



# SIMULAÇÃO DA ARTROPLASTIA TOTAL DA ANCA ? estudos de caso: haste reta vs haste anatómica com diferentes materiais e atividades

PEDRO MIGUEL MONTEIRO QUEIRÓS

outubro de 2023

# OMORSIMULAÇÃO DA ARTROPLASTIA TOTAL DA ANCA – estudos de caso: haste reta vs haste anatómica com diferentes materiais e atividades

Pedro Miguel Monteiro Queirós

2023

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Departamento de Física

isen

P.PORTO

# **SIMULAÇÃO DE ARTROPLASTIA TOTAL DA ANCA – estudos de caso: haste reta vs haste anatómica com diferentes materiais e atividades**

Pedro Miguel Monteiro Queirós

Estudante n.º 1200493

Dissertação apresentada ao Instituto Superior de Engenharia do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, realizada sob a orientação do Professor Doutor Nuno Eduardo Dias Gueiral.

**Outubro de 2023**

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Departamento de Física

isen

P.PORTO

## **AGRADECIMENTOS**

Quero começar por agradecer às duas grandes mulheres que me apoiam todos os dias. À minha mulher por acreditar em mim, obrigando-me a ser o meu melhor todos os dias e a minha mãe por todos os sacrifícios que fez para que este percurso académico fosse concluído.

Agradeço ao meu orientador, o professor Nuno Gueiral, pela sua ajuda em todo este processo, como toda a força que me deu nesta última fase. Outro agradecimento que também quero fazer ao professor Nuno, é de ter conseguido que as hastes fossem revistas pelos seus orientadores do MUCOM, e com isso agradeço ao Professor Emílio Ruiz Reina e ao Doutor Carlos González por todos os conhecimentos partilhados e terem revistos os modelos.

A professora Cristina Ribeiro por me ter disponibilizado a sua ajuda no I3S e a Doutora Maria Lázaro por todo o tempo disponibilizado da sua agenda apertada, para que fosse possível ter a haste no formato 3D.

Ao Dr. Paulo Amado e ao Dr. Sílvio Dias, por terem aberto as portas do Hospital Lusíadas Porto, e por terem partilhado as suas questões referente aos modelos anatómicos ou retos.

Agradeço ao meu amigo Pedro, pelas horas que ainda perdeu a tentar criar o modelo através das brochuras das hastes.

Aos dois companheiros e amigos que este mestrado me trouxe, o João Pereira e o Pedro Quintas.

página propositadamente em branco

## RESUMO

A articulação da anca é notável pela sua resistência e durabilidade, esta é projetada para suportar não apenas o peso do corpo, mas também forças adicionais que ocorrem durante atividades do nosso cotidiano. Essa capacidade de resistir a cargas repetidas ao longo da vida é essencial para a nossa mobilidade contínua. No entanto, também é importante reconhecer que nem todos têm a sorte de chegar ao final da vida sem sofrer uma lesão ou comprometimento na articulação da anca. À medida que envelhecemos, as articulações, incluindo a da anca, podem sofrer Osteoartrose sujeitas a desgaste ou degeneração devido ao envelhecimento natural, lesões, doenças ou condições genéticas. Isso pode resultar em problemas como Osteoartrose, que afetam a qualidade de vida e a mobilidade das pessoas.

Felizmente, a medicina oferece opções de tratamento para lidar com a Osteoartrose da anca. A Artroplastia Total da Anca (ATA) é uma intervenção cirúrgica eficaz que visa restaurar a função da anca substituindo a articulação danificada por uma prótese. Este procedimento cirúrgico é um dos mais bem-sucedidos na área de ortopedia e tem transformado a vida de inúmeras pessoas, proporcionando alívio de dor, restauração de mobilidade e melhoria significativa na qualidade de vida.

No entanto, a escolha de quando realizar uma Artroplastia Total da Anca é crucial e frequentemente baseada na gravidade dos sintomas, na idade do paciente e em outros fatores clínicos. Além disso, a pesquisa constante e avanços na área médica buscam aprimorar ainda mais as técnicas e materiais utilizados nas próteses da anca, garantindo resultados cada vez mais bem-sucedidos.

Nesta investigação da ATA, abordamos a análise aprofundada do desempenho de duas próteses com os materiais cobalto-crômio e titânio, explorando a influência do design das hastes utilizando a simulação numérica com o software *COMSOL Multiphysics*. O objetivo inicial do projeto seria avaliar a visão prática da ATA em Portugal, mas a falta de dados confiáveis de fontes oficiais representou um desafio, que nos encaminhou para o Hospital Lusíadas do Porto (HLP). Foram partilhados dados sobre 982 artroplastias da anca, dos anos referentes a 2007 e 2022, tendo sido identificado assim os modelos mais frequentemente usados de hastes femorais no HLP, que incluem a haste *Corail* da marca *Depuy J&J*, bem como as hastes *Exeter* e *Accolade* da marca *Stryker*. A adaptação das geometrias para realizar a simulação 3D destas hastes, revelou-se uma etapa complexa, com a necessidade de acesso a modelos mais precisos por forma a mimetizar a realidade. A colaboração do Doutor Emílio Ruiz Reina, da Universidade de Málaga (Espanha) e o apoio da Doutora Maria Lázaro do Instituto de Investigação e Inovação em Saúde (I3S) foram fundamentais para o desenvolvimento da simulação.

Uma vez concluída a modelação das hastes, realizamos simulações estáticas em várias atividades diárias (marcha, subir e descer escadas, levantar e sentar, ficar de pé numa só perna, ajoelhar). Foram obtidos resultados gerando-se diagramas de tensão de *von Mises* e deslocamento para as duas hastes em todas as atividades, nos materiais de cobalto-crômio e titânio.

No processo de simulação, geometrias, malhas e estudos foram cuidadosamente considerados para se aproximar o mais possível de um estudo *in vivo*. Os resultados demonstraram que atividades comuns, como subir e descer escadas, colocam picos mais elevados de *stress* nos modelos, independentemente do material utilizado.

No entanto, é importante notar que os resultados são baseados em um estudo estático e não representam completamente o comportamento dinâmico das próteses nas atividades diárias. Há sugestões para estudos futuros, incluindo a realização de estudos de *stress life* para avaliar a fadiga das próteses ao longo do tempo, bem como a replicação dos movimentos na articulação da anca para testes de desgaste mais realistas.

No geral, este estudo contribuiu significativamente para o entendimento da biomecânica das próteses na Artroplastia Total da Anca e forneceu informações valiosas para aprimorar o desempenho clínico desses implantes.

**PALAVRAS-CHAVE:** Artroplastia Total da Anca, articulação da anca, fêmur, haste *Exeter*, haste *Accolade*, *COMSOL Multiphysics*, simulação numérica, stress, deslocamento.

página propositadamente em branco



## ABSTRACT

The hip joint is remarkable for its resilience and durability; it is designed to bear not only the body's weight, but also additional forces encountered during our daily activities. This ability to withstand repeated loads throughout one's life is essential for continuous mobility. However, it's equally important to acknowledge that not everyone is fortunate enough to reach the end of their life without experiencing hip joint injuries or impairments. As we age, our joints, including the hip joint, may be subject to wear and degeneration due to natural aging, injuries, diseases, or genetic conditions. This can lead to issues such as Osteoarthritis, affecting people's quality of life and mobility.

Fortunately, medical science offers treatment options for addressing hip Osteoarthritis. Total Hip Arthroplasty (THA) is an effective surgical intervention aimed at restoring hip joint function by replacing the damaged joint with a prosthesis. This surgical procedure is one of the most successful in the field of orthopaedics and has significantly improved the lives of countless individuals, providing pain relief, restored mobility, and a substantial enhancement in their quality of life.

Nonetheless, the decision on when to undergo Total Hip Arthroplasty is critical and is often based on the severity of symptoms, the patient's age, and other clinical factors. Furthermore, ongoing research and advances in the medical field continuously seek to further enhance the techniques and materials used in hip joint prostheses, ensuring increasingly successful outcomes.

In this THA investigation, we conducted an in-depth analysis of the performance of two prostheses made of cobalt-chromium and titanium, exploring the influence of stem design using numerical simulation with COMSOL Multiphysics software. The initial goal of the project was to evaluate the practical application of THA in Portugal. However, the lack of reliable data from official sources posed a challenge, leading us to collaborate with the Lusíadas Hospital of Porto (LHP). Data on 982 hip arthroplasties from the years 2007 and 2022 were shared, identifying the most frequently used femoral stem models at LHP, including the Depuy J&J Corail stem and Stryker's Exeter and Accolade stems.

Adapting the geometries for 3D simulation of these stems proved to be a complex process, necessitating access to more precise models to mimic reality. Collaboration with Dr. Emilio Ruiz Reina from the University of Málaga (Spain) and the support of Dr. Maria Lázaro from the Institute of Research and Innovation in Health (I3S) were crucial for the simulation's development.

After completing the stem modelling, we conducted static simulations in various daily activities (walking, ascending and descending stairs, standing on one leg, kneeling, and sitting and standing). Results were obtained by generating von Mises stress diagrams and displacement for both stems in all activities, using cobalt-chromium and titanium materials.

In the simulation process, geometries, meshes, and studies were carefully considered to closely approximate an *in vivo* study. The results showed that common activities like climbing and descending stairs resulted in higher stress peaks on the models, regardless of the material used.

However, it is essential to note that the results are based on a static study and do not entirely represent the dynamic behaviour of prostheses during daily activities. Suggestions for future studies include conducting stress-life studies to assess prosthesis fatigue over time and replicating hip joint movements for more realistic wear tests.

Overall, this study significantly contributed to understanding the biomechanics of prostheses in Total Hip Arthroplasty and provided valuable insights for improving the clinical performance of these implants.

**KEYWORDS:** Total Hip Arthroplasty, hip joint, femur, Exeter stem, Accolade stem, COMSOL Multiphysics, numerical simulation, stress, displacement.

página propositadamente em branco



# ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS .....	XIII
ÍNDICE DE TABELAS.....	XVII
LISTAS DE SIGLAS E SÍMBOLOS .....	XIX
1. INTRODUÇÃO.....	21
1.1. Enquadramento e pertinência.....	21
1.2. Objetivos.....	26
1.3. Organização da dissertação .....	26
2. ARTROPLASTIA TOTAL DA ANCA.....	29
2.1. Biocompatibilidade e Modularidade de Dispositivos .....	30
<b>2.1.1. Polímeros</b> .....	31
<b>2.1.2. Metais</b> .....	32
<b>2.1.3. Cerâmicas</b> .....	32
<b>2.1.4. Superfícies de contato</b> .....	33
2.2. Estratégias de Fixação: Próteses Cimentadas e Não Cimentada .....	34
2.3. Patologias .....	35
2.4. Fatores de seleção da prótese .....	36
2.5. Estudos e desenvolvimentos da ATA.....	38
<b>2.5.1. Sistema de substituição Reversa da Anca</b> .....	38
<b>2.5.2. Implantes de Dupla Mobilidade vs Implantes Padrão</b> .....	40
3. SIMULAÇÃO E BIOMECÂNICA .....	43
3.1. <i>COMSOL Multiphysics</i> .....	43
<b>3.1.1. Model Builder</b> .....	44
3.2. Modelo de simulação implementado.....	47
<b>3.2.1. Geometria</b> .....	47
<b>3.2.1.1. Modelo Stryker Exeter</b> .....	47
<b>3.2.1.2. Modelo Stryker Accolade</b> .....	48
<b>3.2.1.3. Cabeça Femoral Stryker V40 BIOLOX Delta</b> .....	49
<b>3.2.2. Operações Geométricas</b> .....	50
<b>3.2.3. Materiais</b> .....	57
<b>3.2.4. Solid Mechanics</b> .....	58
<b>3.2.5. Mesh – Malha de computação</b> .....	61
<b>3.2.6. Study – Cálculo da simulação numérica</b> .....	62
4. RESULTADOS E ANÁLISE.....	64
4.1. Avaliação entre materiais .....	64
<b>4.1.1. Exeter</b> .....	64
<b>4.1.2. Accolade</b> .....	68
4.2. Avaliação da morfologia (design) das hastes.....	72

---

<b>4.2.1. Cobalto-Crômio</b> .....	72
<b>4.2.2. Titânio</b> .....	74
4.3. Análise comparativa – Haste Reta ( <i>Exeter</i> ) vs. Haste Anatômica ( <i>Accolade</i> ) .....	75
5. CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE FUTURO.....	79
5.1. Conclusões finais .....	79
5.2. Perspetivas futuras de desenvolvimento .....	80
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81

página propositadamente em branco



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - A – Implante da Haste femoral da Depuy J&J – Corail, emprestada pelo Dr. Paulo Amado. B – Haste Corail em formato stl no programa Meshmixer. C – Imperfeições das áreas irregulares da haste.....	26
Figura 2 - Sistema da Artroplastia Total da Anca [12]. .....	30
Figura 3 - Variáveis a considerar no projeto de uma prótese da anca [31]. .....	36
Figura 4 - Os resultados de um estudo clínico de análise radioestereométrica* no Canadá demonstraram uma excelente fixação ao osso com uma migração mínima de 24 meses para ambos os componentes acetabulares e femorais.....	39
Figura 5 - O Reverse HRS consiste num componente acetabular sem cimento que tem exclusivamente um cone central onde a bola se encaixa. O sistema é invertido, com a bola associada ao componente acetabular e o revestimento associado ao componente femoral [60].....	40
Figura 6 - A Figura retrata a Cápsula Acetabular utilizada no estudo, denominada Traser® do Sistema Jump, produzida pela Permedica Orthopaedics, Merate, Itália. Essa Osteoartrose inovadora é fabricada com tecnologia de impressão 3D por fusão seletiva a laser em um único processo, resultando em uma forma irregular que se assemelha ao osso esponjoso. Um aspeto de destaque é a notável porosidade da Traser®, atingindo 70% com um tamanho médio de poro de 520 microns. A cápsula Traser® do Sistema Jump oferece flexibilidade ao cirurgião, permitindo a fixação de dois tipos de insertos. O primeiro consiste em um inserto padrão confeccionado com polietileno cruzado e enriquecido com vitamina E (A). O segundo é um inserto modular de aço inoxidável com um revestimento completo de nitreto de titânio-nióbio (B). Esta figura realça a importância da inovação no desenho de implantes ortopédicos, como a cápsula Traser®, que desempenha um papel fundamental na ATA [42]. .....	41
Figura 7 - Exemplo de nós e elementos presentes na malha do modelo.....	44
Figura 8 - Ambiente de trabalho do software COMSOL Multiphysics. ....	45
Figura 9 - Visão anatômica anterior e posterior do fêmur esquerdo em estudo [45].....	47
Figura 10 - Haste Exeter - A - Modelo Real, B - Modelo em 3D. ....	48
Figura 11 - Haste Accolade - A - Modelo Real, B - Modelo em 3D.....	49
Figura 12 - Componentes Stryker V40 Taper BIOLOX delta Ceramic Heads, A – Modelo Real. B – Modelo .stl.....	50
Figura 13 - Operações realizadas para posicionar o conjunto da haste Accolade e a haste Exeter.....	51
Figura 14 - Corte e posicionamento do fêmur haste Exeter: A - Importação do fêmur (posição inicial), B - Ajuste da posição do fêmur, C - inserção de um bloco com inclinação para efetuar o corte da cabeça femoral, D - corte da cabeça femoral para a inserção do implante. ....	52
Figura 15 - Operação Chamfer – A – Haste com saliência, B – Haste arredondada.....	52
Figura 16 - Revisão dos modelos. A - Modelo Antigo, B - Modelo Revisto pelo professor Emílio.....	53
Figura 17 - Haste Exeter – Adaptação da cabeça femoral.....	54
Figura 18 - Haste Accolade com contact pairs. A- Contact Pair entre a haste e o fêmur, B- Contact Pair entre a haste e a cabeça femoral.....	55
Figura 19 - Configurações da operação Remove Details da haste Exeter - Adaptado do COMSOL Multiphysics .....	55
Figura 20 - Haste Exeter - Antes e depois dos comandos Form Composite Domains 1 e Remove Details. ....	56
Figura 21 - Haste Accolade - Remoção do buraco do parafuso.....	56
Figura 22 - Operação Remove Details 1 - Haste Accolade.....	57
Figura 23 - Diferenciação do osso esponjoso e compacto ao longo do fêmur [59].....	57
Figura 24 - Sub-ramo Solid Mechanics - COMSOL Multiphysics .....	59

---

Figura 25 - Boundary Load - Haste Accolade .....	60
Figura 26 - Malha computacional da haste Exeter.....	62
Figura 27 - Parâmetro Bl - Como é possível verificar, desde o Bl = 0,6 ao Bl = 1, os estudos apresentam resultados diferentes no von Mises stress (MPa). Com a otimização da simulação é possível verificar que a carga máxima, diminuído o valor do Bl, também irá diminuir.....	63
Figura 28 - Resultados da haste Exeter em ambos os materiais para o Stress (MPa). .....	65
Figura 29 - Resultados da haste <i>Exeter</i> em ambos os materiais para o Deslocamento (mm). .....	66
Figura 30 - Histograma comparativo das tensões de von Mises para os dois materiais na haste Exeter. ....	67
Figura 31 - Histograma comparativo do deslocamento para os dois materiais na haste Exeter. ....	67
Figura 32 - Resultados da haste Accolade em ambos os materiais para o Stress (MPa).....	69
Figura 33 - Resultados da haste Accolade em ambos os materiais para o Deslocamento (mm).....	70
Figura 34 - Histograma comparativo das tensões de von Mises para os dois materiais na haste Accolade. ....	71
Figura 35 - Histograma comparativo do deslocamento para os dois materiais na haste Accolade. ....	71
Figura 36 - Histograma comparativo das tensões de von Mises do material Cobalto-Crômio para as duas hastes.....	73
Figura 37 - Histograma comparativo do deslocamento do material Cobalto-Crômio para as duas hastes. ....	73
Figura 38 - Histograma comparativo das tensões de von Mises do material titânio para as duas hastes. ....	74
Figura 39 - Histograma comparativo do deslocamento do material titânio para as duas hastes.....	75

página propositadamente em branco



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Estatísticas do Registo Português de Artroplastia [4].....	22
Tabela 2 – Artroplastia – Regime Livre – I – Medicina Regras.....	23
Tabela 3 – Artroplastia realizadas no HLP a mulheres entre 2007 - 2022.....	24
Tabela 4 – Artroplastia realizadas no HLP a homens entre 2007 - 2022.....	24
Tabela 5 – Número de hastes usadas na Artroplastia da Anca no HLP.....	25
Tabela 6 – Vantagens e desvantagens dos polímeros na ATA [17]. ....	31
Tabela 7 – Vantagens e desvantagens dos Metais [17].....	32
Tabela 8 – Vantagens e desvantagens dos polímeros na ATA [17] .....	33
Tabela 9 – Próteses Cimentadas [24,25].....	34
Tabela 10 – Próteses Não Cimentadas [24,25].....	35
Tabela 11 – Ramos Principais [44] .....	44
Tabela 12 – Propriedades Mecânicas referentes aos materiais do implante e do osso. ....	58
Tabela 13 – Forças de contacto aplicadas no estudo na cabeça femoral [74]. ....	60
Tabela 14 – Avaliação da haste Exeter nas diferentes atividades .....	64
Tabela 15 – Avaliação da haste <i>Accolade</i> nas diferentes atividades .....	68
Tabela 16 – Comparação da morfologia (design) das hastes no material Co-Cr. ....	72
Tabela 17 – Comparação da morfologia (design) das hastes no material titânio.....	74

página propositadamente em branco

## LISTAS DE SIGLAS E SÍMBOLOS

### Lista de Siglas

ACSS	Administração Central do Sistema de Saúde
ATA	Artroplastia Total da Anca
AZ31-Si3N4	Ligas de Magnésio
CoC	Cerâmica sobre Cerâmica
Co-Cr	Cobalto-Crómio
CoCrMo	Ligas de Cobalto Crómio-Molibdénio
CoP	Cerâmica sobre Polietileno
DAA	Abordagem direta Anterior
DLC	Carbono tipo Diamante
HLP	Hospital Lusíadas do Porto
HXLPE	Polietileno altamente reticulado
I3S	Instituto de Investigação e Inovação em Saúde
INEB	Instituto Nacional de Engenharia Biomédica
ISEP	Instituto Superior de Engenharia do Porto
MB	Construtor de Modelos (Model Builder)
MEF	Método de Elementos Finitos
microCT	Microtomografia Computorizada
MoM	Metal sobre Metal
MoP	Metal sobre Polietileno
OCDE	Organização para Cooperação e o Desenvolvimento Económicos
ONU	Organização das Nações Unidas
PCU	Policarbonato-uretano
PEEK	Polietileno-éter-cetona
PMMA	Polimetilmetacrilato
PMPC	Polimetacrilato de metacriloxietilfosforilconlina
P.Porto	Instituto Politécnico do Porto
PTFE	Politetrafluoretileno
Reverse HRS	Sistema de Substituição Reversa da Anca
RPA	Registo Português de Artroplastia
RSA	Análises Radioestereométrica (Radiostereometric Analysis)
SIGIC	Sistema Integrado de Gestão de Inscritos para Cirurgia
Ti6Al4V	Ligas de Titânio
UHMWPE	Polietileno de ultra elevado peso molecular
ZTA	Óxido de Alumina Zircónia



## 1. INTRODUÇÃO

A presente dissertação foi realizada com o objetivo da atribuição do grau de mestre do Mestrado de Engenharia Biomédica (MEBIOM), ministrado pelo Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP), no Politécnico do Porto (P. PORTO).

No presente capítulo apresenta-se uma breve contextualização, fazendo o enquadramento e definindo os objetivos desenvolvidos durante todo o estudo.

### 1.1. Enquadramento e pertinência

Caminhar é um ato simples e cotidiano que muitas vezes passa despercebido. No entanto, quando analisamos mais de perto, percebemos que ele é um conjunto complexo de movimentos que envolvem todas as nossas articulações. Desde a marcha até subir e descer escadas, levantar e ajoelhar, todas essas ações são possíveis devido à articulação da anca desempenhando um papel fundamental. No entanto, essa articulação pode ser propensa a vários problemas que afetam a qualidade de vida e a mobilidade das pessoas.

Atualmente, de acordo com o relatório de 2019 da Organização das Nações Unidas (ONU) intitulado *The World Population Prospects*, há uma tendência global de envelhecimento da população. Prevê-se que o número de pessoas com 80 anos ou mais triplique, passando de 143 milhões para 426 milhões em 2050. Este processo de envelhecimento traz consigo uma maior propensão para o desenvolvimento de doenças articulares, com destaque para a Osteoartrose [1,2].

A Osteoartrose é uma das doenças mais prevalentes em muitos países da Organização para Cooperação e o Desenvolvimento Económicos (OCDE), causando dor e rigidez em articulações de carga, como anca e joelho. Existem vários tratamentos que visam reduzir a dor nas articulações e melhorar a função, mobilidade e qualidade de vida. A Artroplastia Total da Anca (ATA) é recomendada se os sintomas persistirem após tratamentos não cirúrgicos, como fisioterapia ou perda de peso. As taxas de substituição do anca e do joelho tem aumentado na última década, com quase 2,5 milhões de pessoas passando por esses procedimentos anualmente nos países da OCDE.

Em 2019, em média, nos países da OCDE, quase 80 % dos pacientes admitidos com fratura na anca foram submetidos à cirurgia dentro de dois dias. Sendo que a pandemia de COVID-19 teve um impacto significativo na capacidade e funcionamento dos hospitais, com variações nos países que conseguiram fornecer dados em 2020.

Os resultados mostram que alguns países da OCDE têm de enfrentar desafios significativos no futuro. Devido ao envelhecimento da população na maioria dos países da OCDE e às altas taxas de crescimento de substituição da artroplastia total da anca na população mais jovem, é provável que, em particular, o número de ATAs e revisões aumente acima da média. Um aumento descontrolado da artroplastia total da anca levará a várias deficiências nos sistemas de saúde, como o aumento dos tempo de espera, pressão sobre os custos e, em última análise a um acesso limitado a intervenções médicas relevantes, com crescentes copagamentos para os pacientes [3]. Portanto, intervenções políticas oportunas devem ser introduzidas para:

- Aumentar a qualidade dos procedimentos de artroplastia total da anca, a fim de melhorar a vida útil dos implantes e reduzir as taxas de complicação; e
- Reduzir o número de cirurgias inadequadas para pacientes que podem ser tratados igualmente bem com procedimentos não cirúrgicos.

Essas intervenções são necessárias para lidar com o desafio crescente de artroplastias total da anca devido ao envelhecimento da população e ao aumento nas taxas de cirurgia de substituição da anca, visando garantir um acesso equitativo e eficaz aos serviços de saúde.

A revisão da literatura concentrou-se em dados sobre cirurgias da ATA na Suécia, devido à alta incidência de doenças musculoesqueléticas como a Osteoartrose, nessa região. Embora Portugal também realize cirurgias da ATA, as taxas podem variar devido a fatores demográficos, políticos de saúde e acessibilidade aos cuidados médicos [3].

A pesquisa foi direcionada para o Registo Português de Artroplastia (RPA), que tem como objetivo monitorizar todas as cirurgias de artroplastia em Portugal, incluindo a ATA, para fornecer dados sobre o número de cirurgias, técnicas utilizadas e resultados. No entanto, a resposta do RPA indicou que apenas 25 % das artroplastias foram registadas em 2022 devido ao registo não obrigatório. Na Tabela 1 é possível consultar os registos obtidos [4].

Tabela 1 – Estatísticas do Registo Português de Artroplastia [4]

Administração Regional de Saúde	Formulário	2021	2022	2023
Norte	Anca – IP <sup>(1)</sup>	460	385	225
	Anca - R <sup>(2)</sup>	34	29	25
Centro	Anca – IP	278	335	237
	Anca - R	29	40	38
Lisboa e Vale do Tejo	Anca – IP	273	291	126
	Anca - R	34	24	6
Alentejo	Anca – IP	54	0	0
	Anca - R	2	0	0
Algarve	Anca – IP	67	0	0
	Anca - R	4	0	0
Direção Regional de Saúde dos Açores	Anca – IP	88	88	0
	Anca - R	6	6	0
IA Saúde, IPRAM – Instituto De Administração de Saúde e Assuntos Sociais	Anca – IP	S.D. <sup>(3)</sup>	S.D.	S.D.
	Anca - R	S.D.	S.D.	S.D.

(1) IP – Intervenção Primária

(2) R – Revisão

(3) S.D. – Sem Dados

Junto da Administração Central do Sistema de Saúde (ACSS) por meio do Sistema Integrado de Gestão de Inscritos para Cirurgia (SIGIC), tentou-se obter dados mais abrangentes. Devido a respostas insatisfatórias optou-se por contactar diretamente unidades hospitalares. Após algumas tentativas sem resposta, o Hospital Lusíadas do Porto, disponibilizou dados sobre as artroplastias realizadas entre 2007 e 2022, através do Dr. Paulo Amado.

Este processo destacou a complexidade da obtenção de dados detalhados sobre cirurgias de ATA em Portugal devido à falta de registo abrangente e à necessidade de colaboração direta com unidade hospitalares.

Após várias reuniões com o Dr. Paulo Amado, chegou-se à conclusão de que seria interessante avaliar dois tipos de hastes utilizadas em procedimentos médicos. Essas hastes são a “haste anatómica” e a “haste reta”. Esta avaliação deve-se à falta de estudos que comprovem os critérios de seleção pelos médicos ao escolherem entre esses dois tipos de hastes em cirurgias ortopédicas.

Para conduzir essa avaliação, foram analisados os dados fornecidos pelo HLP. Nessa análise, foram registadas um total de 982 artroplastias, com três códigos de operação partilhados em Diário da República. Na Tabela 2 é possível consular as designações de cada código.

Tabela 2 – Artroplastia – Regime Livre – I – Medicina Regras

<b>Código – Ordem dos Médicos</b>	<b>Designação</b>
33070123 <sup>(1)</sup>	Artroplastia Parcial da anca (Moore, Tompson)
33070124 <sup>(2)</sup>	Artroplastia Total da anca em coxartrose ou revisão de hemiartroplastia
33070125 <sup>(3)</sup>	Artroplastia Total da anca em revisão de prótese total, de artrodese de LCA ou após Girdlestone

- (1) 33070123 - A artroplastia parcial da anca, também conhecida como artroplastia de Moore ou Tompson, é um procedimento cirúrgico que visa substituir apenas uma parte da articulação da anca. Isso é feito quando uma porção da articulação da anca está danificada, enquanto o restante permanece saudável. Geralmente, esta técnica é aplicada em casos de lesões ou doenças localizadas na articulação. A área danificada é substituída por uma prótese que permite restaurar a função da anca e aliviar a dor, preservando a parte saudável da articulação.
- (2) 33070124 - A artroplastia total da anca é um procedimento cirúrgico em que toda a articulação da anca é substituída por uma prótese artificial. É frequentemente realizada em pacientes com coxartrose, uma forma de Osteoartrose que afeta a anca. Além disso, a "revisão de hemiartroplastia" refere-se à substituição de uma prótese parcial anteriormente implantada por uma prótese total devido a complicações ou desgaste. Este procedimento é indicado quando há degeneração grave da articulação da anca devido à coxartrose ou a problemas na prótese anterior.
- (3) 33070125 - Este procedimento envolve a substituição da articulação da anca em casos de revisão da prótese total anteriormente implantada, após artrodese (fusão da articulação), após cirurgia de ligamento cruzado anterior (LCA) ou após um procedimento conhecido como Girdlestone, que envolve a remoção da cabeça do fémur devido a complicações. É um procedimento complexo que visa restaurar a função da anca em situações específicas em que a articulação foi afetada por diferentes condições ou cirurgias anteriores.

Tendo em consideração a limitação dos dados disponíveis em Portugal e comparando com as tendências da artroplastia da anca entre Portugal e Suécia, regista-se um aumento notável nas artroplastias da anca. A taxa de incidência é de cerca de 100 procedimentos por cada 100.000 habitantes. A população feminina parece ser mais afetada, com uma taxa de incidência ligeiramente superior (55,4%). Além disso, observa-se um aumento significativo nas cirurgias entre os 61-70 anos (28%) e os 71-80 anos (34%), com um total de 62% realizadas em pacientes com 61 anos ou mais.

Nos registos anuais da Suécia, observou-se o número de indivíduos com prótese total da anca, com uma prevalência por 100.000 habitantes com uma idade igual ou superior a 45 anos nos anos de 2006 e 2021. Em 2006 o número de indivíduos com prótese total da anca, foi de 120.981, enquanto 2021 esse número aumentou para 222.249. Isso indica uma tendência ascendente consistente. Além disso, observa-se uma correlação entre o aumento das artroplastias e o envelhecimento da população, uma tendência partilhada com Portugal [3]. Verifica-se que a prevalência da faixa etária com mais artroplastias realizadas é dos 75-84 anos, em ambos os anos e ambos os sexos [5]

As Tabela 3 e Tabela 4, são referentes as faixas etárias e ao sexo dos pacientes sujeitos a uma artroplastia no HLP. Foram realizadas 497 artroplastias a mulheres, a faixa etária mais comum foi entre os 70-80 anos, com um total de 170 artroplastias. Realça-se o aumento constante ao longo dos anos, atingindo o pico de 50 procedimentos em 2020.

Tabela 3 – Artroplastia realizadas no HLP a mulheres entre 2007 - 2022

Anos	$40 \leq i < 50$	$50 \leq i < 60$	$60 \leq i < 70$	$70 \leq i < 80$	$80 \leq i < 90$	$90 \leq i < 100$	$\geq 100$	Total
2007			1	9	4	1		15
2008	1			1	4	7		13
2009			3	4	7	6		20
2010		1	3	8	14	4		30
2011		2	2	11	12	7		34
2012			2	16	13	3	2	36
2013	1		7	8	9	5	1	31
2014		1	1	9	10	6		27
2015		2	9	6	11	7	2	37
2016			7	10	13	2		32
2017		3	5	11	16	4		39
2018	1	1	10	16	10	3	1	42
2019			4	18	14	3		39
2020		6	6	20	11	7		50
2021			4	14	10	6		34
2022			1	9	8			18
Total	3	16	65	170	166	71	6	497

No caso dos homens, foram realizadas 484 artroplastias, como nas mulheres a faixa etária mais afetada foi entre os 70-80 anos, com um total de 161 procedimentos, com o pico em 2011 com 57 artroplastias.

Tabela 4 – Artroplastia realizadas no HLP a homens entre 2007 - 2022

Anos	$\leq 40$	$40 \leq i < 50$	$50 \leq i < 60$	$60 \leq i < 70$	$70 \leq i < 80$	$80 \leq i < 90$	$90 \leq i < 100$	$\geq 100$	Total
2007		1	2	4	2	4	2		15
2008			7	3	2	9	2	1	24
2009			2	1	4	6	3		16
2010			6	6	8	13	2		35
2011	1		5	7	9	8	5		35
2012		1	1	4	15	7	2	1	31
2013		3	1	7	7	10	4		32
2014		2	2	8	6	6	3		27
2015			1	15	15	9	2	1	43
2016			3	5	17	7	2		34
2017			1	3	18	11	1		34
2018			4	6	11	8	5		34
2019		1	4	9	12	9	1		36
2020		1	5	4	21	4			35
2021			11	5	10	6	1		33
2022			2	9	4	5			20
Total	1	9	57	96	161	122	35	3	484

Na Tabela 5 é possível consultar todas as empresas identificadas como tendo fornecido os componentes utilizados nas cirurgias. As hastes mais reportadas foram a *Corail* da *Depuy J&J*, a *Accolade* e a *Exeter*, ambas da *Stryker*. No entanto, de referir que a Tabela 5 apenas inclui dados referentes a 278 cirurgias

(das 982), devido à falta de detalhe nos registos, o que vai de encontro à informação partilhada pelo RPA [6].

Tabela 5 – Número de hastes usadas na Artroplastia da Anca no HLP.

<b>Empresa</b>	<b>Número de registos</b>
<i>Depuy J&amp;J</i>	96
<i>Evolutis</i>	1
<i>ImplantCast</i>	17
<i>Lafitt</i>	3
<i>LimaCorporate</i>	6
<i>Link</i>	13
<i>Permedica</i>	12
<i>Peter Brehm</i>	3
<i>Smith&amp;nephew</i>	2
<i>Stryker</i>	86
<i>United Orthopedic</i>	6
<i>Zimmer Biomet</i>	33

A escolha dos modelos finais para a simulação numérica restringiu-se às hastes mais reportadas, assim como à disponibilidade dos modelos no formato *.stl* em bibliotecas como o *website GrabCAD*.

Das hastes acima identificadas, só foi possível obter os modelos *.stl* das hastes da *Stryker* uma vez que, apesar de se ter obtido um exemplar verdadeiro da haste *Corail* da *Depuy J&J*, gentilmente cedido pelo Dr. Paulo Amado, não foi possível adaptar este modelo para o formato pretendido[6].

Numa tentativa de adaptação da haste *Corail*, a professora Doutora Cristina Ribeiro, membro da direção do Instituto de Engenharia Biomédica (INEB) e do Instituto de Investigação e Inovação em Saúde (I3S), juntamente com a Doutora Maria Gómez Lázaro (*Bioimaging - Bioimaging Centre for Biomaterials and Regenerative Therapies, Team Coordinator, I3s*) providenciaram o seu *know-how* e ajudaram na obtenção de uma imagem tridimensional da haste *Corail*, ao disponibilizar os equipamentos de microtomografia computadorizada (microCT) do I3S. Foram obtidos dois modelos a partir da técnica microCT, um de alta resolução e outro com baixa resolução. Pelo facto do ficheiro de alta resolução ocupar 126 GB de espaço de armazenamento, só foi possível passar o modelo de baixa resolução para o formato pretendido, no entanto, este também apresentava várias saliências como é visível na Figura 1, inviabilizando que fosse realizado o estudo com esta haste.

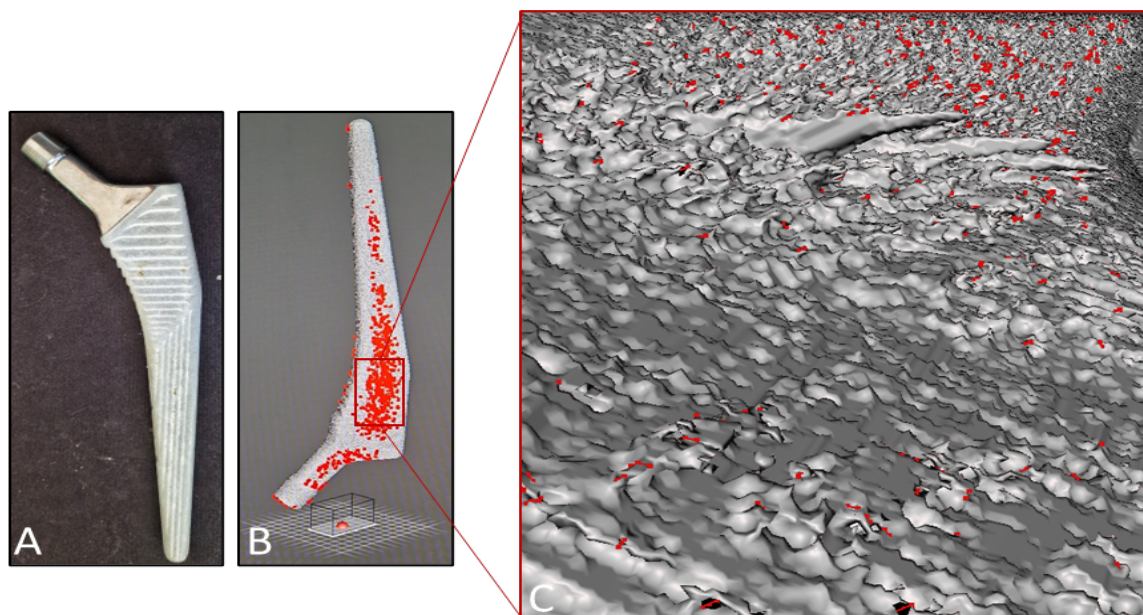


Figura 1 - A – Implante da Haste femoral da *Depuy J&J – Corail*, emprestada pelo Dr. Paulo Amado. B – Haste *Corail* em formato *stl* no programa *Meshmixer*. C – Imperfeições das áreas irregulares da haste.

## 1.2. Objetivos

Esta dissertação teve como objetivo dar continuidade ao estudo de mestrado da colega Lucília Freita, cujo tema foi o “Estudo numérico da biomecânica da Artroplastia Total da Anca”. Os objetivos da colega incluíram a análise de próteses, técnicas e materiais utilizados na ATA, com foco na prótese *Lubinus SP II*. O estudo utilizou um modelo 3D em *CAD* do fêmur e do implante mais comum na literatura para comparar a resistência entre dois tipos de próteses não cimentadas, titânio e cobalto-crômio com análise de tensões e deformações por meio do método de elementos finitos no *software COMSOL Multiphysics*.

Para a realização do atual estudo os objetivos estabelecidos foram analisar os dados provenientes dos Hospital Lusíadas do Porto, podendo assim obter as hastes aplicadas nas cirurgias. Pelo método de elementos finitos *COMSOL Multiphysics* realizar simulações com diferentes materiais: titânio e cobalto-crômio. Estas simulações abrangem várias atividades funcionais, incluindo marcha, levantar, sentar, subir e descer escadas, apoio em uma só perna após ATA e ajoelhar. Subsequentemente, realizar uma análise comparativa dos esforços (stress) e deslocamento dos dois modelos e nas diferentes atividades.

O objetivo central deste estudo é fornecer uma compreensão mais aprofundada sobre o desempenho clínico das próteses e a influencia do design das hastes (reta ou anatômica) na Artroplastia Total da Anca.

## 1.3. Organização da dissertação

A organização adotada para esta dissertação visa facilitar o acesso aos diversos temas abordados, apresentando-se por isso dividida em 5 capítulos.

No capítulo 1 é feito um enquadramento, contextualizado as bases para construção da simulação, bem como os objetivos do estudo.

No capítulo 2 é feita uma abordagem anatômica e biomecânica da complexidade da Artroplastia Total da Anca e uma revisão bibliográfica do que é desenvolvido neste momento para resolver problemas de desgaste.

No capítulo 3 são apresentadas as especificações relativas à simulação biomecânica, o software utilizado e todas as metodologias usadas no desenvolvimento destes estudos, sendo abordados todos os processos e funcionalidades implementadas.

O capítulo 4 engloba todos os resultados obtidos através da simulação biomecânica, focando nos principais objetivos destes estudos. Por fim, no capítulo 5 apresenta-se a conclusão e possíveis trabalhos a serem desenvolvidos, futuramente, nesta área.

Por fim, no capítulo 5 são apresentadas as conclusões e possíveis trabalhos a serem desenvolvidos futuramente nesta área.



## 2. ARTROPLASTIA TOTAL DA ANCA

A Artroplastia Total da Anca é um procedimento cirúrgico notável que tem uma história rica e complexa, com raízes que remontam à antiguidade e que desembocam nos materiais biomédicos modernos. Esta evolução histórica da ATA demonstra como a medicina ortopédica se desenvolveu ao longo do tempo, moldada por uma séria de avanços significativo [7].

Os primeiros indícios de alterações degenerativas nas ancas surgiram em pesquisas arqueológicas e paleontológicas, fornecendo valiosas informações sobre as condições médicas que afetavam os nossos antepassados. Durante a Idade Média, a única opção de tratamento para doenças como a Osteoartrose da anca era de natureza ortopédica, ou seja, não cirúrgica. Foi apenas no século XVIII que Henry Park e colaboradores descreveram a primeira tentativa de tratamento cirúrgico em 1782. No entanto, essa abordagem era uma artroplastia rudimentar que envolvia a remoção da cabeça inteira do fêmur, com a esperança de que a formação de um “calo ósseo” posterior resolvesse o problema [8].

O século XIX, trouxe avanços como a primeira osteotomia da anca realizada por John Rhea Barton em 1826, embora com resultados insatisfatórios. Somente em 1885 surgiu a ideia da artroplastia com materiais interpostos, que envolvia o uso de tecido adiposo. A primeira verdadeira viragem ocorreu em 1923, quando Marius Smith-Petersen realizou a primeira artroplastia com material sintético, inserindo uma prótese de vidro entre a cabeça do fêmur e o acetábulo. Posteriormente, diferentes materiais interpostos, com Vitallium, Bakelite e Pyrex, foram utilizados [9].

A evolução contínua da ATA levou a introdução da primeira artroplastia que substituiu a superfície articular, em 1919, realizada por Pierre Delbet, que utilizou uma prótese de borracha no lugar da cabeça do fêmur. No entanto, os resultados foram insatisfatórios até que, em 1938, se descreveu a primeira ATA, na qual componentes de aço inoxidável eram fixados ao osso com parafusos e pinos. Embora tenham sido feitos progressos, ainda havia espaço para melhorias [9].

O visionário Sir John Charnley é frequentemente considerado o pai da artroplastia moderna da anca. Ele introduziu o conceito de artroplastia de baixo atrito, com metal sobre polietileno (MoP), uma abordagem que combinava componentes fixados ao osso com cimento acrílico e o uso de polietileno de alta densidade como material de sustentação. Esse novo paradigma melhorou consideravelmente a qualidade de vida dos pacientes, embora limitasse a mobilidade inicial. Posteriormente, avanços como a introdução de Polietileno de ultra elevado peso molecular (UHMWPE) e antioxidantes, como a vitamina E, contribuíram para reduzir o desgaste e melhorar a resistência dos implantes [10].

Além disso, foram feitas mudanças substanciais no design das próteses, como a substituição do metal clássico por materiais cerâmicos e o revestimento com ligas de alta qualidade, como carbono tipo diamante (DLC), tântalo ou nitreto de titânio. Essas melhorias não apenas melhoraram a durabilidade dos implantes, mas também proporcionaram características antimicrobianas e capacidade de integração óssea, consolidando o sucesso das próteses [11].

A história da ATA é uma narrativa fascinantes de inovação biomédica e aprimoramento contínuo que transformou a cirurgia ortopédica, oferecendo a milhões de pacientes em todo o mundo uma oportunidade de restaurar sua mobilidade e qualidade de vida.

## 2.1. Biocompatibilidade e Modularidade de Dispositivos

O princípio fundamental da ATA como demonstrado na Figura 2, envolve a substituição de partes defeituosas da anca por uma prótese composta por uma cabeça acetabular artificial e uma cabeça femoral. Esses componentes devem ser fabricados com materiais de baixo atrito e alta resistência ao desgaste, capazes de suportar cargas mecânicas. A cabeça femoral é fixada no fêmur por uma haste, enquanto a copa acetabular é ancorada na pélvis e é composta por uma carapaça com um revestimento para criar uma superfície articular de alta qualidade.

Um material considerado biocompatível pode ser definido como uma substância na fabricação de dispositivos projetados para substituir uma parte do corpo ou desempenhar uma função corporal de maneira segura, confiável, econômica e fisiologicamente aceitável. Portanto, a avaliação de biocompatibilidade de um material deve ser adaptada de acordo com a aplicação específica desse material. A interação desse material com o ambiente do corpo humano pode variar, indo desde nenhuma interação, caracterizada como “bioinerte”, até uma interação máxima, observada em materiais “bioativos” ou “bioabsorvíveis” [12].

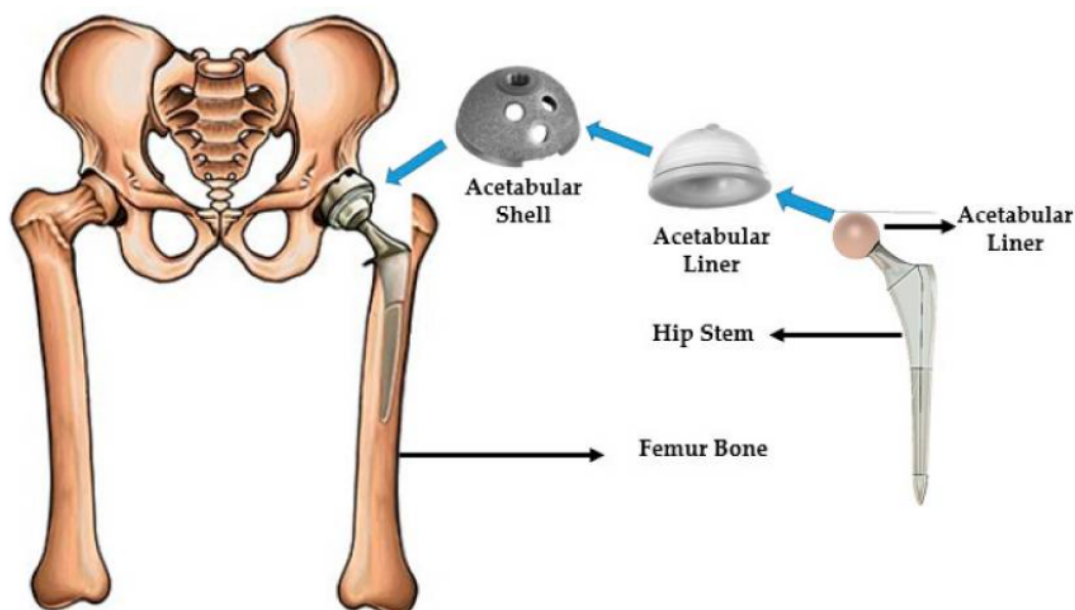


Figura 2 - Sistema da Artroplastia Total da Anca [12].

[13]. O termo “bioinerte” é usado para descrever materiais que, após serem implantados no corpo humano, interagem minimamente com os tecidos. Alguns exemplos de materiais bioinertes incluem aço inoxidável, titânio, alumina, Zircônia parcialmente estabilizada e UHMWPE. No entanto, é importante observar que, em resposta à presença de material, o corpo humano pode formar uma cápsula fibrosa ao redor dos implantes bioinertes. Nesses casos, a funcionalidade desses materiais depende da integração dos tecidos com o implante.

Por outro lado, materiais bioativos interagem com os tecidos ao longo do tempo por meio de modificações cinéticas na superfície do material após a implantação. Após a implantação, ocorre uma reação de troca iônica entre a hidroxiapatite e os fluidos, resultando na formação de uma camada de apatite de carbonato biologicamente ativa no implante, o que é quimicamente e cristalograficamente equivalente à fase mineral óssea [15].

Já os materiais bioabsorvíveis são aqueles que começam a degradar-se após a implantação e são gradualmente substituídos pelos tecidos Zircónia.

No contexto das próteses da anca, que buscam restaurar a função fisiológica dessa articulação, é necessário que esses materiais atendam a três requisitos distintos de compatibilidade:

- **Requisitos Osteoartrose:** Uma vez que a anca é a segunda maior articulação de carga do corpo humano, os materiais utilizados nas próteses devem apresentar resistência mecânica e resistência à fadiga adequadas. Isso significa que esses materiais devem ser capazes de suportar milhões de ciclos de carga mecânica sem apresentar falhas.
- **Requisitos Tribológicos:** As superfícies articulares da prótese devem garantir um movimento relativo adequado do sistema musculoesquelético sem serem prejudicadas pelo desgaste.
- **Requisitos Biológicos:** É essencial que tanto a haste quanto o acetábulo de prótese proporcionem uma boa osteointegração. Além disso, todos os componentes da prótese devem resistir ao ambiente altamente corrosivo do corpo humano. Também é crucial garantir que as partículas resultantes do desgaste e os produtos de corrosão libertados não causem danos ao organismo [16].

Portanto, para atender a esses requisitos, é comum adotar um design modular para as próteses da anca. Além disso, são frequentemente aplicados revestimentos e modificações de superfície com o objetivo de estimular o crescimento ósseo e promover a osteointegração, resultando em uma fixação estável e duradoura.

### 2.1.1. Polímeros

Os polímeros são utilizados na ATA na parte interna do copo acetabular de metal. A utilização de diferentes tipos de polímeros tem impacto no desgaste ao longo do tempo do implante móvel e, conseqüentemente, na estabilidade da prótese. Estes são essenciais, uma vez que são usados na parte interna do copo acetabular de metal. Estes polímeros têm um papel importante na redução do desgaste ao longo do tempo do implante móvel e, por conseguinte, na estabilidade da prótese da anca. A escolha do tipo de polímero desempenha um papel crítico na eficácia e durabilidade da prótese.

Tabela 6 – Vantagens e desvantagens dos polímeros na ATA [17].

Material	Vantagens	Desvantagens
Polimetilmetacrilato (PMMA)	Fixação eficaz dos componentes na anca.	Libertação de monômeros tóxicos. Risco de necrose óssea e desprendimento do implante.
Politetrafluoretileno (PTFE)	Baixo coeficiente de atrito. Semelhança com a cartilagem	Desgaste prematuro. Possíveis reações teciduais adversas.
Polietileno de ultra elevado peso molecular (UHMWPE)	Biocompatibilidade. Alta resistência ao desgaste. Durabilidade	Desgaste do material. Risco de osteólise e soltura do implante.
Polietileno altamente reticulado (HXLPE)	Baixas taxas de desgaste. Durabilidade	Possível fragilidade e redução das propriedades mecânicas com doses mais elevadas de irradiação
Vitamina E misturada com UHMWPE ou HXLPE	Redução de radicais livres e oxidação. Bons resultados clínicos.	Resultados inconsistentes

Polietileno-éter-cetona (PEEK)	Baixa liberação de partículas de desgaste. Elasticidade semelhante ao osso.	Poucos estudos clínicos.
Polimetacrilato de 2-metacriloxietilfosforilcolina (PMPC)	Redução de partículas de desgastes	Requer técnica de enxerto
Policarbonato-uretano (PCU)	Biostabilidade. Baixa taxa de desgaste. Resistência a corrosão.	Requer mais pesquisas clínicas.

### 2.1.2. Metais

Os metais são amplamente utilizados na ATA, tanto nos componentes fixos (haste femoral e componente acetabular) quanto nos componentes móveis (cabeça femoral e liner (cápsula de plástico)). No entanto, é importante observar que a superfície de contato Metal sobre Metal (MoM) não é a mais amplamente utilizada devido a preocupações com o desgaste do metal.

Tabela 7 – Vantagens e desvantagens dos Metais [17]

Material	Vantagens	Desvantagens
Aço Inoxidável	Resistência à oxidação Facilidade de fabricação.	Baixa biocompatibilidade. Desgaste abrasivo.
CoCrMo (Ligas de Cobalto Crômio-Molibdênio)	Alta resistência à corrosão	Libertação de partículas que causam reações inflamatórias e osteólise.
Titânio e ligas de titânio (Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V)	Boa biocompatibilidade. Resistência à corrosão. Alta resistência mecânica	Baixa resistência ao desgaste
Liga de Zircônio (Zr-2.5Nb)	Alta dureza e baixa rugosidade (similar à cerâmica) Resistência aumentada à fadiga e quebra (similar ao metal) Menor liberação de partículas na articulação em comparação com CoCrMo	Estudos clínicos insuficientes.
Diamante Policristalino (Polycrystalline Diamond)	Extrema dureza. Resistência extrema ao desgaste. Baixo coeficiente de atrito Boa compatibilidade Boa estabilidade dimensional Resistência a danos mecânicos	Estudos clínicos insuficientes.
Liga de Magnésio (AZ31-Si3N4)	Excelente biocompatibilidade	Estudos clínicos insuficientes.

### 2.1.3. Cerâmicas

Os materiais cerâmicos foram introduzidos na ATA há aproximadamente 50 anos com o objetivo de reduzir o desgaste da inserção acetabular e a osteólise peri-implante. Esses materiais cerâmicos podem ser usados na fabricação de componentes móveis, na cabeça protésica e no revestimento acetabular, resultando em dois tipos de acoplamentos de fricção: cerâmica-cerâmica ou cerâmica-polietileno.

Tabela 8 – Vantagens e desvantagens dos polímeros na ATA [17]

Material	Vantagens	Desvantagens
Alumina	Alta resistência ao desgaste. Baixo coeficiente de fricção	Baixa resistência mecânica com risco de quebra Produção de ruído
Zircónia	Boas propriedades mecânicas. Taxa de desgaste inferior. Boa resistência à quebra.	Inconclusivo.
Óxido de Alumina Zircónia [ZTA]	Inconclusivo.	Produção de Ruído
Delta cerâmico 82 % alumina e 17 % zircónica	Estudo de corte em revisões: - Sem fratura de cerâmica - Taxa de sobrevivência de 91,6 % após 12 anos.	Produção de ruído
Safira	Alta resistência ao desgaste. Baixo coeficiente de fricção	Estudos clínicos insuficientes.

#### 2.1.4. Superfícies de contato

As superfícies de contato, também conhecidas como *bearing surfaces*, nas artroplastias da anca desempenham um papel crucial na escolha e durabilidade das próteses. Abaixo, é detalhado cada uma dessas superfícies:

- **Metal sobre Metal (MoM):** Nessa configuração, tanto o componente femoral quanto o componente da cavidade da anca são feitos de metal. Isso proporciona uma grande cabeça femoral, aumentando assim a estabilidade e o alcance de movimento da anca. No entanto, as altas taxas de desgaste e a liberação de partículas metálicas levaram a preocupações com a segurança e à necessidade de monitoramento contínuo devido a complicações potenciais, como a osteólise relacionada a partículas metálicas.
- **Metal sobre Polietileno (MoP):** Nesta configuração, o componente femoral é metálico, enquanto o componente da cavidade da anca é feito de polietileno, que pode ser de alto peso molecular (UHMWPE) ou polietileno altamente reticulado (HXLPE). Essa combinação visa reduzir o desgaste, tornando-a mais durável em comparação com o MoM. O polietileno HXLPE é especialmente conhecido por suas propriedades de baixo desgaste.
- **Cerâmica sobre Cerâmica (CoC):** Tanto o componente femoral quanto o componente da cavidade da anca são feitos de cerâmica. Essa configuração oferece excelente resistência ao desgaste e baixa taxa de liberação de partículas. A cerâmica é conhecida pela sua durabilidade e baixa reatividade, tornando-a uma escolha popular para pacientes ativos.
- **Cerâmica sobre Polietileno (CoP):** Nesta configuração, o componente femoral é cerâmico, enquanto o componente da cavidade da anca utiliza polietileno. Isso combina as vantagens da baixa fricção da cerâmica com a durabilidade do polietileno. No entanto, a preocupação principal é a resistência do polietileno ao desgaste a longo prazo.

A escolha da superfície de contato depende das necessidades do paciente, idade, nível de atividade e preferências do cirurgião. Cada opção tem as suas próprias vantagens e desvantagens em relação à estabilidade, durabilidade e potencial de complicações [17–19].

## 2.2. Estratégias de Fixação: Próteses Cimentadas e Não Cimentada

A ATA é um procedimento cirúrgico crucial para restaurar a função da anca em pacientes com degeneração articular avançada. A fixação dos componentes protésicos é uma consideração fundamental e pode ser alcançada de duas maneiras principais: através do uso de cimento ósseo acrílico (próteses cimentadas) ou por meio da pressão direta (*press-fit*) contra o osso (próteses não-cimentadas).

### 1. Próteses Cimentadas:

- Nas ATAs cimentadas, o cimento ósseo, geralmente Polimetilmetacrilato (PMMA), é utilizado para fixar o implante ao osso. Essa abordagem assegura uma união firme entre o implante e o osso.
- O cimento preenche o espaço entre a prótese e o osso Zircónia, criando uma camada intermediária que permite a transferência uniforme de carga.
- A superfície das hastes cimentadas e copas acetabulares deve ser lisa para evitar tensões concentradas que podem comprometer o cimento.
- No entanto, o uso de cimentos ósseos acrílicos tem desvantagens, como a falta de osteointegração, reações exotérmicas durante a polimerização e o potencial risco de necrose óssea devido a altas temperaturas [19,20].

### 2. Próteses Não-Cimentadas:

- Nas ATAs não-cimentadas, a fixação ocorre por meio de pressão direta entre os componentes do implante e o osso Zircónia. Isso promove a osteointegração a longo prazo.
- As superfícies dessas próteses frequentemente apresentam revestimentos porosos, como hidroxiapatite, que facilitam a integração com o tecido ósseo Zircónia.
- As hastes não-cimentadas têm características mecânicas específicas, como bordas e sulcos, para melhorar a fixação primária [21–23].

A escolha entre próteses cimentadas e não-cimentadas depende de diversos fatores, incluindo a idade e a saúde do paciente. Pacientes mais jovens e ativos geralmente beneficiam com próteses não-cimentadas, pois têm tecido ósseo mais ativo e capacidade de crescimento ósseo. Em contraste, pacientes mais velhos ou com condições patológicas que afetam a qualidade do tecido ósseo será indicado a colocação de próteses cimentadas, uma vez que compensam as deficiências ósseas.

Ambos os métodos de fixação possuem vantagens e desvantagens distintas que devem ser consideradas durante o processo de tomada de decisão, como as que estão apresentadas nas Tabela 9 e

*Tabela 10*

Tabela 9 – Próteses Cimentadas [24, 25]

Vantagens	Desvantagens
Estabilidade imediata devido à fixação com cimento.	Risco de complicações associadas ao cimento, como necrose óssea e reações alérgicas.
Boa opção para pacientes mais idosos ou com ossos menos saudáveis.	Dificuldade em realizar cirurgias de revisão devido à presença de cimento.
Técnica cirúrgica mais acessível para a maioria dos cirurgiões.	Risco de afrouxamento da prótese com o tempo.
Menor custo em comparação com próteses não-cimentadas.	Pode requerer habilidades cirúrgicas menos avançadas.

Tabela 10 – Próteses Não Cimentadas [24, 25]

Vantagens	Desvantagens
Osteointegração permite o crescimento ósseo na prótese.	Possível dificuldade de estabilidade imediata durante a cirurgia.
Melhor opção para pacientes jovens e ativos.	Requer superfícies especiais e técnicas cirúrgicas mais avançadas.
Menor risco de complicações relacionadas ao cimento.	Preço mais elevado em comparação com próteses cimentadas.
Facilita cirurgias de revisão, pois não há cimento a remover.	Requer mais tempo para a cirurgia e recuperação

### 2.3. Patologias e/ou anomalias

No conjunto de dados fornecido pelo Hospital Lusíadas do Porto, foram identificadas várias patologias relacionadas à artroplastia total da anca. Essas condições médicas estão ligadas ao sistema musculoesquelético e podem ocorrer tanto em diagnósticos pré-operatórios quanto em diagnósticos pós-operatórios. Detalha-se cada uma dessas patologias e/ou anomalias, fornecendo informações específicas sobre cada uma com base nos dados do hospital.

- Coxartrose: é uma condição médica que se refere à Osteoartrose da articulação do quadril. Trata-se de um processo degenerativo que envolve o desgaste da cartilagem da articulação coxofemoral, resultando em dor, inflamação e diminuição da mobilidade da anca. Esta condição é comum em pessoas mais velhas, mas também pode ocorrer devido a lesões ou desgaste anormal da articulação.
- Deslocamento da Prótese Total da Anca: O deslocamento da prótese total da anca ocorre quando a parte artificial da anca, que consiste na substituição da cabeça do fêmur e da componente acetabular (parte da anca), sai da sua posição normal. Isso pode resultar em dor, instabilidade da articulação e a necessidade de intervenção cirúrgica para reposicionar a prótese.
- Deslocamento da Componente Acetabular: O deslocamento da componente acetabular refere-se ao deslocamento da parte da prótese total da anca que substitui a cavidade acetabular das pélvis. Isso pode ocorrer devido a complicações cirúrgicas ou fraturas. O deslocamento prejudica a função da prótese e requer correção cirúrgica.
- Desgaste do Polietileno em Artroplastia Total da Anca: O desgaste do polietileno em artroplastia total da anca refere-se ao desgaste gradual do material de polietileno usado na prótese da anca. Com o tempo, esse desgaste pode resultar em diminuição da eficácia da prótese e, possivelmente, a necessidade de revisão cirúrgica para substituir o polietileno desgastado.
- Fratura Basicervical: Uma fratura basicervical é uma fratura no colo do fêmur, perto da base do colo, onde o fêmur se encaixa na cabeça do fêmur. Essas fraturas são graves e requerem tratamento cirúrgico.
- Fratura do Colo do Fêmur: Uma fratura do colo do fêmur é uma quebra na parte superior do fêmur, que é uma região comum para fraturas em idosos. Essas fraturas são dolorosas e frequentemente necessitam de cirurgia.

- **Fratura Subcapital do Fêmur:** Uma fratura subcapital do fêmur é uma fratura que ocorre logo abaixo da cabeça do fêmur, na região do colo. É uma lesão grave que requer intervenção cirúrgica.
- **Necrose da Cabeça do Fêmur:** A necrose da cabeça do fêmur refere-se à morte do tecido ósseo na cabeça do fêmur devido à falta de suprimento sanguíneo. Isso pode resultar em colapso da articulação e dor intensa.
- **Luxação de Artroplastia Total da Anca:** A luxação de artroplastia total da anca ocorre quando a cabeça do fêmur protética sai da cavidade acetabular, resultando em dor e perda de função. Pode requerer manipulação fechada ou cirurgia para corrigir.
- **Fratura Peri protésica:** Uma fratura peri protésica é uma fratura que ocorre nas proximidades da prótese total da anca. Essas fraturas podem afetar o osso nativo ou a prótese e frequentemente exigem intervenção cirúrgica [26–29].

## 2.4. Fatores de seleção da prótese

A falência da artroplastia da anca é um fenômeno complexo que depende de uma interação intrínseca entre fatores de design de próteses e decisões clínicas. O design de dispositivos biomédicos implantáveis é um campo não convencional quando comparado com o projeto de engenharia tradicional. Isso ocorre porque o projeto de próteses da anca envolve a consideração de tecido ósseo, introduzindo uma variável não totalmente controlada e altamente imprevisível.



Figura 3 - Variáveis a considerar no projeto de uma prótese da anca [31].

A chave para o sucesso de uma prótese da anca reside na compreensão aprofundada desses fatores e em abordagens interdisciplinares para seu estudo. A inclusão do fator sorte pode ser motivo de alguma discordância e algumas controvérsias (a medicina não deve ser objeto de sorte) mas o grau de cientificidade da artroplastia da anca não permite, infelizmente, eliminar esta possibilidade. Considerando todo o fator de imprevisibilidade devemos acrescentar o da reação dos tecidos ao “elemento

Osteoartrose”. O ser humano é sob o ponto de vista físico único, não existindo dois organismos perfeitamente iguais [31]. Com isso, e visto que cada caso é um caso, os principais fatores e áreas de foco que podem influenciar o sucesso de uma prótese da anca incluem:

#### 1. Biomecânica

- Músculos, Ligamentos e Articulações: Compreender a biomecânica dos músculos e ligamentos ao redor da articulação do quadril é essencial para garantir uma distribuição adequada de cargas na prótese [32].
- Forças e Momentos: Análises de forças e momentos são fundamentais para projetar próteses que resistam às tensões aplicadas durante a locomoção [32].
- Cinemática e Dinâmica: Estudar a cinemática e dinâmica da articulação do quadril ajuda a criar próteses que mimetizam o movimento natural [33].

#### 2. Materiais e Geometrias

- Rigidez e Resistência: A seleção de materiais com rigidez e resistência adequadas é essencial para evitar falhas [34].
- Stress Shielding e Stress Bypass: Projetar geometrias que minimizem o *stress shielding* (proteção excessiva) e *stress bypass* (desvio de *stress*) é vital para preservar a densidade óssea [35].
- Comportamento ao Longo Prazo: Compreender o comportamento dos materiais protéticos ao longo do tempo é importante para prever a vida útil da prótese [34].
- Geometria Personalizada e Modular: A individualização da geometria da prótese, modularização e interfaces personalizadas podem melhorar a adaptação à anatomia de cada paciente [35].

#### 3. Cirurgia

- Abordagem: A escolha da abordagem cirúrgica, como a abordagem direta anterior (DAA), pode afetar a recuperação e o resultado [32].
- Instrumental: A seleção de instrumentos cirúrgicos adequados é crucial para uma cirurgia bem-sucedida [32].
- Condições Ambientais: Garantir condições ambientais ideais na sala de cirurgia é fundamental para prevenir infecções e complicações [32].

#### 4. Tecido Ósseo

- Fadiga e Remodelação Óssea: O estudo da fadiga óssea e da remodelação é vital para avaliar o comportamento a longo prazo da fixação protética [36].
- Viscoelasticidade e Densidade Óssea: Considerar a viscoelasticidade e a densidade óssea ajuda na seleção da técnica de fixação mais adequada [36].

#### 5. Fixação

- Tipo de Fixação: Escolher entre fixação cimentada ou *press-fit* afeta a estabilidade da prótese e a integração óssea [36].
- Textura da Superfície e Rugosidade: A textura da superfície protética e a rugosidade influenciam a osteointegração e a estabilidade da prótese [37].
- Atrito e Lubrificação: Considerar o atrito e a lubrificação é crucial para minimizar o desgaste da articulação protética [38].

#### 6. Paciente

- Idade e Características Físicas: Considerar a idade e as características físicas do paciente ajuda na seleção da prótese mais adequada [37].

- Hábitos Alimentares e Atividade Pós-Operatória: Conhecer os hábitos alimentares e o nível de atividade do paciente pode influenciar a reabilitação e o resultado da cirurgia [37].
7. Contato Tribológico
- Tipos de Materiais: A escolha dos materiais do contato tribológico, como metal-metal, metal-polietileno ou cerâmica-cerâmica, afeta o desgaste e a longevidade da prótese [37].
  - Atrito, Rugosidade e Lubrificação: Estudar o atrito, a rugosidade e a lubrificação é essencial para otimizar o contato tribológico [38].

## 2.5. Estudos e desenvolvimentos da ATA

A Artroplastia Total da Anca foi introduzida nos finais da década de 1950 pelo cirurgião inovador John Charnley, MD. Desde então, houve apenas melhorias incrementais nos conceitos e refinamentos dos dispositivos da ATA. Embora existam inúmeros sistemas de implantes de anca disponíveis, todos partilham designs funcionais semelhantes, mantendo uma haste femoral com uma bola presa e um componente de copa acetabular.

Apesar das otimizações realizadas por cirurgiões experientes, subsistem desafios significativos na ATA, com destaque para a instabilidade, luxação, posicionamento dos componentes e o problema do carregamento da borda da cavidade. As complicações mais preocupantes incluem a luxação e instabilidade da prótese, que aumentam os custos dos cuidados de saúde e afetam a satisfação do paciente. Em certas situações, a cabeça femoral pode subluxar ou luxar, o que requer restrições pós-cirúrgicas, como evitar dobrar a anca a mais de 90 graus.

A colocação precisa dos componentes é crucial na ATA, com a localização correta da copa acetabular desempenhando um papel fundamental na sobrevivência do implante, no desgaste do polietileno e na carga sobre a anca. No entanto, a má posição da copa é comum e, em alguns casos, inevitável devido a limitações anatômicas.

O carregamento da borda é um efeito prejudicial resultante da pressão da bola do implante na borda da cavidade, associado à má posição da copa acetabular, levando a desgaste acelerado dos componentes e maior risco de osteólise e falha do implante. Estes desafios na ATA demonstram a necessidade contínua de inovação e aprimoramento dos dispositivos para melhorar os resultados e a satisfação dos pacientes.

### 2.5.1. Sistema de substituição Reversa da Anca

O Sistema de Substituição Reversa da Anca (*Reverse HRS*) é uma inovação no campo da Artroplastia Total da Anca que se destaca por abordar alguns dos desafios comuns associados à ATA tradicional [38]. O *Reverse HRS* é projetado para superar esses desafios da seguinte forma:

- Mecanismo de Articulação: O *Reverse HRS* possui um mecanismo de articulação único que incorpora uma bola no centro da copa acetabular, a qual articula com uma copa femoral ligada ao fuste femoral. Esse design inovador ajuda a evitar problemas de instabilidade e subluxação, que são complicações frequentes na ATA tradicional.
- Flexibilidade Cirúrgica: O *Reverse HRS* pode ser implantado com diferentes abordagens cirúrgicas, incluindo as abordagens posterior, lateral ou anterior, proporcionando aos cirurgiões maior flexibilidade na colocação dos componentes da anca.

- Minimização de Complicações: O sistema visa minimizar complicações graves, como a luxação da anca e a instabilidade, que podem levar a custos adicionais de cuidados de saúde e insatisfação do paciente. Recomendações pós-cirúrgicas, como evitar dobrar a anca a mais de 90 graus, podem ser reduzidas com a utilização do *Reverse HRS*.
- Colocação Precisa de Componentes: O posicionamento preciso dos componentes do implante é crucial na ATA. O *Reverse HRS* aborda esse desafio, pois a colocação adequada da copa acetabular é essencial para a longevidade do implante e a redução do desgaste.

Além disso, estudos clínicos e análises radiológicas têm demonstrado a eficácia a longo prazo do *Reverse HRS* na minimização de complicações e na melhoria dos resultados da ATA [40].



Figura 4 - Os resultados de um estudo clínico de análise radioestereométrica\* no Canadá demonstraram uma excelente fixação ao osso com uma migração mínima de 24 meses para ambos os componentes acetabulares e femorais.

\*A análise radioestereométrica, frequentemente abreviada como RSA (do inglês *Radiostereometric Analysis*), é uma técnica de medição usada principalmente na área da ortopedia e cirurgia ortopédica. Essa técnica é empregue para avaliar a migração de implantes ortopédicos, como próteses de quadril, joelho e outras articulações.

A análise radioestereométrica envolve a colocação de marcadores radiopacos nas próteses e nas áreas de interesse do osso Zircônia. Em seguida, radiografias são tiradas em diferentes momentos após a cirurgia ou implante. A partir das imagens radiográficas, os movimentos e migrações dos implantes podem ser quantificados com alta precisão, fornecendo informações valiosas sobre a estabilidade e desempenho desses dispositivos ao longo do tempo [40].

Em resumo, a análise radioestereométrica é uma ferramenta importante na avaliação da fixação e durabilidade de implantes ortopédicos, permitindo aos cirurgiões e pesquisadores monitorar o comportamento desses dispositivos após a cirurgia. É particularmente útil em estudos clínicos e pesquisas para garantir a qualidade e segurança dos implantes ortopédicos [42].

O *Reverse HRS* é um sistema de implante inovador que se propõe a superar os desafios associados à ATA tradicional, melhorando a estabilidade e a satisfação do paciente, bem como reduzindo as complicações. Essa tecnologia representa um avanço significativo na área da cirurgia da anca.



Figura 5 - O *Reverse HRS* consiste num componente acetabular sem cimento que tem exclusivamente um cone central onde a bola se encaixa. O sistema é invertido, com a bola associada ao componente acetabular e o revestimento associado ao componente femoral [60].

### 2.5.2. Implantes de Dupla Mobilidade vs Implantes Padrão

Foi realizado um estudo comparativo, que teve como objetivo investigar se a utilização de cabeças acetabulares com dupla mobilidade poderia reduzir o risco de luxação após a artroplastia total da anca em comparação com cabeças acetabulares padrão. O estudo realizado foi realizado entre 2017 e 2019 e inclui 262 ATAs, sendo que 129 utilizando a cabeça acetabular padrão e 133 com dupla mobilidade, todos com a mesma cápsula acetabular altamente porosa em cimento.

Após um acompanhamento médio de 2,5 anos, concluiu-se que a taxa de luxação no grupo padrão foi de 3,1 % com 4 ancas apresentando luxação. Em contraste, o grupo da dupla mobilidade teve uma taxa de luxação mais baixa de 1,5 % com apenas 2 ancas apresentando luxação. A taxa de sobrevivência do implante com revisão devido as luxações foram semelhantes entre os dois grupos. Para o grupo padrão, a sobrevivência do implante foi de 95,2 % em um acompanhamento de 4 anos, e para o grupo da dupla mobilidade, foi ligeiramente maior, atingindo 95,9 %. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos em termos de sobrevivência do implante.

Foi concluído que o uso da dupla mobilidade na ATA primária pode levar uma redução na taxa de luxação em comparação com a padrão, mesmo em pacientes de alto risco. No entanto, os autores também alertam que a taxa a luxação intraprotética específica é uma preocupação, indicando que, embora

a dupla mobilidade possa oferecer vantagens, é necessário considerações cuidadosas e monitoramento [43].

Em resumo, o estudo indica que os implantes de dupla mobilidade modular podem ser benéficos, na redução do risco de luxação após a ATA primária em comparação com o implante padrão, mas também enfatiza a importância de vigilância para tipos específicos de luxação.

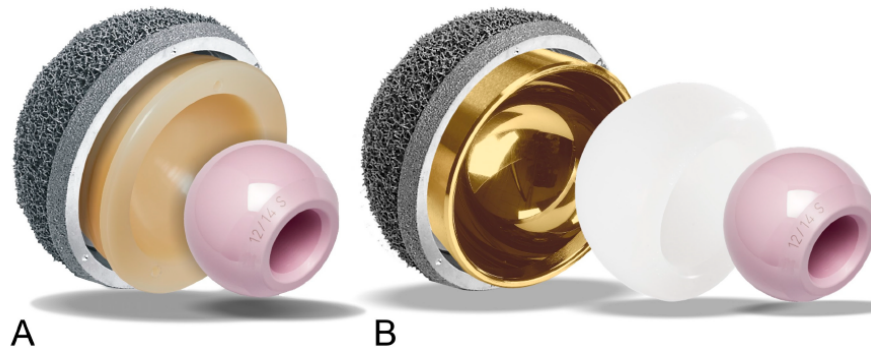


Figura 6 - A Figura retrata a Cápsula Acetabular utilizada no estudo, denominada *Traser*® do Sistema *Jump*, produzida pela *Permedica Orthopaedics*, Merate, Itália. Essa Osteoartrose inovadora é fabricada com tecnologia de impressão 3D por fusão seletiva a laser em um único processo, resultando em uma forma irregular que se assemelha ao osso esponjoso. Um aspecto de destaque é a notável porosidade da *Traser*®, atingindo 70% com um tamanho médio de poro de 520 microns. A cápsula *Traser*® do Sistema *Jump* oferece flexibilidade ao cirurgião, permitindo a fixação de dois tipos de insertsos. O primeiro consiste em um inserto padrão confeccionado com polietileno cruzado e enriquecido com vitamina E (A). O segundo é um inserto modular de aço inoxidável com um revestimento completo de nitreto de titânio-nióbio (B). Esta figura realça a importância da inovação no desenho de implantes ortopédicos, como a cápsula *Traser*®, que desempenha um papel fundamental na ATA [42].



### 3. SIMULAÇÃO E BIOMECÂNICA

A simulação biomecânica desempenha um papel crucial na pesquisa biomecânica ao permitir que os investigadores analisem o comportamento dos sistemas biológicos de forma virtual, replicando condições do mundo real. Isso é especialmente relevante quando se trata de estudar fenômenos complexos, como a locomoção humana. A capacidade de criar modelos computacionais precisos e realizar simulações permite explorar cenários, testar hipóteses e obter uma nova percepção que pode ser aplicada em diversas áreas, desde a medicina até a engenharia.

No capítulo 3 deste estudo, o foco está na metodologia utilizada para alcançar os modelos finais necessários para a simulação numérica da ATA. Esse processo meticuloso começa com a coleta de dados fornecidos pelo Hospital Lusíadas do Porto, que servem como a base fundamental para a pesquisa. É neste capítulo que será explicada a fundamentação completa para a realização da simulação numérica, será explicada a metodologia adotada, desde a análise dos dados do HLP, a pesquisa na biblioteca do website do *GrabCAD*. Podendo assim fazer a seleção dos modelos finais para realizar o estudo utilizando o software *COMSOL Multiphysics*.

#### 3.1. COMSOL Multiphysics

O *COMSOL Multiphysics* é uma poderosa plataforma de simulação que utiliza o Método dos Elementos Finitos (MEF) para resolver uma ampla variedade de problemas de engenharia e ciências aplicadas. O MEF é amplamente aplicado em estudos de biomecânica, proporcionando uma abordagem flexível para analisar diversas variáveis. Uma característica fundamental do MEF é o uso de técnicas de geração de malhas, que subdividem objetos complexos com geometrias definidas em elementos finitos menores, conectados por nós. A precisão dos resultados obtidos com o MEF é influenciada pelo tamanho dos nós e elementos na malha. Quanto menor o tamanho dos nós e quanto maior a quantidade deles, maior será a precisão. Isso é essencial para simulações detalhadas na área da biomecânica.

A precisão que pode ser obtida a partir de qualquer modelo e está diretamente relacionada à malha de elementos finitos que é usada. A malha de elementos finitos é usada para subdividir o modelo *CAD* em domínios menores chamados elementos (ver Figura 7), nos quais um conjunto de equações é resolvido. Essas equações representam aproximadamente a equação governante de interesse por meio de um conjunto de funções polinomiais definidas sobre cada elemento. À medida que esses elementos se tornam cada vez menores, e a medida que a malha é refinada, a solução calculada aproxima-se de uma solução verdadeira.

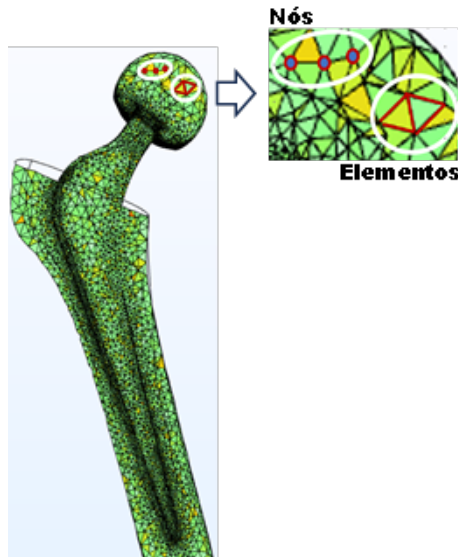






Figura 7 - Exemplo de nós e elementos presentes na malha do modelo.

### 3.1.1. Model Builder

O poder do *COMSOL Multiphysics* reside na facilidade de trabalhar com todas as funcionalidades necessárias para se construir o modelo final para a simulação.

Analisando o *Model Builder* (MB) é como se estivéssemos a elaborar o fluxo de trabalho da simulação, podendo avançar na modelação do modelo no MB selecionando os ramos na ordem sugerida pelas posições padrão, de cima para baixo, ou selecionando e definindo cada ramo conforme a necessidade. Na Tabela 11, estão descritos os ramos principais, enquanto na Figura 8 se visualizam os ramos e sub-ramos do ambiente de trabalho.

Tabela 11 – Ramos Principais [44]

Figura	Icon MB	Nome	Descrição das funções
1		<i>Global definitions</i>	Definir parâmetros globais e clique com o botão direito para definir Variáveis Globais, Funções Globais, Grupos de Cargas e Restrições, um ramo de Materiais e partes de Geometria opcionais. Partes de Malha e Ramos de Dimensão Extra, que estão disponíveis globalmente em todos os componentes do modelo.
2		<i>Component</i>	Este ramo inclui os sub-ramos Definições, Geometria, Materiais, interfaces de física e Malha. Também pode clicar com o botão direito no nó para Adicionar Física e Adicionar Malha a este nível.
3		<i>Study</i>	Este sub-ramo é onde configura passos de estudo e configurações do solucionador para resolver um modelo usando um ou mais tipos de estudo para diferentes análises.
4		<i>Results</i>	As funcionalidades contidas nos sub-ramos para Conjuntos de Dados, Valores Derivados, Tabelas, Exportação e Relatórios são utilizadas para apresentar e analisar resultados.

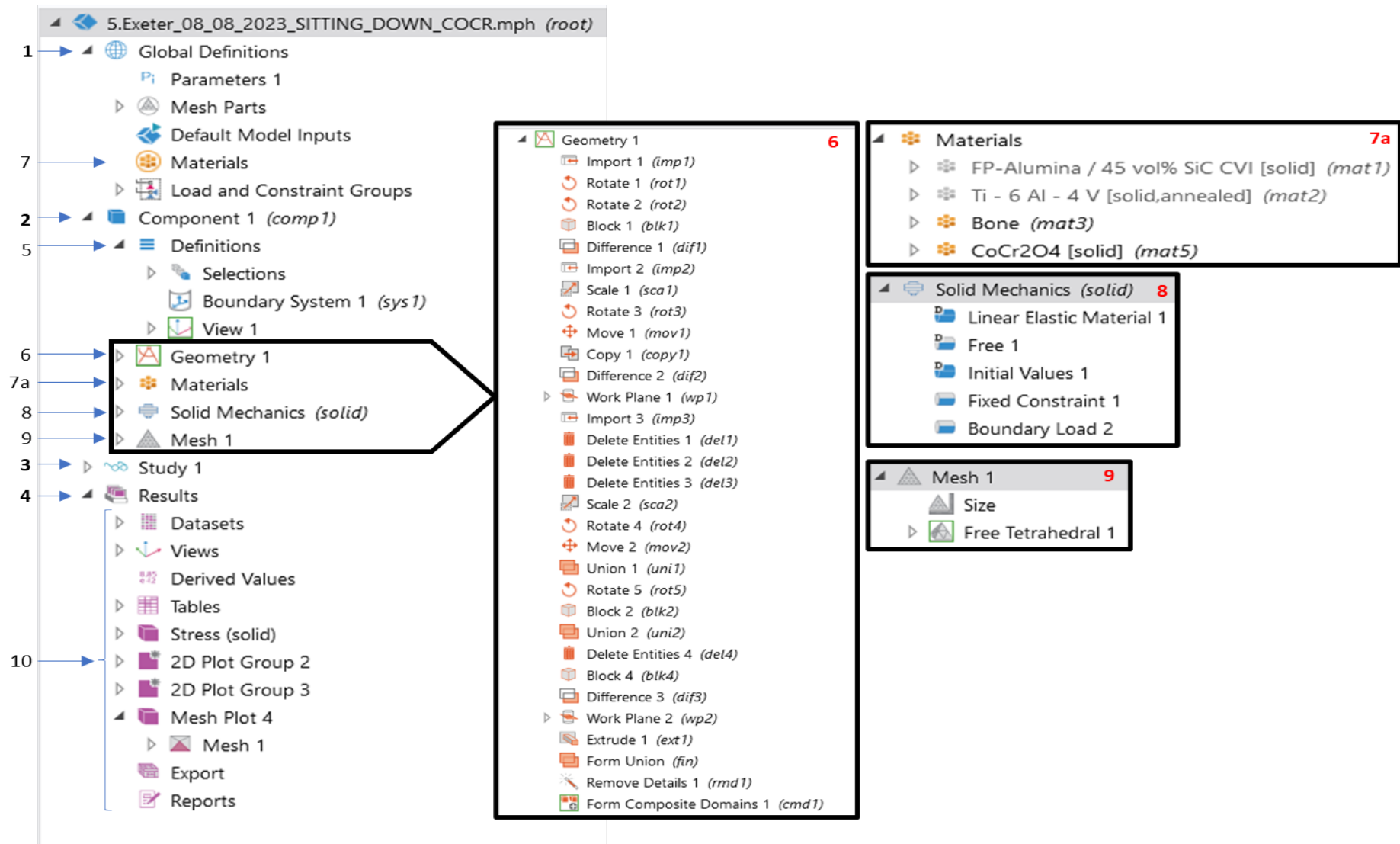


Figura 8 - Ambiente de trabalho do software *COMSOL Multiphysics*.



## 3.2. Modelo de simulação implementado

A biblioteca do *website GrabCAD* foi fundamental para se obter os dois modelos da *Stryker*. Esta comunidade online de engenheiros que partilham projetos na área de CAD, demonstrou ter uma extensa biblioteca de modelos 3D que a fez ser a ferramenta chave para o desenvolvimento dos próximos passos. Através da geometria foi possível criar e definir a forma tridimensional das hastes analisadas neste estudo.

### 3.2.1. Geometria

O modelo 3D do fêmur esquerdo utilizado na dissertação da colega Lucília Freitas foi o mesmo que empregamos na nossa pesquisa. Portanto, a abordagem e os cálculos aplicados para estimar a altura a partir desse modelo foram consistentes com os métodos empregados. Através da análise desse modelo compartilhado, pudemos usar a mesma base de pensamentos e cálculos para inferir a altura do fêmur esquerdo, garantindo assim a coerência e precisão dos resultados obtidos, alinhando-se com a metodologia previamente estabelecida.

$$185 = 2,610 * femur + 44,201 \cong 53,946 \text{ cm} \approx 54 \text{ cm}$$

Equação 1

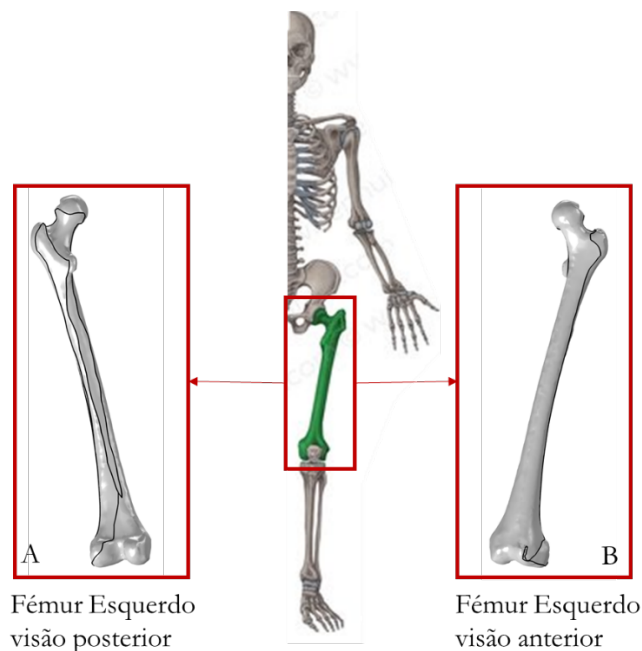


Figura 9 - Visão anatômica anterior e posterior do fêmur esquerdo em estudo [45].

Conforme explicado na metodologia, só foi possível obter-se as hastes *Accolade* e *Exeter* em formato *.stl*, através da biblioteca do *website GrabCAD*, que posteriormente foram importadas para o *COMSOL Multiphysics* para fins de análise e pesquisa [46].

#### 3.2.1.1. Modelo Stryker Exeter

A haste *Exeter* (Figura 10) é um dos implantes de quadril mais utilizados no mundo. Desenvolvida em 1970, foi implantada em mais de 2 milhões de pacientes globalmente, tornando-se uma das hastes cimentadas mais populares. Seu design polido, sem colarinho e de dupla cunha permite acomodação no manto de cimento, garantindo um bloqueio mecânico enquanto transmite a carga através da compressão.

A ampla gama de offsets (30, 33, 35.5, 37.5, 44, 50, 56 mm) com múltiplos tamanhos de corpo permite ajustar o centro da cabeça da anca, independentemente do comprimento da perna e tamanho do canal femoral. Além disso, a haste *Exeter* cimentada é versátil, adequada para artroplastias primárias, revisões e fraturas do quadril com um único sistema de implante.

Esta é conhecida pelo seu design reto, caracterizada por uma forma alongada sem curvas anatômicas, projetada com uma secção transversal retangular e bordas arredondadas, a fim de evitar pontos de concentração de tensões [47]. Estudos demonstraram que esta apresenta uma excelente taxa de sobrevivência de no mínimo 20 anos em pacientes jovens, e o uso de polietileno altamente reticulado pode melhorar a taxa de sobrevivência do componente acetabular a longo prazo. Essas características fazem da haste *Exeter* uma escolha confiável e popular entre cirurgiões e pacientes para procedimentos de substituição do quadril, especialmente em pacientes jovens [44].

Foi apresentado um estudo na reunião anual da *European Hip Society* em 2004, que fez um acompanhamento num período de 33 anos, concluindo que a prótese *Exeter* possui um comportamento distinto em comparação com outras próteses cimentadas. Acredita-se que a sua geometria pode influenciar como as cargas são transferidas através do cimento, demonstrando que a sua estabilidade torsional é independente do ângulo de anteversão da prótese, apresentando uma migração axial única [49]–[51].

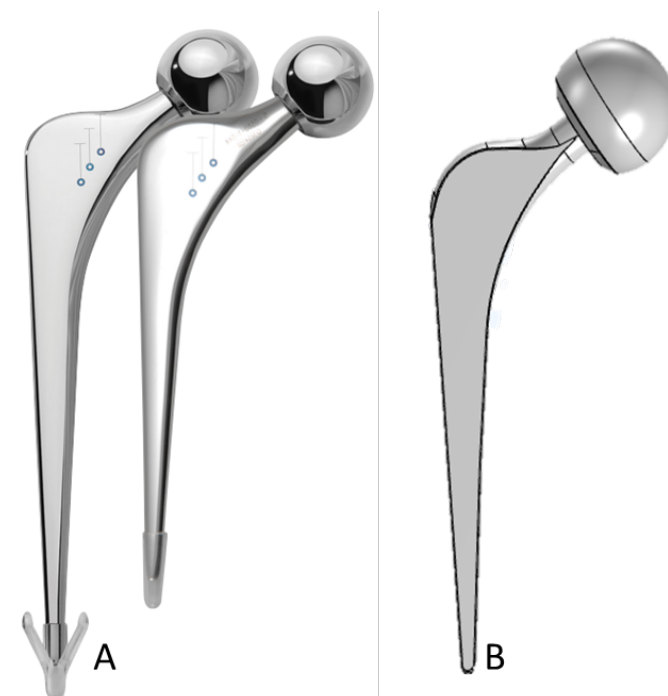


Figura 10 - Haste Exeter - A - Modelo Real, B - Modelo em 3D.

### 3.2.1.2. Modelo Stryker Accolade

O design da *Accolade* (Figura 11) é notável pelas suas vantagens em diversos aspetos. Comparado ao design convencional de cunha cônica, este sistema oferece um ajuste significativamente melhor no canal femoral, contribuindo para uma maior eficácia do implante. Além disso, estudos de médio prazo demonstraram uma taxa de sobrevivência asséptica de 100 %, o que evidencia sua confiabilidade.

Desenvolvida para corresponder as atividades do dia a dia, foi evoluindo o seu design convencional de haste femoral de cunha afunilada, com curvatura medial e tamanho específico, para se ajustar mais de perto a uma ampla gama de tamanho e formas ósseas da população. Esta evolução no design da haste femoral visa proporcionar uma melhor adaptação anatômica, fazendo da haste *Accolade* uma haste femoral anatômica. É um implante não cimentado, para ser aplicado através de um encaixe *press-fit*, proporcionando estabilidade e suporte no quadril sem a necessidade de cimento ósseo [52], [53].

A *Accolade* é uma escolha amplamente adotada, com mais de 1.000.000 de implantes realizados em todo o mundo, o que comprova a sua aceitação e sucesso clínico. Outro aspecto notável é a manutenção de densidade mineral óssea na região do calcar medial após dois anos da cirurgia.

Um benefício adicional é a redução substancial de fraturas intraoperatórias em comparação com o design de cunha cônica convencional, com uma diminuição de 7,5 vezes nas ocorrências. Além disso, a taxa de afundamento do implante, observada em um estudo de dois anos, é inferior a 0,1 mm, o que sugere uma estabilidade notável [45].

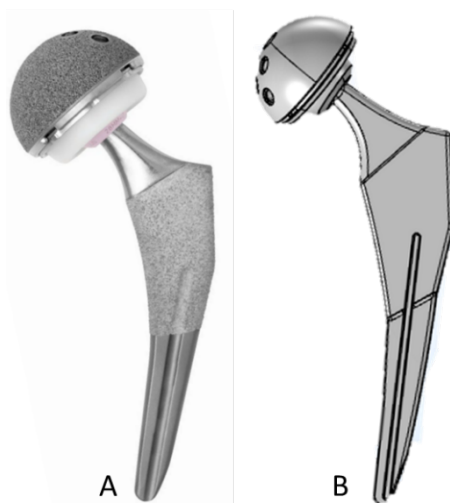


Figura 11 - Haste Accolade - A - Modelo Real, B - Modelo em 3D

### 3.2.1.3. Cabeça Femoral Stryker V40 BIOLOX Delta

As cabeças femorais *Stryker V40*, são feitas do material cerâmico *BIOLOX Delta*, este material é conhecido pela sua resistência a fraturas, baixo desgaste e biocompatibilidade. O formato da interface entre a cabeça femoral e o componente do fêmur, é importante que esses componentes se encaixem corretamente para garantir estabilidade e mobilidade adequadas na articulação do quadril. As cabeças de cerâmica são projetadas para serem compatíveis com outros componentes da *Stryker* e podem ser usadas com hastes de titânio ou cobalto-crômio. Essa versatilidade será demonstrada na simulação nos próximos pontos.

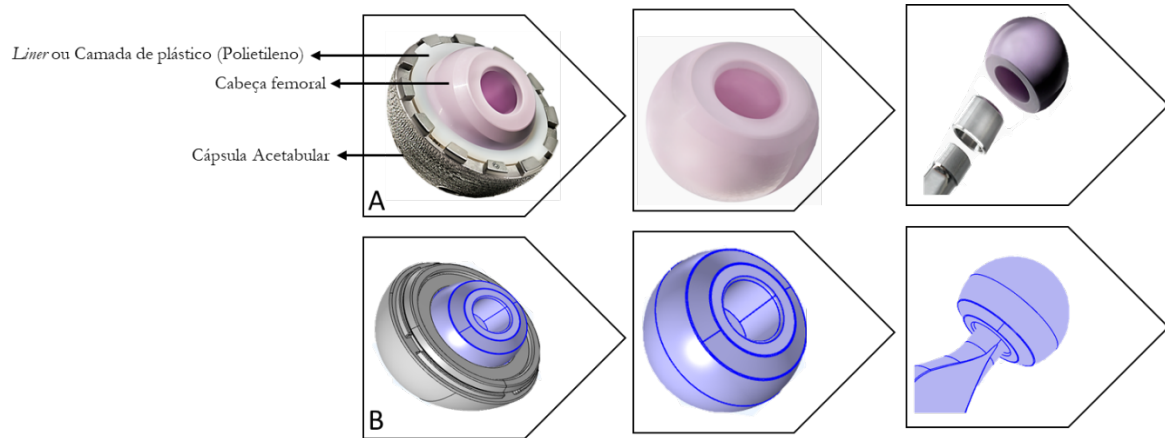


Figura 12 - Componentes *Stryker V40 Taper BIOLOX delta Ceramic Heads*, A – Modelo Real. B – Modelo *.stl*.

Um ponto importante neste estudo, é a questão da cabeça femoral, apesar de termos duas hastes distintas, o objetivo passou por ambos os modelos se apresentarem com as mesmas componentes. A Figura 11, demonstra que o modelo 3D da haste *Accolade*, foi importado com todas as componentes. Já a haste *Exeter*, obteve-se na biblioteca um modelo só com a haste. Com isso todos procedimentos realizados para adaptar a cabeça femoral ao modelo da haste *Exeter*, será explicado nas operações geométricas, no entanto na Figura 10-B é possível ver o modelo final.

A Figura 12, pretende demonstrar as semelhanças existentes entre as componentes acetabulares do modelo real e o modelo 3D, sendo visível em ambas a cabeça femoral, a camada de plástico ou *liner* e cápsula acetabular [55].

### 3.2.2. Operações Geométricas

Para alcançar a geometria correta do acoplamento dos dois modelos finais, foi necessário realizar bastantes alterações, como ilustradas na Figura 13 e descritas nesta seção. Olhando para os dois procedimentos, é possível identificar que ambas tiveram uma organização diferente para se atingir geometrias quase semelhantes para se realizar a simulações finais.

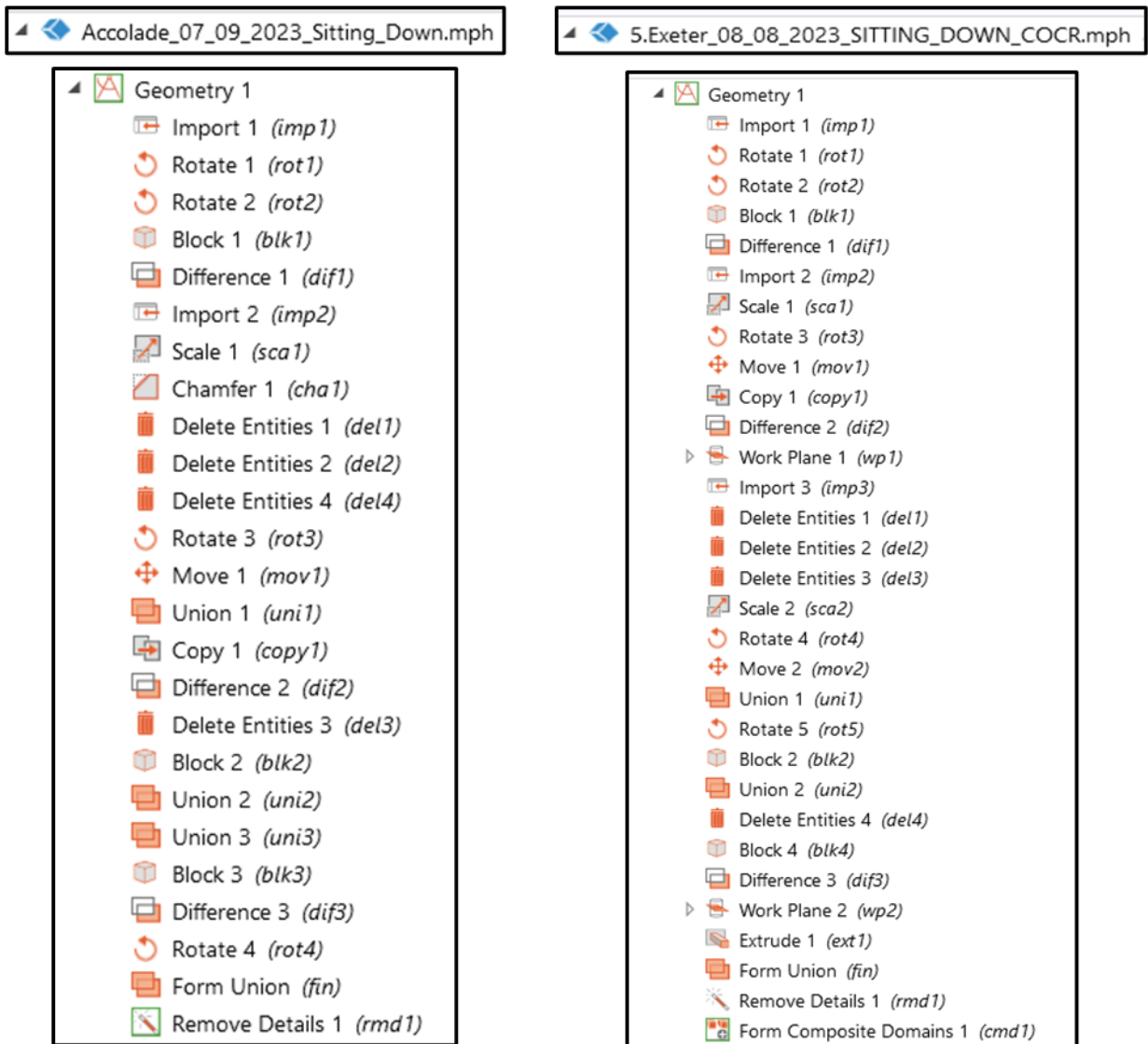


Figura 13 - Operações realizadas para posicionar o conjunto da haste *Accolade* e a haste *Exeter*

Os primeiros passos são iguais em ambos os modelos, onde é realizada a importação do modelo do fêmur, através da operação *import1 (imp1)*, procede-se ao posicionamento anatômico do fêmur, como ilustrado na Figura 13, sendo o *Rotate 1 (rot1)*, referente a inclinação de  $9^\circ$  no plano sagital, e o *Rotate 2 (rot2)* a inclinação de  $11^\circ$  no plano frontal [56].

Por uma abordagem tentativa-erro, foi realizado um corte pela linha intertrocanterica em ambos os modelos, para se obter o corte pretendido. A Figura 14, demonstra o processo até ao corte final, pelas operações de criação do *block 1 (blk1)* e *difference 1 (dif1)*, que faz a diferença entre os domínios.

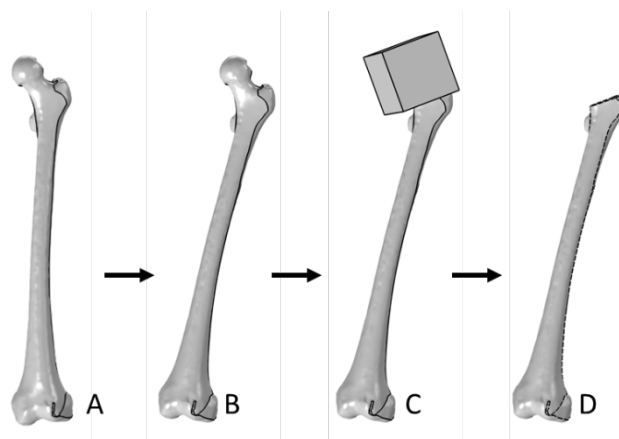


Figura 14 - Corte e posicionamento do fêmur haste *Exeter*: A - Importação do fêmur (posição inicial), B - Ajuste da posição do fêmur, C - inserção de um bloco com inclinação para efetuar o corte da cabeça femoral, D - corte da cabeça femoral para a inserção do implante.

Através da operação *import 2*, a haste *Exeter* e a haste *Accolade* foram importadas, sendo rodadas, posicionadas e dimensionadas para a posição pretendida, pelas operações *rotate*, *move* e *scale*. Para se realizar a inserção do implante no interior do fêmur, foi necessário criar uma cavidade para o seu alojamento através da operação *copy1* e depois *difference3*. O *copy1* serviu para criar uma cópia deslocada do objeto da geometria no modelo, mantendo assim essa cópia vinculada ao objeto original. Sendo assim possível implementar o *difference3* que realiza a diferença entre estes dois domínios (o implante foi subtraído do osso) criando a cavidade.

É importante referir que a partir deste ponto, as operações em ambas as hastes até ao modelo final serão diferentes. Isto deve-se ao fato dos modelos das hastes apresentarem Osteoartrose completamente distintas.

A haste *Accolade*, como demonstrado nas Figura 11 e Figura 15, apresentava bastantes saliências, que não contribuía para o desenvolvimento do modelo. Com a operação *Chamfer 1 (cha1)* arredondou-se a borda afiada em 2 mm, reduzindo os erros que apresentava na construção da malha no sub-ramo *Mesh*.

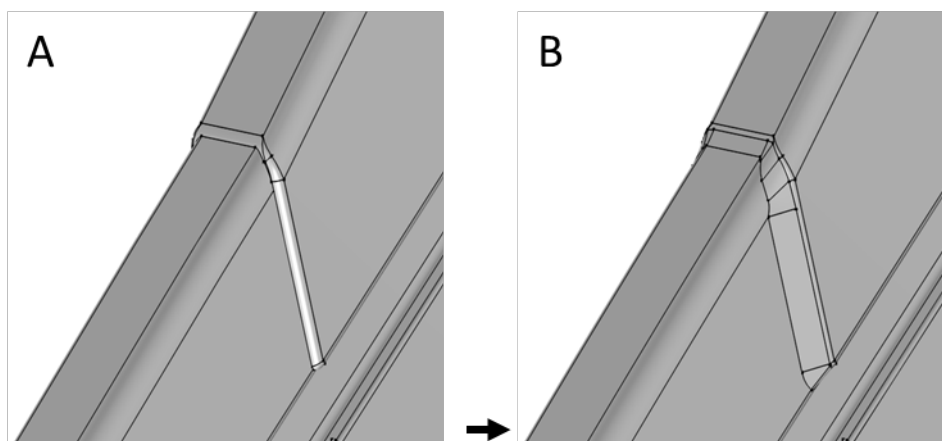


Figura 15 - Operação *Chamfer* – A – Haste com saliência, B – Haste arredondada

Nesta fase do procedimento, as hastes diferenciavam-se pelo fato da haste *Accolade* apresentar as componentes todas, enquanto a haste *Exeter* ainda necessitar da importação e fixação da cabeça femoral.

Para facilitar o encaixe da cabeça femoral no modelo, a operação *Work Plane 1* foi criada, permitindo assim avançar para a importação da haste *Exeter* através da operação *Import3*. As operações *Delete Entities*

1, 2, 3 demonstram a remoção dos componentes do modelo que não foram utilizados. Através do *Scale 2*, *Rotate 5* e *Move 2*, seguiu-se a operação *Union 1*, que realizou a união entre a haste e a cabeça femoral, criando assim uma única componente.

Para obtenção dos resultados *Accolade\_07\_09\_2023* e *Exeter\_08\_08\_2023*, foi fundamental a revisão do *Director of Multiphysics Modeling School*, Professor Emilio Ruiz Reina, do *Department of Applied Physics II, University of Málaga* e pelo Professor Carlos Gonzalez Gomez. Isto porque, até a data referente dos modelos, foram realizados vários testes, que demonstram a dificuldade existente na construção da simulação numérica no *COMSOL Multiphysics*.

A operação *Delete Entities 4*, apresenta uma das revisões feita a ambos os modelos, estes aconselharam que deveria ser retirada a cápsula acetabular dos modelos, isto deve-se ao fato de não Osteoartrose a conseguir refletir no modelo o comportamento destas duas componentes. Na Figura 16, está demonstrado o antes e após revisão, demonstrando as primeiras abordagens no modelo, que a cabeça femoral seria fixa a haste, definindo depois o comportamento de interação entre a cabeça e o acetábulo femoral, através de um *Contact Pair*. A revisão do professor Emílio, demonstrou que teríamos de ter mais bases físicas em consideração, visto que a cápsula acetabular é um elemento fixo a superfície do acetábulo e o que possibilita os movimentos de rotação da perna é a cabeça femoral.

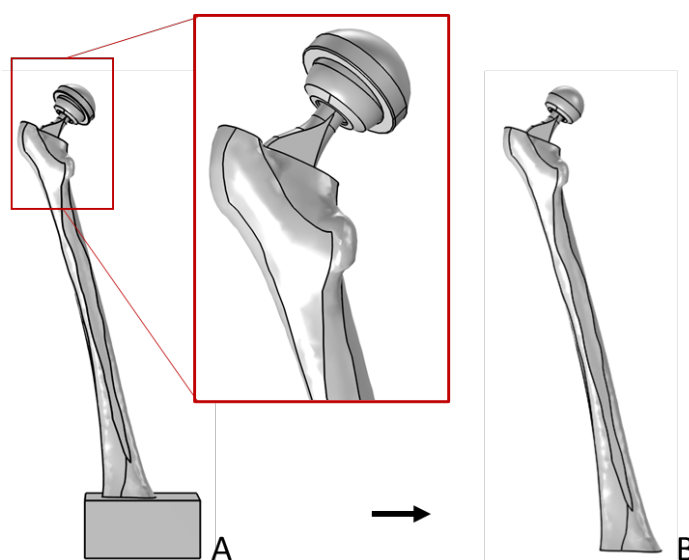


Figura 16 - Revisão dos modelos. A - Modelo Antigo, B - Modelo Revisto pelo professor Emílio

Os próximos passos descrevem as operações necessárias para ter o modelo o mais aproximado do comportamento anatómico, o modelo foi rodado na operação *Rotate 5*, colocando a haste na posição correta, fixou-se a zona do joelho, através do *Block 2*. Visto ser um estudo estático compreendeu-se que poderia remover-se o bloco criado, criando um bloco com as mesmas dimensões do *Block 2*, podendo assim fazer a remoção através do *Difference 3*.

Visto a cabeça femoral ser do modelo da haste *Accolade*, foi necessário realizar duas operações no modelo da haste *Exeter*, o *Work Plane 2* e o *Extrude 1*, sendo este passo demonstrado na Figura 17. O objetivo destes dois passos, foi criar um objeto tridimensional a partir de um objeto planar, permitindo assim a modelagem de geometrias 3D a partir de formas 2D, crescendo 9mm como é visível na seta da Figura 17-A.

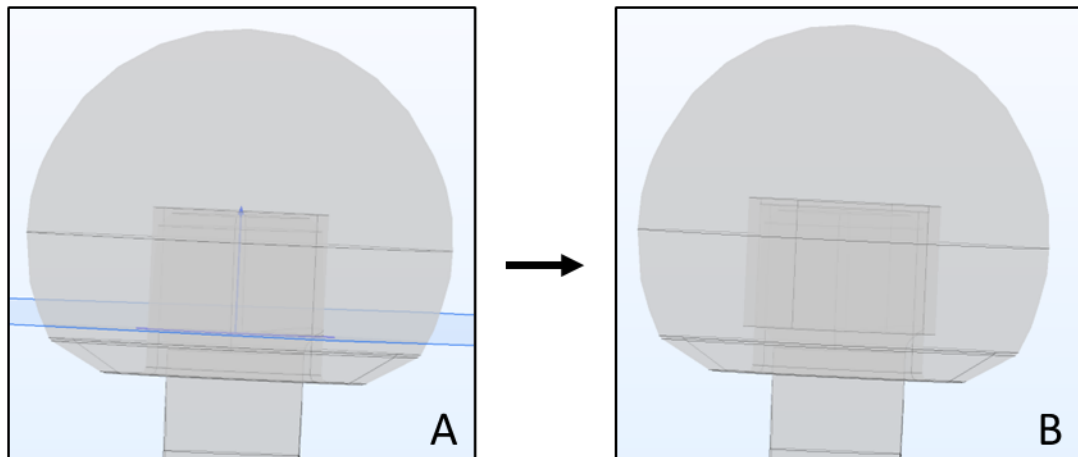


Figura 17 - Haste *Exeter* – Adaptação da cabeça femoral.

Um dos pontos fundamentais na criação da geometria, foi a decisão da utilização do *form Union* ou *form Assembly* no modelo. Como já foi descrito, todos os resultados obtidos, foram alcançados mediante uma abordagem iterativa, na qual várias estratégias e métodos foram testados e refinados ao longo do processo. Essa abordagem foi guiada pelo princípio da aprendizagem por experimentação, na qual as iterações e ajustes sucessivos desempenharam um papel fundamental na consecução dos resultados. Essa metodologia permitiu uma exploração aprofundada do problema e contribuiu para a evolução das soluções até que se obtivesse um entendimento abrangente do assunto em questão, mas apesar das várias tentativas e erros, a orientação dos Professores Emílio e Carlos foram cruciais para que o modelo se tornasse operacional no final.

A orientação foi fundamental para se tomar a decisão de usar *Form Union* no modelo. Analisando as componentes (fêmur e haste femoral) este são considerados como um único elemento na ATA, sendo comum o uso de cimentos para fixar, criando uma interface bloqueada, fazendo assim com que não haja interfaces físicas realistas modeladas entre essas componentes. Portanto, o comportamento físico neste cenário é simplificado, tratando o osso femoral e haste como uma única peça. Neste caso esta decisão foi adequada para concentrar a análise principalmente em propriedades globais de força e deslocamentos.

Este ponto demonstra abordagem iterativa que existiu durante todo o processo, visto que até a revisão do Professor Emílio no modelo, os modelos foram sempre trabalhados com *Form Assembly* até as datas referenciadas, com o objetivo de criar um *contact pair* (como demonstrado na Figura 18), e na qual várias vezes obtivemos erros sucessíveis após tentarmos montar todos os elementos [47,48].

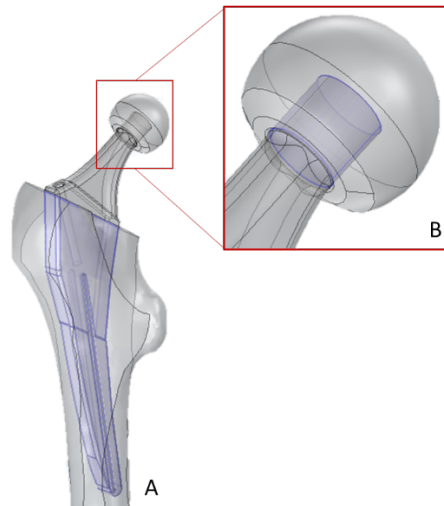


Figura 18 - Haste *Accolade* com *contact pairs*. A- *Contact Pair* entre a haste e o fémur, B- *Contact Pair* entre a haste e a cabeça femoral.

Para finalizar a geometria na Haste *Exeter*, realizamos a operação *Remove Details 1* e *Form Composite Domains 1*, com o objetivo de simplificar o modelo, o *Remove Details* é um comando que gera uma sequência de operações em etapas com tolerâncias crescentes para remover detalhes cada vez maiores da geometria. Podemos ver na Figura 19, a quantidade de entidades que foram removidas dos modelos.

Type of removal	Removed entities
Ignored vertices	28
Ignored edges	26
Collapsed edges	2
Collapsed faces	3
Collapsed face regions	9
Collapsed domains	1

Figura 19 - Configurações da operação *Remove Details* da haste *Exeter* - Adaptado do *COMSOL Multiphysics*

O *Form Composite Domains 1*, o seu objetivo foi criar um domínio único e mais complexo, através da combinação de outras regiões distintas, na Figura 20 podemos ver a diferença do modelo antes e depois de realizar estes destes dois processos. Na zona da cabeça femoral, é visível que várias linhas desapareceram, como se pode considerar que neste momento a haste e a cabeça femoral são uma única só componente. Esta operação foi realizada, pelo fato da cabeça femoral ter sido aproveitada do modelo da haste *Accolade*.

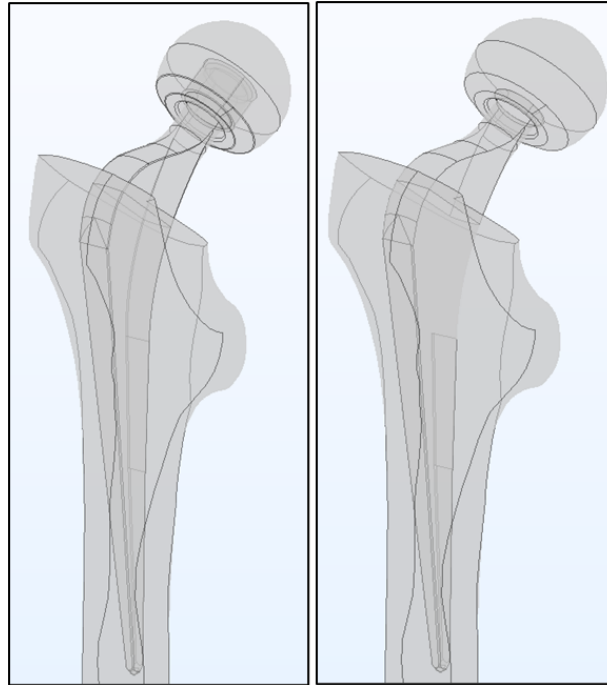


Figura 20 - Haste *Exeter* - Antes e depois dos comandos *Form Composite Domains 1* e *Remove Details*.

A partir da operação *Chamfer 1* na haste *Accolade*, as operações seguintes são referentes à remoção das componentes que não foram utilizadas na simulação, e como descrito na haste *Exeter*, os restantes passos são bastante similares para colocar a haste na posição final para a simulação.

Como na haste *Exeter*, o *Copy1* (serviu para criar uma cópia deslocada do objeto da geometria no modelo, mantendo assim essa cópia vinculada ao objeto original), permitiu realizar a diferença entre estes dois domínios (o implante foi subtraído do osso) criando a cavidade. O *Delete Entities 3 (del3)*, demonstrado na Figura 21, foi removido após revisão do professor Emílio que indicou que o buraco do parafuso da haste não interfere na simulação.

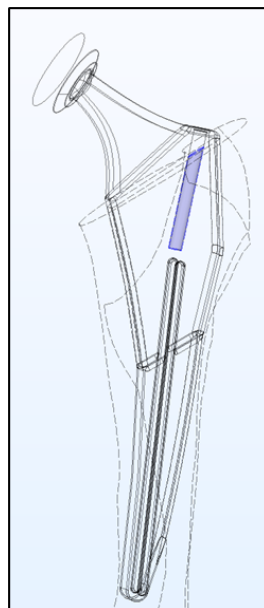


Figura 21 - Haste *Accolade* - Remoção do buraco do parafuso.

A última operação referente as operações geométricas da haste *Accolade*, para remoção dos detalhes maiores na geometria, foi o *Remove Details 1*, estando demonstrado na Figura 22, a quantidade de entidades que foram removidas.

Type of removal	Removed entities
Ignored vertices	49
Ignored edges	81
Collapsed edges	12
Collapsed faces	17
Collapsed face regions	5

Figura 22 - Operação *Remove Details 1* - Haste *Accolade*

### 3.2.3. Materiais

A disponibilidade de materiais diversificados e a capacidade de criar materiais personalizados fazem do *COMSOL Multiphysics* uma escolha versátil para a simulação numérica, além da biblioteca de materiais padrão, permite aos usuários definir materiais personalizados com propriedades específicas, como mecânicas, térmicas, elétricas, magnéticas e químicas. No caso da ATA, os materiais utilizados são Osteoartrose, onde está incluído o aço, alumínio, titânio, cerâmica, plásticos e compósitos.

A simulação numérica na ATA envolve o uso de modelos computacionais para compreender o comportamento do fêmur e a sua interação com os implantes durante a cirurgia, para isso é fundamental entender o fêmur e o tipo de osso que é. O fêmur é um osso longo, essencialmente composto por osso cortical que é rígido e fornece resistência, sendo esta a camada externa densa e osso trabecular no interior, que é mais poroso e é importante para a absorção de impactos.

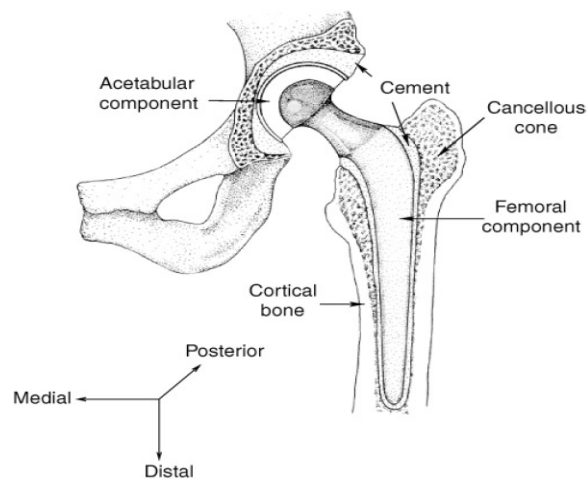


Figura 23 - Diferenciação do osso esponjoso e compacto ao longo do fêmur [59].

A *trunnionosis* é uma condição que tem ganhado destaque no contexto da ATA. Ela é definida como o desgaste da interface entre a cabeça femoral e o pescoço do fêmur e tem sido reconhecida como uma causa crescente de falha nas ATAs. O desgaste e a corrosão nesta área podem levar a problemas graves, exigindo revisão cirúrgica.

A escolha dos materiais desempenha um papel crucial na prevenção da *trunnionosis*. Estudos indicam que a utilização de diâmetros maiores de cabeça femoral e pescoços mais longos pode aumentar a deformação do material na junção cônica, levando a um maior desgaste. Portanto, a seleção cuidadosa dos materiais é essencial para minimizar esse risco. As normas *ISO* relacionadas a materiais utilizados em ATAs desempenham um papel fundamental nesse processo, garantindo a qualidade e durabilidade dos materiais utilizados em próteses de anca. Normas como a *ISO 5832* estabelecem requisitos rigorosos para materiais metálicos utilizados em implantes ortopédicos, garantindo que eles atendam a padrões de desempenho e segurança [50, 51].

Esta abordagem permite uma análise detalhada e precisa da interação entre os implantes ortopédicos e as Osteoartrose ósseas.

Tabela 12 – Propriedades Mecânicas referentes aos materiais do implante e do osso.

Material	Módulo de <i>Young</i> (GPa)	Coefficiente de <i>Poisson</i>	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )
Ossos Esponjosos [64]	0,35	0,25	1,908
Liga Titânio (Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V) [65]	110,00	0,31	4,500
Liga Co-Cr [66]	210,00	0,29	10,000

### 3.2.4. Solid Mechanics

O módulo *Solid Mechanics* permite realizar análises detalhadas de comportamento Osteoartrose, deformações, tensões, e outros fenômenos mecânicos em sólidos. Isso inclui a capacidade simular o comportamento dos materiais selecionados para este estudo, na resposta a cargas externas, e a avaliação de deslocamentos e tensões em componentes sólidos [67].

Esta análise numérica, foi realizada como estacionária, ou seja, não houve variação no tempo, tendo só sido determinado a distribuição de tensões e deslocamentos em atividades de marcha, subir escadas, descer escadas, levantar, sentar, Osteoartrose de pé só numa perna e ajoelhar, aplicando uma carga máxima na cabeça femoral.

Num estudo estacionário no *COMSOL Multiphysics*, as fórmulas base que são usadas para resolver problemas de equilíbrio e deformação em materiais sólidos são:

$$\mathbf{0} = \nabla * (\mathbf{FS})^T + \mathbf{F}_V \quad \text{Equação 2}$$

$$\mathbf{F} = \mathbf{I} + \nabla \mathbf{u} \quad \text{Equação 3}$$

A primeira equação representa a formulação do problema estacionário no *COMSOL Multiphysics*. Aqui,  $\nabla$  (nabla) é o operador gradiente,  $(\mathbf{FS})^T$  é o vetor de tensão (representado como uma matriz transposta) e  $\mathbf{F}_V$  é o vetor de força. A igualdade a zero indica que o sistema está em equilíbrio, ou seja, as forças e tensões estão equilibradas. Isto é fundamental para problemas de mecânica dos sólidos quando se estuda o comportamento de materiais em diferentes condições.

Por sua vez, a segunda equação,  $\mathbf{F}$  é um tensor de deformação,  $\mathbf{I}$  é o tensor de identidade e  $\nabla \mathbf{u}$  é o gradiente do deslocamento, relacionado à descrição das deformações nos materiais sólidos. O tensor de

deformação  $F$  relaciona as posições originais e deformadas dos pontos em um material, enquanto  $\nabla u$  representa como o campo de deslocamento varia no material. Essa equação é essencial para entender como os materiais se deformam em resposta a cargas ou forças [53–55].

Ainda no *Solid Mechanics*, optou-se pela *Quadratic Serendipity*, referente a escolha do tipo de elemento finito, este terá um impacto na precisão e eficiência da análise. *Quadratic* indica que esse elemento finito usa funções quadrática para representar o campo de deslocamento, o que pode levar a resultados mais precisos em comparação com elementos lineares. *Serendipity* refere-se ao fato de que esses elementos tem um layout especial, permitindo a representação eficiente do campo de deslocamento [71].

A Figura 24 apresenta as condições de contorno por definição quando se aplica este tipo de interface física e as que foram adicionadas para realizar a simulação pretendida.

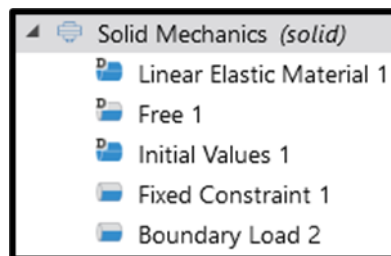


Figura 24 - Sub-ramo *Solid Mechanics* - COMSOL *Multiphysics*

Este módulo quando implementado automaticamente são definidos os três primeiros ramos da física (*linear elastic material, free, initial values*) que são as definições padrão.

- ***Linear Elastic Material:*** Este ramo da física concentra-se na modelagem de materiais sólidos que seguem um comportamento elástico linear. Isso significa que os materiais retornam instantaneamente à sua forma original quando as forças são removidas. Ao definir as propriedades específicas do material, como o módulo de elasticidade e o coeficiente de *Poisson*, caracterizamos o comportamento elástico do material. Em estudos estacionários, é particularmente útil para analisar o comportamento de Osteoartrose sob carga constante.
- ***Free:*** O ramo *Free* é usado quando não há a aplicação de qualquer física específica, o que significa que a Osteoartrose não está sujeita a forças ou restrições externas. Esta opção é útil quando se deseja realizar uma análise inicial de um modelo ou quando outros ramos de física não são necessários. É geralmente usado em simulações para definir as condições iniciais de um sistema.
- ***Initial Values:*** Este ramo é utilizado para definir condições iniciais para variáveis dependentes da simulação. Ele permite que se especifique os valores iniciais de deslocamento, velocidade ou outras propriedades no início da simulação. No caso do estudo estacionário, as condições iniciais desempenham um papel importante para definir o estado inicial do sistema que quaisquer cargas externas sejam aplicadas [72].

O comando *Fixed Constraint 1*, foi adicionado para tornar o modelo fixo, simulando a zona do joelho. Isso significa que os deslocamentos são definidos como zero em todas as direções na zona selecionada. Noutras palavras, a zona selecionada não se pode mover ou deformar, independente das condições de carga aplicadas [73].

A Figura 25 descreve o último ponto do *Solid Mechanics*, *Boundary Load 2*, descrita como sendo uma carga de contorno, condição que permite aplicar uma força na fronteira de um domínio. Esta é usada para modelar como as forças ou pressões afetam uma Osteoartrose ou domínio nas suas fronteiras. O

objetivo passou por aplicar diferentes forças na cabeça femoral com as diferentes atividades descritas na Tabela 13 e compreender como estas afetaram o modelo.

As forças demonstradas na Tabela 13, foram obtidas a partir de um estudo realizado por *Bergmann et al.* [74], [75]. Esses valores de força apresentados no estudo foram adquiridos por próteses instrumentadas *in vivo*, que foram implantadas em pacientes. Esses pacientes foram depois submetidos a essas atividades diárias apresentadas na Tabela 13. Os testes realizados nos implantes da anca, seguiram os padrões definidos pela norma ISO 7206-4, onde é aplicada uma força sinusoidal de 2300 N sob ângulos de 10° a partir da posição média e 9° a partir da posição anterior em relação ao eixo do componente implantado. Esta força de teste é referida como a “força ISO do componente”.

As avaliações anatómicas que são feitas aos pacientes são o género, idade, qual a perna operada, fazem duas avaliações, na altura da operação e depois uma segunda, que variou entre 11 a 31 meses, para os seguintes parâmetros: Peso total do corpo, peso da coxa, peso da tibia, peso do pé, e tiram as medidas da altura do paciente, do comprimento da coxa, da tibia e do pé. Tendo sido avaliado então 4 doentes, três homens e uma mulher, com idades compreendidas entre 51 e 76 anos.

Realço que estas atividades apresentam várias condições que para já não é possível transmitir numa simulação numérica, por exemplo a atividade subir escadas, teve a seguinte condição, subir um degrau com 17 cm de altura, sem apoio. Sentar-se numa cadeira com uma altura de 50 cm, segurando os braços à altura do peito. A única que se pode apresentar mais confiável, é a que não apresenta qualquer movimento, ficar de pé com uma perna [74], [75].

Tabela 13 – Forças de contacto aplicadas no estudo na cabeça femoral [74].

Atividade	Força Resultante (N)	$-F_x$ (N)	$-F_y$ (N)	$-F_z$ (N)
Marcha	1800	403	249	1736
Subir Escadas	1900	446	464	1787
Descer Escadas	2000	370	292	1944
Levantar	1500	420	105	1436
Sentar	1200	323	-5	1155
Ficar de pé numa perna	1800	203	108	1785
Ajoelhar	1100	290	39	1060

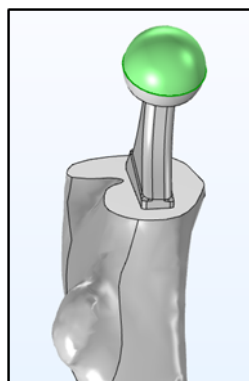


Figura 25 - *Boundary Load* - Haste *Accolade*

### 3.2.5. *Mesh* – Malha de computação

Nas simulações numéricas, é fundamental que a malha de elementos finitos tenha uma resolução adequada para capturar com precisão os fenômenos físicos que ocorrem nas áreas de interesse, como as regiões de contato em simulações biomecânicas. Essas áreas geralmente contêm características complexas que precisam de ser representadas com detalhe. Seguir uma abordagem para garantir que a malha no lado de destino seja pelo menos duas vezes mais fina do que no lado de origem é uma técnica comum para lidar com a assimetria no algoritmo de simulação (Figura 26). Ela ajuda a evitar problemas de conectividade que podem surgir se a malha de destino for muito grosseira. Essa prática contribui para obter resultados mais precisos e confiáveis.

A precisão é crítica em simulações relacionadas à análise de implantes, pequenos desvios na resolução da malha podem afetar significativamente os resultados, afetando a qualidade da análise. Portanto, o refinamento da malha nas áreas de contato é uma estratégia essencial. Além de garantir que a malha seja mais fina nas áreas de contato, é importante validar a qualidade da malha em toda a geometria. Isso envolve verificar se a malha atende aos critérios de qualidade, como a razão de aspecto dos elementos e a ortogonalidade, para garantir que a simulação seja confiável em todo o domínio.

Um ponto importante é a densidade da malha de computação, que desempenha um papel fundamental na simulação numérica, isto porque, quando a malha é densa, ou seja, quando há um grande número de elementos finitos na representação da geometria simulada, isso pode levar a uma carga computacional significativamente maior. Isso ocorre porque cada elemento na malha requer cálculos detalhados e interações com os elementos vizinhos, as operações computacionais são necessárias para resolver as equações que descrevem o comportamento do sistema, exige um poder de processamento mais substancial da máquina que está a realizar a simulação.

É importante encontrar um equilíbrio na densidade da malha, pois malhas muito grosseiras podem comprometer a precisão da simulação, enquanto malhas excessivamente densas podem ser computacionalmente intensivas e demoradas. Tivemos casos durante o projeto dos portáteis requisitarem da memória virtual 408.03 GB, ou mesmo de um estudo demorar uma semana para ser concluído.

Para este modelo, e em resumo, a garantia de uma malha fina e bem ajustada nas áreas de contato em simulações numéricas, foi essencial para obter resultados confiáveis e precisos.

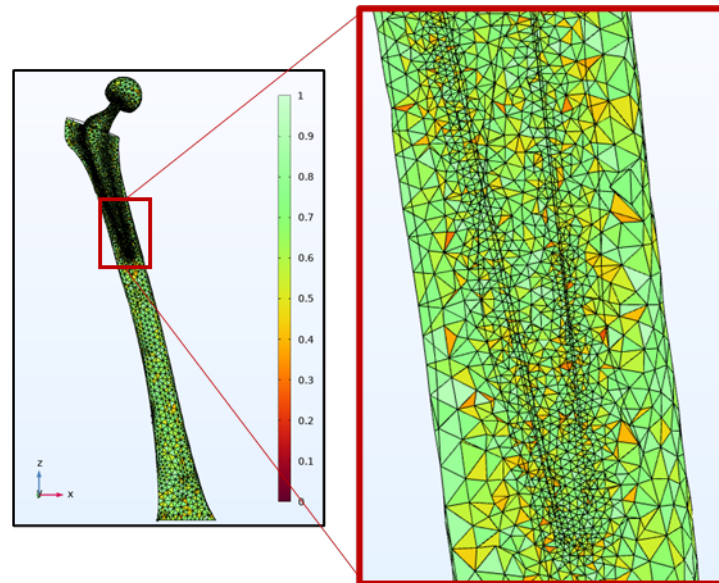


Figura 26 - Malha computacional da haste *Exeter*.

### 3.2.6. *Study* – Cálculo da simulação numérica

No intuito de otimizar os cálculos computacionais dos estudos e solucionar a complexidade da simulação, o professor Emílio sugeriu que fosse criado um passo incremental do valor das forças aplicadas com o parâmetro  $Bl = 1$ . Com isso, nas configurações do *Study 1 – Step 1: Stationary*, foi selecionado na extensão do estudo, o item *auxiliary sweep*. Através do parâmetro  $Bl$  foi criada uma lista com os valores entre  $[0.6 \ 0.8 \ 1]$ , Figura 27, tendo esta opção servido para avaliar o comportamento dos estudos sob diferentes condições. Alguns estudos após darem erro, a parametrização teve de ser ajustada, diminuído os valores entre  $[0.2 \ 0.4 \ 0.6 \ 0.8 \ 1]$ . Ou seja, com passos mais curtos impostos pelo  $Bl$  é possível “aliviar” em termos de cálculos do MEF para obtenção de resultados contrariamente ao uso de passos maiores.

Todos os resultados, foram apresentados com os resultados do parâmetro  $Bl = 1$ , mas caso fosse pretendido, poderíamos avaliar a simulação com os outros parâmetros.

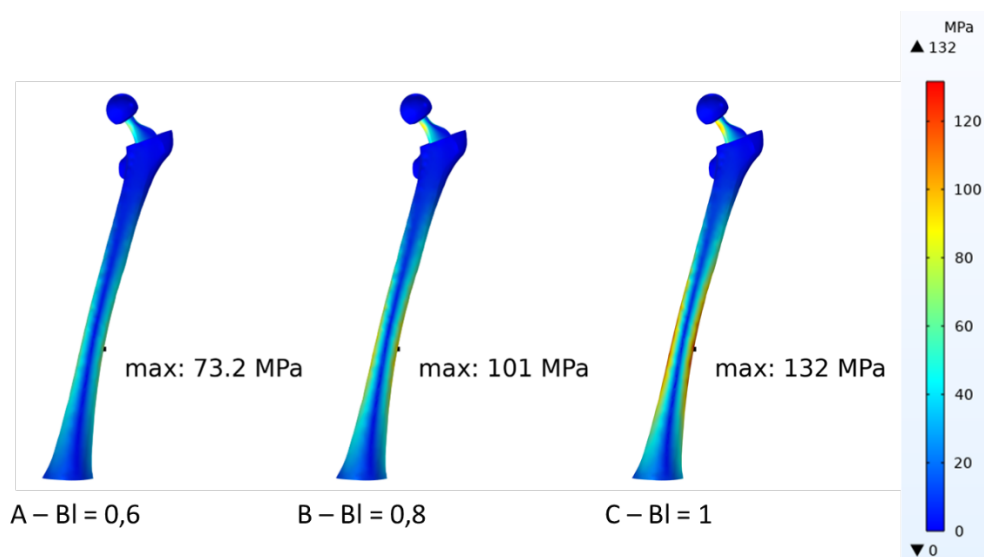


Figura 27 - Parâmetro Bl - Como é possível verificar, desde o Bl = 0,6 ao Bl = 1, os estudos apresentam resultados diferentes no *von Mises stress* (MPa). Com a otimização da simulação é possível verificar que a carga máxima, diminuído o valor do Bl, também irá diminuir.

## 4. RESULTADOS E ANÁLISE

Os principais objetivos desta simulação recorrendo ao MEF consistiram na realização de estudos de stress e deslocamento usando a interface *Solid Mechanics* para comparação das próteses *Exeter* e *Accolade* de cobalto-crómio e titânio.

É importante mencionar que os valores de stress são representados através da tensões de *Von Mises*. A tensão de *Von Mises* é uma medida que combina todas as componentes de tensão (tanto normais quanto tangenciais) para avaliar o *stress* resultante em um material ou Osteoartrose. Isso é fundamental para entender como as próteses se comportam sob cargas diferentes, identificando áreas de concentração de tensão que podem indicar possíveis pontos críticos de falha.

O deslocamento refere-se às mudanças nas posições dos pontos no sistema. Essa informação é valiosa para avaliar como as próteses movem-se e deformam sob diferentes condições de carga.

Em resumo, a simulação do MEF forneceu uma análise abrangente, incluindo a avaliação das tensões de *Von Mises*, que representam o stress, e os deslocamentos das próteses *Exeter* e *Accolade*, permitindo uma comparação detalhada entre esses materiais e designs.

### 4.1. Avaliação entre materiais

Este estudo visou avaliar o desempenho das hastes utilizadas na ATA, focando-se na marca *Stryker*, no modelo da haste *Exeter* e *Accolade*. Tendo sido comparado dois materiais utilizados na fabricação de hastes: Cobalto-Crómio e Titânio. Para realizar esta avaliação, foram conduzidos testes abrangentes que simulassem uma variedade de atividades que os pacientes submetidos à ATA podem enfrentar no dia a dia. Durante essa avaliação, foi fundamental identificar o ponto máximo de stress nas diferentes atividades, percebendo assim onde a Osteoartrose da haste é mais solicitada, e o ponto máximo de deslocamento, que revela a capacidade de absorção de cargas e o comportamento da haste sob pressão.

#### 4.1.1. Exeter

A avaliação comparativa entre materiais do *stress* e deslocamento na haste *Exeter* será demonstrada nas Tabela 14 e nas Figura 28 à Figura 31 com o intuito de se avaliar melhor a diferença entre os picos máximos em ambos os materiais.

Tabela 14 – Avaliação da haste *Exeter* nas diferentes atividades

	Cobalto-Crómio		Titânio	
	<i>Von Mises Stress</i> (MPa)	Deslocamento (mm)	<i>Von Mises Stress</i> (MPa)	Deslocamento (mm)
Marcha	255	36,9	216	36,9
Subir Escadas	399	47,3	279	47,5
Descer Escadas	288	38,9	232	38,9
Levantar	251	33,1	198	33,2
Sentar	194	25,4	151	25,5
Ficar de pé numa só perna	222	23,4	223	23,3
Ajoelhar	160	21,7	132	21,7

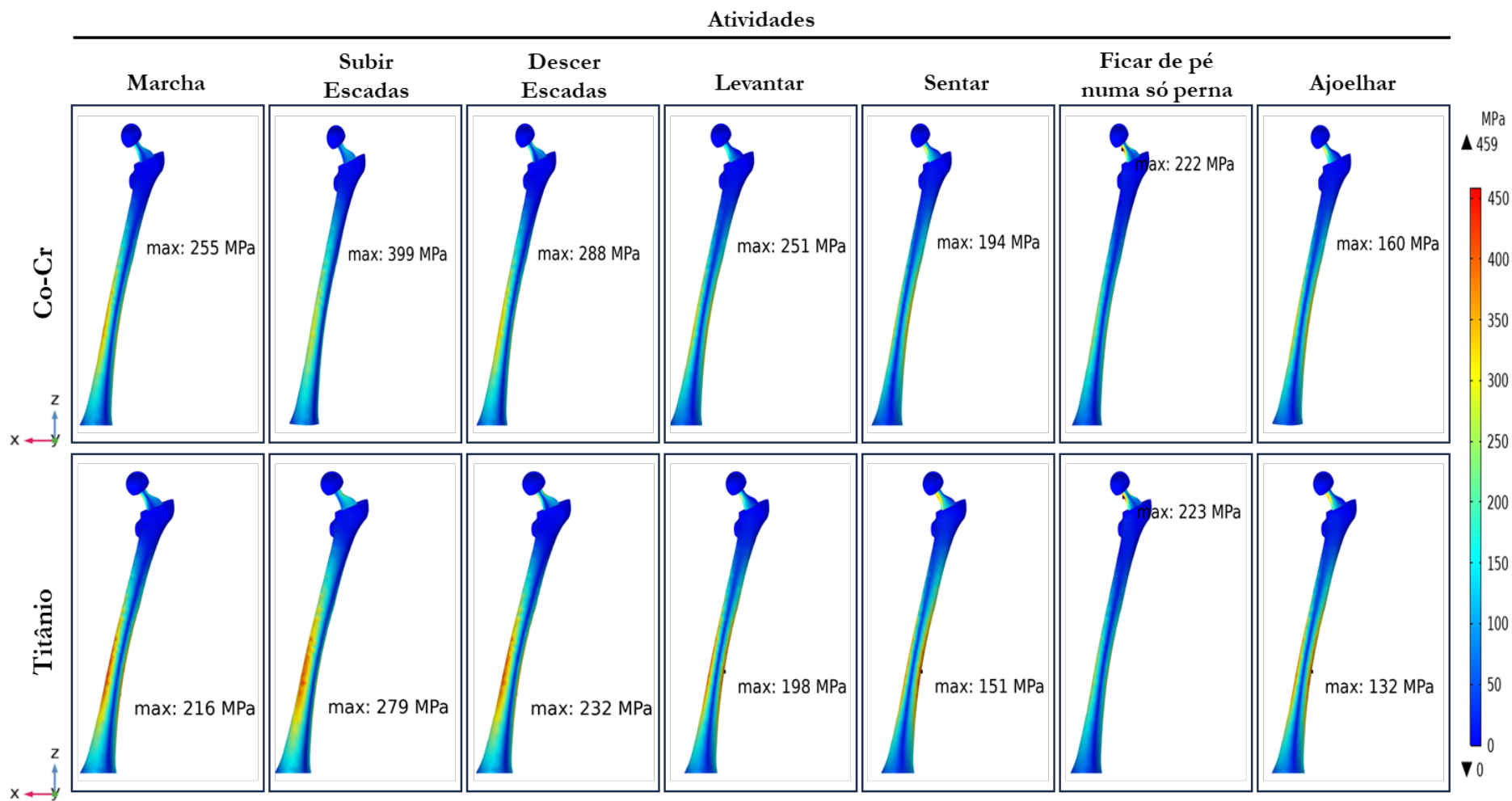


Figura 28 - Resultados da haste *Exeter* em ambos os materiais para o *Stress* (MPa).

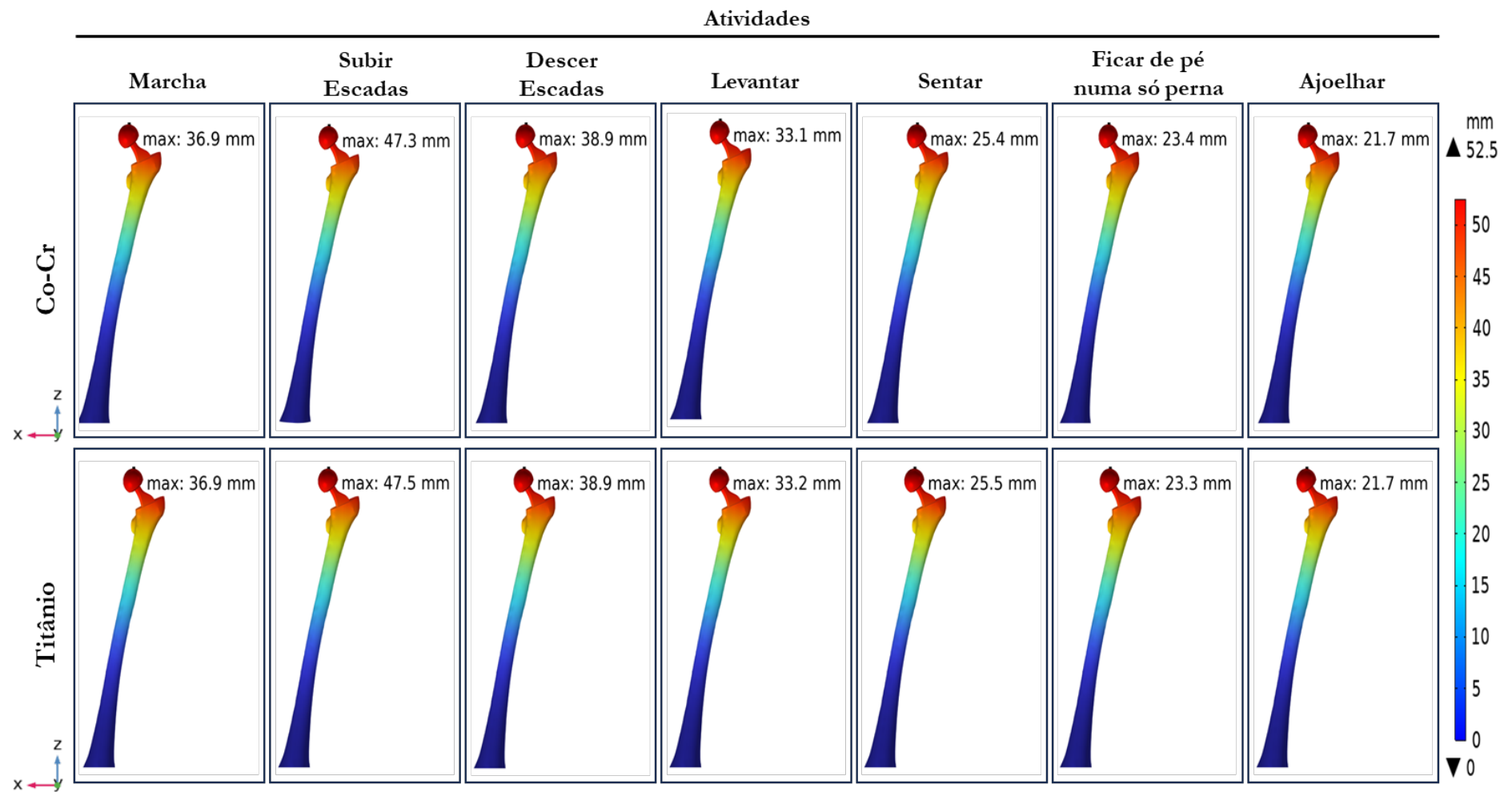


Figura 29 - Resultados da haste *Exeter* em ambos os materiais para o Deslocamento (mm).

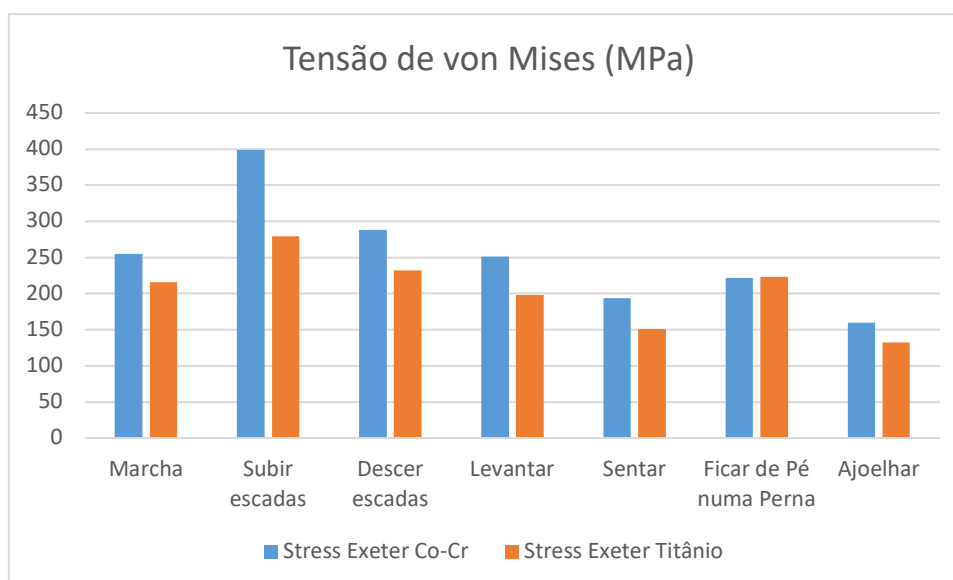


Figura 30 - Histograma comparativo das tensões de *von Mises* para os dois materiais na haste *Exeter*.

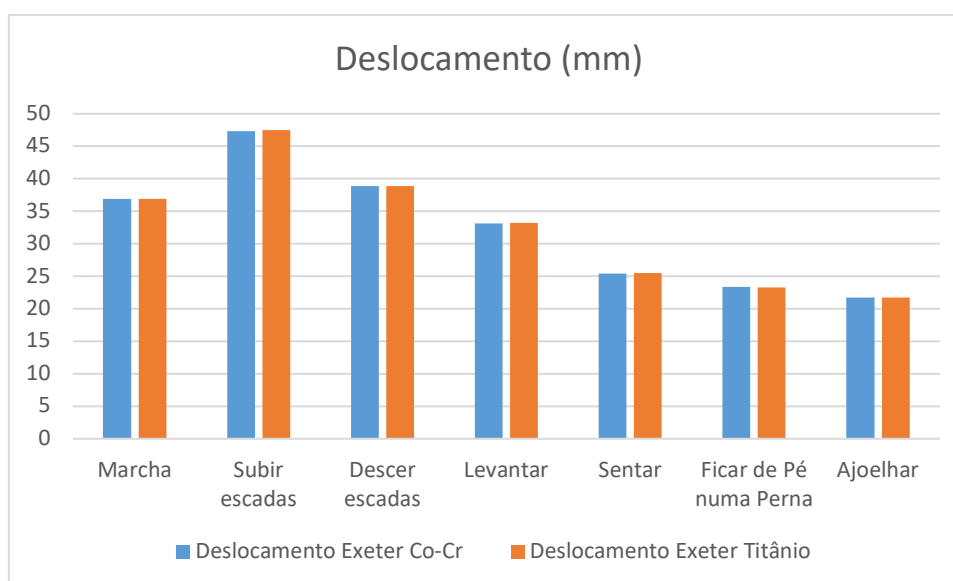


Figura 31 - Histograma comparativo do deslocamento para os dois materiais na haste *Exeter*.

Analisando os dados dos dois materiais na haste *Exeter* para as diferentes atividades observamos que subir escadas resultou nos picos mais altos em ambos os materiais, o material Co-Cr atingiu 399 MPa, enquanto o material titânio 279 MPa. Descer escadas também apresentou valores mais altos, com 288 MPa para Co-Cr e 232 para titânio. As restantes atividades mostraram níveis mais baixos de stress, embora ainda fossem significativos.

O deslocamento manteve-se uniforme sempre nos dois materiais, sendo o deslocamento máximo observado nas atividades de subir e descer escadas para ambos os materiais. Esta análise, pode ser relacionada com a mecânica do movimento e à carga aplicada sobre o implante nestas atividades consideradas críticas, visto que ao subirmos ou descermos escadas, o peso corporal é concentrado em uma única perna a cada passo, em oposição à marcha, onde o peso é distribuído entre as duas pernas. Isto cria uma carga significativamente maior sobre as próteses da anca, resultando nestes picos máximos de deslocamento mais pronunciados na Figura 31.

Ao avaliar o ponto máximo de stress no fêmur, observamos variações distintas entre os dois materiais, no caso do material Co-Cr, independentemente da atividade, observamos que os picos máximos de stress tendem a ocorrer na região da diáfise do fêmur. Isso sugere que a maior concentração de força e stress é suportada pela parte central do implante, na diáfise. No entanto, a atividade de ficar de pé em uma perna, o ponto máximo de stress foi observado na zona do pescoço da haste. Este padrão indica que a atividade de ficar de pé numa perna, coloca a carga adicional na região do pescoço do implante Co-Cr, tornando essa área crítica.

Por outro lado, no material titânio, as observações sobre a distribuição de stress são semelhantes, com a diáfise do fêmur sendo a região onde os picos máximos de stress são mais comuns em todas as atividades. Entretanto, a diferença notável reside na localização desses picos de stress na diáfise, que os pontos máximos parecem ocorrer ligeiramente mais abaixo, em comparação com o material Co-Cr.

Assim como no Co-Cr, a atividade de ficar de pé numa só perna resultou num ponto máximo de stress na zona do pescoço da haste, indicando que esta atividade específica pode representar um desafio adicional para a região do pescoço do implante, independentemente do material.

Já o deslocamento é mais concentrado na cabeça femoral, independentemente da atividade realizadas. A concentração do deslocamento na cabeça femoral é uma observação importante, visto que esta é responsável por transmitir as cargas e movimentos para o restante implante e, portanto, deve ser capaz de suportar os deslocamentos e as forças resultantes das atividades do dia a dia.

#### 4.1.2. *Accolade*

A avaliação comparativa entre materiais do *stress* e deslocamento na haste *Accolade* será demonstrada como no ponto 4.1.1, para a tabela e figuras infra.

Tabela 15 – Avaliação da haste *Accolade* nas diferentes atividades

	Cobalto-Crômio		Titânio	
	<i>Von Mises Stress</i> (MPa)	Deslocamento (mm)	<i>Von Mises Stress</i> (MPa)	Deslocamento (mm)
Marcha	374	41,5	373	41,6
Subir Escadas	496	52,2	472	52,5
Descer Escadas	459	44,3	459	44,4
Levantar	278	36,6	248	36,7
Sentar	285	27,8	250	28,0
Ficar de pé numa só perna	433	27,8	432	27,8
Ajoelhar	222	14,0	220	24,1

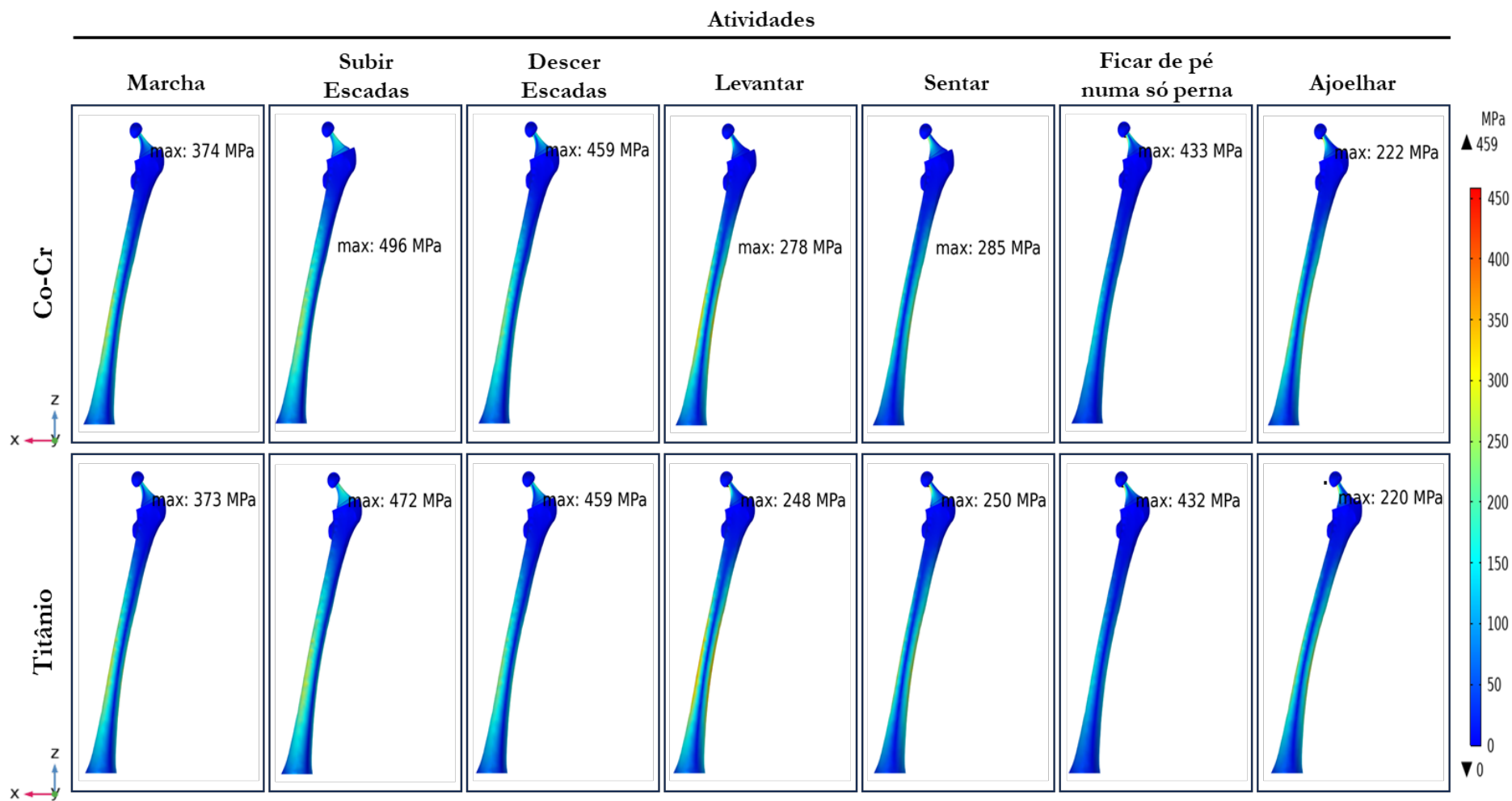


Figura 32 - Resultados da haste *Accolade* em ambos os materiais para o *Stress* (MPa).

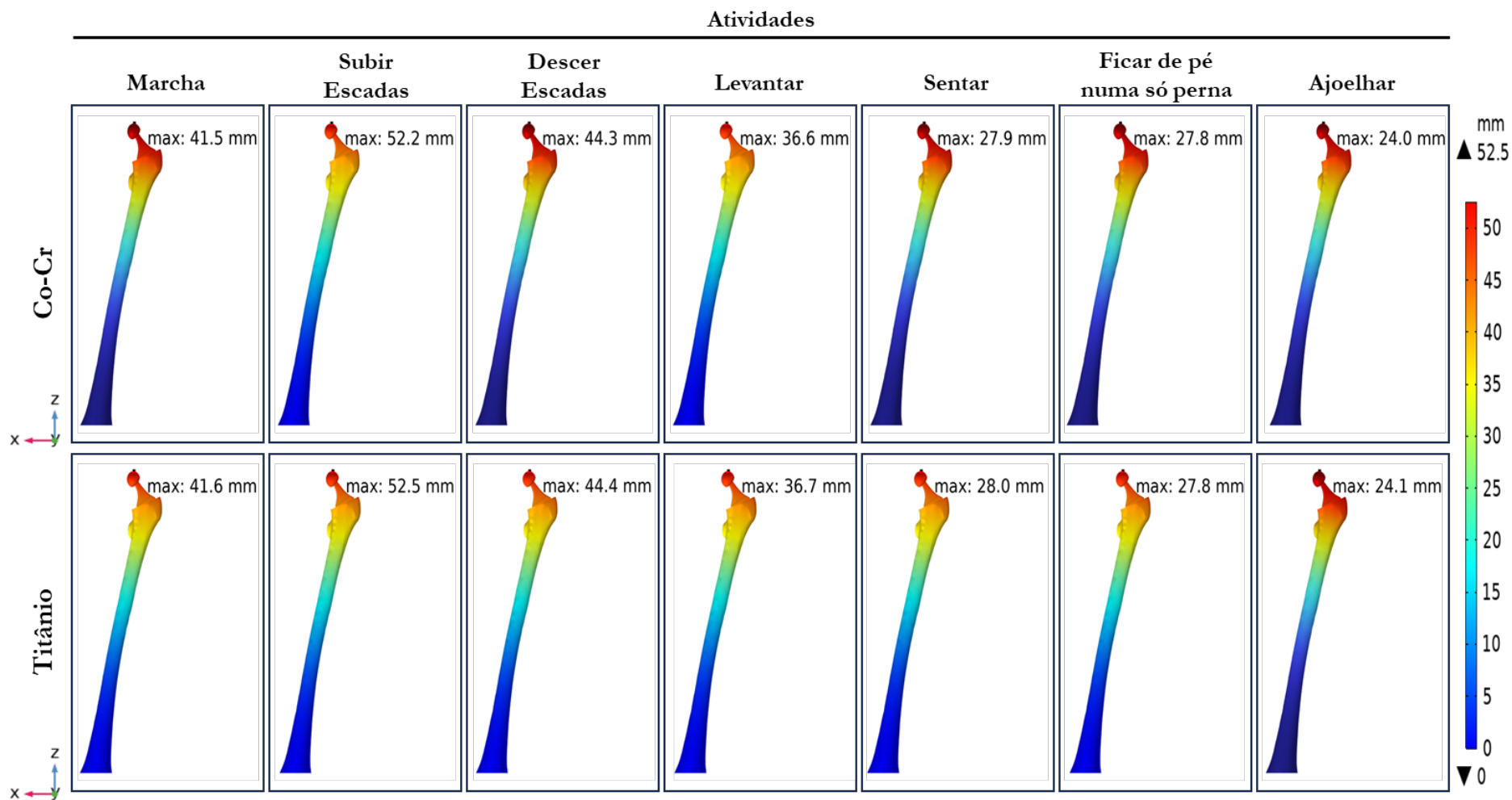


Figura 33 - Resultados da haste *Accolade* em ambos os materiais para o Deslocamento (mm).

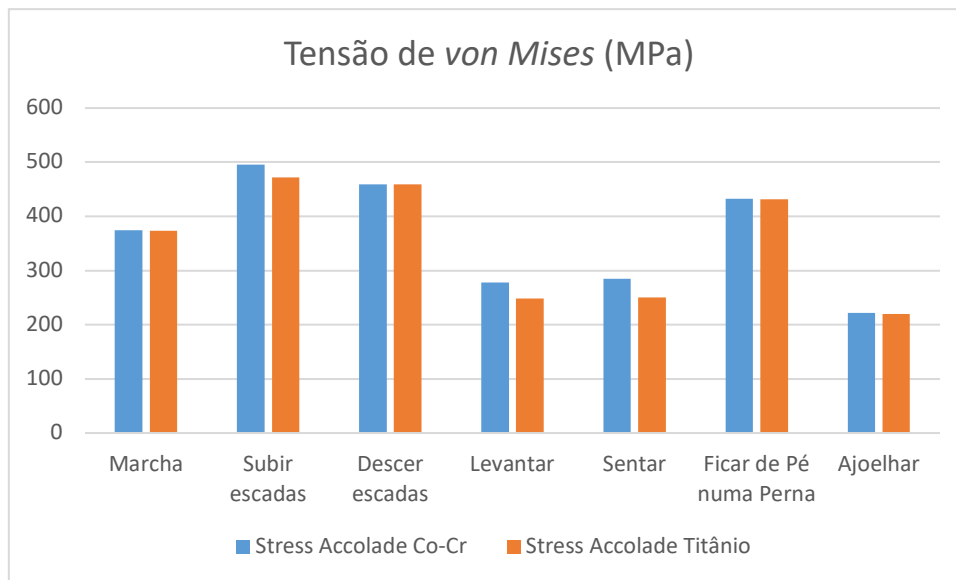


Figura 34 - Histograma comparativo das tensões de *von Mises* para os dois materiais na haste *Accolade*.

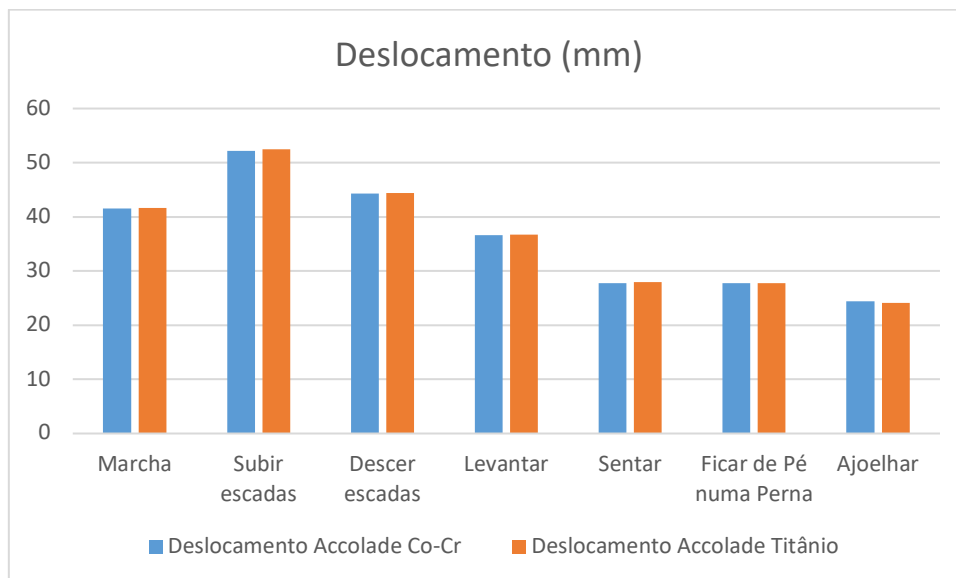


Figura 35 - Histograma comparativo do deslocamento para os dois materiais na haste *Accolade*.

Ao avaliar os dados para as atividades da haste *Accolade* nos materiais Co-Cr e titânio podemos observar que subir e descer escadas resultam nos picos mais alto de stress em ambas as variantes dos materiais estudados. Como na haste *Exeter*, sugere que essas atividades impõem uma carga maior na anca em comparação com as outras atividades. Em relação aos materiais, os valores de *stress* são comparáveis entre ambos para a maioria das atividades.

O deslocamento máximo ocorre na zona da cabeça femoral em ambas as variantes dos materiais, para todas as atividades, sendo o valor bastante semelhantes, com apenas pequenas variações em todas as atividades. A consistência do local do deslocamento na cabeça femoral sugere que essa área é crítica em termos de movimentos para todas as atividades, independentemente do material da haste.

Analisando os resultados dos picos máximos de *stress*, demonstrada nas Figura 32 e Figura 33, verificaram-se algumas variações na distribuição de *stress* em diferentes atividades e materiais.

Especificamente, no material Co-Cr, em que subir escadas, levantar e sentar exibiram os picos máximos de *stress* na diáfise do fêmur, uma parte mais central da haste. Em contraste, atividades como marcha, descer escadas, ficar de pé em uma só perna e ajoelhar apresentaram seus picos máximos na zona do pescoço da haste. Entretanto, no material titânio, a zona do pescoço da haste foi consistentemente o local do pico máximo de *stress* em todas as atividades.

Essas variações de distribuição de *stress* no material Co-Cr podem ser atribuídas a diferenças nas propriedades mecânicas e características de cada material. O Co-Cr é conhecido por ser mais resistente e duro em comparação com o titânio, o que pode levar a uma distribuição de *stress* diferente nas atividades que envolvem cargas significativas, como subir escadas, levantar ou mesmo sentar.

## 4.2. Avaliação da morfologia (design) das hastes

Neste segmento, será realizada uma avaliação da morfologia ou design das hastes utilizadas nas diferentes atividades. O objetivo é comparar as duas hastes em relação às suas características de design e entender como essas diferenças afetam o desempenho e os resultados nas atividades.

### 4.2.1. Cobalto-Crômio

Tabela 16 – Comparação da morfologia (design) das hastes no material Co-Cr.

	<i>Exeter</i>		<i>Accolade</i>	
	<i>Von Mises Stress (MPa)</i>	<i>Deslocamento (mm)</i>	<i>Von Mises Stress (MPa)</i>	<i>Deslocamento (mm)</i>
Marcha	255	36,9	374	41,5
Subir Escadas	399	47,3	496	52,2
Descer Escadas	288	738,9	459	44,3
Levantar	251	33,1	278	36,6
Sentar	194	25,4	285	27,8
Ficar de pé numa só perna	222	23,4	433	27,8
Ajoelhar	160	21,7	222	14,0

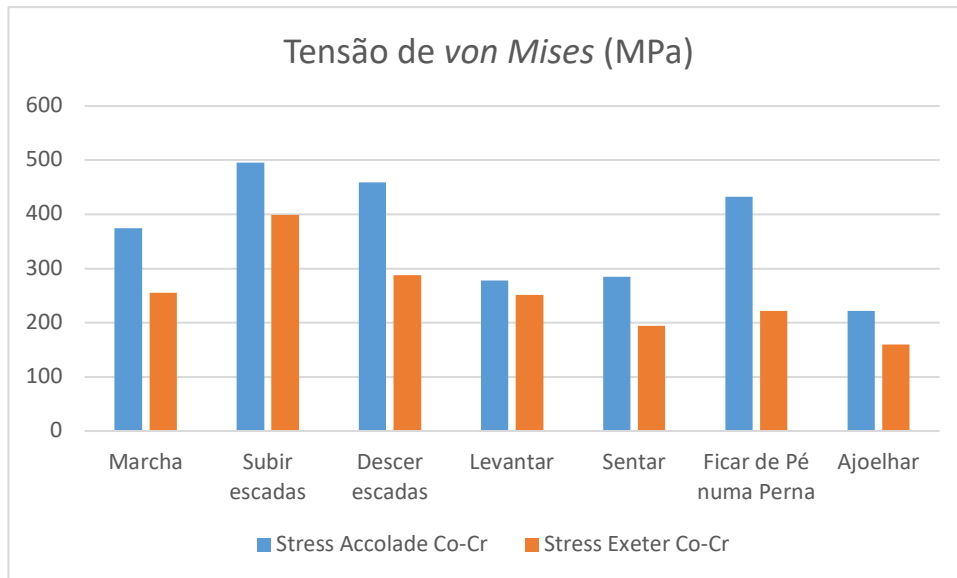


Figura 36 - Histograma comparativo das tensões de *von Mises* do material Cobalto-Crômio para as duas hastes.

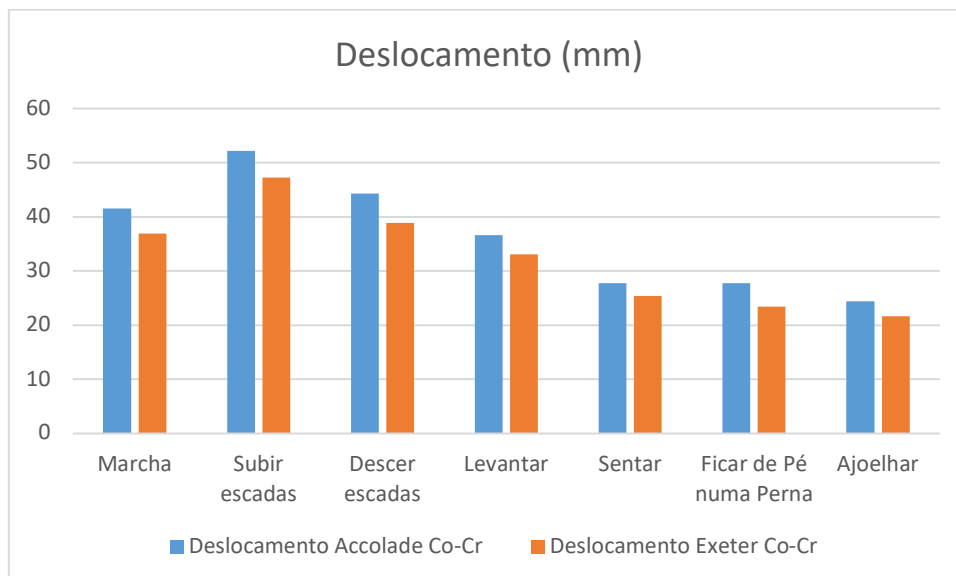


Figura 37 - Histograma comparativo do deslocamento do material Cobalto-Crômio para as duas hastes.

Analisando os dados para material Cobalto-Crômio nas duas hastes, é evidente que os picos máximos de stress estão nas atividades de subir escadas, descer escadas e ficar de pé em uma perna. No entanto os valores de *stress* para a haste *Accolade* estão consistentemente um pouco mais altos do que os da haste *Exeter* em todas as atividades. Essa diferença pode ser devida às propriedades do material, design ou geometria específica de cada haste. Embora ambas as hastes sejam feitas de Co-Cr, podem existir variações no processo de fabricação ou nas características de design que afetam a distribuição de cargas e, por consequência, os valores de *stress*. Além disso, a geometria das hastes, pode influenciar como elas lidam com diferentes tipos de carga.

### 4.2.2. Titânio

Tabela 17 – Comparação da morfologia (design) das hastes no material titânio.

	<i>Exeter</i>		<i>Accolade</i>	
	<i>Von Mises Stress (MPa)</i>	<i>Deslocamento (mm)</i>	<i>Von Mises Stress (MPa)</i>	<i>Deslocamento (mm)</i>
Marcha	216	36,9	373	41,6
Subir Escadas	279	47,5	472	52,5
Descer Escadas	232	38,9	459	44,4
Levantar	198	33,2	248	36,7
Sentar	151	25,5	250	28,0
Ficar de pé numa só perna	223	23,3	432	27,8
Ajoelhar	132	21,7	220	24,1

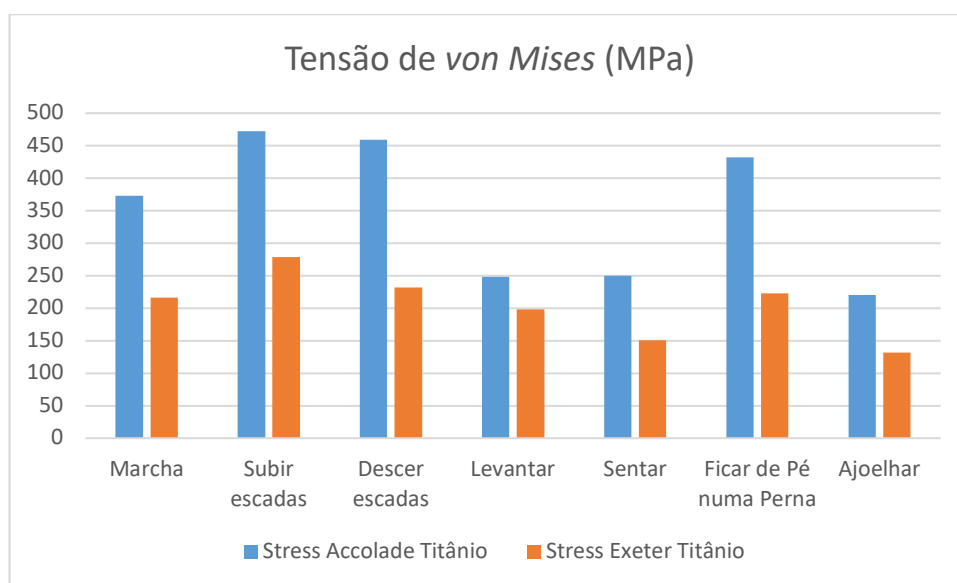


Figura 38 - Histograma comparativo das tensões de *von Mises* do material titânio para as duas hastes.

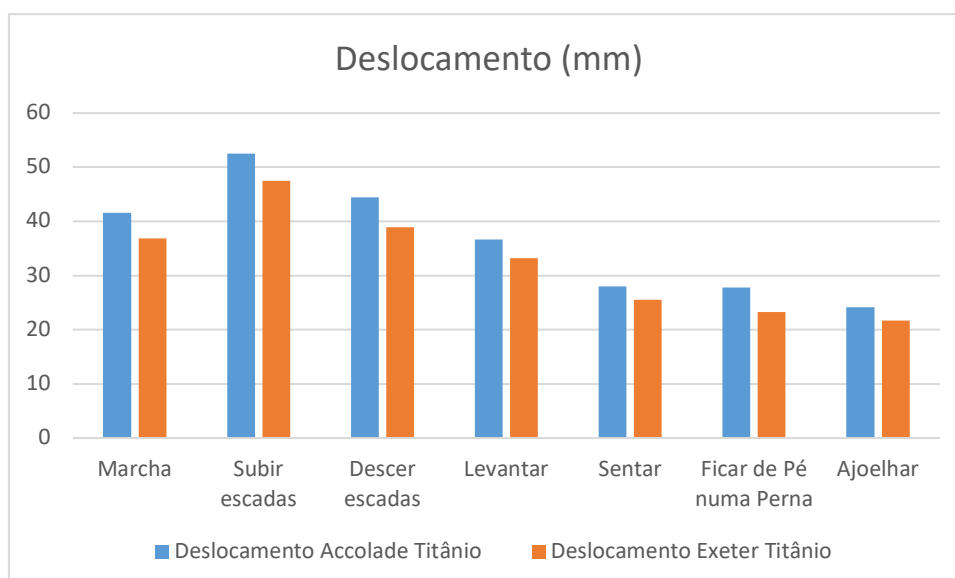


Figura 39 - Histograma comparativo do deslocamento do material titânio para as duas hastes.

Comparando o comportamento das duas hastes com o material titânio, podemos observar que a haste *Accolade* geralmente apresenta valores mais elevados de stress em todas as atividades em comparação com a haste *Exeter*. Isso sugere que a haste *Exeter* pode ser mais eficaz em distribuir as cargas e reduzir o stress no osso Zircônia durante estas atividades.

Essa diferença de comportamento entre as duas hastes, mesmo com o mesmo material pode ser atribuída às diferenças em design, geometrias e fabricação das hastes. O design e a geometria das hastes podem influenciar como as forças são transferidas para o osso e podem afetar os níveis de stress resultantes.

Portanto, com base nas simulações e nos dados obtidos, a haste *Exeter* parece ser mais eficaz em termo de redução do *stress* durante todas as atividades críticas, como subir escadas e descer escadas, em comparação com a haste *Accolade*.

### 4.3. Análise comparativa – Haste Reta (*Exeter*) vs. Haste Anatômica (*Accolade*)

Comparando os dados para as duas hastes, a *Exeter* sendo considerada uma haste reta e a *Accolade* uma haste anatômica, é importante compreender a diferença de desempenho entre ambas. O material Co-Cr é conhecido por ser um material rígido e resistente, e isto pode refletir nos resultados de *stress*. Para todas as atividades avaliadas, a *Accolade* apresenta valores de stress significativamente mais altos do que a *Exeter*. Isso pode indicar que a haste *Accolade* absorve menos carga, resultando em um potencial de maior desgaste ósseo ao longo do tempo.

Avaliando a estabilidade das próteses e ao verificar o deslocamento excessivo na haste *Accolade*, pode ser indicativo de que o conjunto da haste e o osso podem sofrer Osteoartrose sujeitos a um movimento relativo mais significativo do que a haste *Exeter*. O que pode ser uma preocupação em termos da estabilidade e fixação da prótese ao longo dos anos.

O material de titânio é bastante semelhante aos do Co-Cr, a *Accolade* apresenta valores de *stress* mais altos do que a *Exeter* também em todas as atividades, sugerindo que a *Exeter* possa ser mais eficaz em distribuir cargas. No deslocamento, a *Accolade* ainda demonstra valores mais elevados em comparação com a *Exeter*, o que pode resultar em maior micro movimento no osso adjacente.

Com base nos dados disponíveis, pode-se concluir que em ambos os materiais, a haste *Exeter* tende de apresentar valores mais baixos de stress e deslocamento em comparação com a haste *Accolade*. No entanto é importante observar que a *Accolade* é uma haste anatómica projetada para se adaptar à anatomia do fêmur. Portanto, a escolha entre uma haste reta (*Exeter*) e uma haste anatómica (*Accolade*) depende de vários fatores incluindo a anatomia do paciente.

Comparando com os resultado de *G. Bergmann*, no estudo realizado *in vivo*, este concluiu que para as mesmas atividades deste estudo, estas são sempre influenciadas pela força que lhe é aplicada. Os resultados demonstraram que como neste estudo, que subir escadas tem uma força de contacto médio maior do que durante a caminhada normal, e em casos extremos, pode ser até 83 % maior [74], [75]É importante salientar que estes resultados são derivados de um estudo estático e não representam o comportamento dinâmico nas atividades e estudos clínicos, demonstram que as hastes anatómicas mostram uma taxa maior de sobrevivência a longo prazo, algo que não foi realizado neste estudo.

Resultados a longo prazo para hastes retas, indicam que a taxa de sobrevivência geralmente varia entre 97 % e 100 %. No entanto, alguns estudos relatam altas taxas de dor na coxa, o não é encontrado em estudos recentes sobre designs modificados.

Estudos clínicos de hastes anatómicas demonstram que têm os maiores períodos médios de acompanhamento, variando de 9 a 16,7 anos. Ao contrário das hastes retas, existem estudos que mostram que as taxas de sobrevivência baixas entre os 64,2 % e 78 % [59].





## 5. CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE FUTURO

Neste capítulo serão abordadas as considerações finais e conclusões obtidas ao longo da realização deste projeto bem como possíveis melhorias a implementar em trabalhos futuros.

### 5.1. Conclusões finais

Aprofundar o desempenho clínico das próteses utilizadas na Artroplastia Total da Anca e investigar a influência do design das hastes nas respetivas biomecânicas, através da simulação de elementos finitos, utilizando o software *COMSOL Multiphysics*, apresentou-se como um grande desafio. Avaliar geometrias, as malhas, o estudo que deve ser aplicado, são considerações que se deve ter, para realizar uma simulação numérica, podendo assim aproximar estas de um estudo in vivo.

Neste estudo, o primeiro objetivo consistiu em analisar a prática da Artroplastia Total da Anca no Hospital Lusíadas do Porto, numa tentativa de extrapolação para a realidade de Portugal. Um dos problemas identificados desde o início do projeto, foi a falta de dados do Registo Português de Artroplastia e do Sistema Integrado de Gestão de Inscritos para Cirurgia. Constatou-se que os dados partilhados pelo hospital, também não se mostraram fidedignos para o objetivo pretendido.

Revistos os dados, o segundo objetivo foi concluído, compreendendo-se quais os modelos da haste femoral mais usados no hospital, sendo estes da marca *Depuy J&J*, a haste *Corail*, e da marca *Stryker*, as hastes *Exeter* e *Accolade*. Após concluir o segundo objetivo, o próximo passo demonstrou ser mais abrangente e na qual não foi atingindo uma parte dele, visto que teríamos de arranjar estes modelos em bibliotecas 3D, ou arranjar um modelo físico para poder realizar uma microtomografia computadorizada. Das três hastes, duas foram encontradas na biblioteca online e que foram usadas para a simulação numérica, a terceira apesar de nos ter sido disponibilizado um modelo físico pelo hospital, não foi possível desenvolver o modelo em *.stl* da haste *Corail*, apesar das várias tentativas da Doutora Maria Lázaro do Instituto de Investigação e Inovação em Saúde.

O processo de finalização dos modelos utilizados nas simulações demonstrou ser a fase mais complexa de todo o projeto, principalmente pela falta de bibliografia de referência específica para esta área e com o *COMSOL Multiphysics*, tendo sido fundamental o envolvimento do professor Emílio Ruiz Reina para o sucesso do mesmo.

Estando os modelos finalizados, concluindo as geometrias, escolhidos os materiais Cobalto-Crómio e titânio, através de uma análise estática em várias atividades do nosso cotidiano, comprovou-se que durante a subida e descida de escadas resultam em picos mais altos de *stress* no implante, independentemente do material utilizado. Isso sugere que essas atividades impõem uma carga significativamente maior na articulação da anca em comparação com outras atividades avaliadas.

No geral, os valores de stress são comparáveis entre os modelos de Co-Cr e titânio na maioria das atividades. Para a atividade de sentar, o material Co-Cr apresentou um valor mais alto. Isso pode ser atribuído às diferenças nas propriedades mecânicas e características de cada material, já que o Co-Cr é conhecido pela sua resistência.

O deslocamento máximo ocorreu na zona da cabeça femoral em ambas as variantes dos materiais para todas as atividades, com valores bastante semelhantes. Essa consistência sugere que a área da cabeça femoral é crítica em termos de movimento durante todas as atividades, independentemente do material da haste.

Um dos objetivos trazidos pelo Dr. Paulo Amado, que foi a comparação entre haste reta e anatômica, os resultados mostraram que a haste *Exeter* (reta), tende a apresentar valores mais baixos de *stress* e deslocamento em todas as atividades críticas, como subir e descer escadas. Isto pode sugerir que a haste *Exeter* pode ser mais eficaz em distribuir cargas e reduzir o *stress* no osso Zircônia durante essas atividades.

É importante observar que os resultados são derivados de um estudo estático e não representam na totalidade o comportamento dinâmico das próteses nas atividades diárias. Além disso, estudos clínicos indicam que as hastes anatômicas têm uma maior taxa de sobrevivência a longo prazo, para isso, deveria ter sido realizado um estudo de *stress life* para avaliar quantos ciclos de vida (fadiga) aguentariam as próteses.

Deste modo, este desenvolvimento pode ser mais aprofundado em trabalhos futuros, uma vez que é um módulo que pode auxiliar muito neste campo da biomecânica. Podendo trazer mais um bocado do estudo de *G. Bergmann* para as simulações numéricas, o que pode ser útil para avaliar a estabilidade nas cápsulas acetabulares, pode ser dar mais atenção as forças de contato na articulação da anca, mas também conseguir replicar os movimentos na articulação da anca, podendo assim fazer testes de desgaste mais realistas [74], [75].

Pode-se afirmar que os modelos desenvolvidos são funcionais uma vez que estudos analisados obtiveram resultados próximos dos observados na literatura.

## 5.2. Perspetivas futuras de desenvolvimento

Dar continuidade ao desenvolvimento destes modelos, seria bastante interessante, visto ser um tema tão abrangente que várias condições têm de ser avaliadas, nomeadamente:

- Analisar a fadiga para estudos dinâmicos com um maior intervalo de tempo para comparar a vida útil de cada prótese.
- Avaliar o comportamento das hastes, aplicando os mesmos estudos em fêmures com características diferentes.
- Conseguir aplicar ao estudo, parâmetros reais como a questão da altura., peso e sexo do paciente.
- Conseguir aplicar ao estudo, a simulação da componente acetabular e cabeça femoral.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] “Envelhecimento - Nações Unidas - ONU Portugal.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://unric.org/pt/envelhecimento/>
- [2] “ONU reconhece envelhecimento da população - Estadão.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://www.estadao.com.br/emails/viva-mais-e-melhor/onu-reconhece-envelhecimento-da-populacao/>
- [3] “Health at a Glance 2021 : OECD Indicators | Health at a Glance | OECD iLibrary.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [https://www.oecd-ilibrary.org/social-issues-migration-health/health-at-a-glance-2021\\_ae3016b9-en;jsessionid=H3LcgbL9t0p54YsoLoAzzh0vgVIsCM6tlsVSIOD1.ip-10-240-5-146](https://www.oecd-ilibrary.org/social-issues-migration-health/health-at-a-glance-2021_ae3016b9-en;jsessionid=H3LcgbL9t0p54YsoLoAzzh0vgVIsCM6tlsVSIOD1.ip-10-240-5-146)
- [4] “R.P.A - Hospitais / Estatísticas.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <http://www.rpa.spot.pt/Main-Sections/Hospitals.aspx?ArsId=7>
- [5] A. W-Dahl *et al.*, “The Swedish Arthroplasty Register Annual report 2022,” 2022.
- [6] L. Savin *et al.*, “Updates on Biomaterials Used in Total Hip Arthroplasty (THA),” *Polymers*, vol. 15, no. 15. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI), Aug. 01, 2023. doi: 10.3390/polym15153278.
- [7] S. R. Knight, R. Auja, and S. P. Biswas, “Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history,” *Orthop Rev (Pavia)*, vol. 3, no. 2, Sep. 2011, doi: 10.4081/OR.2011.E16.
- [8] “Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history - PMC.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3257425/>
- [9] L. Guo *et al.*, “On the design evolution of hip implants: A review,” *Mater Des*, vol. 216, p. 110552, Apr. 2022, doi: 10.1016/J.MATDES.2022.110552.
- [10] K. Markatos *et al.*, “Hallmarks in the History and Development of Total Hip Arthroplasty,” <https://doi.org/10.1177/1553350620947209>, vol. 27, no. 6, pp. 691–694, Aug. 2020, doi: 10.1177/1553350620947209.
- [11] W. Y. Shon, B. Y. Park, R. N. R, P. S. Park, J. T. Im, and H. H. Yun, “Total Hip Arthroplasty: Past, Present, and Future. What Has Been Achieved?,” *Hip Pelvis*, vol. 31, no. 4, pp. 179–189, Dec. 2019, doi: 10.5371/HP.2019.31.4.179.
- [12] N. C. Bota, D. V. Nistor, S. Caterev, and A. Todor, “Historical overview of hip arthroplasty: From humble beginnings to a high-tech future,” *Orthop Rev (Pavia)*, vol. 13, no. 1, Mar. 2021, doi: 10.4081/OR.2021.8773.
- [13] M. M. Soliman *et al.*, “A Review of Biomaterials and Associated Performance Metrics Analysis in Pre-Clinical Finite Element Model and in Implementation Stages for Total Hip Implant System,” *Polymers*, vol. 14, no. 20. MDPI, Oct. 01, 2022. doi: 10.3390/polym14204308.
- [14] E. Wintermantel and S. Ha, *Biokompatible Werkstoffe und Baueisen: Implantate für Medizin und Umwelt*, vol. 27. 2006.
- [15] G. Ryan, A. Pandi, and D. P. Apastsiis, *Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications*, *Biomaterials*. 2006.
- [16] Y. Abe, T. Kokubo, and T. Yamamuro, *Apatite coating on ceramics, metals and polymers utilizing a biological process*, vol. 1. 1990.
- [17] L. Savin *et al.*, “Updates on Biomaterials Used in Total Hip Arthroplasty (THA),” *Polymers 2023, Vol. 15, Page 3278*, vol. 15, no. 15, p. 3278, Aug. 2023, doi: 10.3390/POLYM15153278.
- [18] D. Sands and E. H. Schemitsch, “The Role of Metal-on-Metal Bearings in Total Hip Arthroplasty and Hip Resurfacing: Review Article,” *HSS Journal*, vol. 13, no. 1, p. 2, Feb. 2017, doi: 10.1007/S11420-016-9521-9.
- [19] E. J. Silverman, B. Ashley, and N. P. Sheth, “Metal-on-metal total hip arthroplasty: is there still a role in 2016?,” *Curr Rev Musculoskelet Med*, vol. 9, no. 1, p. 93, Mar. 2016, doi: 10.1007/S12178-016-9323-1.

- [20] C. Van Der and S. Id, “Current Insights Regarding Metal-on-Metal Bearings for Hip Arthroplasty,” *Lubricants* 2017, *Vol. 5, Page 37*, vol. 5, no. 3, p. 37, Sep. 2017, doi: 10.3390/LUBRICANTS5030037.
- [21] S. Konan, M. P. Abdel, and F. S. Haddad, “Cemented versus uncemented hip implant fixation: Should there be age thresholds?,” *Bone Joint Res*, vol. 8, no. 12, p. 604, 2019, doi: 10.1302/2046-3758.812.BJR-2019-0337.
- [22] A. Abdulkarim, P. Ellanti, N. Motterlini, T. Fahey, and J. M. O’Byrne, “Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials,” *Orthop Rev (Pavia)*, vol. 5, no. 1, Feb. 2013, doi: 10.4081/OR.2013.E8.
- [23] C. Zhang, C. H. Yan, and W. Zhang, “Cemented or cementless fixation for primary hip arthroplasty—evidence from The International Joint Replacement Registries,” *Ann Jt*, vol. 2, no. 10, pp. 57–57, Oct. 2017, doi: 10.21037/AOJ.2017.09.03.
- [24] S. Morshed, K. J. Bozic, M. D. Ries, H. Malchau, and J. M. Colford, “Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement,” *Acta Orthop*, vol. 78, no. 3, pp. 315–326, Jun. 2007, doi: 10.1080/17453670710013861.
- [25] H. Dale *et al.*, “Implant Fixation and Risk of Prosthetic Joint Infection Following Primary Total Hip Replacement: Meta-Analysis of Observational Cohort and Randomised Intervention Studies,” *Journal of Clinical Medicine* 2019, *Vol. 8, Page 722*, vol. 8, no. 5, p. 722, May 2019, doi: 10.3390/JCM8050722.
- [26] A. Wegner, M. D. Kauther, S. Landgraeber, and M. von Knoch, “Fixation method does not affect restoration of rotation center in hip replacements: A single-site retrospective study,” *J Orthop Surg Res*, vol. 7, no. 1, pp. 1–8, Jun. 2012, doi: 10.1186/1749-799X-7-25/TABLES/5.
- [27] L. M. Paiva, K. M. A. De Oliveira, D. R. De Macedo Souto, S. L. De Macedo Neto, N. J. B. Kircov, and A. Freitas, “Tenotomy of the Gluteus Maximus in Total Hip Arthroplasty with Prevention of Sciatic Nerve Injury,” *Rev Bras Ortop (Sao Paulo)*, vol. 54, no. 2, p. 206, Apr. 2019, doi: 10.1016/J.RBO.2017.07.001.
- [28] M. Fu, H. Zhou, Y. Li, H. Jin, and X. Liu, “Global, regional, and national burdens of hip Osteoartrose from 1990 to 2019: estimates from the 2019 Global Burden of Disease Study,” *Arthritis Res Ther*, vol. 24, no. 1, Dec. 2022, doi: 10.1186/S13075-021-02705-6.
- [29] “Total Hip Replacement - OrthoInfo - AAOS.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement/>
- [30] “Hip Osteoartrose - Recon - Orthobullets.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://www.orthobullets.com/recon/5005/hip-Osteoartrose>
- [31] A. Ramos, F. F. Fonseca, F. M. Judas, and José A. Simões, “Artroplastia da Anca, aspetos biomecânicos e biológicos,” p. 230, 2019, Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [https://www.researchgate.net/publication/356161797\\_Artroplastia\\_da\\_Aanca\\_aspetos\\_biomecânicos\\_e\\_biologicos](https://www.researchgate.net/publication/356161797_Artroplastia_da_Aanca_aspetos_biomecânicos_e_biologicos)
- [32] J. P. Fernadnes, “Study of the mechanical behaviour of the interaction between stem hip prothesis and bone syrface: a pilot study on an animal model”.
- [33] I. Gotman, “Biomechanical and Tribological Aspects of Orthopaedic Implants,” *Springer Tracts in Mechanical Engineering*, pp. 25–44, 2021, doi: 10.1007/978-3-030-60124-9\_2/FIGURES/4.
- [34] M. Merola and S. Affatato, “Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations,” *Materials*, vol. 12, no. 3, Feb. 2019, doi: 10.3390/MA12030495.
- [35] C. Y. Hu and T. R. Yoon, “Recent updates for biomaterials used in total hip arthroplasty,” *Biomaterials Research* 2018 22:1, vol. 22, no. 1, pp. 1–12, Dec. 2018, doi: 10.1186/S40824-018-0144-8.
- [36] X. Gao, M. Fraulob, and G. Häät, “Biomechanical behaviours of the bone-implant interface: A review,” *J R Soc Interface*, vol. 16, no. 156, 2019, doi: 10.1098/RSIF.2019.0259.

- [37] F. D. Al-Shalawi *et al.*, “Biomaterials as Implants in the Orthopedic Field for Regenerative Medicine: Metal versus Synthetic Polymers,” *Polymers* 2023, *Vol. 15*, Page 2601, vol. 15, no. 12, p. 2601, Jun. 2023, doi: 10.3390/POLYM15122601.
- [38] L. Mattei, F. Di Puccio, B. Piccigallo, and E. Ciulli, “Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review,” *Tribol Int*, vol. 44, no. 5, pp. 532–549, May 2011, doi: 10.1016/J.TRIBOINT.2010.06.010.
- [39] “Reverse HRS Features and Benefits - Hip Innovation Technology.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <http://www.hipinnovationtechnology.com/product-information-benefits.html>
- [40] “Data Demonstrates Efficacy Of Hip Replacement System | Orthopedic Design Technology.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [https://www.odtmag.com/contents/view\\_breaking-news/2022-09-21/data-demonstrates-efficacy-of-hip-replacement-system/](https://www.odtmag.com/contents/view_breaking-news/2022-09-21/data-demonstrates-efficacy-of-hip-replacement-system/)
- [41] T. R. Turgeon, D. R. Hedden, E. R. Bohm, and C. D. Burnell, “Radiostereometric analysis and clinical outcomes of a novel reverse total hip system at two years,” *Bone Jt Open*, vol. 4, no. 5, pp. 385–392, May 2023, doi: 10.1302/2633-1462.45.BJO-2023-0018.R1).
- [42] F. Bottner, E. Su, B. Nestor, B. Azzis, T. P. Sculco, and M. Bostrom, “Radiostereometric Analysis: The Hip,” *HSS Journal*, vol. 1, no. 1, p. 94, Sep. 2005, doi: 10.1007/S11420-005-0114-2.
- [43] V. Ciriello *et al.*, “Is Modular Dual Mobility Superior to Standard Bearings for Reducing Dislocation Risk after Primary Total Hip Arthroplasty? A Retrospective Comparative Multicenter Study,” *J Clin Med*, vol. 12, no. 13, Jul. 2023, doi: 10.3390/JCM12134200.
- [44] “COMSOL Multiphysics Reference Manual,” 1998, Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [www.comsol.com/blogs](http://www.comsol.com/blogs)
- [45] A. S. Desai, A. Dramis, and T. N. Board, “Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: A review of literature,” *Curr Rev Musculoskelet Med*, vol. 6, no. 4, pp. 336–341, Dec. 2013, doi: 10.1007/S12178-013-9180-0.
- [46] L. Ferreira and V. De Freitas, “Estudo numérico da biomecânica da Artroplastia Total da Anca.”
- [47] H. Wellauer, R. Heuberger, E. Gautier, M. Tannast, H. Steinke, and P. Wahl, “The history of the development of the regular straight stem in hip arthroplasty,” *EFORT Open Rev*, vol. 8, no. 7, pp. 548–560, Jul. 2023, doi: 10.1530/EOR-22-0122.
- [48] “Exeter ® V40 ® Femoral Stem using Exeter Broach”.
- [49] R. S. M. Ling, J. Charity, A. J. C. Lee, S. L. Whitehouse, A. J. Timperley, and G. A. Gie, “The long-term results of the original Exeter polished cemented femoral component: a follow-up report,” *J Arthroplasty*, vol. 24, no. 4, pp. 511–517, Jun. 2009, doi: 10.1016/J.ARTH.2009.02.002.
- [50] J. Maggs and M. Wilson, “The Relative Merits of Cemented and Uncemented Prostheses in Total Hip Arthroplasty,” *Indian J Orthop*, vol. 51, no. 4, pp. 377–385, Jul. 2017, doi: 10.4103/ORTHO.IJORTHO\_405\_16.
- [51] H. D. W. Williams, G. Browne, G. A. Gie, R. S. M. Ling, A. J. Timperley, and N. A. Wendover, “The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years. A study of the first 325 hips,” *J Bone Joint Surg Br*, vol. 84, no. 3, pp. 324–334, 2002, doi: 10.1302/0301-620X.84B3.12261.
- [52] “Surgical Technique Orthopaedics ACCOLADE ® II Femoral Hip System”.
- [53] “Accolade HI Hip Stem”.
- [54] “Design rationale Accolade ® II Femoral Hip Stem”.
- [55] “BIOLOX delta Ceramic Femoral Head | Total Hip Arthroplasty | Exactech.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://www.exac.com/hip/biolox-delta/>
- [56] M. O. Heller, G. Bergmann, J. P. Kassi, L. Claes, N. P. Haas, and G. N. Duda, “Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing,” *J Biomech*, vol. 38, no. 5, pp. 1155–1163, May 2005, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.022.
- [57] “Copying, Pasting, and Duplicating Nodes.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available:

- [https://doc.comsol.com/5.6/doc/com.comsol.help.comsol/comsol\\_ref\\_modeling.15.3.0.html](https://doc.comsol.com/5.6/doc/com.comsol.help.comsol/comsol_ref_modeling.15.3.0.html)
- [58] O. Heller, G. Bergman, P. Kassi, N. P. Has, and G. N. Duda, *Determination of Muscle Loading at the Hip Joint for Use in Pre-clinical Testing*. 2005.
- [59] T. Bousnane, S. Benbarek, A. Sahli, B. Serier, and B. A. Bachir Bouiadjra, “Damage of the Bone-Cement Interface in Finite Element Analyses of Cemented Orthopaedic Implants,” *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, vol. 62, no. 2, pp. 173–178, Mar. 2018, doi: 10.3311/PPME.11851.
- [60] “Metallic Alloys in Total Hip Arthroplasty.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [https://www.researchgate.net/publication/274635569\\_Metallic\\_Alloys\\_in\\_Total\\_Hip\\_Arthroplasty](https://www.researchgate.net/publication/274635569_Metallic_Alloys_in_Total_Hip_Arthroplasty)
- [61] J. B. Mistry *et al.*, “Trunnionosis in total hip arthroplasty: a review,” *J Orthop Traumatol*, vol. 17, no. 1, p. 1, Mar. 2016, doi: 10.1007/S10195-016-0391-1.
- [62] “Cobalt Chromium Alloy | AMERICAN ELEMENTS ®.” Accessed: Oct. 10, 2023. [Online]. Available: <https://www.americanelements.com/cobalt-chromium-alloy>
- [63] Y. S. Lai, W. C. Chen, C. H. Huang, C. K. Cheng, K. K. Chan, and T. K. Chang, “The Effect of Graft Strength on Knee Laxity and Graft In-Situ Forces after Posterior Cruciate Ligament Reconstruction,” *PLoS One*, vol. 10, no. 5, p. e0127293, May 2015, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0127293.
- [64] Y. S. Lai, W. C. Chen, C. H. Huang, C. K. Cheng, K. K. Chan, and T. K. Chang, “The effect of graft strength on knee laxity and graft in-situ forces after posterior cruciate ligament reconstruction,” *PLoS One*, vol. 10, no. 5, May 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0127293.
- [65] AZO Materials, “Titanium Alloys - Ti6Al4V Grade 5.” Accessed: Oct. 08, 2023. [Online]. Available: [https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1547&fbclid=IwAR0PRqJq5rILuVyKMf0AlelhcXNIFayFcf6lQhx7Th9YTW75I5Yavz\\_Rl6o](https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1547&fbclid=IwAR0PRqJq5rILuVyKMf0AlelhcXNIFayFcf6lQhx7Th9YTW75I5Yavz_Rl6o)
- [66] American Elements, “Cobalt Chromium Alloy.” Accessed: Oct. 08, 2023. [Online]. Available: <https://www.americanelements.com/cobalt-chromium-alloy>
- [67] Comsol, “The Structural Mechanics Module User’s Guide,” 2018, Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [www.comsol.com/blogs](http://www.comsol.com/blogs)
- [68] Comsol, “The Structural Mechanics Module User’s Guide,” 2018, Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [www.comsol.com/blogs](http://www.comsol.com/blogs)
- [69] “COMSOL Multiphysics Reference Manual,” 1998, Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [www.comsol.com/blogs](http://www.comsol.com/blogs)
- [70] “Study and Study Step Types.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [https://doc.comsol.com/5.5/doc/com.comsol.help.comsol/comsol\\_ref\\_solver.27.010.html](https://doc.comsol.com/5.5/doc/com.comsol.help.comsol/comsol_ref_solver.27.010.html)
- [71] M. W. Hackemack and J. C. Ragusa, “Quadratic serendipity discontinuous finite element discretization for SN transport on arbitrary polygonal grids,” *J Comput Phys*, vol. 374, pp. 188–212, Dec. 2018, doi: 10.1016/J.JCP.2018.05.032.
- [72] Comsol, “The Structural Mechanics Module User’s Guide,” 2018, Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [www.comsol.com/blogs](http://www.comsol.com/blogs)
- [73] “Fixed Constraint.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: [https://doc.comsol.com/5.5/doc/com.comsol.help.sme/sme\\_ug\\_solid.07.50.html](https://doc.comsol.com/5.5/doc/com.comsol.help.sme/sme_ug_solid.07.50.html)
- [74] G. Bergmann *et al.*, “Realistic loads for testing hip implants,” *Biomed Mater Eng*, vol. 20, no. 2, pp. 65–75, 2010, doi: 10.3233/BME-2010-0616.
- [75] G. Bergmann *et al.*, “Hip contact forces and gait patterns from routine activities,” *J Biomech*, vol. 34, no. 7, pp. 859–871, 2001, doi: 10.1016/S0021-9290(01)00040-9.
- [76] G. Von Lewinski, “Short Stem, Straight Stem or Anatomical Stem: Free Decision or Recommendations?,” *Z Orthop Unfall*, vol. 156, no. 6, pp. 718–722, 2018, doi: 10.1055/A-0658-5988/ID/R5289-25/BIB.
- [77] “Hip Innovation Technology Develops Reverse Hip System - BONEZONE.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available:

---

<https://bonezonepub.com/2022/03/15/hip-innovation-technology-develops-reverse-hip-system/>



