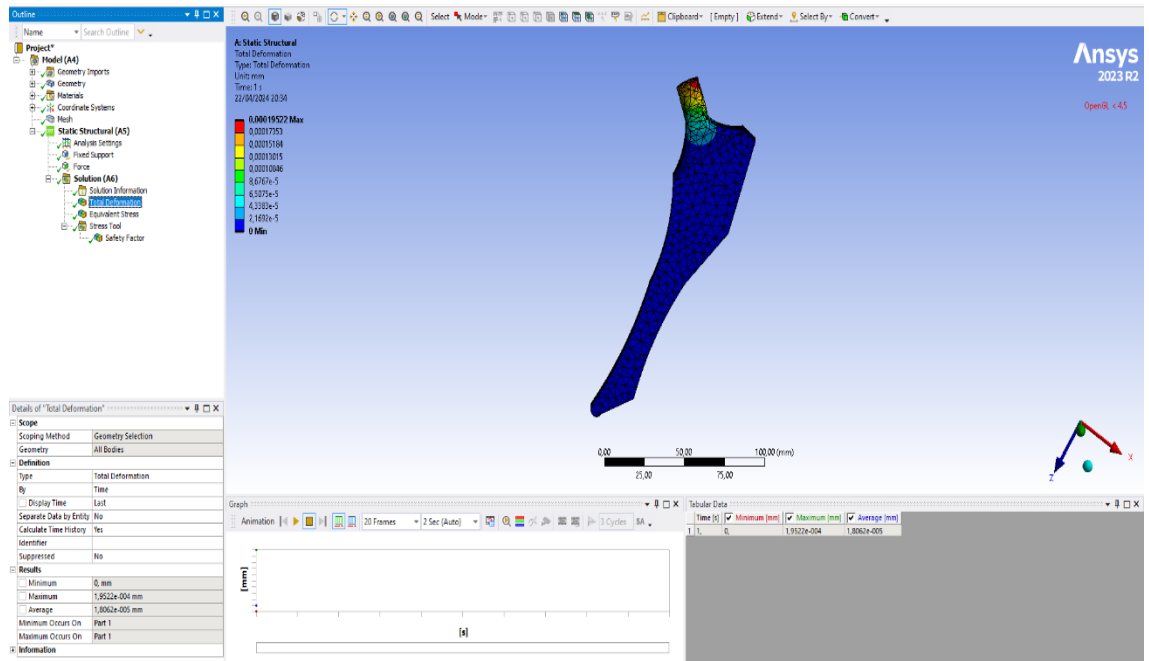
Anexo A Simulações numéricas no Ansys

Aço Inoxidável

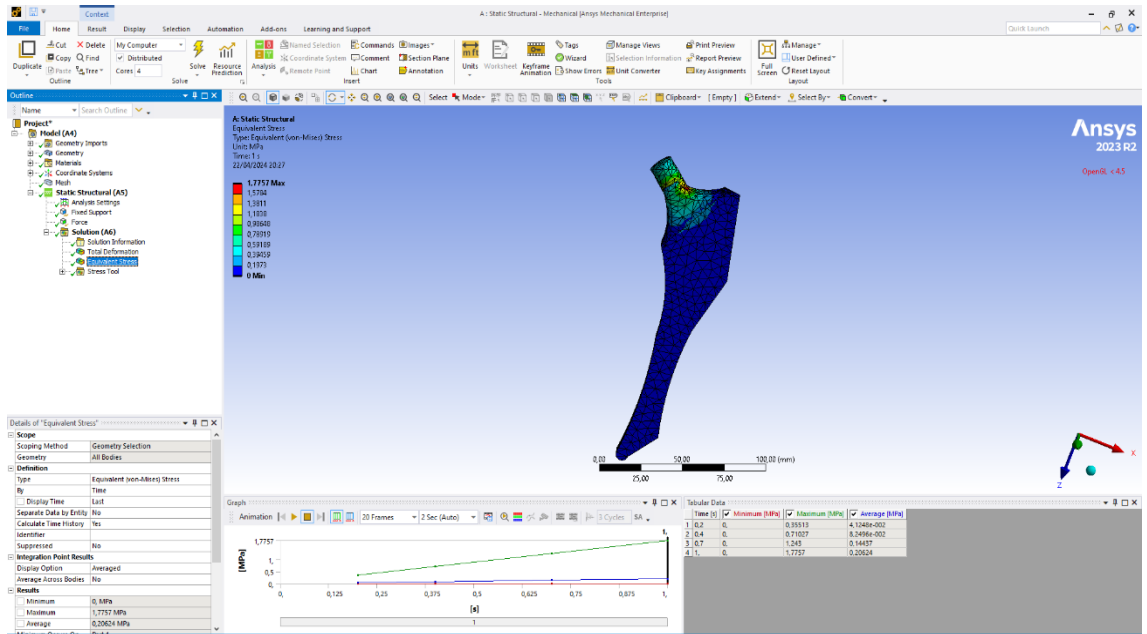
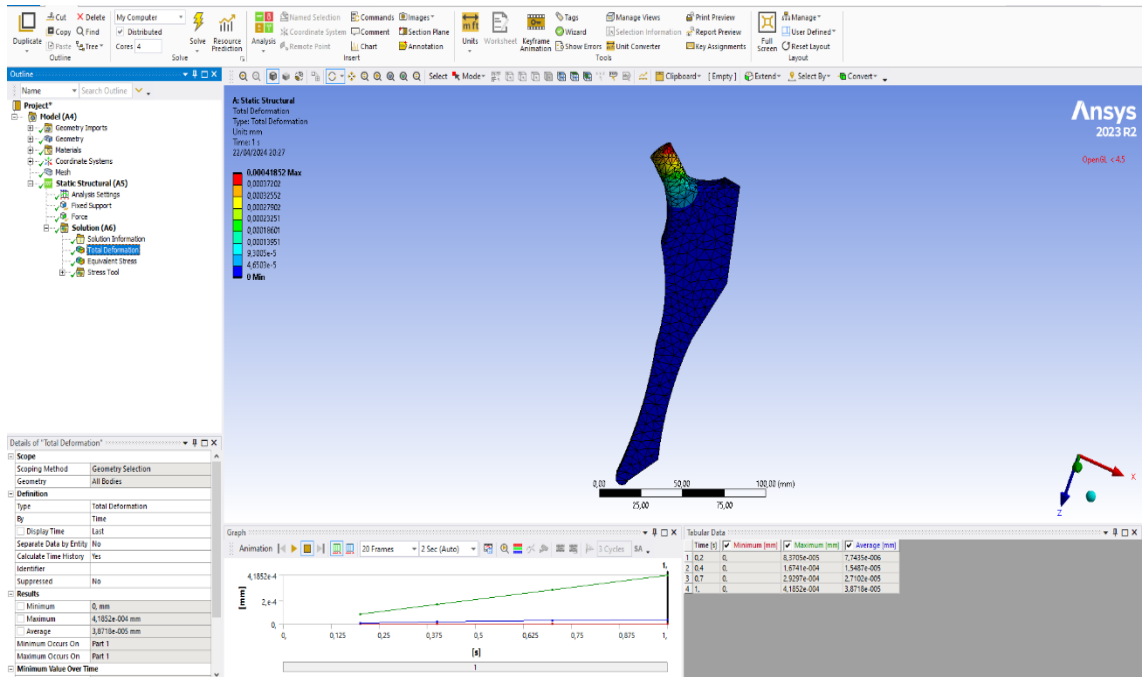




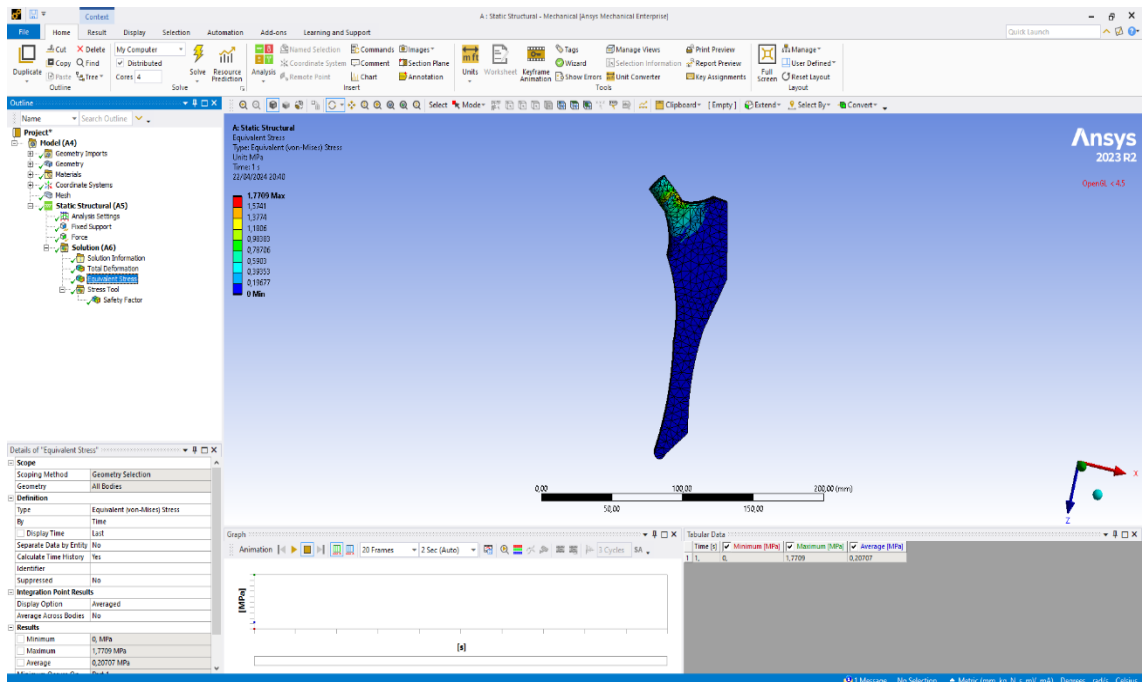
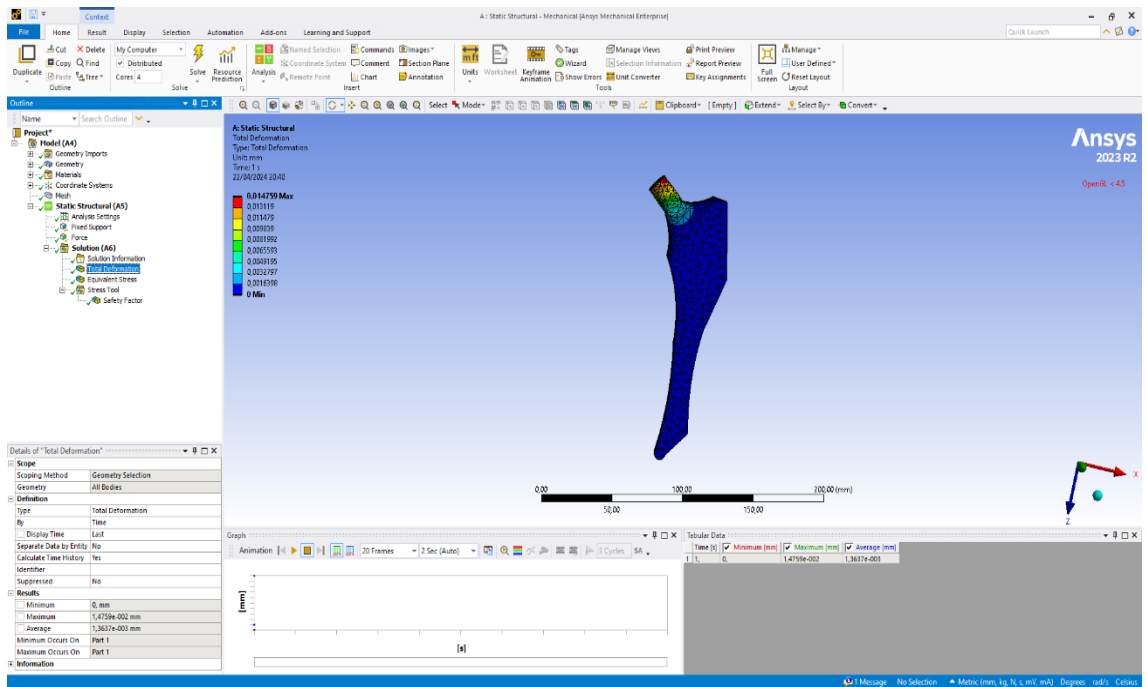
Vitalium



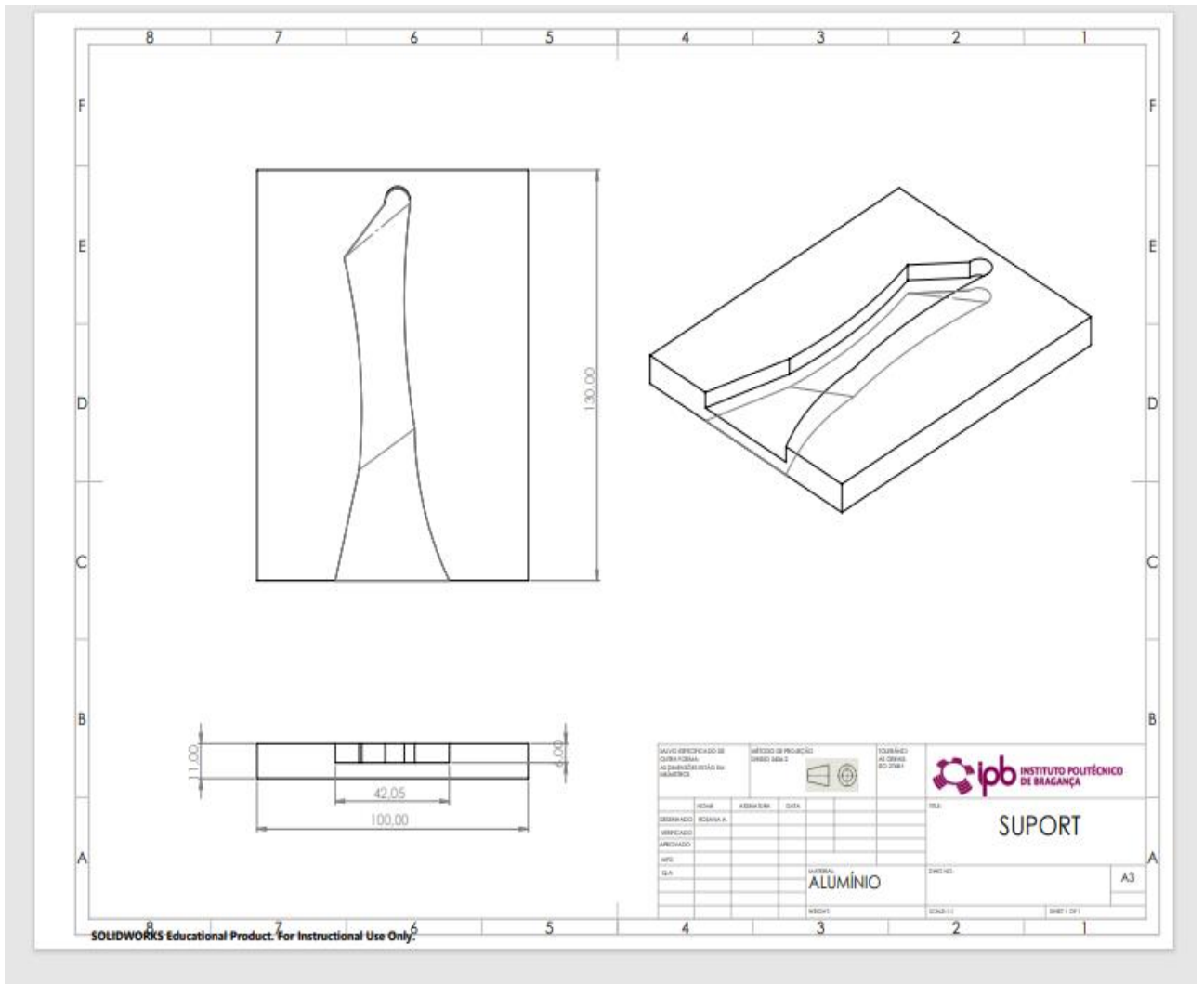
Ti46AL4V

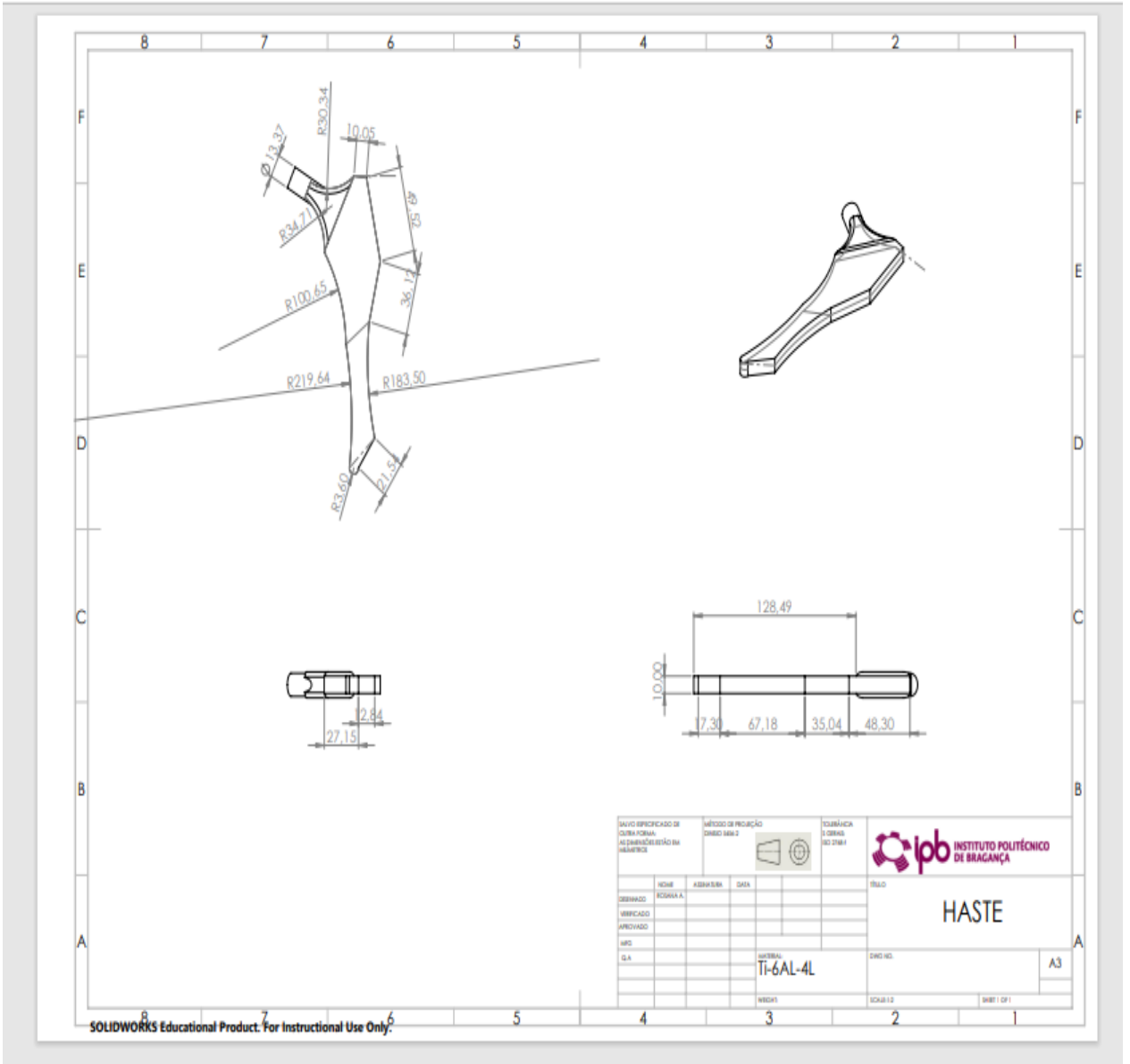


PLA



Anexo B Geometria e suas dimensões





SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.