

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

TACIANA LUSA

**MODELAGEM TRIDIMENSIONAL E ANÁLISE DE TENSÕES DE DIFERENTES MATERIAIS EM
UMA PRÓTESE DE QUADRIL**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO

2019

TACIANA LUSA

**MODELAGEM TRIDIMENSIONAL E ANÁLISE DE TENSÕES DE DIFERENTES
MATERIAIS EM UMA PRÓTESE DE QUADRIL**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do Curso de Engenharia Mecânica da Coordenação de Engenharia Mecânica – COEME – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Campus Pato Branco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro.

Orientador: Prof. Dr. Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues

PATO BRANCO

2019

FOLHA DE APROVAÇÃO

Modelagem Tridimensional e Análise de Tensões de Diferentes Materiais em uma Prótese de Quadril

Taciana Lusa

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação apresentado no dia 19/06/2019 como requisito parcial para a obtenção do Título de Engenheira Mecânica, do curso de Engenharia Mecânica do Departamento Acadêmico de Mecânica (DAMEC) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Pato Branco (UTFPR-PB). O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora julgou o trabalho **APROVADO**.

Profa. Dra. Gabriela Wessling Oening Dicati
(UTFPR – Departamento de Mecânica)

Prof. MSc. Fábio Junkes Corrêa
(UTFPR – Departamento de Mecânica)

Prof. Dr. Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues
(UTFPR – Departamento de Mecânica)
Orientador

Prof. Dr. Paulo Cezar Adamczuk
Responsável pelo TCC do Curso de Eng. Mecânica

*A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Curso de Engenharia Mecânica

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais, Brás e Iolete, e ao meu irmão Pedro Eduardo pelo apoio que sempre me deram ao longo desses anos. Além disso, dedico a todos os profissionais que trabalham com pesquisas relacionadas ao corpo humano, que de alguma forma contribuem para melhorar a qualidade de vida de pacientes que necessitam de próteses.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a minha família, meus pais Brás e Iolete, meu irmão Pedro Eduardo e meu noivo Ekuikui dos Anjos Rosa, por todo o incentivo, compreensão, dedicação, por cada lágrima enxugada e por cada palavra de motivação, que me ajudaram a superar cada momento difícil e seguir em frente.

Aos meus amigos e colegas de faculdade, que juntos superamos essa fase com muita dificuldade, mas também com muita risada e companheirismo. Cada dia de apoio foi extremamente importante, pois sem eles todo esse percurso teria sido bem mais complicado.

A todos os professores da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR campus Pato Branco, especialmente do departamento de engenharia mecânica, que compartilharam seus conhecimentos contribuindo para meu crescimento profissional. Também, ao meu Professor Orientador Doutor Fabio Mandello, por ter aceitado me orientar e por ter tido paciência e dedicação comigo ao longo dessa disciplina.

Agradeço também a Deus, porque sem ele nada disso estaria acontecendo e por fim, a todas essas pessoas quero dizer meu muito obrigada, porque fizeram toda a diferença na minha vida acadêmica e pessoal, que participaram de alguma forma no meu crescimento intelectual e, também, que contribuíram para ser uma pessoa melhor.

EPÍGRAFE

“Lute com determinação, abrace a vida com paixão, perca com classe e vença com ousadia, porque o mundo pertence a quem se atreve e a vida é muito bela para ser insignificante.”
(Charles Chaplin)

RESUMO

LUSA, Taciana. Modelagem tridimensional e análise de tensões de diferentes materiais em uma prótese de quadril. 2019. 54 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2019.

Quando o corpo humano recebe uma prótese por quebra do osso, desgaste das articulações ou doenças, ele fica submetido a tensões mais altas do que receberia naturalmente. Isso ocorre, pois, o material utilizado na fabricação do implante é mais rígido que o osso e, portanto, transfere tensões maiores. Tensões mais elevadas podem desgastar o osso e diminuir a vida útil da prótese, o que leva o paciente a sentir dores e talvez ser submetido a uma cirurgia de correção, chamada de artroplastia de quadril. Devido a esses problemas, esse estudo visa analisar os materiais mais adequados para a função que exercerão, de prótese, que possuam suas propriedades semelhantes às do organismo humano, ou seja, que sejam biocompatíveis, bioativos e bioinertes. Para isso, foi realizada uma análise de tensões em uma prótese de quadril, mais especificamente na componente cabeça femoral, através de uma análise numérica pelo Método de Elementos Finitos (MEF) realizada no *software* computacional ANSYS. Esse *software* permite identificar como os materiais se comportam quando submetidos a esforços mecânicos e então permite escolher o melhor, para que ele exerça sua função adequadamente por um tempo maior e sem prejudicar o paciente.

Palavras-chave: Prótese de quadril, Cabeça femoral, Biomateriais, Método de Elementos Finitos.

ABSTRACT

LUSA, Taciana. Three-dimensional modeling and stress analysis of different materials on a hip prosthesis. 2019. 54 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2019.

When the human body receives a prosthesis for bone breakage, wear of joints or diseases, it gets subjected to greater stresses than it naturally receives. This occurs, therefore, the material used in the manufacture of the implant is stiffer than the bone and therefore transfers the larger stresses. The extent of multiple sclerosis is multiple sclerosis, which leads the patient to feel pain and may undergo corrective surgery, called a hip arthroplasty. This study is the materials used for the physiology of this body, which are biocompatible, bioactive and bioadhesives. For this, a stress analysis was made in a hip prosthesis, more specifically in the femoral head, through a numerical analysis by the Finite Element Method (FEM) performed in the ANSYS computational software. This software allows you to choose the materials that are in compliance with the mechanical functions, and then choose what you want, so that it performs its function at a greater pace and without prejudice to the patient.

Keywords: Hip prosthesis, Femoral head, Biomaterials, Finite Elements Method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estrutura óssea do quadril.	16
Figura 2 – Estrutura óssea do fêmur.	17
Figura 3 – Tipos de fraturas de quadril.....	18
Figura 4 – Componentes de uma prótese de quadril.	21
Figura 5 – Representação das cargas aplicadas na cabeça femoral.....	23
Figura 6 – Fluxograma da organização do trabalho.	30
Figura 7 – Dimensões da prótese de quadril, em milímetros.	31
Figura 8 – Representação da prótese no osso.....	32
Figura 9 – Representação das forças na cabeça femoral.	34
Figura 10 – Representação da malha gerada para simulação.....	35
Figura 11 – Tensão de pico máximo agindo na prótese.....	37
Figura 12 – Análise de tensões para a Hidroxiapatita.	38
Figura 13 – Análise de tensões para a Liga de Titânio.	38
Figura 14 – Análise de tensões para o Aço Inoxidável 316L.....	39
Figura 15 – Análise de tensões para a Liga de Cr-Co Fundida.....	39
Figura 16 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Cr-Co.	51
Figura 17 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Cr-Co.	52
Figura 18 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Cr-Co.	52
Figura 19 – Tensão de von Mises máxima para a Hidroxiapatita.....	53
Figura 20 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Titânio.	53
Figura 21 – Tensão de von Mises máxima para o Aço Inoxidável 316L.	54
Figura 22 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Cr-Co Fundida.	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson.	33
Tabela 2 – Propriedades dos Materiais.	33
Tabela 3 – Forças aplicadas na cabeça femoral.	34
Tabela 4 – Número de elementos e nós gerados.	35
Tabela 5 – Tensões de von Mises máximas obtidas nas simulações.	36
Tabela 6 – Tensões de von Mises atuantes no osso abaixo da cabeça femoral.	40
Tabela 7 – Limite de Escoamento x Tensão de von Mises máxima.	41
Tabela 8 – Limite de compressão e de Tração x Tensão de von Mises máxima.	41
Tabela 9 – Classificação por ordem de Módulo de Elasticidade.	43

LISTAS DE SIGLAS

ASTM	American Society for Testing and Materials
ATQ	Artroplastia Total de Quadril
CAD	Computer Aided Design
ISO	International Organization for Standardization
MEF	Método de Elementos Finitos
PMMA	Polimetilmetacrilato
SUS	Sistema Único de Saúde

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.2 OBJETIVOS	15
1.2.1 Objetivos Específicos	15
1.3 JUSTIFICATIVA	15
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1 PRÓTESE	16
2.1.1 Quadril.....	16
2.1.2 Fêmur	17
2.1.3 Artroplastia de Quadril.....	19
2.1.3.1 Método Cimentado	20
2.1.3.2 Método não Cimentado	20
2.1.4 Prótese de Quadril	21
2.1.5 Tensões no Osso	22
2.2 BIOMATERIAIS	23
2.2.1 Metais.....	25
2.2.2 Cerâmicos	25
2.2.3 Polímeros	26
2.2.4 Compósitos	27
2.3 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	28
3 METODOLOGIA (MATERIAIS E MÉTODOS)	30
3.1 MODELAGEM TRIDIMENSIONAL.....	31
3.2 DETERMINAÇÃO DOS MATERIAIS	32
3.3 DETERMINAÇÃO DOS ESFORÇOS.....	34
3.4 SIMULAÇÃO NUMÉRICA	35
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	36
4.1 ANÁLISE DE TENSÕES NO OSSO	36

4.2 ANÁLISE DE TENSÕES NA PRÓTESE	41
4.3 CLASSIFICAÇÃO DOS MATERIAIS.....	42
5 CONCLUSÕES	44
REFERÊNCIAS.....	45
APÊNDICE A – TENSÃO DE PICO MÁXIMO	51
APÊNDICE B – TENSÕES DE VON MISES NO OSSO.....	53

1 INTRODUÇÃO

Há muitos problemas que podem levar o ser humano a substituir uma parte do seu corpo por uma prótese, como no caso de desgaste de um osso ou articulação ou até mesmo de perda de um membro. Um problema que vem crescendo a cada ano e chamando a atenção de médicos e pesquisadores, são as falhas que ocorrem no fêmur, que levam o paciente a usar uma prótese de quadril (FUKUDA, 2018).

Fatores como falha na seleção ou fabricação da prótese, sobrecarga, impacto, fadiga, desgaste, cirurgia malfeita ou ainda péssima qualidade óssea do paciente podem ser causas para uma cirurgia de correção de quadril (RAVAGLIOLI e HRAJEWSKI, 1992). Além disso, o sobrepeso, associado as doenças de reumatoides, como artrite e artrose, causam o desgaste da articulação e que, muitas vezes, levam o paciente a realizar uma cirurgia de reparação (FELSON *et. al.*, 1988).

Com o avanço da tecnologia, esse problema vem se tornando mais fácil de solucionar e pode ser corrigido através de uma cirurgia chamada de artroplastia do quadril. Ela substitui totalmente ou parcialmente o osso danificado por uma prótese e tem o objetivo de diminuir a dor e melhorar a qualidade de vida dos pacientes (PEREIRA *et. al.*, 2014).

Para que o corpo humano não rejeite a prótese inserida é necessário que ela seja fabricada de um material que possua propriedades muito compatíveis à do organismo, esses chamados de biomateriais (KAWASHI *et al*, 2000). As classes de biomateriais mais utilizadas para próteses de quadril são as de metais e as de cerâmicas. Os polímeros, entre tantas funções, também são utilizados como matéria-prima do cimento ósseo, que fixa a prótese dentro do osso fêmur, em caso de ser uma prótese cimentada (HATEM, 2018).

Uma prótese de quadril é composta por três partes, que são a componente femoral, componente acetabular e cabeça femoral. Sendo a cabeça femoral a responsável por articular as duas componentes da prótese, e essa é alvo de análise de materiais e tensões nesse trabalho (BUSATO, 2018). Para isso, foi utilizada a tecnologia computacional chamada Método de Elementos Finitos (MEF), para analisar como as forças externas, como impacto e fadiga, agem sobre a prótese e o fêmur.

A simulação realizada por *softwares* de MEF como o Ansys, realizam uma análise numérica, que permite o pesquisador chegar a resultados muito próximos a realidade devido a precisão numérica que alcançam. Além disso, eles permitem

identificar o comportamento dos materiais quando submetidos a esforços mecânicos para então ser utilizados em próteses sem prejudicar o paciente. Ou seja, eles permitem identificar quais são os materiais que possuem as melhores propriedades mecânicas e maior longevidade para exercer a função desejada (HAYASAKI, 2006).

1.2 OBJETIVOS

Esse trabalho tem como objetivo analisar as tensões que agem na componente cabeça femoral de uma prótese de quadril, utilizando diferentes materiais.

1.2.1 Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral os seguintes objetivos específicos devem ser alcançados:

- Modelar tridimensionalmente a cabeça femoral;
- Estudar e analisar a biomecânica das forças que agem na prótese;
- Utilizar o Método de Elementos Finitos para simular numericamente e determinar as tensões resultantes;
- Comparar os resultados obtidos através da simulação com resultados da literatura.

1.3 JUSTIFICATIVA

Analisar os biomateriais usados para fabricação de próteses de quadril, que quando implantados no organismo ficam submetidos a tensões aplicadas pelo corpo humano. Esse estudo pode permitir uma melhoria na qualidade dos implantes e assim adquirir informações para no futuro poder substituir materiais que apresentam problemas. Assim, possibilitar uma qualidade de vida melhor a pacientes que precisam de uma artroplastia de quadril e contribuir com o futuro da medicina.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

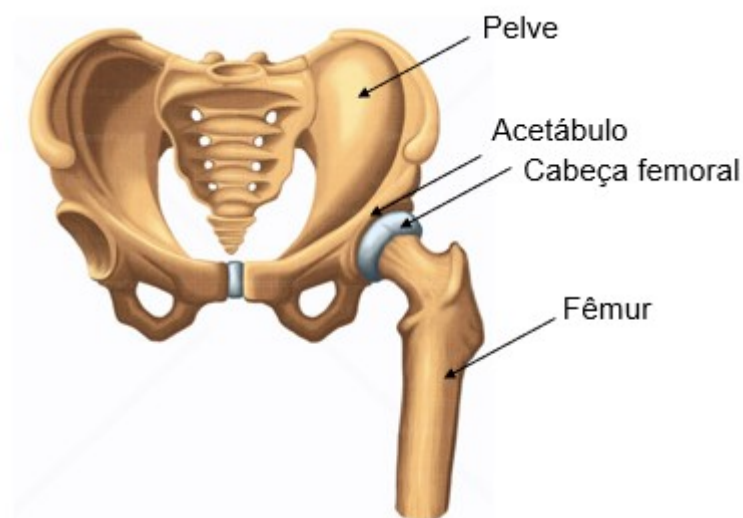
2.1 PRÓTESE

2.1.1 Quadril

O quadril é uma articulação de grande importância, pois é ele quem permite movimentos importantes do corpo humano, como caminhar, correr e pular. Além disso, ele permite que os movimentos possuam maior amplitude e, também ajuda a suportar o peso corporal (ORTOPEDIABR, 2019).

A região que compreende o quadril é o encontro da parte superior do fêmur, chamada cabeça femoral, com a lateral da pelve chamada de acetábulo, como ilustra a Figura 1 (ROSA, 2014). Entre eles, existe uma camada de cartilagem que serve para facilitar o movimento sem gerar dores (STROHAECKER, 2008).

Figura 1 – Estrutura óssea do quadril.



Fonte: Atlas do corpo humano (2016).

A cartilagem presente entre o acetábulo e a cabeça femoral está suscetível a desgaste. Quando isso ocorre, aumenta o atrito entre os ossos causando dores e à medida que o desgaste for aumentando, os movimentos podem ficar bem limitados, dificultando exercer as atividades do dia a dia. Isso pode ser gerado, entre tantos outros motivos, pelas doenças de quadril (SOCIEDADE BRASILEIRA DE QUADRIL, 2019).

As doenças de quadril mais comuns são a osteoartrite, também chamada de artrose, e a artrite reumatoide. Ambas são do quadro de reumatismo e atacam as juntas em geral. No quadril, essas doenças comprometem a cartilagem presente entre a cabeça femoral e o acetábulo. A diferença entre essas doenças é que a osteoartrite está relacionada com a idade do paciente, sendo mais comum acima dos 50 anos de idade (ORTHOINFO, 2015).

2.1.2 Fêmur

Tanto o quadril, quanto o fêmur, fazem parte de uma estrutura esquelética, que tem várias funções como sustentação do corpo humano, proteção dos órgãos, locomoção, entre outros (STROHAECKER, 2008). Essa estrutura é formada pelos ossos, que por sua vez, ficam localizados dentro dos músculos, garantindo assim, rigidez (THIBODEAU, 2002). A estrutura óssea do fêmur está ilustrada na Figura 2 abaixo.

Figura 2 – Estrutura óssea do fêmur.



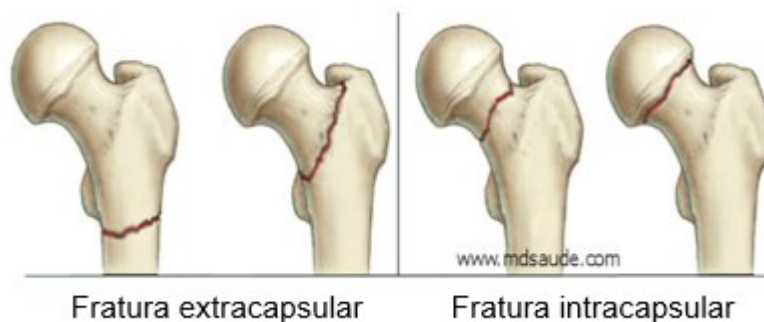
Fonte: Adaptado de Strohaecker (2008).

A região de maior probabilidade de ocorrer fratura é no colo do fêmur, região acima da grande trocânter. Isso porque a tensão normal em relação a superfície

da prótese implica em alta concentração de tensão nessa região entre suscetível a fraturas (YILDIZ *et. al.*, 1996).

Essas fraturas podem ocorrer de duas maneiras, fratura extracapsular e fratura intracapsular. A diferença entre elas está na posição, a primeira ocorre abaixo do colo do fêmur, enquanto que a segunda ocorre acima dessa região, como mostra a Figura 3. As intracapsulares costumam ser mais complicadas, pois a região de fratura é pouco irrigada com o fluxo sanguíneo, podendo demorar mais tempo na cicatrização do osso e, também corre o risco de necrosar. Ao contrário, a recuperação da fratura extracapsular propicia um maior risco de hemorragia no paciente, devido à grande vascularização da região (ROSA, 2014).

Figura 3 – Tipos de fraturas de quadril.



Fonte: Adaptado de Rosa (2014).

Alguns ossos do corpo humano, como o fêmur, apresentam dois tipos de tecidos, o cortical e o esponjoso. O osso cortical fica na parte externa, é mais denso e resistente em relação ao osso esponjoso, enquanto que, o esponjoso fica localizado na parte interna, é mais poroso e menos resistente. O osso cortical vai ficando mais compacto na região distal, devido as forças de flexão, que tendem a “dobrar” o osso no meio, por isso ele se torna mais reforçado para poder suportar os esforços (STROHAECKER, 2008).

Os esforços que o fêmur recebe do corpo são transferidos de maneira homogênea e distribuídos em toda seção transversal do osso. Depois da cirurgia, quando o implante é colocado, a transferência de carga muda totalmente. A distribuição das cargas como flexão e compressão axial passam a ser parcialmente transferidas por cisalhamento através das interfaces entre o osso, cimento e a prótese, para próteses cimentadas. Para as não cimentadas, a interface ocorre através do osso e da prótese (HUISKES, 1990; HUISKES, 1992).

A interface ou contato direto entre o tecido ósseo com a superfície da prótese em plena atividade é chamada de osseointegração (ALBREKTSSON, 1981). Quando isso acontece, há alteração do modo de transferências de cargas. Isso faz com que as tensões na interface se elevem, aumentando as tensões de cisalhamento na interface devido à razão de rigidez entre a prótese e o osso (JOSHI, 2000).

Além disso, o fêmur possui propriedades mecânicas, que foram apresentadas em alguns estudos como de Valente (1999). Em sua tese de doutorado sobre a síntese da hidroxiapatita, Valente cita algumas propriedades do osso cortical. O limite de resistência à tração é dado como 133 MPa, o limite de resistência à compressão como 193 MPa e o limite de escoamento é de 68 MPa. Já de acordo com Fernandes (2016), o limite de escoamento do osso cortical humano é de 90 MPa e do osso esponjoso 4,4 MPa.

2.1.3 Artroplastia de Quadril

A cirurgia de correção de quadril chama-se artroplastia quadril e tem por objetivo substituir parcialmente ou totalmente a articulação natural fraturada por uma prótese artificial. Quando ocorre a substituição completa pela prótese a cirurgia é chamada de artroplastia total do quadril (ATQ). Além disso, as próteses são produzidas por materiais não orgânicos e trazem o alívio da dor para os pacientes e restabelece os movimentos da articulação (PEREIRA *et. al.*, 2014).

A cada ano essa cirurgia vem se tornando mais frequente, principalmente com o envelhecimento da população e as suas doenças. Em dezembro de 2007, o Sistema Único de Saúde (SUS) autorizou e pagou 937 cirurgias de correção de quadril no Brasil. Esse número cresceu 34,5% em relação ao mesmo mês do ano de 2018, que totalizou 1260 cirurgias (DATASUS, 2019).

Em ambas as datas, as estatísticas mostram que as regiões Sul e Sudeste dominam esse *ranking* de cirurgias. Em dezembro de 2007, a região Sudeste dominava o primeiro lugar com 46%, já em dezembro de 2018 esse número subiu para 50%. Em segundo lugar vem a região Sul, que em dezembro de 2018 detinha 26% das cirurgias (DATASUS, 2019).

Esses dados mostram um total de cirurgias realizadas. Esse total abrange três maneiras de fixar a prótese, que são fixação cimentada, não cimentada ou ainda de maneira híbrida, que nada mais é que uma mistura das duas. Ela geralmente é

realizada com a componente femoral cimentada e o acetábulo não cimentado (ALMEIDA, 2016).

2.1.3.1 Método Cimentado

A artroplastia total de quadril cimentada é um método que foi desenvolvido por John Charnley em 1962 e até hoje é muito utilizado, pois tem excelentes resultados a longo prazo. Além disso, esse método é indicado para pacientes com idade mais avançada, que possuem pouca massa óssea, e portadores de doenças de articulação (ALMEIDA, 2016).

A fixação consiste em uma massa pastosa chamada de “cimento ósseo”, geralmente feita de um material polimérico chamado polimetilmetacrilato (PMMA), que é colocada no canal femoral entre o osso e a prótese para a devida fixação (JUDAS *et al.*, 2009).

O componente acetabular da prótese cimentada pode ser fabricado com um tipo de plástico altamente resistente chamado de polietileno de alta densidade (ALMEIDA, 2016). Esse plástico possui alta resistência ao desgaste e é fabricado em vários diâmetros para poder se adaptar a anatomia de cada paciente (HATEM, 2018).

2.1.3.2 Método não Cimentado

A técnica não cimentada consiste em colocar o implante sob pressão dentro do canal femoral (JOSHI, 2000). A fixação acontece através da osseointegração, que ocorre por dentro dos poros presente na prótese. Alguns fabricantes revestem a prótese com hidroxiapatita, material baseado em fosfato de cálcio, que é a fase inorgânica do osso (BRANSON, 2003).

A cirurgia de quadril utilizando a prótese não cimentada foi introduzida com o intuito de que pessoas mais jovens que necessitassem da cirurgia, pudessem ter como benefício o crescimento ósseo (LOEHR *et al.*, 1999). Essa técnica também pode ser utilizada em pacientes que possuem idade mais avançada e uma boa reserva óssea (ALMEIDA, 2016).

Pacientes que utilizam medicamentos como anti-inflamatórios não-esteroides, esteroides ou quimioterápicos antimetabólitos a implantação não cimentada não é recomendada. Esses medicamentos podem causar problemas no

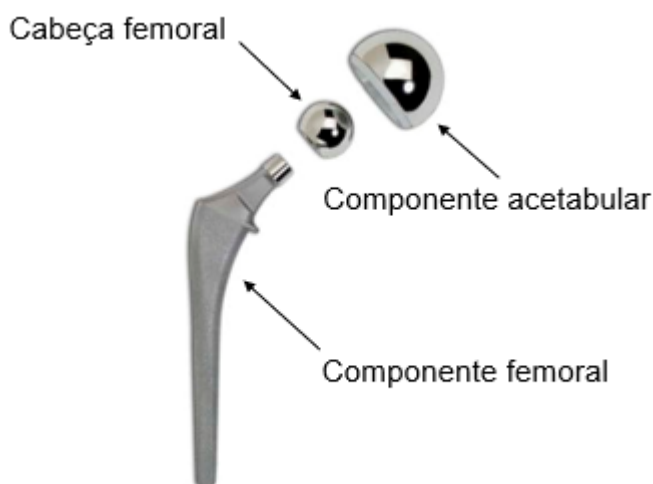
crescimento ósseo uma vez que a estabilidade do componente depende do crescimento ósseo externo (LOEHR *et. al.*, 1999).

Os implantes utilizados para esse tipo de fixação geralmente são produzidos com titânio ou ligas especiais de titânio. Além disso, existe um componente que se encaixa na parte interna da componente acetabular para fazer a articulação com a cabeça femoral. Esse componente pode ser fabricado de polietileno ou cerâmica (HATEM, 2018).

2.1.4 Prótese de Quadril

Uma prótese de quadril é um implante ortopédico, que compreende um produto médico implantável. Eles são utilizados diretamente na substituição articular, síntese óssea, ligamentoplastia e manutenção funcional da coluna vertebral de seres humanos. Além disso, segundo a ANVISA, todos os implantes ortopédicos se enquadram na Classe III ou IV, ou seja, alto risco e máximo risco (ANVISA, 2019). Uma prótese de quadril é basicamente composta por três partes, a componente acetabular, a componente femoral e a cabeça femoral, como mostra a Figura 4 (BUSATO, 2018).

Figura 4 – Componentes de uma prótese de quadril.



Fonte: Adaptado de MedicalExpo (2019).

Assim como o osso, as próteses também são suscetíveis a falhas, que podem ocorrer devido a vários fatores como carregamento mecânico, podendo ser sobrecarga, impacto, fadiga e desgaste. Além disso, falha por corrosão, na seleção

do modelo, ou seja, quando a prótese não é compatível com a estrutura do paciente, uma cirurgia malfeita, que pode ocasionar danos no implante ou também, má qualidade óssea do paciente (ALVES, 2004).

2.1.5 Tensões no Osso

O afrouxamento das componentes da prótese depois de uma artroplastia de quadril, é de muito interesse na ortopedia, pois é a principal complicação no pós cirúrgico. A perda da massa óssea ao redor da prótese pode comprometer o resultado da cirurgia e por fim, gerar o desprendimento da prótese (KROGER *et. al.*, 1997).

O afrouxamento da prótese pode ser em decorrência das rachaduras que ocorrem no cimento ósseo (VIRULSRI, 2015) e, também, das partículas de desgaste do cimento, que se desprendem e causam falhas na região ao redor da prótese (JUDAS *et. al.*, 2009). Essas falhas estão relacionadas com o mecanismo de *stress shielding* e com o processo de osteólise (KROGER *et. al.*, 1997).

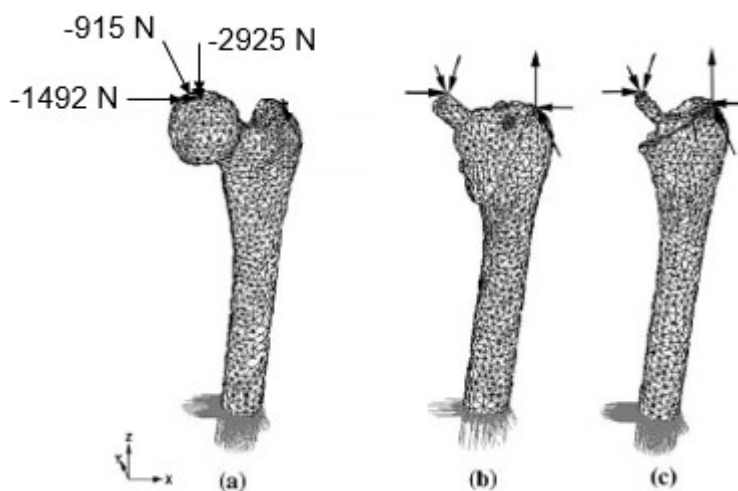
O *stress shielding* é um processo baseado na lei de remodelação de Wolff, que é uma redistribuição de força que ocorre no fêmur, que resulta em uma diminuição da massa óssea no fêmur proximal. Esse mecanismo pode influenciar na longevidade da prótese, pois acaba resultando no afrouxamento dela (SHIH *et. al.*, 1994; MURRAY e RUSHTON, 1992).

O processo chamado osteólise, é um processo natural do organismo, em que ocorre a reabsorção óssea. Após uma artroplastia de quadril, esse processo pode ser acelerado e prejudicar o osso. Durante a cirurgia, a perda de densidade óssea é mais comum em próteses não cimentadas e no pós operatório, é comum através de traumas e quedas. Além disso, pacientes que sofrem de doenças reumáticas e osteoporose, são mais suscetíveis a esse tipo de desgaste (CIRURGIA DO QUADRIL, 2019).

Os problemas de perda óssea também, despertam interesse na biomecânica, pois através de um estudo detalhado das tensões que agem no osso, pode-se diminuir os efeitos dos processos de desgaste ósseo. Um estudo realizado por Tai *et. al.* (2003) analisou o comportamento da cabeça femoral quando submetido à cargas de tração e compressão. Nesse estudo, Tai variou o material da cabeça femoral da prótese e chegou à conclusão que as ligas de titânio são alternativas para eliminar efeitos de *stress shielding*, prevenir a osteólise e preservação do estoque

ósseo. A Figura 5 abaixo mostra a representação das forças aplicadas na cabeça femoral (TAI *et. al.*, 2003).

Figura 5 – Representação das cargas aplicadas na cabeça femoral.



Fonte: Adaptado de Tai *et. al.* (2003).

2.2 BIOMATERIAIS

O conceito de biomateriais foi, ao longo dos anos, redefinido várias vezes até chegar na definição de que é todo material destinado a manter uma ligação ou conexão com o sistema biológico para reforçar ou substituir qualquer tecido, órgão ou função do organismo (JUDAS *et al.*, 2009).

Além disso, pode ser definido como qualquer material sintético que pode ser usado para substituir uma parte externa do corpo humano ou funcionar como substituto de uma parte íntima do organismo. Além disso, o material deve ser confiável e seguro, pois são usados no tratamento de doenças (PARK e LAKES, 1979).

Um biomaterial é especificado como material para implante através das normas da Sociedade Americana para Testes e Materiais (ASTM) e da Organização Internacional para Normatização (ISO), além de outras normas nacionais (ARAÚJO e COUTO, 2005).

As propriedades físicas e biológicas do biomaterial devem ser compatíveis às do organismo humano, ou seja, eles devem interagir com o organismo. Para isso, os materiais devem ser biocompatíveis e bioinertes para que possam desempenhar a

função a qual foram destinados sem que ocorra rejeição por parte do organismo vivo (KAWASHI *et. al.*, 2000).

A biocompatibilidade permite que o material funcione de forma satisfatória na aplicação biomédica desejada. Além disso, deve interagir com o processo biológico de acordo com a função para qual foi designado (BLACK, 2006). Enquanto que, ser bioinerte significa que o material implantado libera poucos componentes que possam reagir com o organismo causando possíveis rejeições. O titânio e suas ligas são um dos principais materiais bioinertes utilizados (SANTOS, 2002).

Entre tantas propriedades dos biomateriais, se destacam ainda os bioativos e os bioabsorvíveis ou também chamados de reabsorvíveis. Os bioativos incorporam-se aos tecidos adjacentes através de ligações químicas, enquanto que os reabsorvíveis, como o nome já diz, são absorvidos pelo organismo após um tempo de serviço (GOMES, 2010).

É interessante que os biomateriais tenham como propriedades mecânicas módulo de elasticidade e resistência mecânica próximas ao tecido ósseo (VALENTE, 1999). Pois, quanto menor for o módulo de elasticidade, mais leve se dá a transferência de tensões na interface osso prótese, ou seja, a transferência de tensões ocorre de maneira mais natural e assim, causa menos danos ao osso (SCHWARTSMANN *et. al.*, 2012). Por isso, se o material escolhido para a fabricação da prótese possuir um alto módulo elástico, a prótese deve ser projetada para reduzir a tensão no osso (HUISKES, 1991).

Ao todo existem cinco classes de biomateriais: metais, cerâmicas, compósitos, materiais biológicos e polímeros sintéticos. Os materiais são escolhidos de acordo com suas propriedades mecânicas e seu módulo de elasticidade. Apesar de se ter uma ampla faixa de materiais que atenda a esse tipo de requisição, é comum ocorrer que o material substituído seja de maior rigidez que o componente natural, o que pode levar a problemas de biocompatibilidade. Devido a isso, cada classe de material é selecionada e indicada para um tipo de aplicações específica. Os mais utilizados na ortopedia são os metais, cerâmicas, polímeros e compósitos, que são citados abaixo (INTERRANTE e HAMPDEN-SMITH, 1998).

2.2.1 Metais

As propriedades mecânicas dos metais permitem que eles sejam usados como substitutos de tecidos duros, como o quadril e o joelho (BRONZINO, 2002). Os metais e suas ligas também são utilizados como fixação ortopédica e como implantes dentários. Os mais comuns são: aço inoxidável, titânio, ligas de titânio, ligas de cobalto-cromo (Cr-Co), ligas de níquel-cromo (Ni-Cr) e tântalo. Como vantagens, esses materiais possuem excelente resistência à tração e ao desgaste e, também, elevada tenacidade, ou seja, absorvem muita energia antes de se deformarem. Como desvantagens, possuem baixa compatibilidade, corroem em meio fisiológico e possuem alta densidade (RATNER *et. al.*, 2004).

As ligas de titânio como a Ti6Al4V são tóxicas ao organismo, porém possuem uma boa resistência à corrosão (ALEIXO *et.al.*, 2006). Além disso, elas possuem baixo módulo de elasticidade e baixo custo comparado com alguns biomateriais como as ligas de cobalto e os aços inoxidáveis (HUISKES, 1991). As normas que tratam a respeito dessa liga são ASTM F1108 e ASTM F1472.

Por possuir uma alta resistência ao desgaste, boa resistência à fadiga e boa ductilidade, o aço inoxidável 316L também é altamente empregado em implantes e próteses (SOARES, 2005). Entretanto, além de apresentar problemas alergênicos, ele possui um alto módulo de elasticidade comparado com alguns biomateriais (CARRASCO *et. al.*, 2009), que implica em tensões mais elevadas entre o osso e o implante (HUISKES, 1991).

As ligas à base de cobalto mais comuns utilizadas em implantes ortopédicos são as que contêm molibdênio, níquel, ferro e tungstênio. As mais comuns são as ligas Co-Ni-Cr-Mo e Co-Cr-Mo e são recomendadas pela ASTM (FERNANDES, 2016). Para próteses de joelho e quadril, a liga Co-Ni-Cr-Mo é a mais recomendada, pois possui boa resistência à fadiga e à tração. E para superfícies articulares, a liga mais utilizada é a Co-Cr-Mo (JUDAS *et. al.*, 2009).

2.2.2 Cerâmicos

Esses materiais são combinações de elementos não metálicos com metálicos e entre eles estão os óxidos, nitretos, carbonetos, argilo-minerais, cimentos e vidros. Além disso, são isolantes térmicos e elétricos, são resistentes à corrosão e

à altas temperaturas, além de serem muito duros, o que pode implicar em um material frágil (PADILHA, 1997).

As cerâmicas e vidros mais comuns que são utilizados em ossos, juntas, dentes, válvulas entre outras partes do corpo humano são a alumina (Al_2O_3), zircônia (ZrO_2), carbono, fosfato de cálcio e porcelana. Esses materiais possuem boa compatibilidade, resistência à corrosão excelente e, também, alta resistência a compressão. Porém, possuem baixa resistência à tensão, baixa resistência mecânica, baixa elasticidade e alta densidade (RATNER *et. al.*, 2004). A alumina é aplicada principalmente em próteses de quadril, para a substituição do fêmur e, também, em implantes dentários (KAWASHI *et al.*, 2000).

Inicialmente, a única aplicação de cerâmica em próteses era a alumina (Al_2O_3), posteriormente a zircônia (ZrO_2) foi introduzida para elevar a resistência de próteses femorais (DE FREITAS SPINELLI *et. al.*, 2012). A alumina é muito empregada na fabricação da cabeça femoral. Além disso, a alumina alfa ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-}\alpha$), policristalina e densa possui alta resistência ao desgaste, elevada resistência à corrosão e à compressão, é biocompatível e bioinerte (ALVES, 2004).

A hidroxiapatita é de grande interesse na biomecânica, pois é o principal material inorgânico presente nos ossos e, portanto, favorece o crescimento ósseo e a fixação das próteses não cimentadas (SCHWARTSMANN *et. al.*, 2012). Além disso, ela é um ótimo biomaterial, pois apresenta excelente biocompatibilidade e bioatividade (VALLER-REGÍ, 2004). E devido a isso, ela é amplamente utilizada na ortopedia como revestimento de próteses metálicas (FULMER, 1992). Ela tem como forma predominante a apatita de cálcio, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{X}_2$, em que se substituir X pelo ânion hidroxila (OH^-), tem-se a hidroxiapatita (RIMAN, 2002).

Na medicina a hidroxiapatita pode ser empregada de várias formas. Como osso artificial ela é utilizada na forma de grãos, densa e porosa. Se usada como articulações artificiais, é geralmente empregada como metal recoberto com hidroxiapatita e ainda, ela pode ser utilizada como cimento ósseo em forma de pó com PMMA, polimetilmetacrilato (DE MELO COSTA, 2009).

2.2.3 Polímeros

O grupo dos polímeros é muito vasto e há milhares de anos vem sendo utilizados pelos seres humanos em diversas funções, inclusive como prótese. Alguns

autores classificam a madeira como um polímero natural, enquanto outros a classificam como um material compósito. Porém, a madeira foi a matéria-prima da primeira prótese ortopédica, que se tem registro, há aproximadamente 600 a.C. (BRASKEM, 2016).

Os polímeros possuem propriedades como boa resistência à corrosão, baixa resistência ao calor, são isolantes térmicos e elétricos (PADILHA, 1997). Além disso, possuem boa elasticidade, fácil fabricação e baixa densidade. Em contrapartida, possuem baixa resistência mecânica comparado com os metais, por exemplo, e degradam ao longo do tempo (RATNER *et al.*, 2004).

Além disso, os polímeros são muito utilizado em suturas, artérias maxilofacial, cimento ósseo, tendões, entre outros. Os mais comuns são o polietileno, poliéster e polimetilmetacrilato (RATNER *et al.*, 2004). O metacrilato de polimetilo é conhecido como “cimento ósseo”, utilizado para fixar a componente femoral na cavidade óssea do fêmur em uma artroplastia de quadril. Esse cimento pode desgastar devido ao atrito e suas partículas podem provocar perda óssea e então pode ocasionar o desprendimento da prótese (JUDAS *et al.*, 2009).

2.2.4 Compósitos

Os materiais compósitos se destacam por apresentar diferentes propriedades mecânicas e biológicas, pois são formados por dois ou mais materiais. Ou seja, eles são formados por uma fase predominante chamada matriz e outra parte chamada carga. A matriz geralmente é formada por materiais poliméricos e a carga pode ser de cerâmicas ou metais. (EVANS E GREGSON, 1998).

Os compósitos são altamente empregados em implantes ortopédicos e odontológicos, pois adaptam-se melhor como os tecidos do organismo, conferindo maior compatibilidade mecânica, maior longevidade e durabilidade. Devido a eles serem combinações de diferentes materiais, tem-se uma leque maior de possibilidades de conseguir a propriedade desejada como propriedades elásticas e módulo de elasticidade. Devido a essas propriedades, os compósitos podem ser utilizados na substituição de junta do quadril, de chapas e pinos intramedulares para fixação de fratura. Além disso, eles podem reforçar materiais convencionais como o cimento ósseo e materiais suporte, melhorando a durabilidade (EVANS E GREGSON, 1998).

Os compósitos em geral possuem boa compatibilidade, elevada resistência a corrosão e alta resistência a tração, mas podem ser de difícil fabricação. Os mais utilizados na medicina são as fibras de carbono, resina termofixa e fosfato de cálcio (RATNER *et. al.*, 2004).

2.3 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O Método de Elementos Finitos (MEF) é uma aproximação numérica que ajuda a prever o comportamento estrutural, mecânico, térmico, elétrico e químico de sistemas, principalmente na análise de desempenho do projeto. O MEF é utilizado em várias aplicações como análises sísmicas de represas, análise de tensões, análise de impactos de carro, análise de procedimentos cirúrgicos, entre outros (FISH, 2000).

Para analisar um objeto qualquer através desse método, é necessário definir a geometria da estrutura desejada, como por exemplo uma prótese de quadril. O desenho é realizado em algum *software* de Computer Aided Design (CAD) específico como o SolidWorks. O formato e a configuração das estruturas a serem modeladas podem ser baseados em Atlas de Anatomia, tomografias computadorizadas, crânios secos entre outras maneiras (LOTTI *et al.*, 2006).

Em um programa especial para a análise de elementos finitos como o Ansys Workbench, a estrutura desenhada será dividida em partes muito pequenas chamadas de elementos finitos a fim de facilitar os cálculos e obter uma precisão maior. Quanto maior o número de elementos, maior será a precisão dos cálculos, além disso esses elementos podem assumir diversos formatos, como tetraédricos ou hexaédricos por exemplo (LOTTI *et al.*, 2006).

A subdivisão de elementos finitos no objeto é chamada de malha e nela existem finitos nós nas extremidades de cada elemento, o que conecta um no outro. Os nós se deslocam no espaço de acordo com o número de graus de liberdade definido para cada um e o deslocamento pode se dar em duas ou três dimensões. Além disso, a direção e o sentido das coordenadas são determinados por quem está realizando a pesquisa (LOTTI *et al.*, 2006).

Nos últimos anos, o MEF tem sido muito utilizado na área biomecânica para auxiliar na simulação de condições aonde o método invasivo, que são as cirurgias para aplicação de próteses e implantes, é inacessível ou improvável de ser executado. Na medicina, o MEF é muito utilizado para auxiliar cirurgias controladas com precisão,

no mapeamento de imagens médicas para identificação de possíveis problemas estruturais em tecidos, na avaliação de esforços em estruturas ósseas e próteses, entre outras aplicações. (HAYASAKI e SOUSA, 2006).

Para o desenvolvimento e avaliação estrutural em próteses, esse método tem um grande potencial, pois a análise de uma estrutura de prótese é semelhante à análise de tensões em estruturas mecânicas. Porém, deve-se tomar cuidado durante esse tipo de análise, pois é uma peça que substitui a função de uma parte do organismo. A modelagem e a simulação fornecem uma análise detalhada da resistência mecânica quando submetidos, principalmente, a esforços externos, o que permite otimizar o projeto da prótese antes da fabricação (HAYASAKI e SOUSA, 2006). As principais propriedades mecânicas avaliadas em análises ortopédicas são resistência à tração, à compressão e a flexão (VALENTE, 1999).

O *software* Ansys Workbench gera um resultado de tensão equivalente de von Mises quando realizada uma simulação (ESSS, 2017). O critério de tensão de von Mises máxima ou energia de distorção máxima diz que o escoamento de um material dúctil ocorre quando a tensão de von Mises se iguala com o limite de escoamento do material analisado (Dassault Systemes, 2019).

3 METODOLOGIA (MATERIAIS E MÉTODOS)

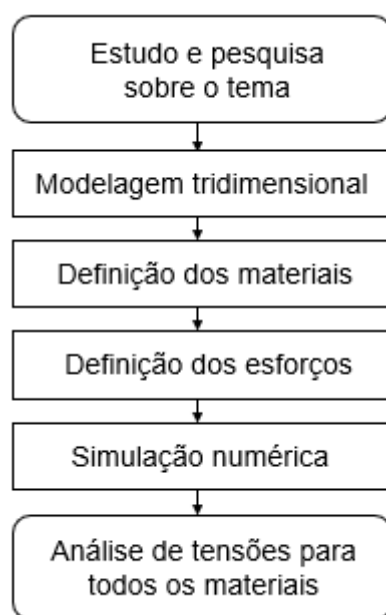
O presente trabalho consiste em modelar tridimensionalmente uma prótese de quadril não cimentada e analisar as tensões que agem nela. A análise é feita através do método numérico de elementos finitos e aplicada em quatro diferentes materiais, analisados separadamente para fins de comparação.

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica em artigos científicos, trabalhos acadêmicos, livros, teses de mestrado e doutorado, sites de médicos especialistas em cirurgias de quadril e outras referências que pudessem contribuir para o conteúdo desse trabalho.

As ferramentas computacionais utilizadas para o desenvolvimento do trabalho foram Autodesk Inventor e Ansys Workbench. A primeira é um *software* de desenho 3D utilizada em projetos mecânicos e a segunda é utilizada para simulações e desenvolvimento de projetos.

O processo de estudo foi dividido em etapas e depois de pesquisar sobre o tema proposto foi realizada a modelagem tridimensional, determinação dos materiais e dos esforços, simulação numérica e por último fez-se a análise dos resultados, como mostra a Figura 6.

Figura 6 – Fluxograma da organização do trabalho.



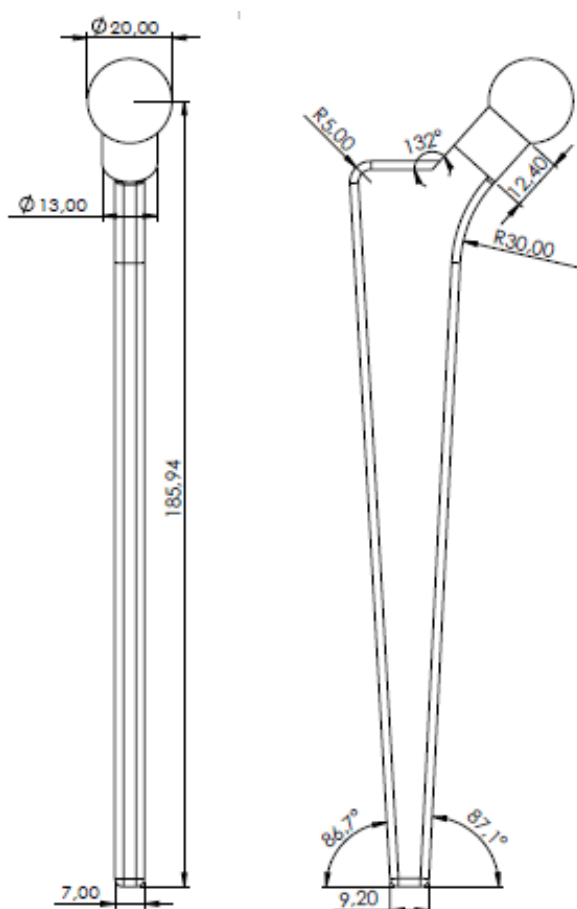
Fonte: Autoria própria (2019).

3.1 MODELAGEM TRIDIMENSIONAL

Nessa etapa o desenho tridimensional da prótese ganhou forma através do *software* Autodesk Inventor. Devido à falta de informação na literatura sobre a dimensão da cabeça femoral, foi utilizado como base o artigo de Oshkour (2014) em que ele utiliza o diâmetro do pescoço da prótese no valor de 12,86 milímetros. Portanto, a cabeça femoral foi modelada com um diâmetro um pouco maior, de 20 milímetros. A componente femoral da prótese foi baseado no artigo de Spinelle *et. al.* (2012), também utilizado no trabalho de Costa (2017).

Então, a cabeça femoral foi adicionada à componente femoral para completar a prótese e então ir para a simulação. O modelo da prótese e suas dimensões, em milímetros, estão ilustrados na Figura 7. Essa figura foi obtida através do *software* Autodesk Inventor, que por sua vez permite obter o desenho bidimensional.

Figura 7 – Dimensões da prótese de quadril, em milímetros.

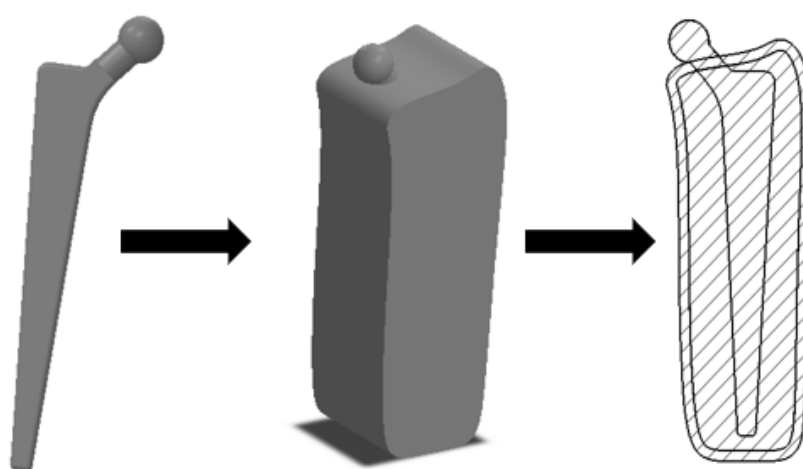


Fonte: Autoria própria (2019).

A prótese foi inserida em um bloco com material de propriedades semelhantes às do osso humano para representar o fêmur e assim obter resultados mais próximos a realidade para compreender o comportamento das forças.

A Figura 8 mostra o conjunto osso-prótese e também um corte lateral que mostra como a prótese é fixada. Nota-se que há um contorno externo no bloco e esse contorno representa o osso cortical, enquanto que o interno é o osso esponjoso, onde a prótese realmente está inserida.

Figura 8 – Representação da prótese no osso.



Fonte: Autoria própria (2019).

3.2 DETERMINAÇÃO DOS MATERIAIS

A liga de titânio (Ti6Al4V), o aço inoxidável (SS 360L) e a cerâmica hidroxiapatita de fórmula química $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ foram retirados do artigo de Oshkour *et. al.* (2014) com seus respectivos módulos de elasticidade. Enquanto que, a liga de Cromo Cobalto (Cr-Co) fundida foi retirada do artigo de Fernandes (2016), também com seu respectivo módulo de elasticidade.

Cada material oferece uma característica importante, além da sua biocompatibilidade. A escolha ocorreu principalmente pelos valores do módulo de elasticidade, que variam dentro de uma faixa ampla de valores. A hidroxiapatita é o material menos rígido escolhido, enquanto que o mais rígido é a liga Cr-Co.

Os valores de coeficientes de Poisson também foram obtidos do artigo de Oshkour *et. al.* (2014). Para o osso cortical foi atribuído um material isotrópico

transversal de coeficiente de Poisson 0,31 e para o osso esponjoso e os demais materiais foi atribuído um material isotrópico linear de Poisson 0,30.

Os valores do limite de escoamento, limite de tensão e de compressão dos dois tipos de ossos, o limite de escoamento da liga de Titânio e da liga Cr-Co fundida foram obtidos do artigo de Fernandes (2016). Para o limite de escoamento do aço inoxidável 316L foi utilizado o livro do Callister (2015), Ciência e Engenharia dos Materiais - Uma introdução, como referência e o intervalo do limite de tensão de compressão da hidroxiapatita do artigo de Rossomano (2016). O limite de tensão de tração da hidroxiapatita foi retirado do artigo de Ribeiro (2007) e dos dois ossos de Fernandes (2016).

A Tabela 1 abaixo contém as propriedades módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais e a Tabela 2 contém as propriedades físicas como limite de escoamento, limite de compressão e limite de tração.

Tabela 1 – Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson.

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson
Osso Cortical	11,5	0,31
Osso Esponjoso	2,13	0,30
Hidroxiapatita	10,0	0,30
Liga de Titânio Ti6Al4V	110,0	0,30
Aço Inoxidável 316L	220,0	0,30
Liga Cr-Co Fundida	230,0	0,30

Fontes: Fernandes (2016); Oshkour et. al. (2014).

Tabela 2 – Propriedades dos Materiais.

Material	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Compressão (MPa)	Limite de Tração (MPa)
Osso Cortical	90,0	190,0	90,0
Osso Esponjoso	4,4	30,0	4,4
Hidroxiapatita	-	300,0 – 900,0	196,0
Liga de Titânio Ti6Al4V	825,9	-	-
Aço Inoxidável 316L	310,0	-	-
Liga Cr-Co Fundida	500,0	-	-

Fontes: Callister (2015); Fernandes (2016); Ribeiro (2007); Rossomano (2016).

3.3 DETERMINAÇÃO DOS ESFORÇOS

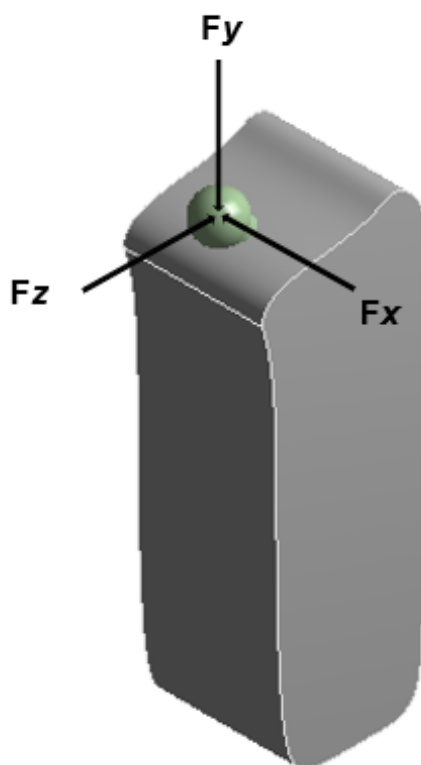
Para a simulação, as cargas aplicadas foram as mesmas utilizadas no estudo de Tai *et. al.* (2003). Foi selecionado uma área, que é a cabeça femoral, e então foi aplicada as forças apresentadas na Tabela 3 e ilustradas na Figura 9. A resultantes de todos os vetores é de 3.408,7 N.

Tabela 3 – Forças aplicadas na cabeça femoral.

Eixo	Carga (N)	Tipo da Força
x	915,0	Compressão
y	2925,0	Compressão
z	1492,0	Compressão

Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 9 – Representação das forças na cabeça femoral.



Fonte: Autoria própria (2019).

3.4 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

A simulação numérica do conjunto osso-prótese foi realizada no *software* Ansys Workbench. Para cada simulação, foi configurado o *software* com as propriedades de cada um, conforme a tabela 1. As forças aplicadas na cabeça femoral, tabela 3, foram as mesmas em todas as simulações.

Apesar de ser muito comum as próteses de quadril possuírem suas componentes fabricadas de materiais diferentes, nessa análise a prótese inteira será do mesmo material, pois o foco é a cabeça femoral.

A análise de tensões para esse tipo de estudo é de extrema importância, pois permite verificar quais tensões estão fora do limite de escoamento do osso humano, e assim, é possível evitar danos no tecido ósseo.

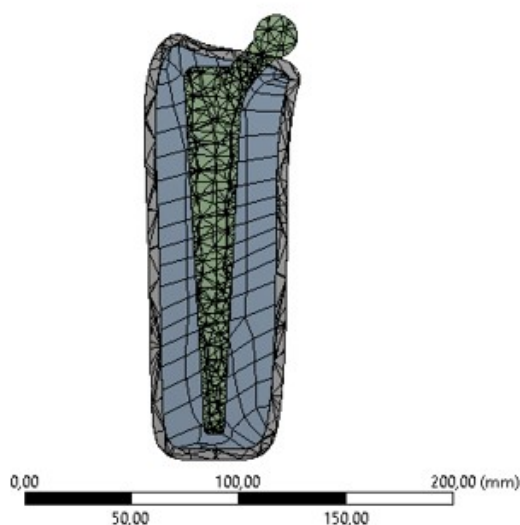
A malha gerada é tetraédrica e possui o mesmo número de nós e de elementos para os quatro materiais analisados, conforme mostra a Tabela 4. Além disso, a Figura 10, ilustra uma representação da malha gerada.

Tabela 4 – Número de elementos e nós gerados.

Malha	
Número de elementos	8.679
Número de nós	17.261

Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 10 – Representação da malha gerada para simulação.



Fonte: Autoria própria (2019).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para entender melhor os resultados obtidos, as tensões de von Mises máximas encontradas nas quatro simulações foram colocadas em uma tabela para serem analisadas de maneira comparativa. A Tabela 5 contém as tensões máximas decorrentes das simulações para todos os materiais.

Tabela 5 – Tensões de von Mises máximas obtidas nas simulações.

Material	Tensão de von Mises Máxima (MPa)
Hidroxiapatita	114,99
Liga de Titânio Ti6Al4V	176,59
Aço Inoxidável 316L	187,04
Liga Cr-Co Fundida	187,57

Fonte: Autoria própria (2019).

A análise será feita basicamente de duas maneiras. A primeira é analisando as tensões e comparando com as propriedades do fêmur, para saber se ele suporta as cargas a fim de prevenir um desgaste mais acelerado ou então uma trinca ou fratura indesejada. A segunda maneira é analisando as tensões e comparando com as propriedades do próprio material analisado para saber se ele suporta as cargas decorrentes dos esforços. Além disso, os materiais serão classificados de acordo com seus efeitos benéficos ao organismo.

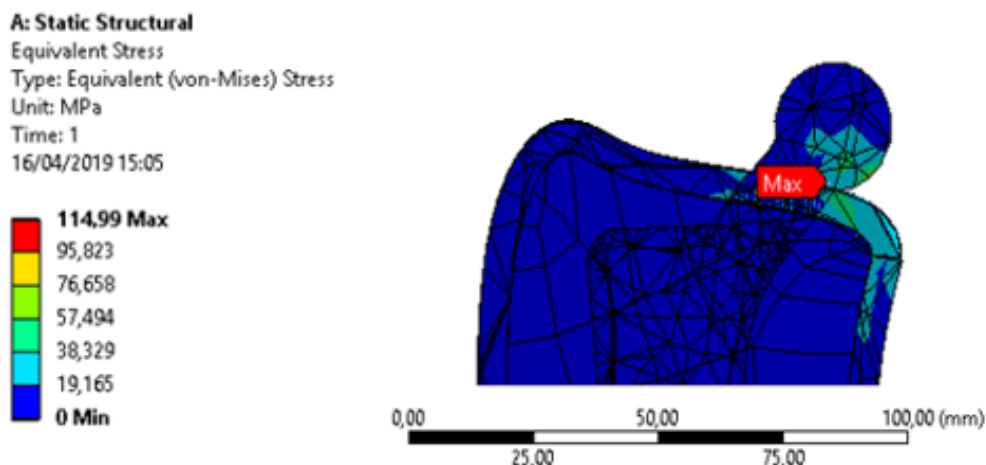
4.1 ANÁLISE DE TENSÕES NO OSSO

Para prevenir todos os efeitos negativos que possam vir a ocorrer no fêmur, as forças que podem ser suportadas devem ser maiores que as forças que agem sobre ele. Para isso, ele deve possuir um limite de escoamento maior que as tensões atuantes. De acordo com Fernandes (2016), o limite de escoamento do osso fêmur é de 90 MPa e como as tensões obtidas nas simulações são todas acima desse valor, cabe aqui uma análise detalhada.

Primeiramente, deve-se observar que as tensões da tabela 5 são tensões de pico máximo, ou seja, são tensões que agem especificamente em pequenos pontos, o que significa que não é necessariamente a tensão predominante. Para

entender melhor, a Figura 11 abaixo mostra que essa tensão realmente age em um ponto que fica localizado na prótese.

Figura 11 – Tensão de pico máximo agindo na prótese.

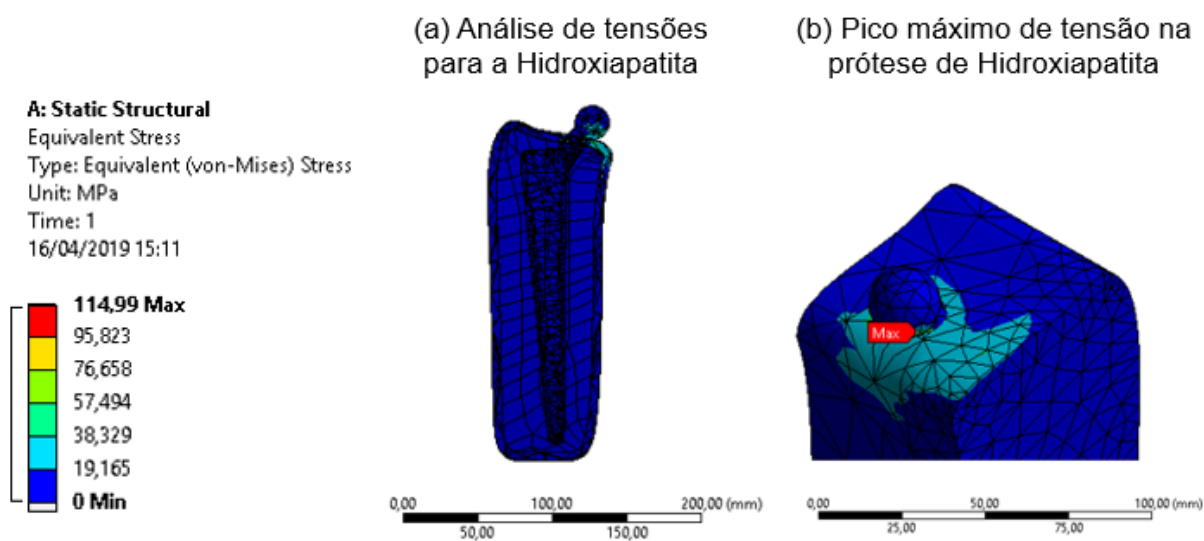


Fonte: Autoria própria (2019).

Essa localização fica logo abaixo da cabeça femoral, na região do pescoço da prótese, como, também, ilustram as Figuras 12, 13, 14 e 15 na imagem (b) e o apêndice A. Além disso, esse local é o mesmo para todos os materiais, pois foram aplicadas as mesmas forças igualmente nas quatro simulações e, também, a área de aplicação das forças ser a mesma para todos.

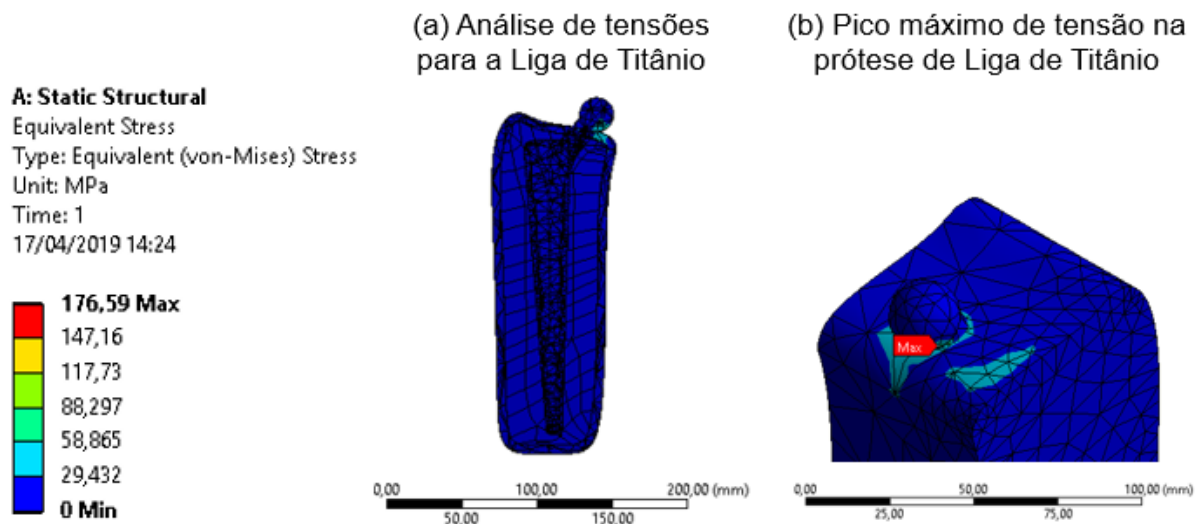
A segunda análise a ser feita para comprovar que as tensões máximas agem na prótese, é analisando a região do osso próxima a região onde a tensão de pico máxima age. Nota-se nas Figuras 12, 13, 14 e 15, na imagem (a), que na região logo abaixo da cabeça femoral as tensões são mais altas, que são demonstradas na cor verde água, enquanto que no resto da prótese, em cor azul escuro, as tensões são praticamente nulas. O apêndice B contém mais informações sobre essas tensões.

Figura 12 – Análise de tensões para a Hidroxiapatita.



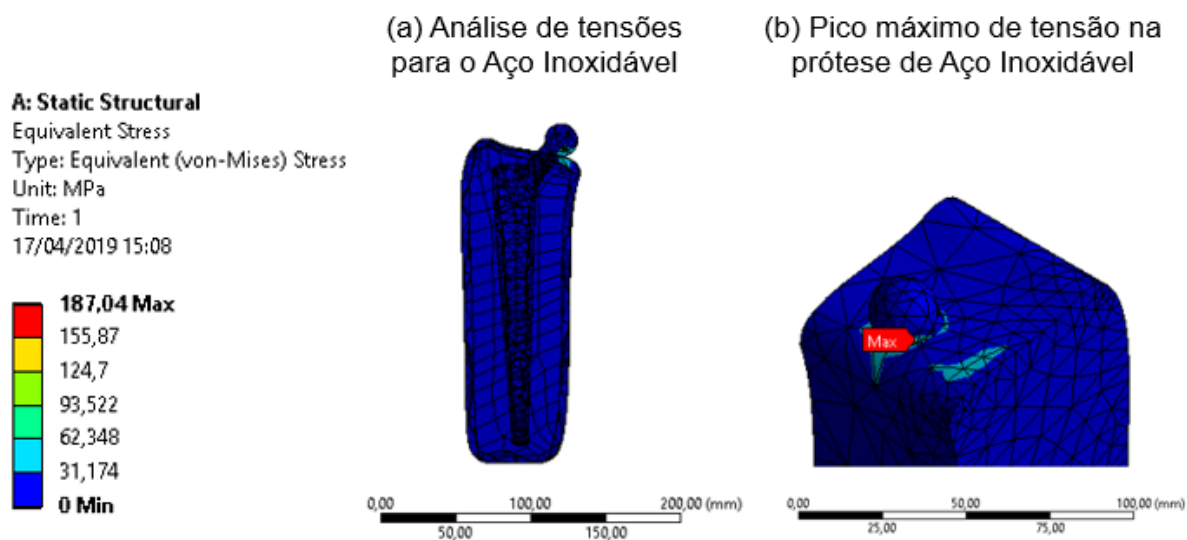
Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 13 – Análise de tensões para a Liga de Titânio.



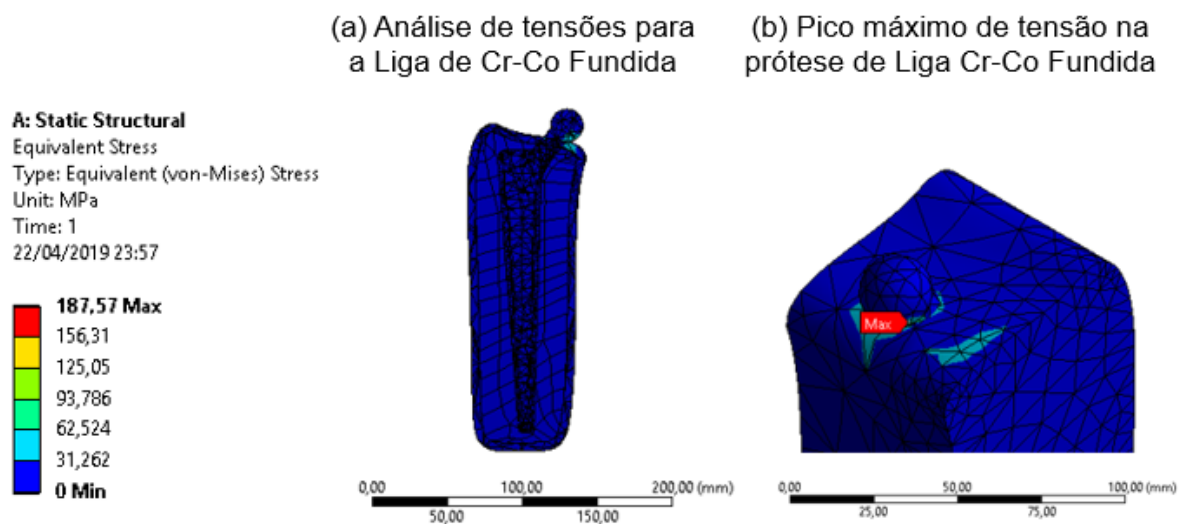
Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 14 – Análise de tensões para o Aço Inoxidável 316L.



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 15 – Análise de tensões para a Liga de Cr-Co Fundida.



Fonte: Autoria própria (2019).

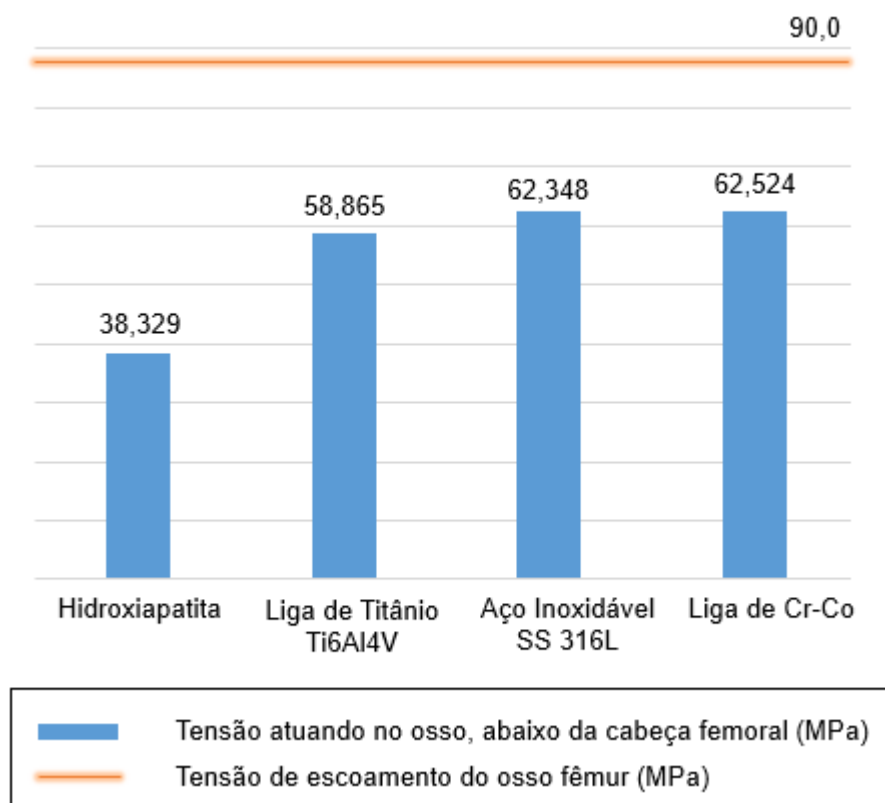
Para analisar melhor, as tensões atuantes da região abaixo da cabeça femoral, representadas em verde água, foram colocadas na Tabela 6 para então serem comparadas com a tensão de escoamento do osso. De acordo com os valores, comprova-se que o osso suporta todos eles, afinal a tensão de escoamento é de 90 MPa, como ilustra de maneira mais clara o Gráfico 1.

Tabela 6 – Tensões de von Mises atuantes no osso abaixo da cabeça femoral.

Material	Tensão de von Mises no osso (MPa)
Hidroxiapatita	38,329
Liga de Titânio Ti6Al4V	58,865
Aço Inoxidável 316L	62,348
Liga Cr-Co Fundida	62,524

Fonte: Autoria própria (2019).

Gráfico 1 – Tensão de von Mises atuante no osso e tensão de escoamento do osso.



Fonte: Autoria própria (2019).

4.2 ANÁLISE DE TENSÕES NA PRÓTESE

Como já se sabe, as tensões obtidas agem diretamente na prótese e esse resultado deve ser analisado para saber se o material suporta ou não essas tensões. A comparação será feita com o limite de escoamento de cada material, uma vez que essa propriedade representa o ponto em que o material começa a se deformar permanentemente, ou seja, o ponto em que o material deforma fora da região elástica. Além disso, pode-se comparar também, com o limite de tração e o limite de compressão em caso de não haver o limite de escoamento.

Devido à falta de informação sobre o limite de escoamento da hidroxiapatita na literatura, o limite de compressão e o limite de tração serão utilizados como comparação para realizar a análise. A Tabela 7 mostra as tensões de von Mises e os limites de escoamento dos metais, e a Tabela 8 as tensões de von Mises e o limite de compressão e o de tração da hidroxiapatita.

Tabela 7 – Limite de Escoamento x Tensão de von Mises máxima.

Material	Limite de Escoamento (MPa)	Tensão de von Mises máxima (MPa)
Liga de Titânio Ti6Al4V	825,9	176,59
Aço Inoxidável 316L	310,0	187,04
Liga Cr-Co Fundida	500,0	187,57

Fonte: Autoria própria (2019).

Tabela 8 – Limite de compressão e de Tração x Tensão de von Mises máxima.

Material	Limite de Compressão (MPa)	Limite de Tração (MPa)	Tensão de von Mises máxima (MPa)
Hidroxiapatita	300,0 – 900,0	196,0	114,99

Fonte: Autoria própria (2019).

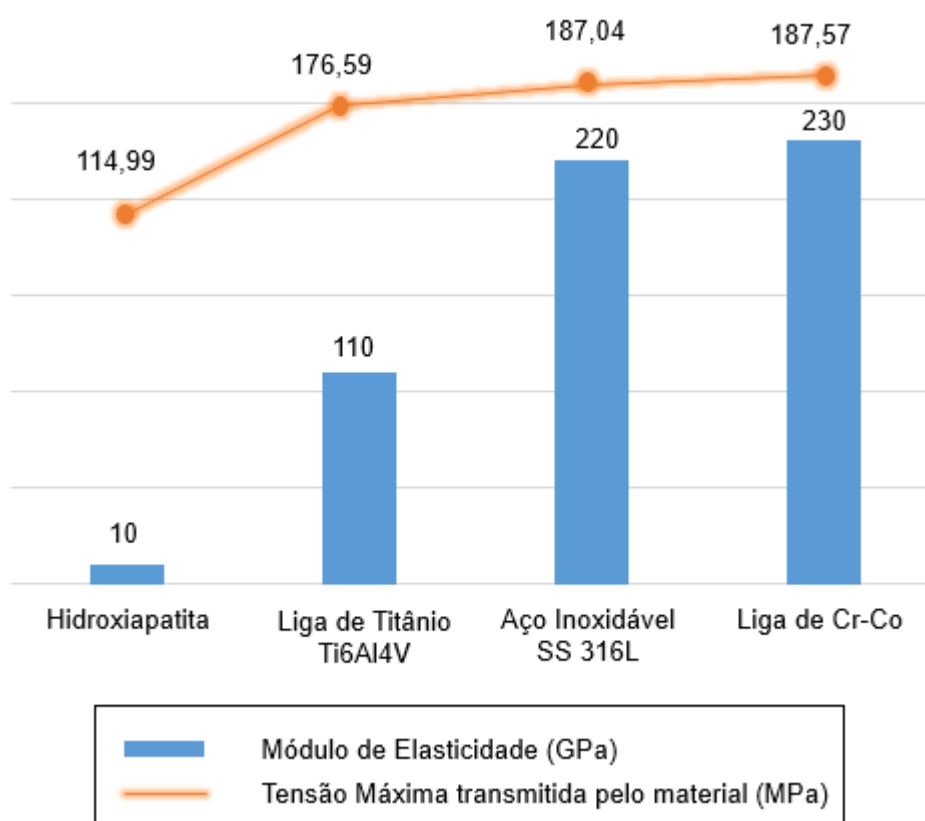
Os dados da tabela 7 mostram que, as tensões geradas nas simulações são valores muito abaixo do valor do limite de escoamento. Então, os metais analisados nesse trabalho são materiais resistentes e, portanto, não sofrerão grandes deformações enquanto atuarem no corpo como prótese. A tabela 8, mostra que, mesmo havendo um intervalo grande do limite de compressão, a hidroxiapatita suporta as cargas geradas na simulação, uma vez que o limite mínimo é um valor mais

alto que a tensão de von Mises. E por tração, o material também suporta os esforços, já que o limite de tração também é maior. Com isso, os quatro materiais não apresentam falha com a carga aplicada neles nessas condições.

4.3 CLASSIFICAÇÃO DOS MATERIAIS

O critério escolhido para classificar os materiais é em relação aos benefícios que ele oferece ao organismo, como gerar baixas tensões e submeter o corpo a cargas menores, assim ocorre menos desgaste e possivelmente uma vida maior para a prótese. No Gráfico 2 abaixo, tem-se a relação de tensão de pico máximo, em laranja, e o módulo de elasticidade de cada material, em azul.

Gráfico 2 – Módulo de Elasticidade e Tensão de von Mises máxima de cada material.



Fonte: Autoria própria (2019).

Observa-se que, a relação de tensão de pico máximo com o módulo de elasticidade do material é diretamente proporcional. Ou seja, quanto menor é o módulo de elasticidade, menor é a carga transferida. Devido a isso, a classificação

pode ser realizada de acordo com essa propriedade. Pois, quanto menor for o módulo elástico de um material, mais adequado ele é para servir como prótese. A classificação é mostrada na Tabela 9.

Tabela 9 – Classificação por ordem de Módulo de Elasticidade.

Classificação	Material	Módulo de Elasticidade (GPa)
1º	Hidroxiapatita	10,0
2º	Liga de Titânio Ti6Al4V	110,0
3º	Aço Inoxidável 316L	220,0
4º	Liga Cr-Co Fundida	230,0

Fonte: Autoria própria (2019).

Portanto, a hidroxiapatita é o material mais adequado para a fabricação de uma prótese de quadril sob essas condições de força. Seu módulo de elasticidade é muito pequeno comparado com os outros materiais analisados e isso fez com que ela se sobressaísse como o melhor biomaterial.

Lembrando que, a hidroxiapatita é o principal material inorgânico presente nos ossos, o que favorece o crescimento ósseo e a fixação das próteses não cimentadas, que é o caso aqui estudado. Além disso, ela se destaca por possuir uma ótima biocompatibilidade, bioatividade, osteocondutividade e união direta ao osso.

A liga de Cr-Co possui uma elevada resistência mecânica, elevada resistência à corrosão e, também possui um alto módulo de elasticidade, o que faz dela uma liga rígida. Essas propriedades aceleram o desgaste dos ossos devido a carga transferida para o osso ser maior que as de materiais menos rígidos. Devido a isso, a liga Cr-Co é o material menos indicado nesse caso, pois diminui a vida útil da prótese.

5 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos sobre o comportamento dos materiais sob ação de forças que atuam no corpo humano, mais especificamente no fêmur, pode-se analisar quais deles são melhores como materiais de fabricação das próteses de quadril sem prejudicar o organismo.

Através da análise por elementos finitos, foi possível verificar que, as tensões de pico máximo agem em um pequeno local, que fica logo abaixo da cabeça femoral, no pescoço da prótese. Além disso, as tensões que atuam próximas a essa região possuem uma tensão que não prejudica o osso, ou seja, ele não recebe cargas elevadas e, portanto, consegue suportar a prótese.

Essa análise permitiu aprovar todos os materiais estudados como materiais de fabricação de próteses de quadril. Portanto, a hidroxiapatita de fórmula química $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, a liga de Titânio Ti6Al4V, o aço inoxidável SS 316L e a liga de cromo-cobalto são aptos para a biomecânica ortopédica.

Entretanto, para efeitos de classificação do melhor material, obteve-se que a hidroxiapatita é o mais adequado para desempenhar essa função. Pois, por possuir o menor módulo elástico, a transferência das cargas ocorre de maneira mais natural. Isso faz com que ela cause menos danos ao organismo, como desgaste ósseo, por exemplo. Em segundo lugar ficou a liga de titânio, seguido pelo aço inoxidável.

Em último lugar, classificou-se a liga de cromo-cobalto, que possui o maior módulo de elasticidade e, portanto, é o material mais propício a causar danos. Esses danos podem encurtar a vida útil das próteses e assim submeter o paciente a uma cirurgia para correção, além de causar dores devido ao afrouxamento da prótese.

Portanto, todos os objetivos pretendidos com esse trabalho foram alcançados, uma vez que, realizou-se a modelagem tridimensional da prótese, depois analisou-se a biomecânica das forças e com o método de elementos finitos obteve-se as tensões resultantes e por fim, realizou-se a comparação dos resultados obtidos.

Como sugestão para trabalhos futuros, pode-se realizar a análise utilizando mais de um material em cada componente da prótese. Também, pode-se combinar um material base e revestir a prótese com outro material para aumentar o leque de opções na biomedicina e ajudar quem necessita utilizar uma prótese de quadril.

REFERÊNCIAS

ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 52, n. 2, p. 155-170, 1981.

ALEIXO, G.T.; BUTTON, S.T.; CARAM, R. Forjamento de hastes de próteses femorais em liga de titânio tipo β . In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 17, 2006, Foz do Iguaçu, PR. Anais... Foz do Iguaçu, 2006.

ALMEIDA, Dr. Raul Frankllim de Carvalho. **Artroplastia Total de Quadril: Manual de Orientações**. Maranhão: Universidade Federal do Maranhão, 2016. 29 p. Disponível em:
<<http://www2.ebserh.gov.br/documents/16424/0/MANUAL+DE+ATQ+DO+HU+UFMA+%281%29.pdf/5626497a-7560-4668-946c-fe69e2777e8e>>. Acesso em: 09 jun. 2019.

ALVES, Hugo Leonardo Rocha; STAINER, Daniel; BERGMANN, Carlos Perez. Método alternativo para fabricação de cabeça femoral cerâmica para próteses de quadril. **Revista brasileira de engenharia biomédica = Brazilian journal of biomedical engineering**. vol. 20, n. 2/3 (dez. 2004), p. 81-88, 2004.

ANVISA. **Regularização de Produtos - Implantes Ortopédicos: Classificação de Implantes**. Disponível em: <<http://portal.anvisa.gov.br/registros-e-autorizacoes/produtos-para-a-saude/implantes-ortopedicos/classificacao>>. Acesso em: 12 jun. 2019.

AUTODESK INVENTOR. [S.L] 2019.

AUTOR DESCONHECIDO (Brasil). Sociedade Brasileira de Quadril. **O que é Artrose (desgaste do quadril)?** Disponível em: <<https://www.sbquadril.org.br/o-que-e-artrose-desgaste-do-quadril/>>. Acesso em: 11 nov. 2018.

BLACK, Jonathan. **Biological performance of materials: fundamentals of biocompatibility**. Crc Press, 2005.

BRANSON, J. J. ; GOLDSTEIN, W. M. Primary total hip arthroplasty, AORN Journal, v. 78, n. 6, p. 946-969, December 2003.

BRASIL. Sistema de Informações Hospitalares do Sus (sih/sus). Ministério da Saúde (Comp.). **Procedimentos hospitalares do SUS**. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qiuf.def>>. Acesso em: 25 mar. 2019.

Braskem. **As próteses**. Disponível em: <<https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico>>. Acesso em: 10 abr. 2018.

BRONZINO, Joseph D.; PARK, Joon B. **Biomaterials: principles and applications**. crc press, 2002.

BUSASTO, Dr. Thiago S. **ARTROPLASTIA DO QUADRIL**. Disponível em: <<http://medicinadoquadril.com.br/site/proteses/>>. Acesso em: 12 abr. 2018.

CALLISTER JR., W. D.; RETHWISCH, D. G. **Ciência e Engenharia dos Materiais: Uma Introdução**. LTC, v. 8^o Edição, 201.

CARRASCO, Aline Cristina et al. Biomateriais Utilizados em Artroplastia Total de Joelho: Da Matéria-Prima às Normas de Fabricação. **Revista Brasileira de Ortopedia**, p. 3-6, 2009.

CHARNLEY, John. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 42, n. 1, p. 28-30, 1960.

CIRURGIA do quadril: Fratura Periprotética. Fratura Periprotética. Disponível em: <http://www.quadrilhfr.com.br/fratura_periprotetica.html>. Acesso em: 23 jun. 2019.

COSTA, Rosimeire Souza da. **Análise biomecânica de prótese femoral**. 2017. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Dassault Systemes. **Critério de tensão de Von Mises máxima**. Disponível em: <http://help.solidworks.com/2012/portuguese-brazilian/solidworks/cworks/prot_vonm.htm>. Acesso em: 06 mai. 2019.

DE ARAÚJO, Tatiana L.; COUTO, Antonio Augusto. Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico. **Mackenzie. Br.**, p. 1-20, 2005.

DE FREITAS SPINELLI, Leandro. Novas superfícies em artroplastia total do quadril. **Rev bras ortop**, v. 47, n. 2, p. 154-9, 2012.

DE MELO COSTA, Ana Cristina Figueiredo et al. 4. Hidroxiapatita: Obtenção, caracterização e aplicações. **Revista eletrônica de Materiais e Processos**, v. 4, n. 3, 2009.

DE QUADRIL, INFECÇÕES RELACIONADAS À. ARTROPLASTIA; CHARNLEY, D. E. NARLEY ALVES COELHO.

EVANS, F. Gaynor. Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men. **The Anatomical Record**, v. 185, n. 1, p. 1-11, 1976.

EVANS, S. L.; GREGSON, P. J. Composite technology in load-bearing orthopaedic implants. **Biomaterials**, v. 19, n. 15, p. 1329-1342, 1998.

FELSON, David T. et al. Obesity and knee osteoarthritis: the Framingham Study. **Annals of internal medicine**, v. 109, n. 1, p. 18-24, 1988.

FERNANDES, Inês da Silva. **Avaliação biomecânica de prótese do joelho sob influência de distribuição de carga assimétrica**. 2016. Tese de Doutorado.

FISH, Jacob; BELYTSCHKO, Ted. **Um primeiro curso em elementos finitos**. Grupo Gen-LTC, 2000.

FUKUDA, Thiago. **Prótese de quadril (artroplastia de quadril)**. Disponível em: <<https://www.institutotrata.com.br/doencas/quadril/protese/>>. Acesso em: 09 nov. 2018.

FULMER, M. T.; MARTIN, R. I.; BROWN, P. W. Formation of calcium deficient hydroxyapatite at near-physiological temperature. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 3, n. 4, p. 299-305, 1992.

GOMES, Luiz Sérgio Marcelino et al. Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição. **O Quadril. São Paulo: Atheneu**, p. 121-143, 2010.

HALLAB, Nadim J.; JACOBS, Joshua J. Biologic effects of implant debris. **Bulletin of the NYU hospital for joint diseases**, v. 67, n. 2, p. 182, 2009.

HAMPDEN-SMITH, Mark J.; INTERRANTE, Leonard V. (Ed.). **Chemistry of Advanced Materials: An Overview**. Wiley-VCH, 1998.

HATEM, Dr. Munif. **ARTROPLASTIA DO QUADRIL – TIPOS DE PRÓTESES**. Disponível em: <<http://www.quadrilcirurgia.com.br/tipos-de-proaceteses.html>>. Acesso em: 06 abr. 2018.

HATEM, Dr. Munif. **INDICAÇÕES E RESULTADOS DA PRÓTESE/ARTROPLASTIA DO QUADRIL**. Disponível em: <<http://www.quadrilcirurgia.com.br/indicaccedilotidees---resultados.html>>. Acesso em: 06 abr. 2018.

HAYASAKI, Cláudio Luís; CAPELLO SOUSA, E. A. Modelagem de estruturas ósseas e próteses através do Método dos Elementos Finitos. **Simpósio em Engenharia de Produção-Simpep**, v. 13, p. 1-12, 2006.

HUISKES, R. The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. **Clin Orthop**, v. 2612738, 1990.

ISACSON, J.; STARK, A.; WALLENSTEN, R. The Wagner revision prosthesis consistently restores femoral bone structure. **International orthopaedics**, v. 24, n. 3, p. 139-142, 2000.

JOSHI, Makarand G. et al. Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. **Journal of biomechanics**, v. 33, n. 12, p. 1655-1662, 2000.

JUDAS, Fernando; FIGUEIREDO, Helena; DIAS, Rui. Biomateriais em cirurgia ortopédica reconstrutiva. 2009.

KAWACHI, Elizabete Y. et al. Bioceramics: Tendencies And Perspectives Of An Interdisciplinary Area [biocerâmicas: Tendências E Perspectivas De Uma área Interdisciplinar]. **Quimica Nova**, 2000.

KRÖGER, Heikki et al. Periprosthetic bone loss and regional bone turnover in uncemented total hip arthroplasty: a prospective study using high resolution single photon emission tomography and dual-energy X-ray absorptiometry. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 12, n. 3, p. 487-492, 1997.

LIMA, A. L. L. M.; BARONE, Antonio Alci. Infecções hospitalares em 46 pacientes submetidos a artroplastia total de quadril. **Acta Ortop Bras**, v. 9, n. 1, p. 36-41, 2001.

LOEHR, J. F.; MUNZINGER, U.; TIBESKU, C. Uncemented total hip arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. **Clinical Orthopaedics and Related Research®**, v. 366, p. 31-38, 1999.

LOTTI, Raquel S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.

Murray, D.W., Rushton, N., 1992. Mediators of bone resorption around implants. Clin. Orthop. Relat. R 281, 295–304.

NIINOMI, Mitsuo. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. **Materials Science and Engineering: A**, v. 243, n. 1-2, p. 231-236, 1998.

Orthoinfo. **Artroplastia total de quadril (Total hip replacement)**. Disponível em: <<https://orthoinfo.aaos.org/pt/treatment/artroplastia-total-de-quadril-total-hip-replacement/>>. Acesso em: 16 abr. 2019.

OrtopediaBR. **Quadril – Tudo sobre quadril, suas condições e possíveis lesões**. Disponível em: <<https://www.ortopediab.com.br/especialidade-ortopedica/quadril/>>. Acesso em: 16 abr. 2019.

OSHKOUR, A. A. et al. Three-dimensional finite element analyses of functionally graded femoral prostheses with different geometrical configurations. **Materials & Design (1980-2015)**, v. 56, p. 998-1008, 2014.

PADILHA, Angelo Fernando. Microestrutura e Propriedades. **São Paulo: Hemus**, 1997.

PARK, Joon B; LAKES, Roderic S. **“Biomaterials, Introduction”**, Plenum Press, Estados Unidos, New York, 1979.

PEREIRA, Bruna Rogeliane Rodrigues et al. Artroplastia do quadril: prevenção de infecção do sítio cirúrgico. **Rev SOBECC**, v. 19, n. 4, p. 181-187, 2014.

RATNER, Buddy D. et al. **Biomaterials science: an introduction to materials in medicine**. Elsevier, 2004.

RAVAGLIOLI, Antonio; KRAJEWSKI, Adriano. **Bioceramics: Materials· Properties· Applications**. Springer Science & Business Media, 1991.

RENZ, R. P. Avaliação da osseointegração de implantes de titânio submetidos a diferentes tratamentos de superfícies. 2007. 111f.

RIBEIRO, Alexandre Antunes et al. Biomateriais: estudo da deposição de hidroxiapatita por via polimerica sobre superficies de Ti cp modificado por feixe de laser. 2007.

RIMAN, Richard E. et al. Solution synthesis of hydroxyapatite designer particulates. **Solid State Ionics**, v. 151, n. 1-4, p. 393-402, 2002.

ROSA, Dr. Euvaldo; **FRATURA DO COLO DO FÊMUR | FRATURA DO QUADRIL**. Disponível em: <<http://euvaldorosa.com.br/blog2013/?p=1834>>. Acesso em: 25 de maio de 2017.

ROSSOMANO, Nicole Angélica. **Estudo das propriedades mecânicas do compósito HAP/zircônia**. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

SABATINI, Anthony L.; GOSWAMI, Tarun. Hip implants VII: finite element analysis and optimization of cross-sections. **Materials & Design**, v. 29, n. 7, p. 1438-1446, 2008.

SANTOS, Luis Alberto dos et al. Desenvolvimento de cimento de fosfato de cálcio reforçado por fibras para uso na área médico-odontológica. 2002.

SCHWARTSMANN, Carlos Roberto et al. New bearing surfaces in total hip replacement. **Revista brasileira de ortopedia**, v. 47, n. 2, p. 154-159, 2012.

Shih, C.H., Wu, C.C., Lee, Z.L., Yang, W.E., 1994. Localized femoral osteolysis in cementless ceramic total hip arthroplasty. *Orthop. Rev.* 23, 325–328.

SILVA, Roberto. ESSS. **Quarta técnica resultado em pontos de integração**. Disponível em: <<https://www.esss.co/blog/quarta-tecnica-resultado-em-pontos-de-integracao/>>. Acesso em: 06 mai. 2019.

SOARES, Gloria de Almeida. Biomateriais. **Fórum de Biotecnologia Biomateriais. Rio de Janeiro, Brasil, 2005**.

SOBOTTA, Johannes. **Sobotta atlas de anatomia humana**. Ed. Médica Panamericana, 2006.

SOLIDWORKS. Versão 2018. Estados Unidos: SolidWorks Corporation, 2018.

STROHAECKER, Roberto Marques. **ESTUDO COMPARATIVO DO PADRÃO DE TRANSMISSÃO DE CARGA E DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA IN VITRO ENTRE HASTES DE QUADRIL NÃO CIMENTADAS DE DIFERENTES GEOMETRIAS**. Porto

Alegre, Universidade do Rio Grande do Sul, p.22, 2008.

THIBODEAU, Gary A.; PATTON, Kevin T. **Estrutura e funções do corpo humano**. Editora Manole Ltda, 2002.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. **Corpo Humano-: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia**. Artmed Editora, 2016.

United Performance Metal. **316 and 316L Stainless Steel Sheet, Coil & Bar - AMS 5524, 5507, UNS S31600, S31603**. Disponível em: <<https://www.upmet.com/products/stainless-steel/316316l#Physical-Properties>>. Acesso em: 31 mar. 2019.

VALENTE, M.C. Síntese de hidroxiapatita e sua aplicação como biomaterial. 1999. 129f. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear-Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.

VALLET-REGI, Maria; GONZÁLEZ-CALBET, José María. Calcium phosphates as substitution of bone tissues. **Progress in solid state chemistry**, v. 32, n. 1-2, p. 1-31, 2004.

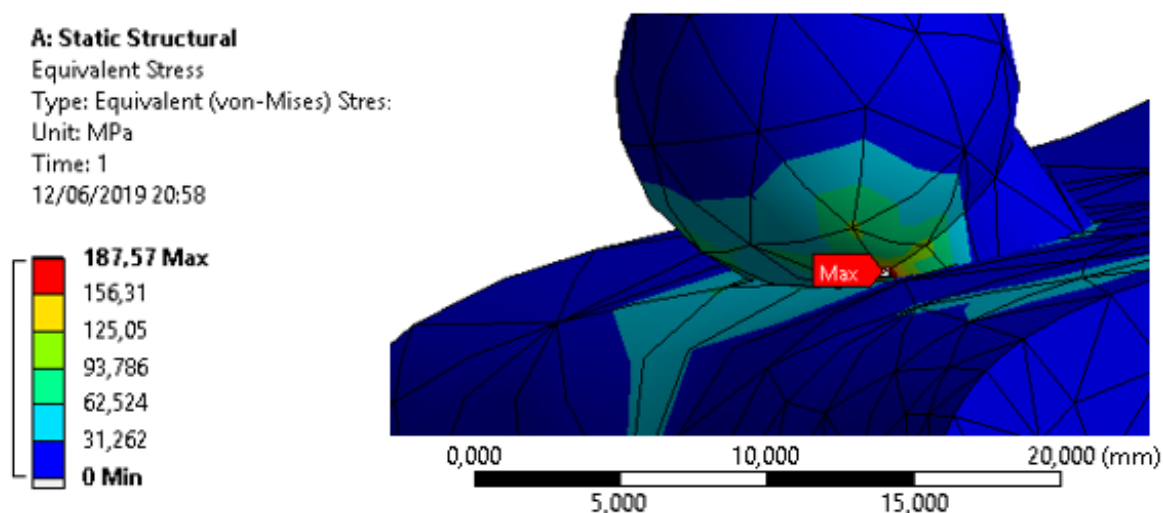
VIRULSRI, Chanyaphan; TANGPORNPRASERT, Pairat; ROMTRAIRAT, Parineak. Femoral hip prosthesis design for Thais using multi-objective shape optimization. **Materials & Design**, v. 68, p. 1-7, 2015.

APÊNDICE A – TENSÃO DE PICO MÁXIMO

Para reforçar ainda mais os argumentos impostos ao longo do trabalho, algumas imagens referentes as simulações serão exibidas abaixo. Elas mostram o local onde a tensão máxima age e, também, mostram em três escalas distintas para melhor visualização. As escalas são de 20, 10 e 7 milímetros.

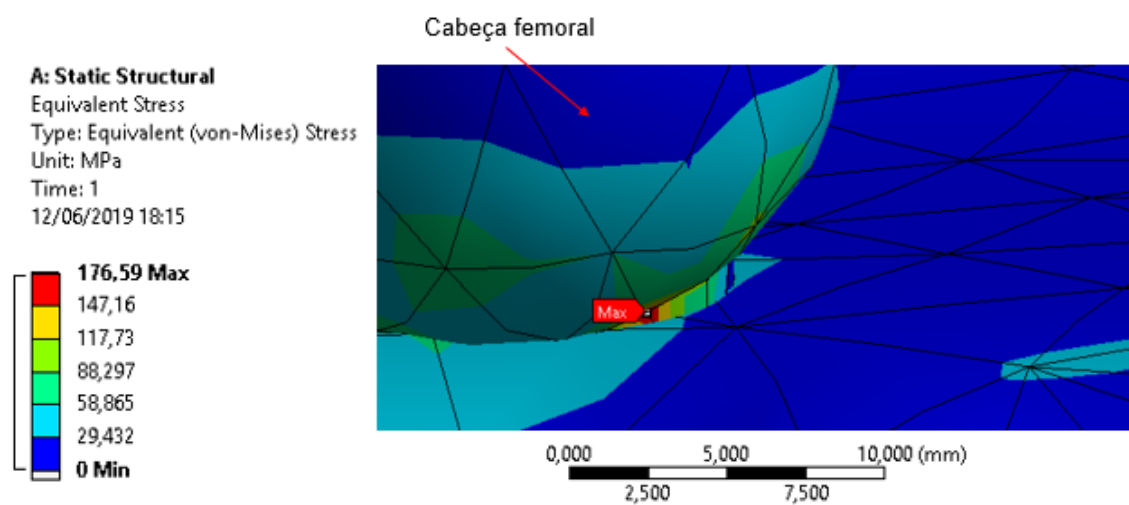
Como todos os materiais receberam as mesmas forças nas simulações, será exibido as imagens para caso mais crítico. Ou seja, o caso mais crítico é para o material que ficou em último lugar na classificação, por gerar tensões mais elevadas, que é o caso da liga cromo cobalto. Então, nota-se nas Figuras 16, 17 e 18 que a tensão de pico máximo age na prótese, mais especificamente no pescoço dela.

Figura 16 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Cr-Co.



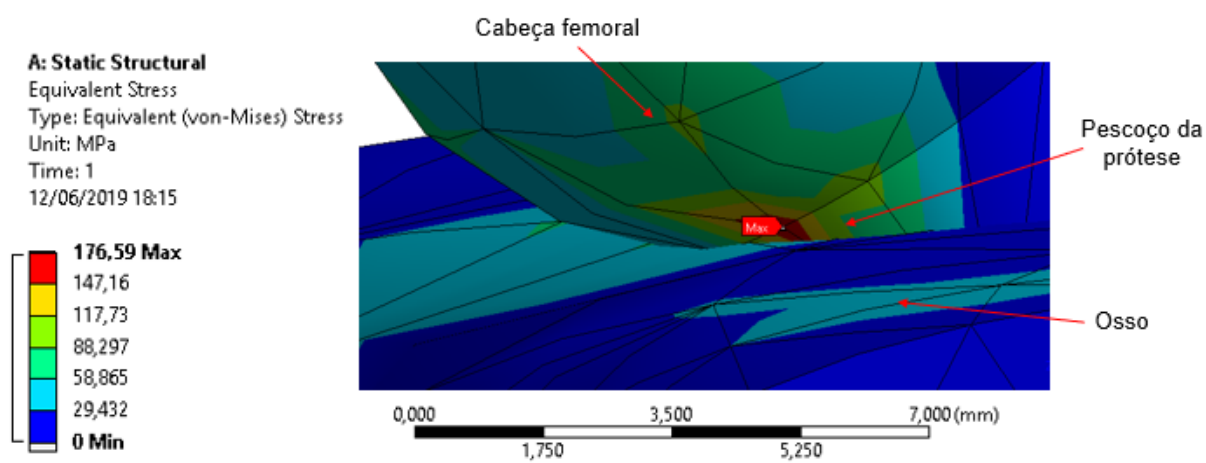
Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 17 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Cr-Co.



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 18 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Cr-Co.

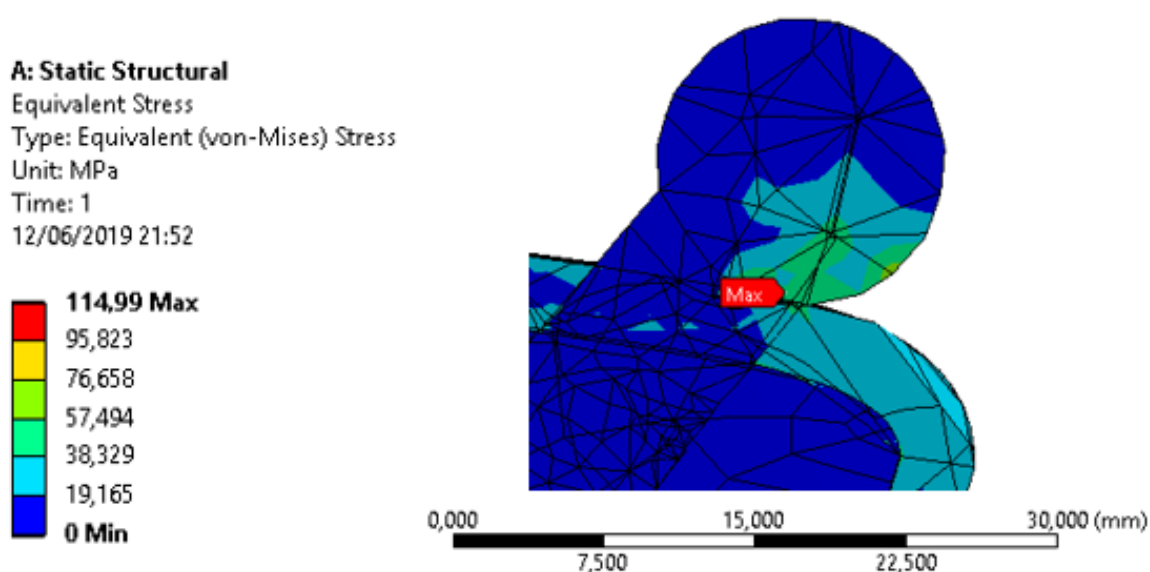


Fonte: Autoria própria (2019).

APÊNDICE B – TENSÕES DE VON MISES NO OSSO

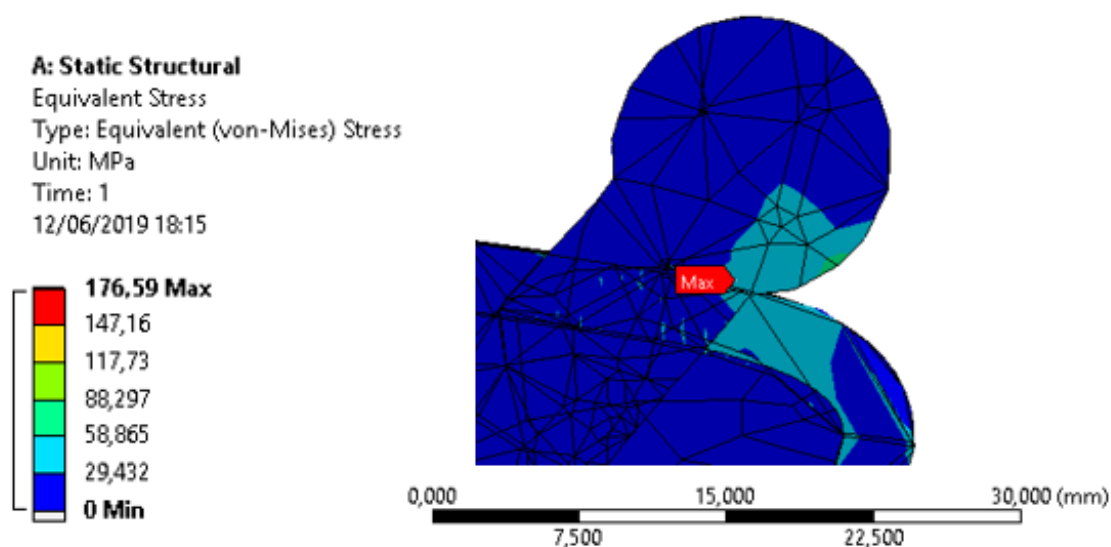
Nesse apêndice serão mostradas as tensões que agem no osso perto da região em que as forças são aplicadas. Nota-se nas Figuras 19, 20, 21 e 22, que as tensões são mais baixas que a tensão de escoamento do fêmur, 90 MPa, e essas estão representadas nas cores azul turquesa e verde água.

Figura 19 – Tensão de von Mises máxima para a Hidroxiapatita.



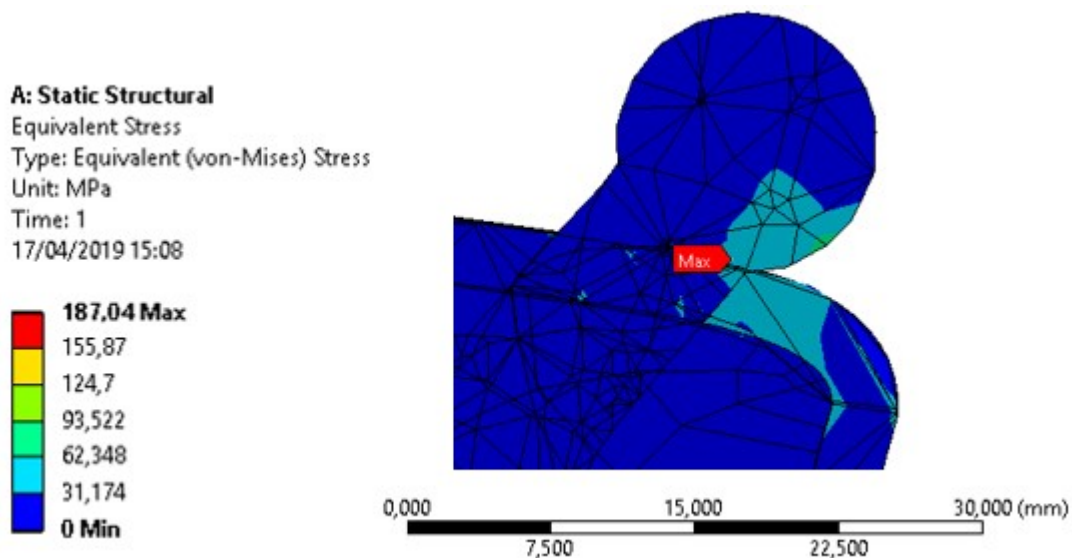
Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 20 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Titânio.



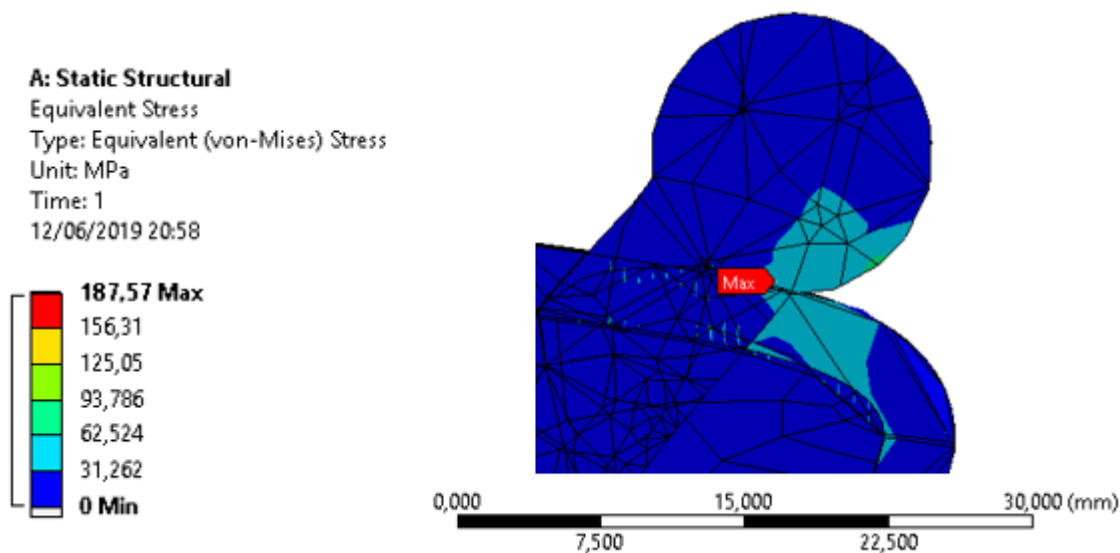
Fonte: Aatoria própria (2019).

Figura 21 – Tensão de von Mises máxima para o Aço Inoxidável 316L.



Fonte: Aatoria própria (2019).

Figura 22 – Tensão de von Mises máxima para a Liga de Cr-Co Fundida.



Fonte: Aatoria própria (2019).