



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DE PERNAMBUCO
UNIDADE ACADÊMICA DO CABO DE SANTO AGOSTINHO
BACHARELADO EM ENGENHARIA MECÂNICA

ELENILTON XAVIER DE VASCONCELOS FILHO

**REVISÃO TEÓRICA DO USO DE PRÓTESES CERÂMICAS NA REGIÃO
FEMORAL**

CABO DE SANTO AGOSTINHO

JUNHO DE 2019

UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DE PERNAMBUCO
UNIDADE ACADÊMICA DO CABO DE SANTO AGOSTINHO
BACHARELADO EM ENGENHARIA MECÂNICA

ELENILTON XAVIER DE VASCONCELOS FILHO

**REVISÃO TEÓRICA DO USO DE PRÓTESES CERÂMICAS NA REGIÃO
FEMORAL**

Trabalho apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal Rural de Pernambuco como requisito para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Prof. Dr. Vinícius Dantas de Araújo

CABO DE SANTO AGOSTINHO

JUNHO DE 2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema Integrado de Bibliotecas da UFRPE
Biblioteca Esmeraldina Pereira da Silva, Cabo de Santo Agostinho-PE, Brasil

V331a Vasconcelos Filho, Elenilton Xavier
Revisão teórica do uso de próteses cerâmicas na região femoral /
Elenilton Xavier Vasconcelos Filho. – 2019.
54 f.: il.

Orientador: Vinícius Dantas de Araújo.
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia
Mecânica) – Universidade Federal Rural de Pernambuco,
Unidade Acadêmica do Cabo de Santo Agostinho, Cabo de Santo
Agostinho, BR- PE, 2019.

Inclui referências e anexos

1. Análise estrutural 2. Método dos elementos finitos 3. ZTA 4.
Ti-6Al-4V 5. Quadril artificial I. Araújo, Vinícius Dantas, orient.
II. Título

CDD 620

REVISÃO TEÓRICA DO USO DE PRÓTESES CERÂMICAS NA REGIÃO FEMORAL

Trabalho apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal Rural de Pernambuco como requisito para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Data de aprovação: 10/07/2019

Banca examinadora:

Prof. Dr. Vinícius Dantas de Araújo, UACSA, UFRPE.

Orientador

Prof. Dr. Marcos Gomes Ghislandi, UACSA, UFRPE.

Examinador

Prof. Dr. Aureliano Xavier dos Santos, UACSA, UFRPE.

Examinador

AGRADECIMENTOS

Uma das conversas mais marcantes que tive nesse ano de 2019, até agora, foi com uma das minhas alunas de ensino fundamental, na conversa ela ressaltou a importância de ser grato sempre, falando como a gratidão muda as pessoas, deixando-as mais leve e faz com que reclamemos menos de tudo.

Meu primeiro agradecimento vai a Deus, meu companheiro de todos os dias, sem Ele não existiria eu, muito menos um eu graduando em Engenharia Mecânica. Ele esteve presente desde o início da graduação, quando conversamos sobre a decisão de ir pra UFRPE e até o fim quando ouviu meus pedidos e desesperos momentâneos.

Agradeço aos meus familiares, vocês são tudo pra mim. O encorajamento que vem de vocês foi fundamental para que eu vencesse todos os desafios que se colocaram em minha frente nessa caminhada toda. Obrigado por todas as palavras de carinho e amor, após noites de sonos perdidas, foram elas que me trouxeram até aqui.

Agradeço à minha futura esposa, Eduarda, por sempre estar aqui. O estilo de nosso amor torce sempre pelo nosso crescimento, em todas as áreas. Essa minha vitória de hoje é a sua vitória também, esse é o primeiro passo pra o resto de nossas vidas juntos.

Agradeço a todos os meus amigos, sem exceção, cada conversa que tivemos, cada saída para comer, cada risada, tudo serviu de apoio fundamental na minha vida. Para todos que estiveram em momentos tristes, chegou a hora de se regozijar.

Agradeço a toda comunidade acadêmica da UFRPE, docentes, discentes e técnicos, vocês ajudaram a construir a UACSA que nós tanto amamos. Agradeço especialmente ao meu orientador, professor Vinícius, por nunca desistir de mim.

Por fim, a todos que participaram da minha formação, direta ou indiretamente, o meu muito obrigado e o mestrado vem aí.

RESUMO

A interação dos biomateriais metálicos com o tecido vivo do corpo humano resulta em uma liberação de íons metálicos pelo organismo. No caso de uma prótese de quadril é necessário um contato superficial maior, de forma que essa liberação pode até causar efeitos carcinogênicos. Com o intuito de obter um material alternativo para a liga de titânio (Ti-6Al-4V) usada atualmente em próteses, realizou-se uma análise estrutural pelo método dos Elementos Finitos, para fins comparativos, utilizando a cerâmica zircônia-alumina (*Zirconia Toughened Alumina* – ZTA) numa prótese de quadril, levando em consideração um ser humano de 60kg em uma caminhada. A partir de uma geometria inicial, que apresenta pontos de concentração de tensão bem definidos, foi verificado que a tensão máxima presente na prótese em relação aos dois materiais apresenta valores na ordem de 90MPa para a ZTA e 80MPa para o Ti-6Al-4V. Com a intenção de diminuir a tensão máxima no implante uma nova geometria foi criada visando menos concentradores de tensão, fazendo com que os valores máximos de tensão diminuíssem para aproximadamente 47MPa nos dois materiais. Nesse caso, pode-se considerar a cerâmica ZTA como uma boa alternativa para a substituição da liga de Ti-6Al-4V, levando em consideração a inércia química da cerâmica e algumas de suas propriedades mecânicas.

Palavras-Chave: Análise estrutural, método dos elementos finitos, ZTA, Ti-6Al-V, Quadril Artificial.

ABSTRACT

The interaction of metallic biomaterials with the human body living tissue results in a metallic ions liberation by the organism. For a hip prosthesis, larger superficial contact is required, this liberation may even cause carcinogenic effects. It is intended to obtain a alternative material for the titanium alloy (Ti-6Al-4V), currently used in prosthesis, a structural analysis through the finite element method was performed, for comparative purposes, using the Zirconia Toughened Alumina (ZTA) ceramic, considering a human being weighing 60kg on a walk. From a initial geometry, that shows well defined stress concentration points, was verified that the maximum stress present in the prosthesis considering both materials shows very close values, 90MPa to the ZTA and 80MPa to the Ti-6Al-4V. Intending to decrease the maximum stress in the implant a new geometry was made, causing the decrease to 47MPa, in both materials. In this case, can be considered that the ZTA ceramic as good choice for replacement of the Ti-6Al-4V alloy, considering the chemical inertia and some mechanical properties of the ceramic.

Keywords: Structural analysis, finite elements method, ZTA, Ti-6Al-4V, Artificial hip.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diversos usos de biomateriais no corpo humano.....	13
Figura 2 - Áreas e subáreas da biomecânica.....	17
Figura 3 - Ciclo de marcha e forças atuantes.....	18
Figura 4 - Diferenças entre um (a) quadril normal e um (b) quadril alterado.....	19
Figura 5 - Componentes da prótese de quadril.....	20
Figura 6 - Prótese inserida no corpo humano (a) cimentada e (b) não-cimentada....	21
Figura 7 - Modelo geral para análise de um sistema discreto usando o MEF.....	23
Figura 8 - Diagrama de fases de Ti-6Al com a inserção de vanádio.....	27
Figura 9 - Imagem gerada por microscopia eletrônica de transmissão da disposição das partículas de Y-ZTP numa matriz de alumina.....	29
Figura 10 - Geometria inicial dos componentes da prótese de quadril, que são (a-b) componentes acetabulares, (c) cabeça femoral e (d) corpo femoral.....	30
Figura 11 - Montagem dos componentes da geometria 0.....	31
Figura 12 - Cabeça femoral da geometria 1.....	31
Figura 13 - Corpo femoral da geometria 1.....	32
Figura 14 - Montagem referente à geometria 1.....	32
Figura 15 - Cabeça femoral da geometria 2.....	33
Figura 16 - Montagem referente à geometria 2.....	33
Figura 17 - Malhas para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2.....	34
Figura 18 - Condições de contorno para (a) geometria 1 e (b) geometria 2.....	36
Figura 19 - Análise comparativa de tensão para próteses (a) de ZTA e (b) de Ti-6Al-4V para a geometria 1.....	38
Figura 20 - Região de tensão máxima na geometria 1 para (a) ZTA e (b) Ti-6Al-4V.....	39
Figura 21 - Análise comparativa de tensão para próteses (a) de ZTA e (b) de Ti-6Al-4V para a geometria 2.....	40
Figura 22 - Região de tensão máxima na geometria 2 para (a) ZTA e (b) Ti-6Al-4V.....	41
Figura 23 - Análise comparativa de deformação para próteses cerâmicas de (a) ZTA e (b) Ti-6Al-4V para a geometria 1.....	42
Figura 24 - Análise comparativa de deformação para próteses cerâmicas de (a) ZTA e (b) Ti-6Al-4V para a geometria 2.....	43
Figura 25 - Análise comparativa de tensão para próteses cerâmicas de ZTA para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2.....	44

Figura 26 - Análise comparativa de tensão para próteses da liga de Ti-6Al-4V para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2.....	45
Figura 27 - Análise comparativa de deformação para próteses de ZTA para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2	46
Figura 28 - Análise comparativa de deformação para próteses da liga de Ti-6Al-4V para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2.....	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Vantagens e desvantagens no uso de metais como biomateriais.....	14
Tabela 2 - Principais biomateriais metálicos e suas aplicações.....	15
Tabela 3 - Principais biocerâmicas e suas aplicações.....	16
Tabela 4 - Materiais mais utilizados em próteses de artroplastia total de quadril.....	20
Tabela 5 - Composição da liga Ti-6Al-4V.....	27
Tabela 6 - Valores de algumas propriedades mecânicas importantes do Ti-6Al-4V.....	28
Tabela 7 - Composição do compósito cerâmico ZTA.....	29
Tabela 8 - Valores de algumas propriedades mecânicas importantes da ZTA.....	30
Tabela 9 - Quantidades de nós e elementos para ambas as geometrias.....	34
Tabela 10 - Coordenadas do centro de massa para ambas as geometrias e valores das componentes da força atuante.....	35

SUMÁRIO

1. Introdução	10
2. Objetivos	12
2.1 OBJETIVO GERAL	12
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	12
3. Fundamentação teórica	13
3.1 BIOMATERIAIS	13
3.1.2 <i>Biomateriais metálicos</i>	14
3.1.3 <i>Biomateriais cerâmicos</i>	15
3.2 BIOMECÂNICA	16
3.2.1 <i>Forças atuantes no corpo humano</i>	17
3.2.2 <i>Ciclo de marcha</i>	18
3.3 ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL	19
3.4 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	21
4 Materiais e métodos	26
4.1 LIGA Ti-6AL-4V	26
4.1.1 <i>Propriedades Mecânicas</i>	27
4.2 ZIRCONIA ENDURECIDA EM ALUMINA (<i>ZIRCONIA TOUGHENED ALUMINA - ZTA</i>)	28
4.2.1 <i>Propriedades Mecânicas</i>	29
4.3 GEOMETRIAS	30
4.4 SIMULAÇÃO	33
5 Resultados e discussões	37
5.1 ANÁLISES COMPARATIVAS DE TENSÃO POR MATERIAL	37
5.2 ANÁLISES COMPARATIVAS DE DEFORMAÇÃO POR MATERIAL	41
5.3 ANÁLISES COMPARATIVAS DE TENSÃO POR GEOMETRIA	43
5.4 ANÁLISES COMPARATIVAS DE DEFORMAÇÃO POR GEOMETRIA	45
5.5 COMPLICAÇÕES NO USO DE ZTA	47
6 Considerações finais	49
REFERÊNCIAS	50
Anexo A – Dimensões da Geometria 0	53

1. Introdução

Os materiais cerâmicos, em sua grande maioria, compreendem compostos que são formados por elementos metálicos e não metálicos, que são ligados entre si apenas por ligações iônicas ou por ligações predominantemente iônicas com um pouco da natureza covalente (CALLISTER, 2000).

O comportamento mecânico dos materiais cerâmicos se mostra superior ao de outros materiais em diversos aspectos, mas alguns fatores impedem que eles sejam tão utilizados na engenharia, sendo o principal deles a fratura frágil. As cerâmicas em si não apresentam uma deformação plástica consideravelmente suficiente e sua resistência ao impacto não é agradável, se comparados aos polímeros e aos metais, com isso pode-se concluir que são materiais de baixa tenacidade (CALLISTER, 2000). Contudo, apresentam uma alta resistência a abrasão, inércia química e resistência a altas temperaturas, essas qualidades tornam as cerâmicas excelentes candidatas a “material do futuro”, inclusive em implantes ortopédicos (PIRES, 2015).

De acordo com Gutierrez (2007) a qualidade de vida é o fator principal de desenvolvimento de novas tecnologias, qualquer avanço, em qualquer área de atuação, tem como objetivo melhorar a experiência de vida do indivíduo em algum aspecto. Partindo desse pressuposto a criação e desenvolvimento de novas próteses para atender o maior número de pessoas com algum tipo de deficiência, está sempre a todo vapor.

A osteoartrite é a doença musculoesquelética mais presente na sociedade, sendo gerada por obesidade, quedas, depressão, entre outros fatores. O uso de implantes ortopédicos em caso de osteoartrite, através de uma cirurgia conhecida como artroplastia total (podendo ser de quadril ou joelho), gera uma melhora na qualidade de vida do indivíduo em seu aspecto físico e também psicológico (JUCHEM, 2004). Como fator de melhora de vida, o uso de materiais cerâmicos na confecção dessas próteses deve impedir a concentração de íons metálicos no organismo, o que pode impedir transtornos futuros.

Os materiais metálicos são os mais utilizados para a confecção de próteses ósseas, mais especificamente as ligas de titânio e o aço inoxidável, por suas propriedades mecânicas apresentarem o melhor rendimento entre os materiais conhecidos. Entretanto, por causa das interações constantes do material com o

tecido vivo existe uma liberação de íons metálicos no organismo, o que pode causar efeitos adversos no corpo (MORAIS, 2007). Sendo assim o estudo de novos tipos de materiais se mostra como fundamental nessa confecção, sendo um deles os materiais cerâmicos, trazendo uma alternativa mais segura para o indivíduo que fará uso do implante. A fim de avaliar se materiais cerâmicos são suficientemente bons para a permutação dos materiais nas próteses, devem ser realizadas análises estruturais a fim de comparar os dados obtidos com a simulação dos materiais cerâmicos com as mesmas análises nos materiais metálicos, já comumente utilizados.

2. Objetivos

2.1 Objetivo geral

Analisar o comportamento estrutural de próteses de material cerâmico usadas em artroplastia total de quadril através de uma modelagem via elementos finitos utilizando os pacotes comerciais Autodesk Inventor e ANSYS.

2.2 Objetivos específicos

- Modelar no Autodesk Inventor geometrias de próteses que possam ser utilizadas no organismo;
- Importar os esboços tridimensionais feitos no Autodesk Inventor para simulação estrutural computacional no software que utiliza o método dos elementos finitos;
- Comparar os resultados obtidos a partir da modelagem da prótese com cerâmica zircônia-alumina (*Zirconia Toughened Alumina – ZTA*) com os resultados obtidos nos implantes com a liga de Ti-6Al-4V (liga de titânio com 6% de alumínio e 4% de vanádio).

3. Fundamentação teórica

3.1 Biomateriais

O funcionamento ideal do corpo humano não se mantém inalterado durante toda a vida do indivíduo, as falhas podem começar acontecer mediante vários fatores, como por exemplo, a idade, comportamentos genéticos pré-estabelecidos, acidentes ou doenças. Quando não é possível o retorno das funções com medicamentos trabalha-se com uma abordagem diferente; o uso de materiais e dispositivos que entram em contato com o organismo humano se consolida no campo médico como alternativa viável para a manutenção das funções corporais (HASIRCI, 2018).

Biomateriais, de acordo com Nassar (2011, *apud* PIGNATELLO, 2011), são materiais que possuem a habilidade de conviver bem com os tecidos do corpo humano. O uso de biomateriais no corpo humano é diversificado, na figura abaixo é possível observar alguns dos usos comuns dos biomateriais no corpo humano.

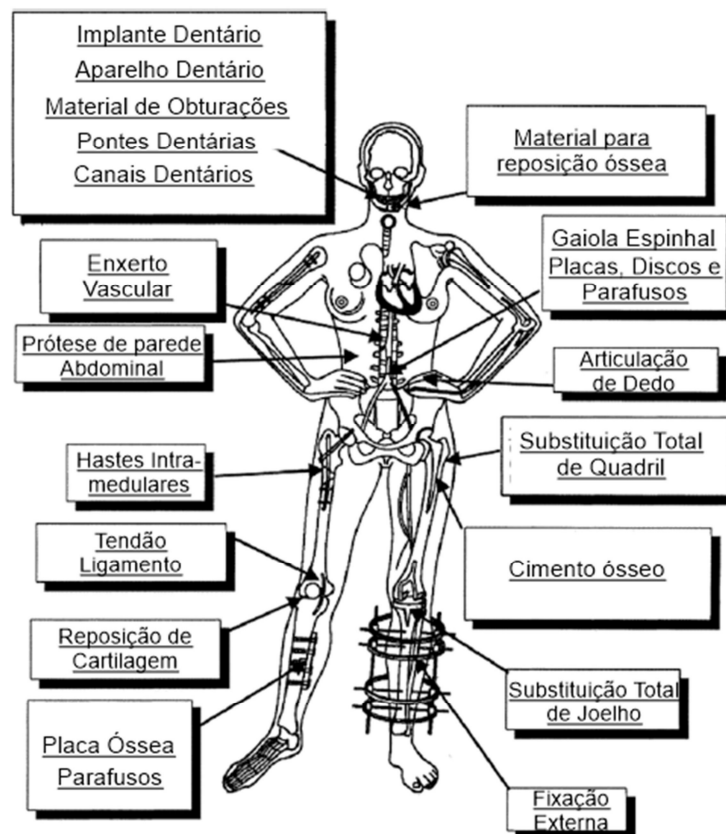


Figura 1 - Diversos usos de biomateriais no corpo humano

Fonte: HISARCI, 2011 (Adaptado).

3.12 Biomateriais metálicos

Os metais possuem características interessantes, geralmente são duros, opacos, brilhantes, maleáveis, dúcteis e bons condutores (CALLISTER, 2000). Essas características fazem dos metais bons candidatos a estudo para caracterizá-los como biomateriais.

De acordo com Hasirci (2018) mesmo a tabela periódica sendo composta 80% de metais, poucos deles podem ser descritos como biomateriais devido sua corrosão quando em contato com o organismo. Os metais mais utilizados no âmbito da medicina são o titânio e suas ligas, ligas de cobalto-cromo e aço inoxidável; usados em articulações artificiais, placas, fios, parafusos, entre outros.

Na tabela 1 é possível ver as vantagens e desvantagens no uso de metais como biomateriais.

Tabela 1 - Vantagens e desvantagens no uso de metais como biomateriais

Vantagens	Desvantagens
<ul style="list-style-type: none"> • Resistência a altas tensões • Resistência à fadiga • Resistência ao desgaste • Fácil fabricação • Fácil esterilização • Economia 	<ul style="list-style-type: none"> • Corrosão • Alta densidade • Liberação de íons metálicos • Toxicidade elevada

Fonte: HISARCI, 2018 (Adaptado)

Os principais metais e suas principais atribuições no ramo da medicina estão listados na tabela 2.

Tabela 2 - Principais biomateriais metálicos e suas aplicações.

Metal	Aplicação
Aço inoxidável	Elementos de fixação interna Implantes de quadril
Ligas de Cobalto	Implantes de articulações Odontologia
Ligas de Titânio	Implantes de quadril Implantes dentários Marca-passos
Ligas de Níquel-Titânio	Fios de aparelhos dentários Enxertos vasculares Fios de cateteres
Ligas de Magnésio	Implantes biodegradáveis
Ligas de Tântalo	Fios de sutura Marcadores radiográficos

Fonte: HASIRCI, 2018 (Adaptado)

3.1.3 Biomateriais cerâmicos

As cerâmicas são compostos inorgânicos formados por elementos metálicos e não metálicos ligados por ligações iônicas ou covalentes (PIRES, 2015).

Em comparação aos metais, as cerâmicas possuem algumas propriedades preferíveis que justificam o seu uso na área de biomateriais, sendo elas a inércia química, resistência ao calor, baixa densidade, baixa taxa de corrosão, alta dureza e rigidez. Por outro lado, também apresentam desvantagens, sendo elas o baixo módulo de elasticidade, baixa resistência à tração e dificuldade de fabricação (HASIRCI, 2018).

Dá-se o nome de biocerâmica às cerâmicas utilizadas como biomateriais. As biocerâmicas mais utilizadas e suas aplicações estão disponíveis na tabela 3.

Tabela 3 - Principais biocerâmicas e suas aplicações.

Biocerâmicas	Aplicações
Alumina	Substituição de Articulações Implantes Dentários
Zircônia	Substituição de Articulações
Fosfato de Tricálcio Hidroxiapatita	Enxertos Ósseos Reparação Óssea Revestimento de Biometais
Vidros bioativos	Substituição de Ossos
Porcelana	Restauração Dentária
Fosfato de Zinco	Cimento Dentário
Carbono pirolítico	Revestimento para dispositivos em contato com sangue
Biovidros proveniente de elementos de terras raras	Dispositivos terapêuticos de administração de medicamentos

Fonte: HASIRCI, 2018 (Adaptado)

3.2 Biomecânica

Os cientistas adotaram o termo “biomecânica” no início da década de 1970 com o intuito de descrever a ciência que envolvia o estudo dos aspectos mecânicos de organismos vivos (HALL, 2000).

De acordo com Winter (2009), a lista de profissionais que se interessam no estudo da biomecânica é vasta, são ortopedistas, treinadores, engenheiros, terapeutas, psiquiatras e muitos outros. É interessante perceber que juntar aplicações da física e da biologia já estava em pauta desde a época de Leonardo da Vinci com o seu homem vitruviano, mas não só ele, Galileu Galilei, Lagrange, Bernoulli, Euler, todos estes se interessaram pelo estudo do movimento humano.

A biomecânica se divide, segundo Hamill (1999), em três áreas distintas, a cinemática, a cinética e a anatomia funcional, essas áreas também se subdividem, de acordo com a figura 2.

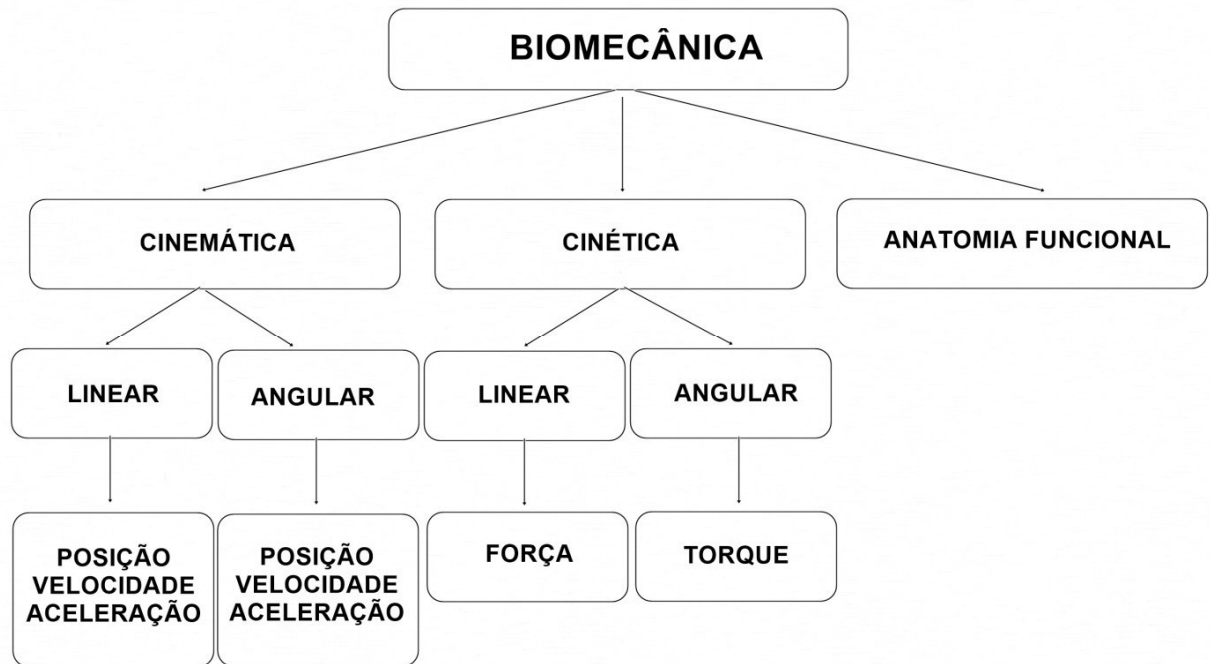


Figura 2 - Áreas e subáreas da biomecânica

Fonte: Hamill, 1999 (Adaptado)

Um estudo biomecânico pode seguir por duas abordagens, a cinemática ou a cinética. Na cinemática, assim como na física, o objeto de estudo é o próprio movimento, sem levar em consideração causas ou consequências dele, as grandezas envolvidas são a posição, a velocidade e a aceleração. Já na cinética, as causas e consequências do movimento, esquecidas na cinemática, são trazidas à tona, fazendo da cinética a área da biomecânica responsável por estudar as forças presentes no sistema (HAMILL, 1999).

A anatomia funcional, por sua vez, segundo Hamill (1999), “é o estudo dos componentes do corpo necessários para a obtenção ou realização de um movimento ou função humana”, ou seja, é toda parte do corpo envolvida no movimento realizado.

321 Forças atuantes no corpo humano

De acordo com Winter (2009), existem três grupos de forças atuando no corpo humano. O primeiro grupo é composto pelas forças gravitacionais, sendo igual à massa multiplicada pela aceleração da gravidade. O segundo grupo é composto por todas as forças externas que estão distribuídas em áreas ao redor do corpo,

temos como exemplo a força que o chão exerce sobre o pé. O último grupo, por sua vez, é composto por todas as forças internas geradas pelos músculos e ligamentos.

322 Ciclo de marcha

De acordo com Sousa (2010), a marcha humana é resultado de uma complexa interação de três fatores, as forças musculares, os movimentos articulares e os comandos motores neurais. Um ciclo de marcha pode ser definido como o percurso que um indivíduo faz desde que coloca o pé, direito ou esquerdo, completamente no chão até o momento que esse pé inicial volta, completamente, para o chão.

Na figura 3 temos o ciclo de marcha e as forças presentes no quadril, durante o ciclo.

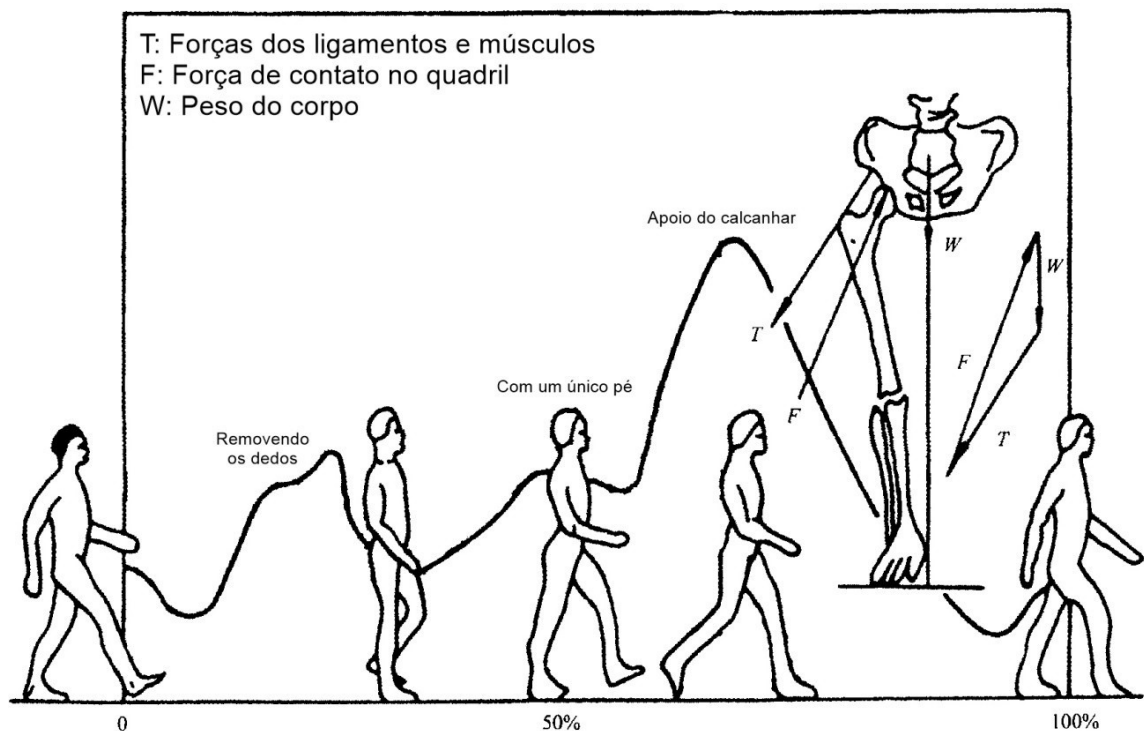


Figura 3 - Ciclo de marcha e forças atuantes

Fonte: JIANG, 2007 (adaptado)

É possível visualizar que a maior força presente em um ciclo de marcha se dá com o apoio do calcanhar do pé analisado.

3.3 Artroplastia total de quadril

A articulação que liga o osso da coxa, fêmur, ao osso da bacia, pélvis, é conhecida como quadril. Tanto a cabeça do fêmur quanto a pélvis, num cenário ideal, são revestidos por uma cartilagem que permite o deslizamento da cabeça do fêmur sobre a pélvis com uma quantidade de atrito que não gera incomodo, fazendo com que o movimento seja estável e indolor (JUCHEM, 2004).

A cartilagem que envolve a articulação pode ser desgastada por alguns fatores. O principal fator é a osteoartrite, que é um distúrbio músculo-esquelético progressivo e lento. A osteoartrite pode ser gerada por duas vertentes, na primeira delas as propriedades da cartilagem se mantém de acordo com o padrão, mas existem cargas excessivas na articulação, já na segunda as cargas são normais, mas as propriedades da cartilagem estão alteradas (ROSIS, 2010).

Na figura 4 se percebe a alteração do quadril quando há um desgaste na cartilagem.

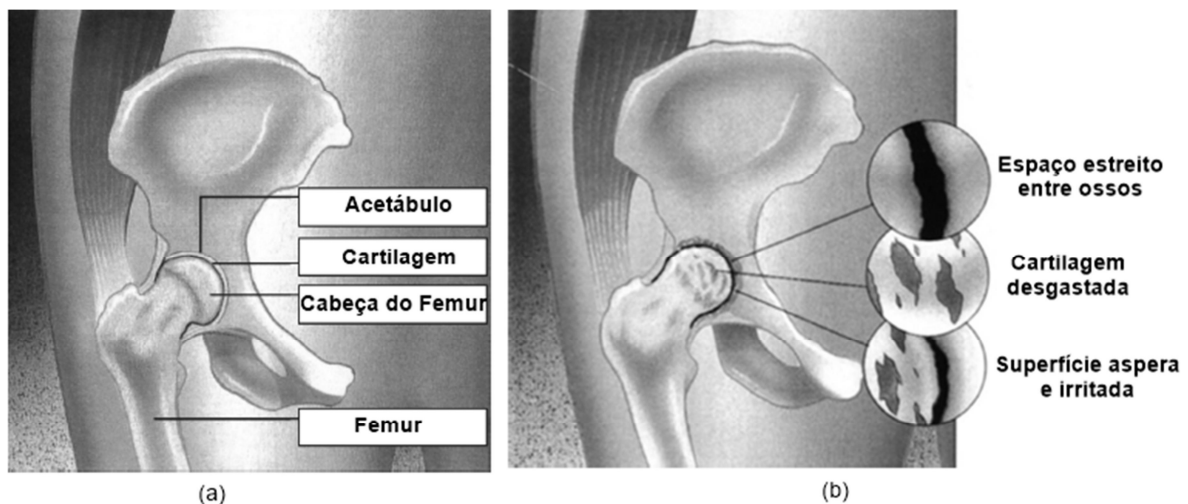


Figura 4 - Diferenças entre um (a) quadril normal e um (b) quadril alterado

Fonte: JUCHEM, 2004 (Adaptado)

Pode-se classificar como artroplastia total de quadril (também conhecida como prótese total de quadril) a cirurgia realizada com o intuito de substituir as estruturas desgastadas do quadril por uma prótese, com a intenção de diminuir a dor e recuperar o movimento (JUCHEM, 2004).

A indicação de uma artroplastia total de quadril depende de alguns fatores, como a idade, intensidade da dor e o grau de limitação dos movimentos. A cirurgia dura em torno de duas horas e a recuperação é lenta (JUCHEM, 2004).

No Brasil, entre 2008 e 2015, foram realizadas 94.569 artroplastias totais de quadril somente pelo Sistema Único de Saúde (SUS), com uma média de crescimento de busca pela cirurgia de 3,3% ao ano, sendo a região sudeste a que realiza mais cirurgias, ficando com 51,6% do total (FERREIRA, 2017).

A prótese é dividida em quatro componentes, o revestimento acetabular e o copo acetabular se mantêm fixo no acetábulo, que é o orifício da bacia, enquanto o corpo femoral se mantêm fixo no fêmur e a cabeça femoral é a responsável por fazer a ligação entre os componentes (ELTAYEB, 2018). Para que a anatomia da prótese fique mais clara, é possível observar a figura abaixo.

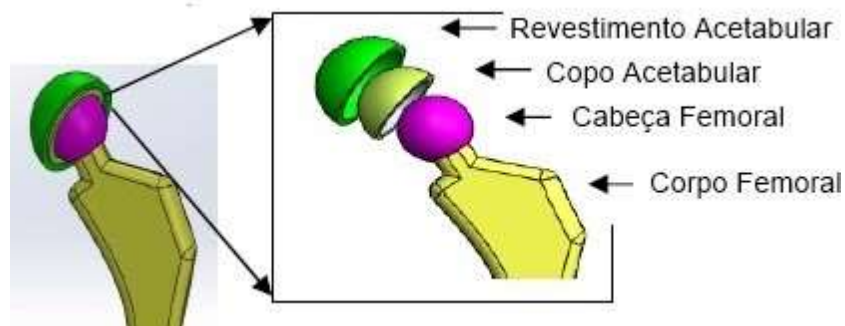


Figura 5 - Componentes da prótese de quadril

Fonte: ELTAYEB, 2018

Na tabela 4 estão dispostos os materiais mais utilizados para a confecção de cada componente da prótese.

Tabela 4 - Materiais mais utilizados em próteses de artroplastia total de quadril

Componente	Material
Revestimento Acetabular	Ligas de Titânio
Copo Acetabular	Alumina Zircônia ZTA
Cabeça Femoral	Alumina Zircônia ZTA
Corpo Femoral	Aço inoxidável Ligas de Titânio Ligas de Cobalto-Cromo-Molibdênio

Fonte: ELTAYEB, 2018; MEROLA, 2019.

A prótese pode ser cimentada ou não-cimentada, o que significa dizer que ou ela precisa de uma fixação extra, no caso o cimento, ou o próprio material da prótese fará com que ela se torne fixa no corpo humano. Na figura 6 existe a comparação entre esses dois tipos de prótese, lembrando que a escolha do tipo de prótese é feita pelo especialista que estiver acompanhando o indivíduo no caso (JUCHEM, 2004).

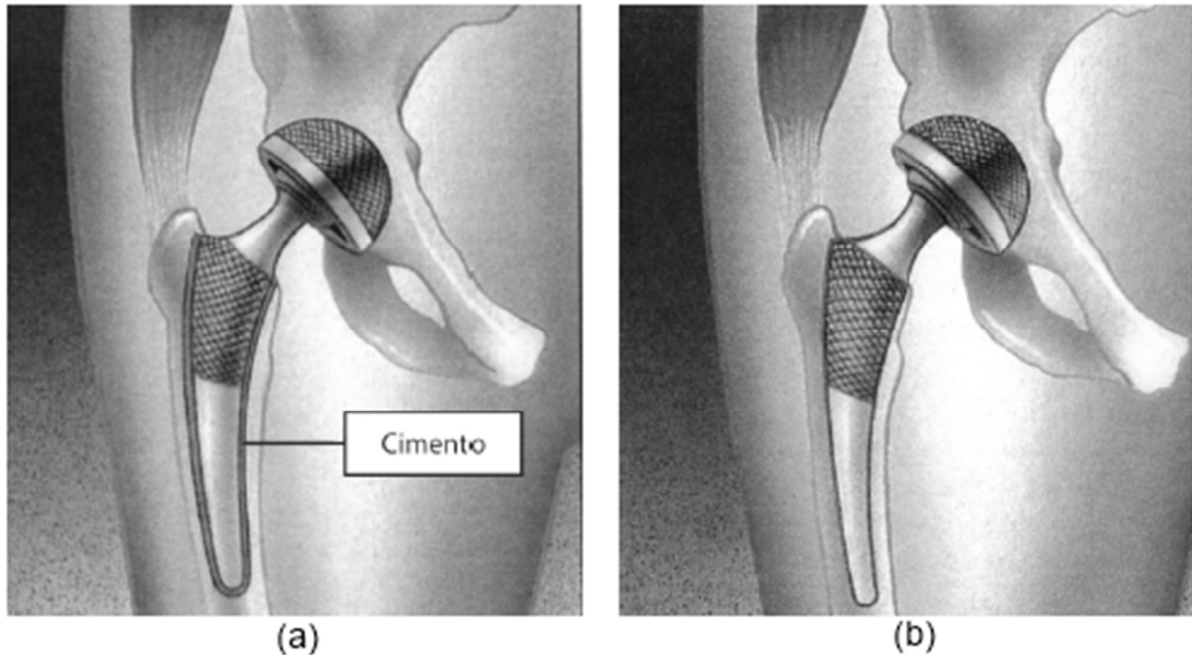


Figura 6 - Prótese inserida no corpo humano (a) cimentada e (b) não-cimentada

Fonte: JUCHEM, 2004.

3.4 Método dos elementos finitos

Os problemas de engenharia podem se apresentar de duas formas distintas. Na primeira delas deseja-se estudar cada ponto da estrutura e sua resposta específica a uma determinada condição. Nesse caso, para uma resposta exata é necessária a subdivisão da estrutura em infinitas partes, o que faz com que o problema só seja resolvido usando equações diferenciais que usam de termos infinitesimais, chamamos esses sistemas de contínuos. Só que a maioria dos problemas de engenharia envolve estruturas complexas que não permitem a visualização dos resultados de forma precisa (ZIENKIEWICZ, 2005).

Uma alternativa para essa questão é a divisão dessas estruturas complexas em um número finitos de elementos, o que acarreta em equações mais simples de serem resolvidas, mesmo que o número de elementos seja muito grande,

chamamos esses sistemas de discretos. Vários caminhos que permitem a discretização de sistemas foram percorridos e discutidos, tornando possível tal alteração. O problema desse método é a apresentação de valores que, mesmo que próximos, não sejam os valores reais de resposta, então, depende do operador assumir a variância como desprezível ou não (ZIENKIEWICZ, 2005).

De acordo com Alves Filho (2018, p.11),

O método de elementos finitos (MEF) é um método aproximado de cálculo de sistemas contínuos, de sorte que, a estrutura, o componente mecânico ou, de forma geral, o corpo contínuo é subdividido em um número finito de partes (os elementos), conectados entre si pelos pontos discretos, que são chamados de nós. A montagem de elementos, que constitui o modelo matemático, tem o seu comportamento especificado por um número finito de parâmetros. Em particular, nos problemas de análise estrutural, os parâmetros são os deslocamentos nodais, que são as incógnitas do problema.

Uma esquematização da estratégia de solução do sistema discreto por meio do MEF pode ser encontrada na figura 7.

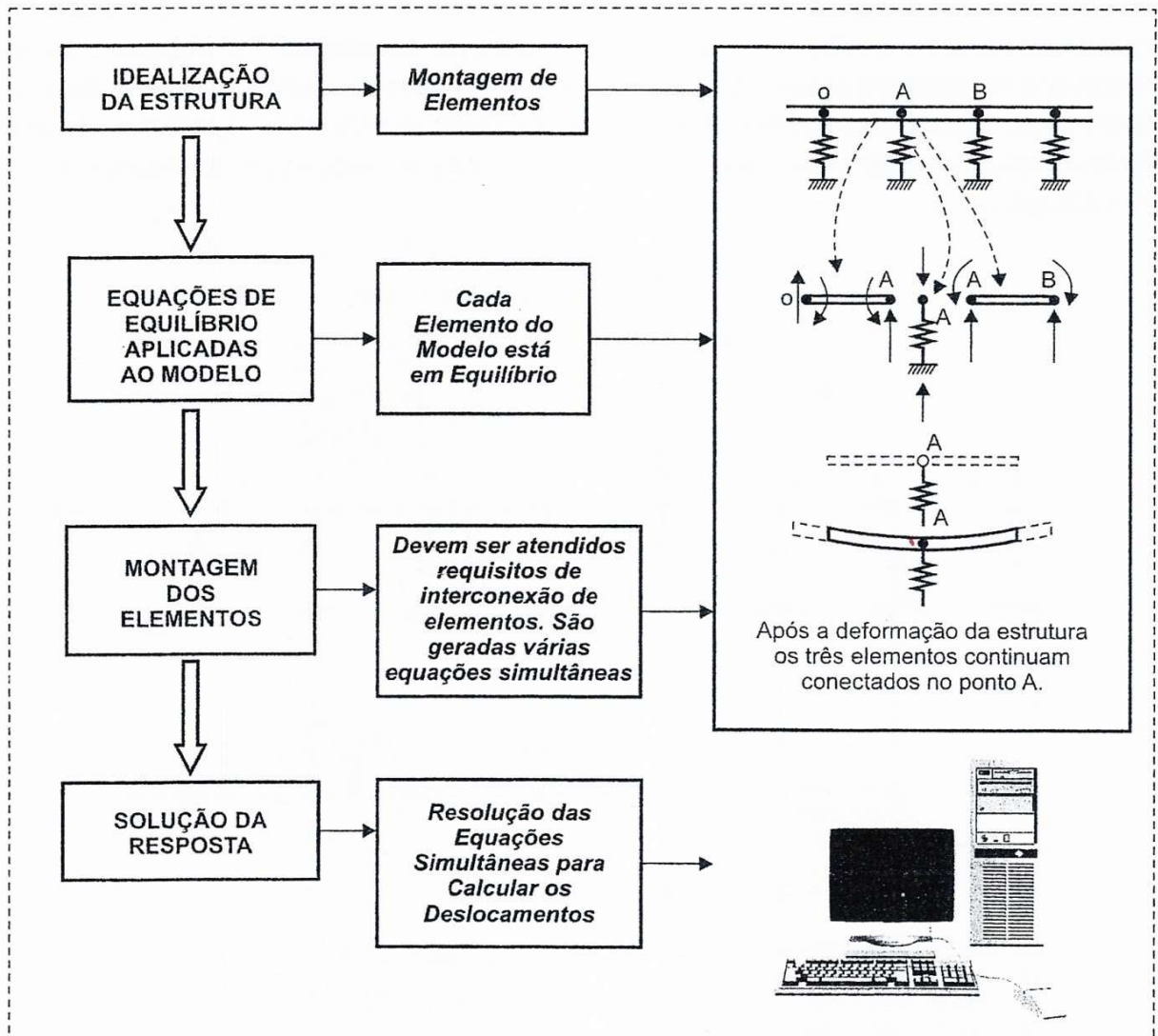


Figura 7 - Modelo geral para análise de um sistema discreto usando o MEF.

Fonte: ALVES FILHO, 2018.

A figura acima usa uma viga apoiada em molas para exemplificar o modelo geral. O número de equações algébricas geradas para um sistema com muitos elementos é enorme, sendo necessário o uso de computadores para armazenamento e resolução das mesmas. O MEF utiliza a notação matricial para facilitar a análise das equações (ALVES FILHO, 2018).

De acordo com Logan (2011) o uso do MEF para análise estrutural pode seguir duas vertentes. A primeira delas é chamada de método das forças, ou método da flexibilidade, e utiliza das forças internas como incógnitas do sistema, usa as equações de equilíbrio como ponto inicial de análise e, logo após, encontra novas equações compatíveis ao problema, o que resulta em uma gama de equações que juntas fazem possível o conhecimento das forças internas do sistema. A segunda

vertente é chamada de método dos deslocamentos e assume os deslocamentos nodais como as incógnitas do problema, e leva em consideração que os elementos ligados aos nós antes da deformação, continuam ligados após a deformação, usando as equações de equilíbrio e encontrando as equações relativas a cada elemento, os deslocamentos são encontrados, o que permite a avaliação das tensões, esforços internos, entre outros parâmetros.

Essas duas abordagens possuem incógnitas iniciais diferentes, no caso as forças e os deslocamentos, mas apresentam os mesmos resultados, para o cálculo computacional adere-se o método dos deslocamentos por ter uma formulação matemática mais simples para a maioria dos problemas estruturais (LOGAN, 2011).

Ao dividir o corpo em vários elementos cria-se a malha de elementos finitos, quanto maior o número de elementos de uma malha maior a precisão dela, é importante perceber que, em certo ponto, o crescimento do número de elementos não interferirá mais nos resultados, visto que a diferença de resultados se torna desprezível. É preciso encontrar um ponto onde o número de elementos seja grande o suficiente para mostrar um resultado apropriado e pequeno suficiente para diminuir os esforços computacionais (ALVES FILHO, 2018).

Partindo da análise do método dos deslocamentos, para obter uma solução completa precisa-se de uma análise acertada da relação entre forças nodais e deslocamentos nodais para cada elemento, além de respeitar a condição de equilíbrio do sistema. A ideia de relação entre forças e deslocamentos está relacionada ao conceito de rigidez do material, podemos relacionar esses três fatores com a equação abaixo (ALVES FILHO, 2018).

$$F = k \cdot d \quad (1)$$

Como é preciso a análise de forças e deslocamentos para um número grande de elementos, como dito anteriormente, a análise matricial é usada, deixando essa equação com o seguinte formato (ALVES FILHO, 2018).

$$\{F\} = [k] \cdot [d] \quad (2)$$

A matriz de forças é uma matriz coluna em que são representadas todas as forças que atuam nos nós do elemento, a matriz do coeficiente de rigidez é uma matriz quadrada contendo os coeficientes de rigidez de cada elemento e a matriz dos deslocamentos é uma matriz coluna com os deslocamentos de cada nó (ALVES FILHO, 2018).

Para um número “n” de elementos, temos a seguinte representação matricial.

$$\begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ \vdots \\ f_n \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & \dots & k_{1n} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & \dots & k_{2n} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} & \dots & k_{3n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ k_{n1} & k_{n2} & k_{n3} & \dots & k_{nn} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \\ \vdots \\ d_n \end{bmatrix} \quad (3)$$

A resolução dessa matriz depende das condições de contorno do seu problema, exemplificando as condições de contorno que podem existir nos problemas temos uma força aplicada que é conhecida, um elemento do sistema que é fixo, entre outras.

Para o cálculo das tensões aplicadas utiliza-se a lei de Hooke, mostrada na equação abaixo, lembrando que a lei de Hooke só é válida para a região elástica de deformação do material (CALLISTER, 2000).

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (4)$$

Onde E é o módulo de elasticidade do material, ε é a variação de deformação e σ é a tensão aplicada, sendo calculada para cada nó da malha do sistema.

4 Materiais e métodos

Nessa seção, serão apresentados os materiais utilizados na simulação, bem como os métodos utilizados e os procedimentos seguidos que permitem que o trabalho seja desenvolvido.

4.1 Liga Ti-6Al-4V

O titânio, elemento químico descrito pela primeira vez em 1791 pelo reverendo William Gregor, consta na tabela periódica como elemento número 22, ou seja, possui 22 prótons e 22 elétrons, apresenta uma massa atômica de, aproximadamente, 47,9u. Mostra-se como o quarto elemento mais abundante na crosta terrestre, perdendo, em quantidade, apenas para o alumínio, ferro e magnésio (BAUER, 2007).

O entusiasmo em torno desse elemento se mostrava crescente. De acordo com Promisel (1968, apud JAFFEE, 1970, p.19):

Nunca um metal convidou e recebeu tanta atenção, não só do ponto de vista técnico, mas também do ponto de vista da arena política e do mundo financeiro. Nunca um metal, normalmente considerado tão mundano, foi descrito de forma tão extravagante como metal maravilha, o metal do glamour, o metal da promessa.

Brunette (2001) chega à conclusão de que todo esse ânimo a cerca do titânio na engenharia, como um campo geral, também pode ser evidenciado no campo da medicina. O titânio consegue se enquadrar dentro da gama de materiais biocompatíveis, visto que a resposta biológica com a inserção do material está de acordo com o exigido pela norma ISO 10993.

Em sua forma pura, o titânio é considerado um material alotrópico por se manifestar de duas maneiras diferentes, em sua fase α apresenta uma microestrutura cristalina hexagonal compacta que vai até 882°C, após essa temperatura se forma a fase β que possui uma estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (CRAIG, 1975). Craig (1975) e Pires (2015) dizem que um material que possui a fase β mais proeminente apresenta maior resistência, menor ductilidade, menor resistência a corrosão e um menor módulo de elasticidade que na fase α .

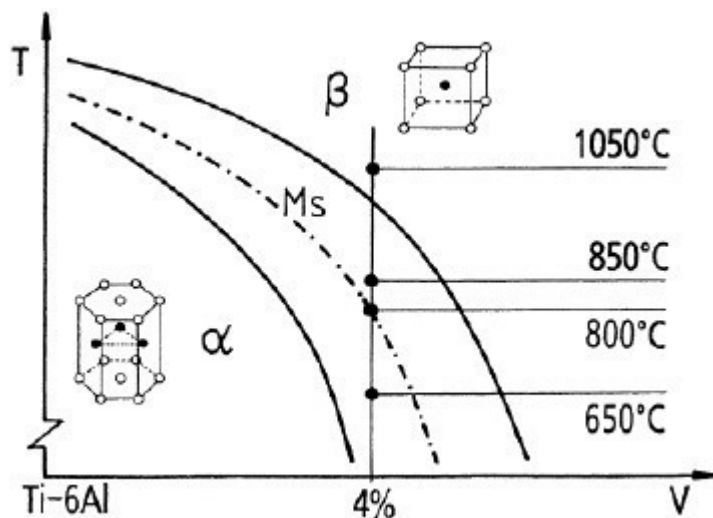
Além do titânio, várias ligas que possuem esse elemento, como principal, também são muito utilizadas na área médica. Dessas ligas, a mais utilizada é a liga de Ti-6Al-4V, cuja composição aparece na tabela 5.

Tabela 5 - Composição da liga Ti-6Al-4V

Ti (%)	Al (%)	V (%)	Fe (%)	O (%)
89,55 (mínimo)	6	4	0,25 (máximo)	0,2 (máximo)

Fonte: DUCATO, 2013.

A adição de componentes ao titânio serve pra estabilizar as suas fases e combinar as propriedades das fases da melhor maneira possível para sua aplicação. No caso da liga Ti-6Al-4V, o alumínio atua como estabilizador de fase α , que tem como função o aumento do campo de fase α , fazendo com que o campo de fase intermediária $\alpha+\beta$ aumente até a temperatura de transformação de β ; já o vanádio atua como estabilizador de fase β , que aumenta o campo da fase β , diminuindo o campo de fase intermediária. Esses dois elementos trabalhando juntos na liga permitem a obtenção de uma liga de fase intermediária $\alpha+\beta$ à temperatura ambiente, com 91% de fase α e 9% de fase β (DUCATO, 2013). Para evidenciar esse fato, segue na figura 8 o diagrama de fases para o titânio já com 6% de alumínio, focando na linha de 4% de vanádio.

**Figura 8** - Diagrama de fases de Ti-6Al com a inserção de vanádio

Fonte: DUCATO, 2013

4.1.1 Propriedades Mecânicas

A liga Ti-6Al-4V apresenta uma alta resistência a fratura, um alto limite de escoamento, quase o dobro da dureza do titânio puro, uma baixa densidade (o que acarreta um peso agradável para a pessoa que receba uma prótese dessa liga). Todas essas propriedades tornam a liga Ti-6Al-4V a liga de titânio mais utilizada

para diversas áreas e um dos materiais mais utilizados para próteses (BRUNETTE, 2001).

Na tabela 6 alguns valores das propriedades mecânicas da liga podem ser visualizados.

Tabela 6 - Valores de algumas propriedades mecânicas importantes do Ti-6Al-4V

Material	Limite de Resistência à Tração (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Densidade (g/cm ³)	Deformação máxima (mm)
Ti-6Al-4V	860~965	795~875	116	0,25	4,54	6,85 ~ 7,54

Fonte: NIINOMI, 1998; CHATTERJEE, 2018.

4.2 Zirconia endurecida em alumina (*Zirconia Toughened Alumina - ZTA*)

Podemos caracterizar a alumina (Al₂O₃), segundo Pires (2015), como sendo uma cerâmica com estrutura cristalina hexagonal compacta, elevada dureza, resistência à compressão e à abrasão, inerte quimicamente (devido suas fortes ligações iônicas) e com grande estabilidade em meios corrosivos.

A alumina é a cerâmica mais utilizada em implantes, sua principal aplicação está na construção de acetábulo e cabeças femorais das artroplastias de quadril. Ao usar acetábulo e cabeças femorais de alumina, em conjunto, o coeficiente de atrito decresce com o tempo, tendendo ao valor da articulação normal, ainda segundo Pires (2015).

A zircônia (ZrO₂) também é uma cerâmica que, por sua vez, apresenta uma elevada dureza e boas propriedades mecânicas. Para aumentar sua resistência mecânica e tenacidade alguns aditivos podem ser inseridos, dentre os quais a ítria (Y₂O₃) se destaca, formando a cerâmica de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP), (MEROLA, 2019).

A Y-TZP apresenta grãos ultrafinos e baixa porosidade, o que leva a obtenção de um material com uma elevada resistência à flexão, tenacidade e resistência ao desgaste, o que torna a cerâmica candidata a atuar em aplicações em que existam tensões mecânicas constantes (PIRES, 2015).

Com a intenção de se aproveitar o melhor da alumina e da zircônia, um interesse em combinar essas duas cerâmicas cresceu e, com isso, um novo material surgiu, um material compósito com base em cerâmicas, a zircônia endurecida em alumina (*Zirconia Toughened Alumina – ZTA*) (PIRES, 2015).

Essa combinação é realizada ao adicionar nanopartículas de Y-TZP numa matriz de alumina, adiciona-se uma pequena porcentagem de óxido de cromo (Cr_2O_3), para lidar com a diminuição da dureza causada pela presença da zircônia, e adiciona-se também óxido de estrôncio (SrO), na sinterização do material, para formar plaquetas de aluminato de estrôncio, fora do material base (MEROLA, 2019).

Para uma melhor visualização das substâncias presentes na ZTA, a tabela 7 apresenta com as porcentagens de cada uma.

Tabela 7 - Composição do compósito cerâmico ZTA

Alumina (%)	Y-TZP (%)	SrO + Cr_2O_3 (%)
74 (mínimo)	25	1 (máximo)

Fonte: MEROLA, 2019.

A dispersão de partículas de Y-TZP na matriz de alumina pode ser evidenciada na figura 9, foi utilizada a técnica de microscopia eletrônica de transmissão (MET) para a obtenção da imagem.

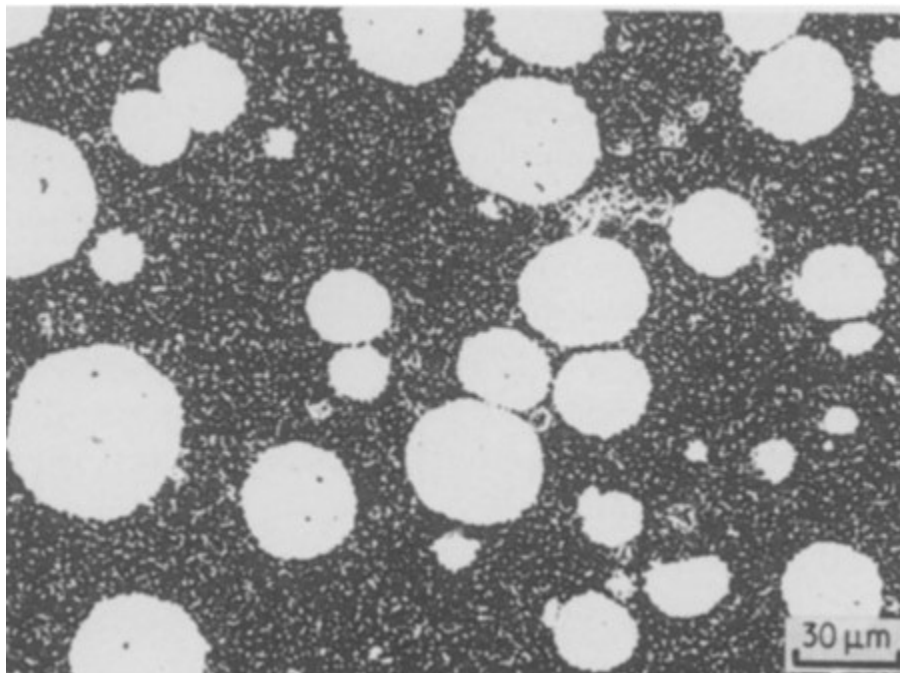


Figura 9 - Imagem gerada por microscopia eletrônica de transmissão da disposição das partículas de Y-TZP numa matriz de alumina

Fonte: WANG, 1989

421 Propriedades Mecânicas

O ZTA combina as melhores propriedades da alumina e da zircônia, possui uma boa resistência à fratura, resistência ao desgaste, inércia química, estabilidade

hidrotérmica, dureza elevada e, pela distribuição da zircônia na alumina, uma elevada resistência a trincas e propagação de trincas (MEROLA, 2019).

Na tabela 8, alguns valores das propriedades mecânicas da ZTA podem ser visualizados.

Tabela 8 - Valores de algumas propriedades mecânicas importantes da ZTA

Material	Limite de Resistência à Flexão (MPa)	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Densidade (g/cm ³)	Tenacidade (mm)
ZTA	700	360	0,23	4,05	1,94

Fonte: MEROLA, 2019; CHATTERJEE, 2018.

4.3 Geometrias

Utilizando o Autodesk Inventor foram desenvolvidas quatro geometrias distintas, todas componentes da mesma prótese de quadril, de acordo com geometria desenvolvida por Chou (2015), disponível no Anexo A. Na figura 10 são apresentadas as quatro geometrias.

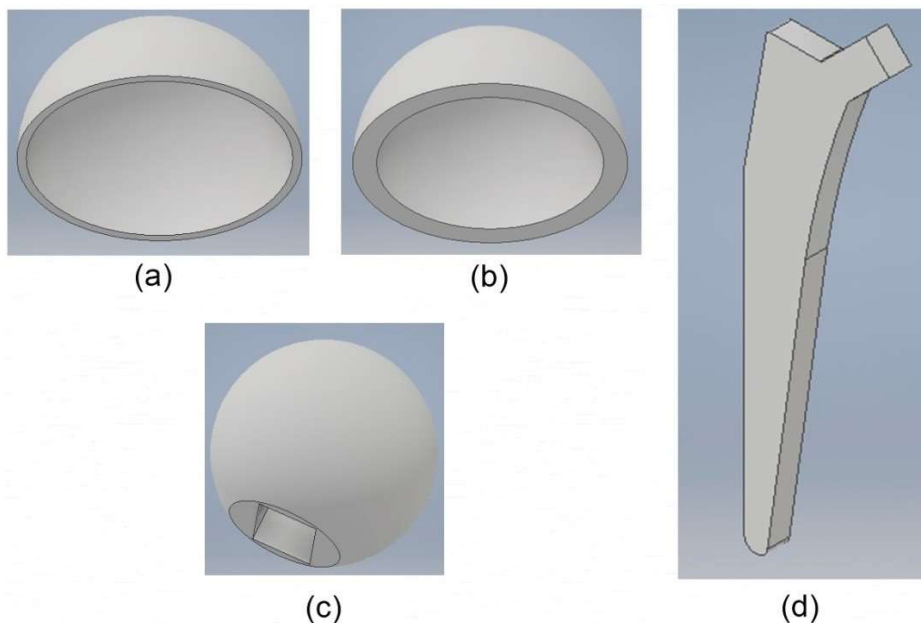


Figura 10 - Geometria inicial dos componentes da prótese de quadril, que são (a-b) componentes acetabulares, (c) cabeça femoral e (d) corpo femoral.

A prótese completa é composta pelos componentes acetabulares (figura 10.a-b), pela cabeça femoral (figura 10.c) e pelo corpo femoral (figura 10.d). O Autodesk Inventor permite a elaboração de uma montagem de peças já esboçadas, a montagem desses componentes pode ser vista na figura 11. É importante ressaltar que as cores utilizadas são apenas para diferenciar os componentes presentes na prótese.

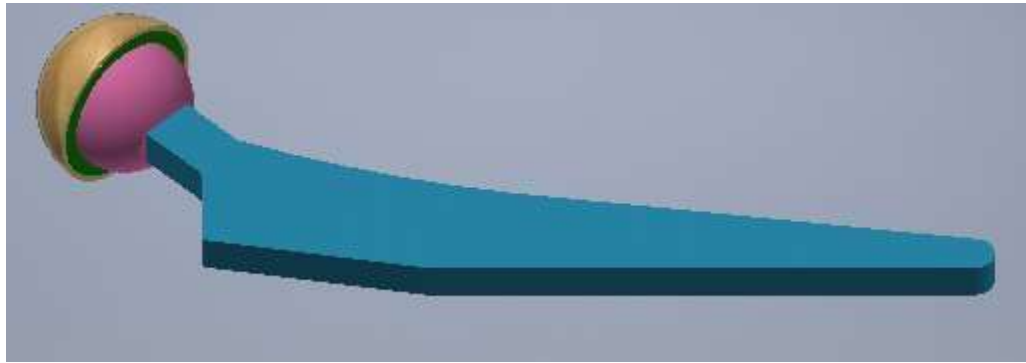


Figura 11 - Montagem dos componentes da geometria 0

Após uma análise mais aprofundada das forças que estariam atuando na prótese se notou que não seria necessário realizar a simulação com os componentes acetabulares presentes, visto que a força atuante na cabeça femoral advém do contato com o componente acetabular, sendo assim, pela terceira lei de Newton, a cabeça femoral realiza uma força de igual intensidade, direção e sentido contrário no componente acetabular.

A primeira geometria a ser simulada passou por ajustes em relação à geometria anterior. Além da remoção dos componentes acetabulares, fez-se uma nova divisão na geometria da prótese no que diz respeito à cabeça femoral e o corpo femoral, para se aproximar da realidade. Nas figuras 12 e 13 temos a nova divisão.

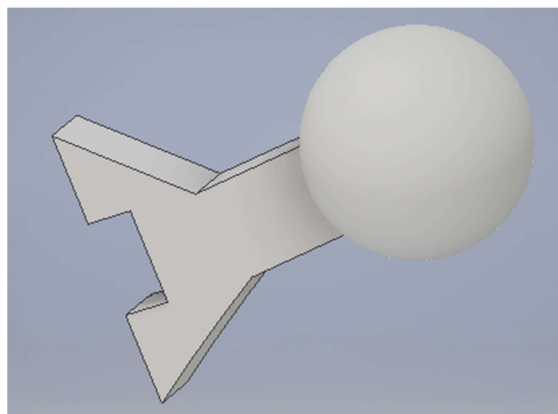


Figura 12 - Cabeça femoral da geometria 1

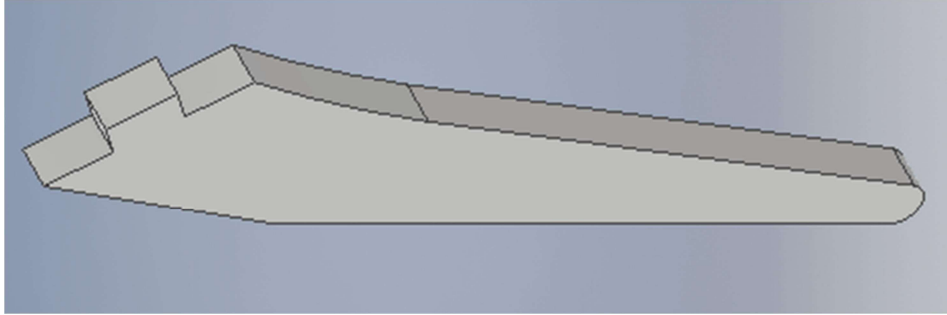


Figura 13 - Corpo femoral da geometria 1.

Para simulação é necessário realizar a montagem desses dois componentes, sendo assim, na figura 14 pode ser observada a montagem da primeira geometria a ser simulada, onde, mais uma vez, as cores são apenas para separação dos componentes.

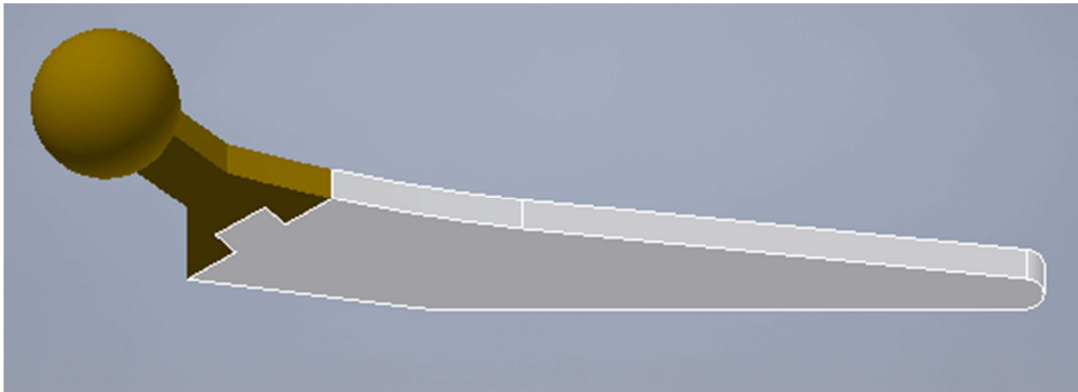


Figura 14 - Montagem referente à geometria 1.

Após os resultados da simulação da primeira geometria discutiu-se uma mudança de geometria para alteração dos resultados, o corpo femoral da segunda geometria de simulação se manteve inalterado, mas as alterações na cabeça femoral podem ser vistas na figura 15.

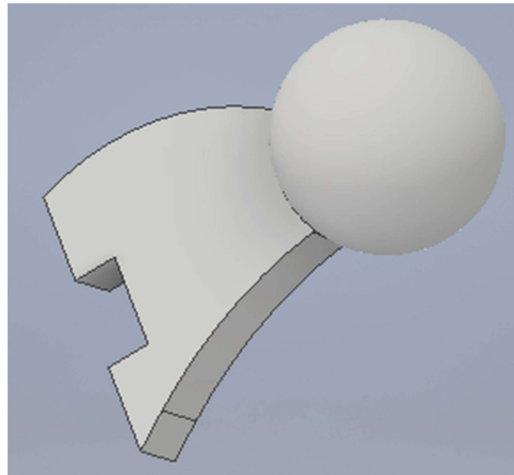


Figura 15 - Cabeça femoral da geometria 2.

Por fim, tem-se a montagem referente à segunda geometria a ser simulada. A montagem pode ser vista na figura 16.



Figura 16 - Montagem referente à geometria 2.

4.4 Simulação

Toda a simulação do projeto foi realizada no pacote estudantil do Ansys 2019, que limita o uso para até 32000 nós e elementos. O Ansys traz uma plataforma de análises vasta, da qual, para o percurso do projeto, foi utilizada apenas a plataforma de análise estrutural.

Ao escolhermos análise estrutural, o software apresenta tópicos que devem ser ajustados para o correto funcionamento da simulação, já em sua ordem de preenchimento. O primeiro tópico, *engineering data*, permite a escolha de um material na biblioteca do programa ou, caso o material não exista na biblioteca, a inserção de um novo material. O segundo tópico pede a inclusão da geometria para a simulação. No terceiro e quarto tópicos a malha é gerada e as condições de contorno são aplicadas gerando a solução e os resultados.

Para a realização do trabalho foram realizadas quatro análises estruturais duas delas utilizando como material a liga de Ti-6Al-4V e duas delas utilizando o ZTA, além dessa divisão por material as quatro análises se dividem em duas geometrias, duas análises pra cada geometria .

Para a caracterização da liga de Ti-6Al-4V e do ZTA são necessárias três informações sobre o material, a densidade, o módulo elástico e o coeficiente de Poisson, todos os valores utilizados estão presentes nas tabelas 5 e 7, obtidos após revisão literária. As geometrias utilizadas foram importadas do Autodesk Inventor para o Ansys e estão disponíveis nas figuras 14 e 16.

Na área do modelo, escolheu-se uma malha fina de elementos quadráticos, para ambas as geometrias, na figura 17 se podem visualizar as malhas e na tabela 9 estão dispostos os números de nós e elementos para cada geometria.

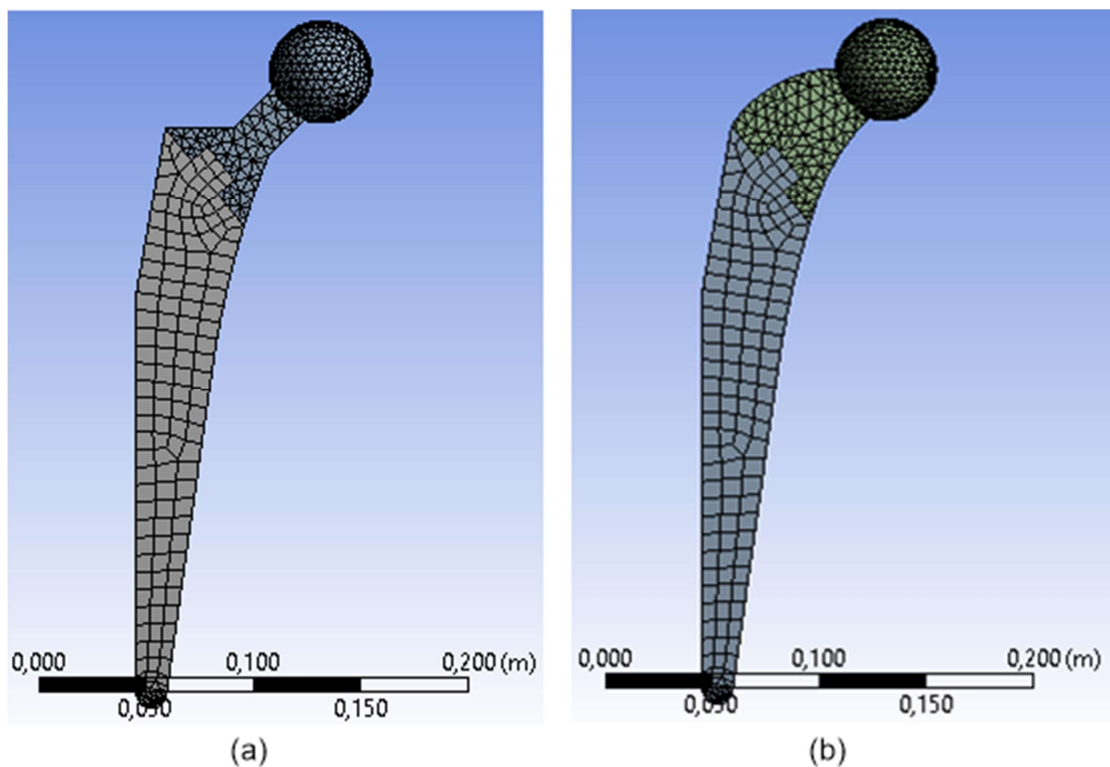


Figura 17 - Malhas para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2.

Tabela 9 - Quantidades de nós e elementos para ambas as geometrias

Geometria 1		Geometria 2	
Número de Nós	Número de Elementos	Número de Nós	Número de Elementos
7979	3632	10109	4965

Para finalizar a simulação é necessário estabelecer condições de contorno que permitam ter uma visão geral do problema, neste projeto foram utilizadas nove condições de contorno, sendo oito delas suportes fixos e uma delas a força atuante.

Considerou-se que todas as faces do corpo femoral estavam fixas, visto que estão assentadas no fêmur e considerou-se uma força de intensidade 3637,8N atuando na linha de ação do centro de massa da prótese (JIANG, 2007). O valor da força é o mais alto em um ciclo de marcha, na posição em que o calcanhar encosta no chão, para um indivíduo de 60kg.

Na tabela 10 é possível a visualização das coordenadas do centro de massa para as duas geometrias e o valor da força e seus componentes.

Tabela 10 - Coordenadas do centro de massa para ambas as geometrias e valores das componentes da força atuante.

Coordenadas do centro de massa (m)				Força (N)	
Geometria 1		Geometria 2		F_{total}	3637,8
<u>Componentes</u>	<u>Valores</u>	<u>Componentes</u>	<u>Valores</u>	<u>Componentes</u>	<u>Valores</u>
X	0,01036	X	0,04344	F_x	1537,38
Y	0,10313	Y	0,11656	F_y	3296,93
Z	0,04224	Z	0,03015	F_z	0

Após a inserção das condições de contorno, que podem ser vistas na figura 18, os resultados foram gerados e discutidos.

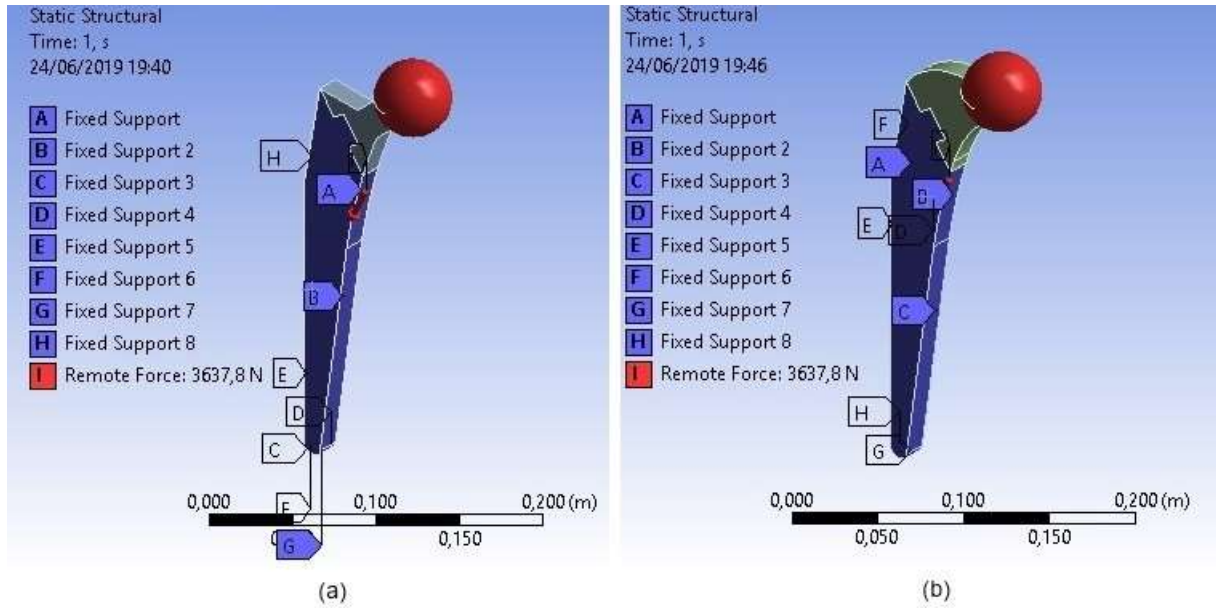


Figura 18 - Condições de contorno para (a) geometria 1 e (b) geometria 2.

5 Resultados e discussões

Foram realizadas quatro análises. As primeiras duas análises mostram as respostas das simulações comparando apenas os materiais utilizados, mantendo as geometrias constantes; a primeira análise é referente a distribuição de tensão nos materiais e seus valores, já na segunda a deformação será discutida.

Nas duas últimas análises, enquanto os materiais se mantêm inalterados, a geometria será alternada, possibilitando a visualização dos efeitos da mudança de geometria na deformação e na distribuição de tensões.

5.1 Análises comparativas de tensão por material

Aplicando uma força sobre uma superfície, obtêm-se uma tensão. A maneira que os materiais reagem a essa força é única, ou seja, cada material possui uma reação própria para a tensão aplicada e responde de uma forma singular (CALLISTER, 2000).

O comportamento dos metais dúcteis (como é o caso do Ti6Al4V), para uma tensão aplicada, segue um padrão. O material se deforma elasticamente até seu limite de escoamento, depois começa a deformar plasticamente, atinge seu limite de resistência à tração, seguida por uma fratura (CALLISTER, 2000).

No caso das cerâmicas o material é exposto a uma tensão e, por apresentar uma fragilidade maior que os metais, atinge sua tensão máxima, conhecida como resistência à flexão, e logo após acontece a fratura, com uma pequena deformação (CALLISTER, 2000).

Sendo a força aplicada igual para ambos os materiais, é esperado que a distribuição de tensões seja vista de forma parecida tanto para a ZTA quanto para o Ti-6Al-4V com valores máximos de tensão também comparáveis.

Na figura 19 pode-se observar a resposta dos dois materiais estudados para a força aplicada para a primeira geometria utilizada.

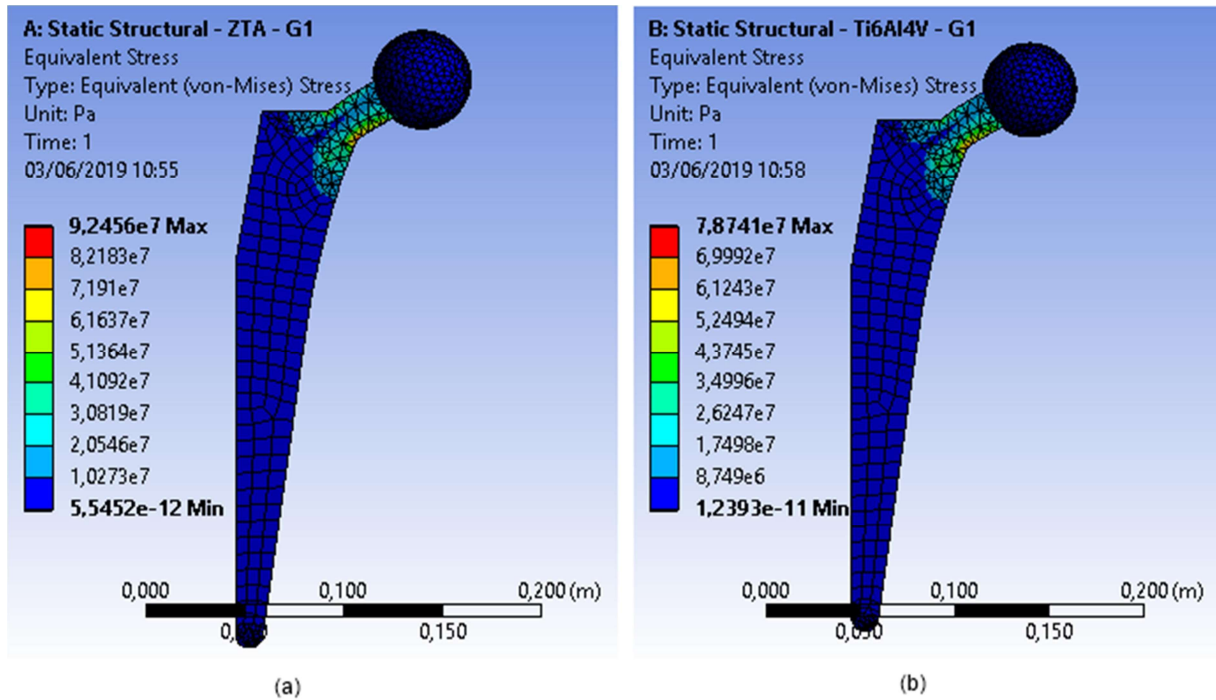


Figura 19 - Análise comparativa de tensão para próteses (a) de ZTA e (b) de Ti-6Al-4V para a geometria 1.

Como esperado, as análises de tensão mostram valores parecidos para ambos os materiais, com valores máximos de aproximadamente 92MPa para a cerâmica ZTA e de 78MPa para a liga de Ti-6Al4V. A distribuição de tensões é muito parecida, onde se têm a tensão máxima na quina inferior de ligação entre a cabeça femoral e o corpo femoral.

A figura 20 mostra uma melhor visualização da área da distribuição de tensão referente aos pontos de máximas tensões para os dois materiais.

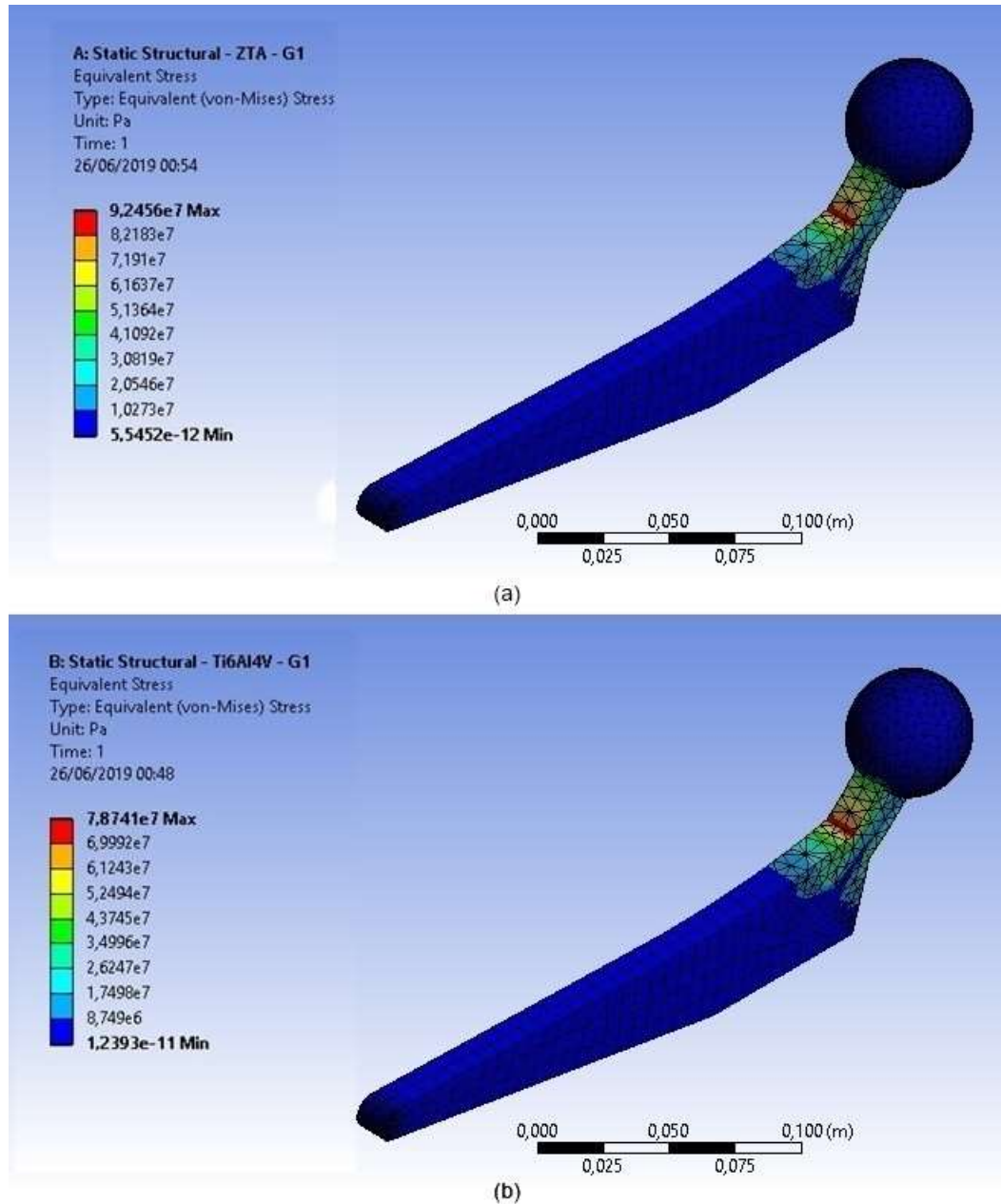


Figura 20 - Região de tensão máxima na geometria 1 para (a) ZTA e (b) Ti-6Al-4V.

Fazendo a mesma análise agora para a segunda geometria, temos a figura

21.

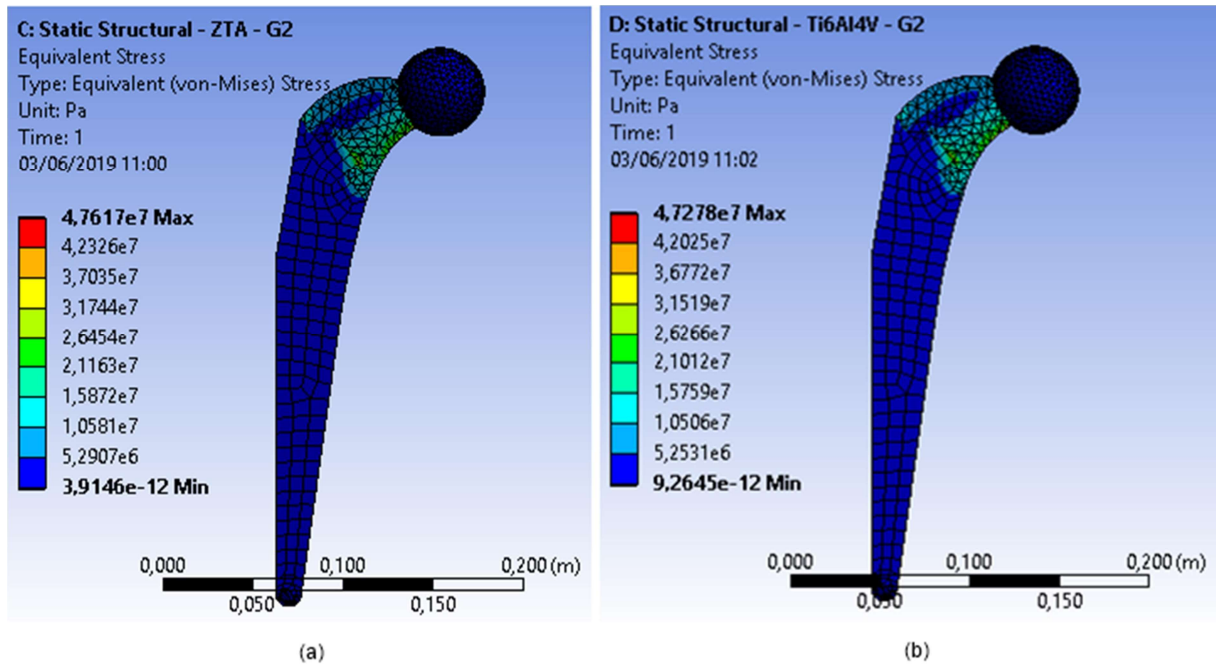


Figura 21 - Análise comparativa de tensão para próteses (a) de ZTA e (b) de Ti-6Al-4V para a geometria 2.

Os valores de tensão máxima se tornaram ainda mais próximos, em relação à primeira geometria, obtendo 48MPa e 47MPa para a ZTA e a liga de Ti-6Al-4V, respectivamente.

Nesse caso, a região de maior concentração de tensão fica na região de ligação entre a cabeça femoral e o corpo femoral, mostrada com mais detalhes na figura 22.

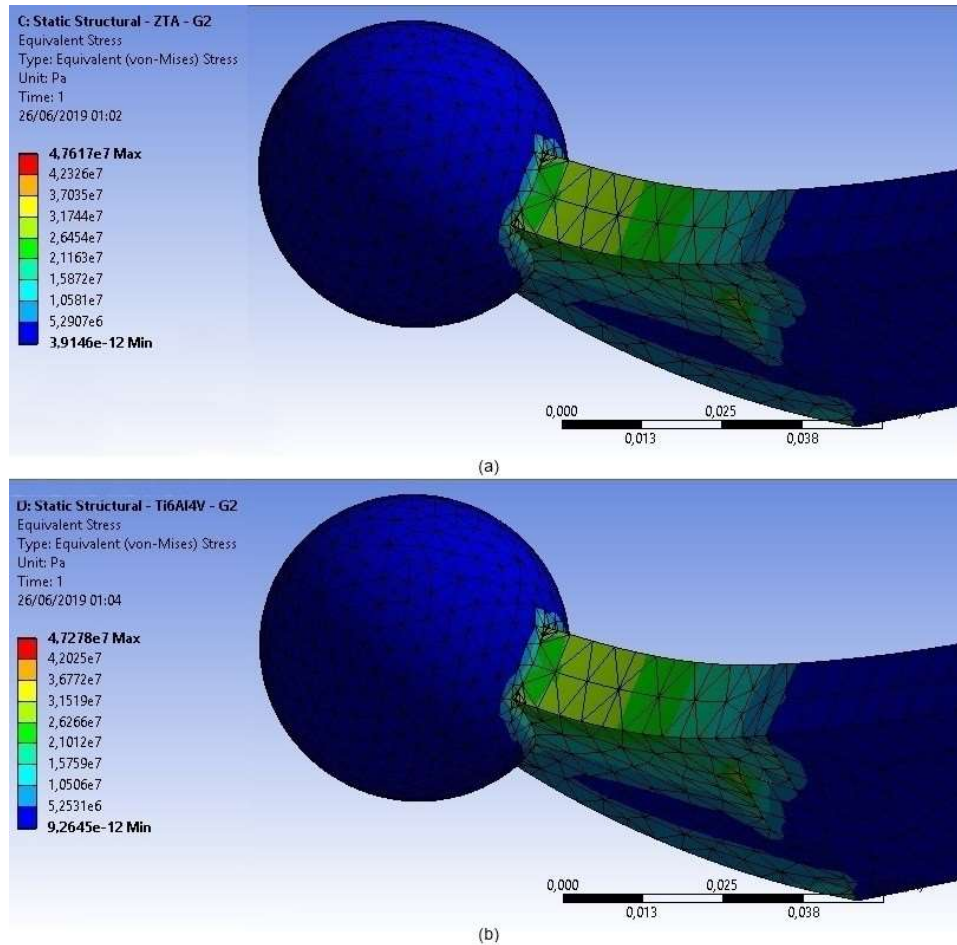


Figura 22 - Região de tensão máxima na geometria 2 para (a) ZTA e (b) Ti-6Al-4V.

Observa-se que a região de maior tensão fica exatamente nas duas quinas de ligação entre a cabeça e o corpo femoral e não existe uma propagação significativa dessa tensão máxima.

5.2 Análises comparativas de deformação por material

De acordo com a literatura o esperado é que a cerâmica apresente uma deformação menor que o metal, visto que a inclinação da reta que relaciona tensão e deformação tem inclinação maior para as cerâmicas (CALLISTER, 2000).

A figura 23 apresenta os resultados para a simulação realizada com o ZTA e o Ti-6Al-4V, para a geometria 1.

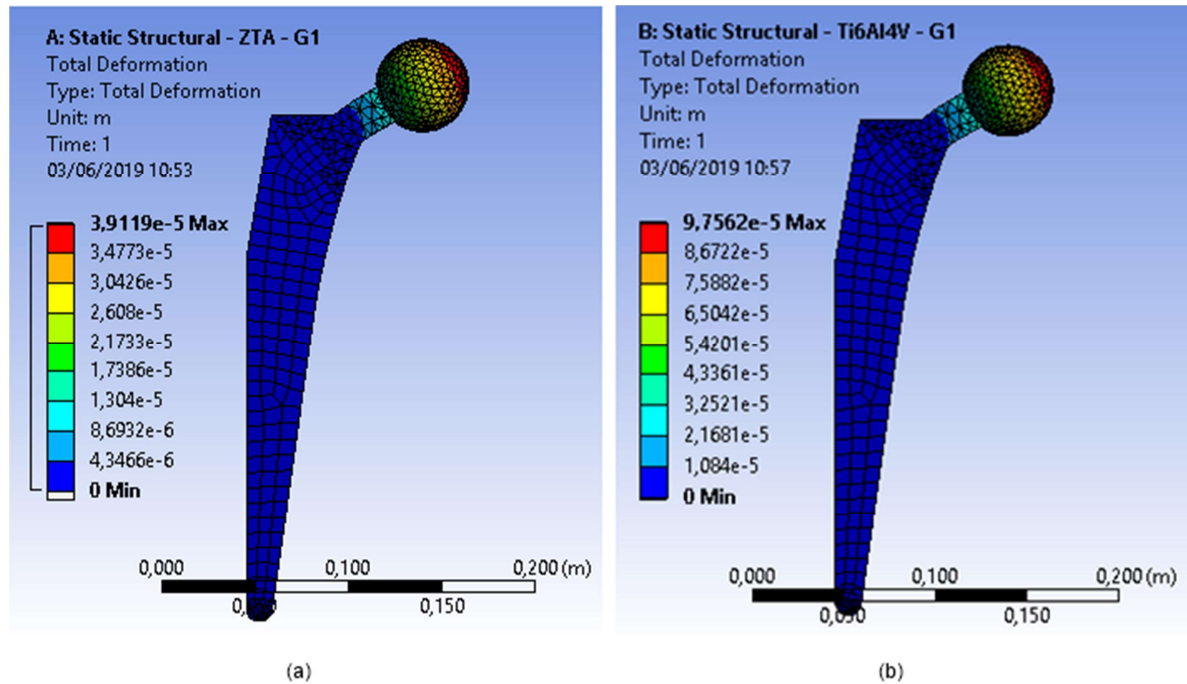


Figura 23 - Análise comparativa de deformação para próteses cerâmicas de (a) ZTA e (b) Ti-6Al-4V para a geometria 1.

Como esperado, a prótese de ZTA sofre uma menor deformação em relação à prótese de Ti6Al4V, sendo a deformação máxima igual a 39 μ m para ZTA e 97 μ m para Ti-6Al-4V. É importante ressaltar que esses valores não se aproximam dos valores máximos de deformação da cerâmica, que é de 1,94mm (MEROLA, 2019) e muito menos do metal, que está entre 6,85mm e 7,54mm (NIIMONI, 1998), fazendo com que seja uma deformação aceitável para a continuação da análise realizada.

Na figura 24 é feita a análise comparativa da deformação para a segunda geometria desenvolvida para o projeto.

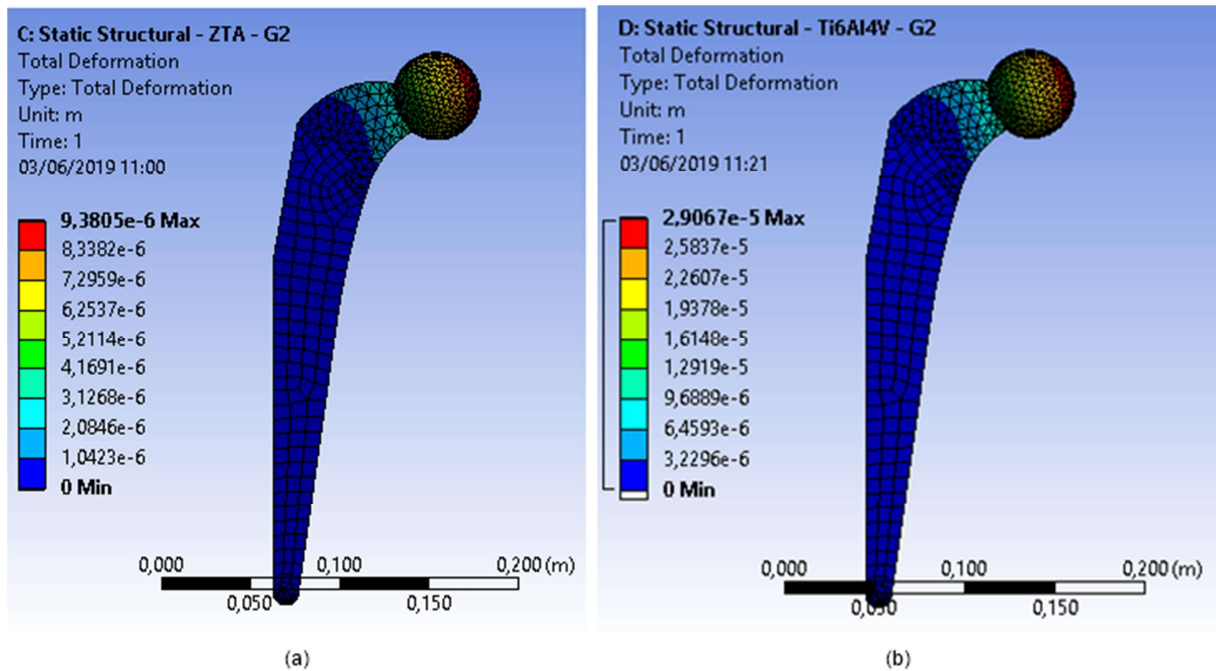


Figura 24 - Análise comparativa de deformação para próteses cerâmicas de (a) ZTA e (b) Ti-6Al-4V para a geometria 2.

Percebe-se que, mesmo havendo mudança de geometria, a comparação de valores de deformação máxima entre os materiais da análise segue o mesmo padrão, ou seja, continuam maiores para a prótese de Ti-6Al-4V e menores para a de ZTA, sendo a deformação máxima para a prótese de ZTA de 9,4nm e para a prótese de Ti-6Al-4V de 29nm.

5.3 Análises comparativas de tensão por geometria

De acordo com Pilkey (2008) as fórmulas utilizadas para cálculo de distribuição de tensão são obtidas a partir do estudo com corpos de prova com uma área seccional constante ou com uma variação gradual do contorno, só que essa não é a realidade das geometrias habituais dos materiais a serem estudados.

A presença de quinas, furos, entre outras modificações na estrutura que não sigam o padrão, traz uma alteração na distribuição de tensão de corpos. Sendo assim, é possível afirmar que a distribuição de tensões no corpo não é decorrente apenas das propriedades mecânicas do corpo, mas também da geometria (PILKEY, 2008).

Sendo assim, para a primeira geometria utilizada, com a presença de quinas possivelmente atuando como concentradoras de tensão, podemos esperar uma distribuição de tensão mais desordenada, além de uma maior tensão máxima em

relação à segunda geometria, que mostra uma mudança de seção transversal gradual, ou seja, uma diminuição de concentradores de tensão (PILKEY, 2008).

A figura 25 apresenta o padrão de distribuição de tensão para o ZTA em função da geometria.

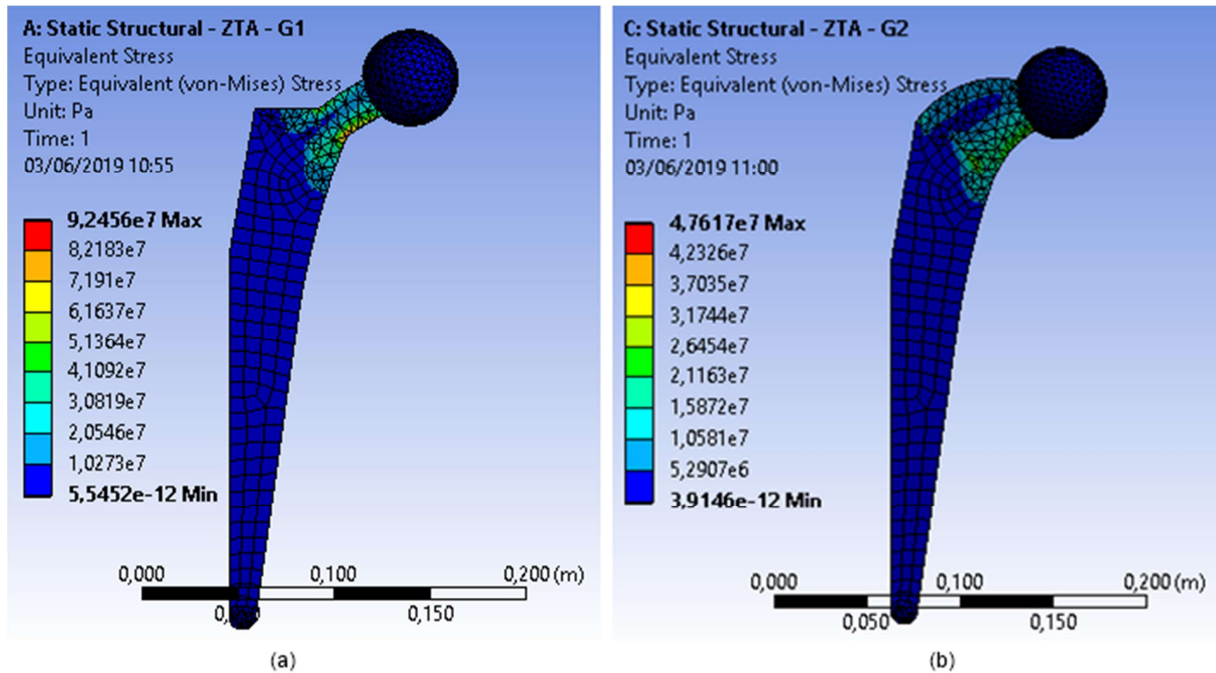


Figura 25 - Análise comparativa de tensão para próteses cerâmicas de ZTA para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2

A diminuição da tensão máxima é da ordem de 50% da geometria 1 para a geometria 2, sob a aplicação da mesma força. Os valores de tensão máxima representam apenas 13,14% e 6,71% da tensão de ruptura do ZTA para a primeira e segunda geometrias, respectivamente (MEROLA, 2019). Uma vez que os valores de tensão máxima são inferiores à tensão de ruptura do ZTA, de 700MPa (MEROLA, 2019), temos uma margem de segurança para o uso desse material em próteses.

Na figura 26 são apresentados os padrões de distribuição de tensão para a liga de Ti-6Al-4V com diferentes geometrias.

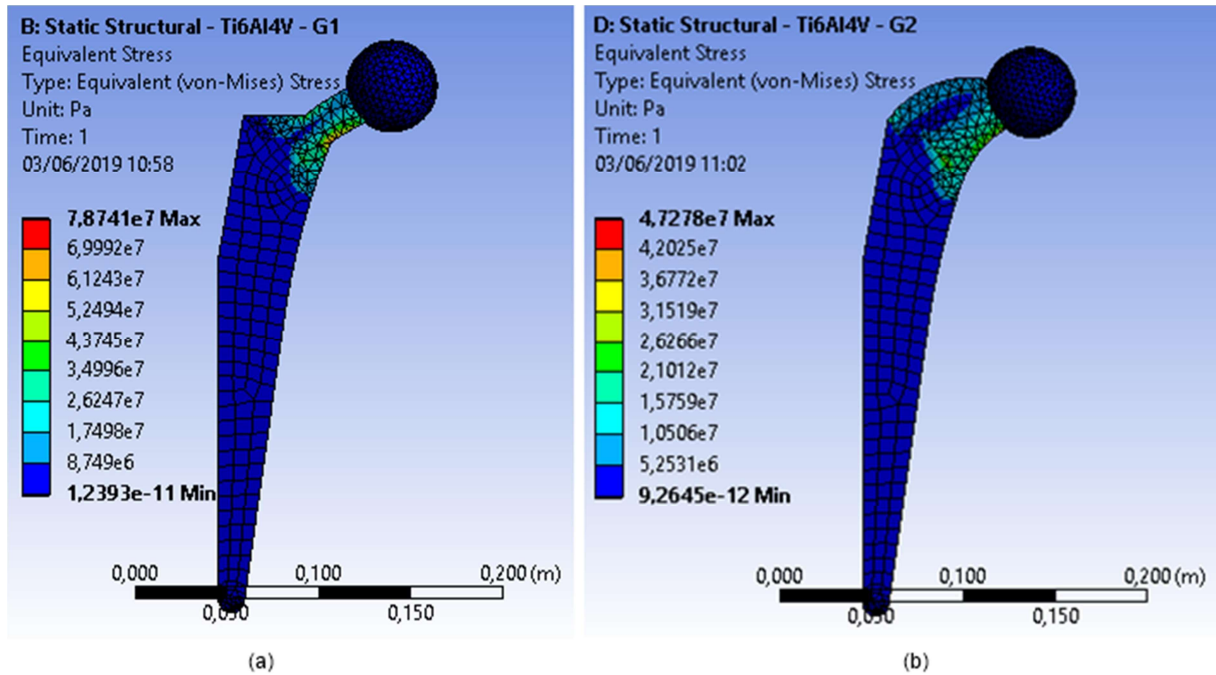


Figura 26 - Análise comparativa de tensão para próteses da liga de Ti-6Al-4V para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2.

Foi verificada uma diminuição de aproximadamente 40% no caso da liga de Ti-6Al-4V, sob a aplicação da mesma força para a geometria 2 em comparação com a geometria 1. Os valores representam apenas 9,26% e 5,56% do valor do limite de escoamento da liga de Ti-6Al-4V (NIIMONI, 1998), dessa maneira apresentado menor margem de segurança em comparação com prótese de ZTA.

5.4 Análises comparativas de deformação por geometria

Na figura 27 é apresentada a análise comparativa da deformação entre as geometrias para a prótese de ZTA.

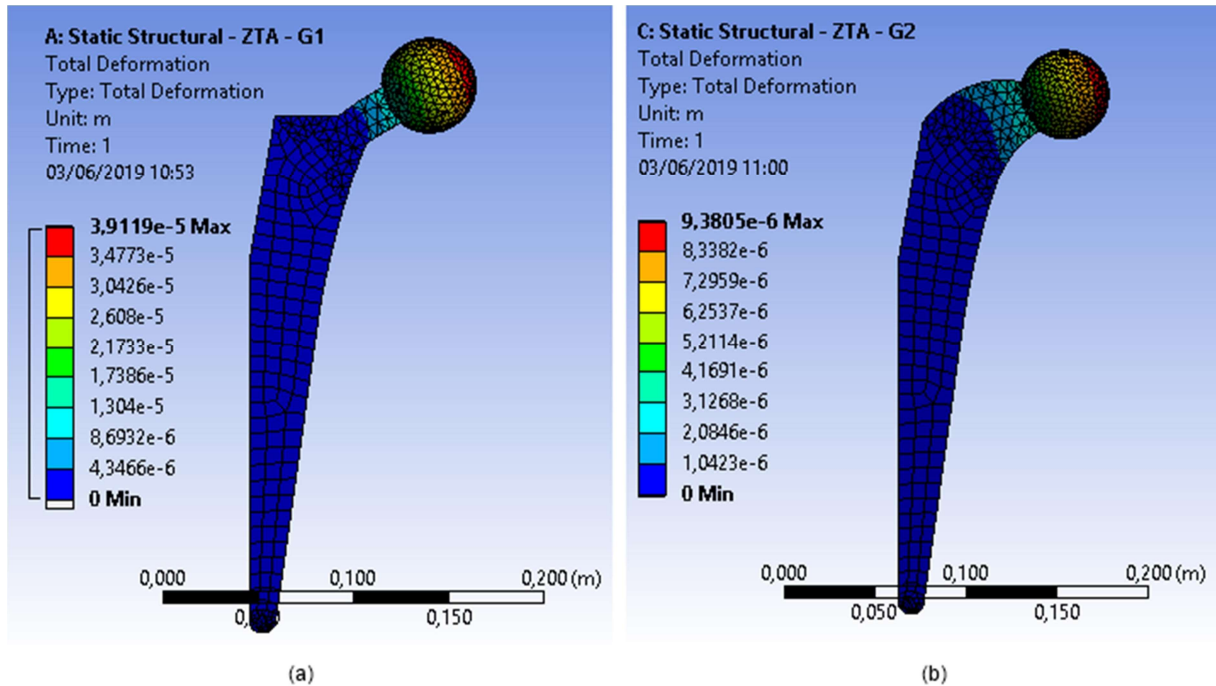


Figura 27 - Análise comparativa de deformação para próteses de ZTA para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2

Em relação a geometria 1, a geometria 2 apresenta uma diminuição de 76% na deformação máxima, pode-se observar, no entanto, uma propagação de deformação maior na região de ligação entre a cabeça femoral e o corpo femoral, o que não é preocupante visto que a deformação é mínima nessa região. Essa deformação observada não se caracteriza como alarmante, visto que não atinge o valor máximo de deformação para a cerâmica ZTA.

Para comparação das deformações levando em consideração a liga de Ti-6Al-4V, segue a figura 28.

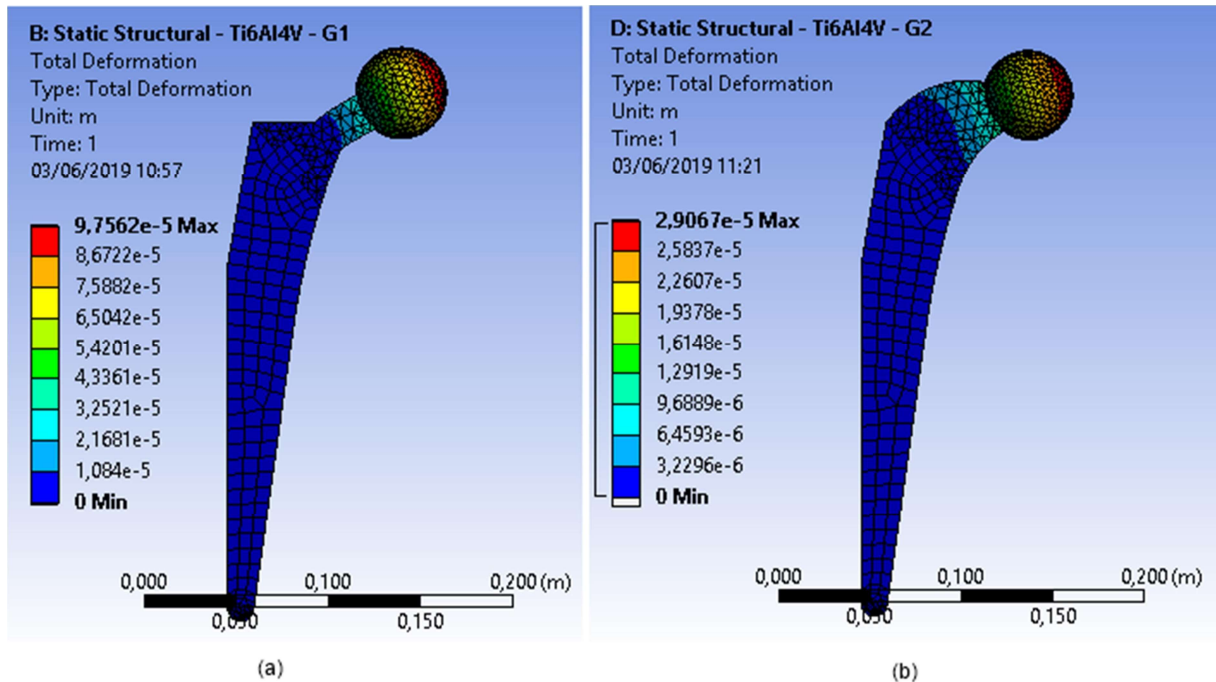


Figura 28 - Análise comparativa de deformação para próteses da liga de Ti-6Al-4V para a (a) geometria 1 e (b) geometria 2.

Da mesma forma que para o ZTA, para a liga de Ti-6Al-4V também houve uma diminuição da primeira para a segunda geometria, desta vez na ordem de 70%, também não se aproximando da deformação máxima da liga que está entre 6,85mm e 7,54mm (NIINOMI, 1998 ; CHATTERJEE, 2018).

5.5 Complicações no uso de ZTA

Uma das dificuldades no uso de compósitos cerâmicos é a dificuldade de fabricação. A matéria prima das cerâmicas está na forma de pó e o produto final é obtido a partir de uma pressão, extrusão, injeção em molde ou fundição. Um dos desafios para o uso do ZTA como material para próteses será o desenvolvimento de um molde capaz de alcançar a tolerância envolvida na geometria. Para geometrias esféricas, como é o caso da cabeça femoral, o uso de ZTA já vem sendo difundido, mas para o corpo femoral ainda é necessário que haja esse avanço (HISARCI, 2018).

Zhao (2008) e Wyles *et al* (2016) concordam que o preço para a produção de um produto utilizando material cerâmico é maior que o preço de um produto que utiliza material metálico, por causa de todos os fatores de fabricação envolvidos. Entretanto, a análise de Wyles *et al* (2016) conclui que o uso de cabeças femorais

cerâmicas tem uma relação custo benefício maior do que o uso de cabeças femorais de ligas metálicas por causa da inércia química e baixa toxicidade dos materiais cerâmicos em comparação aos metálicos.

6 Considerações finais

O método dos elementos finitos mostrou-se uma escolha adequada para a análise do problema, trazendo soluções rápidas, práticas, eficientes e de fácil entendimento.

O desenvolvimento de uma prótese para artroplastia total de quadril composta de ZTA se mostrou uma alternativa viável estruturalmente para a substituição da liga Ti-6Al-4V, levando em consideração que os valores de tensão aplicados sobre a prótese, em uma caminhada para um indivíduo de 60kg, atingiram apenas 13,14% e 6,71% do valor da tensão de ruptura da cerâmica.

Após a mudança de geometria percebeu-se uma redução em, aproximadamente, 48% e 40% a tensão máxima aplicada na prótese de ZTA e de Ti-6Al-4V, respectivamente; uma diminuição do valor de deformação para ambas as próteses; a eliminação de alguns dos concentradores de tensão, um aumento a confiabilidade do material e, conseqüentemente uma diminuição da possibilidade de falha por fratura.

A inercia química e da baixa toxicidade do ZTA fazem com que a relação custo-benefício desse material seja melhor em comparação com o Ti-6Al-4V. A dificuldade de fabricação, por sua vez, ainda é um desafio a ser vencido.

O uso do ZTA como material alternativo para próteses de quadril foi respaldado em função de suas propriedades mecânicas e relação custo-benefício, para estudos futuros sobre o tema se faz necessário uma análise biológica da resposta do tecido vivo à prótese. Também é sugerido que se faça uma análise estrutural comparativa para outras atividades rotineiras de implantados que necessitem de maior tensão aplicada nas próteses, além de um estudo de impacto que relacione a tenacidade à fratura da ZTA e da liga de Ti-6Al-V.

REFERÊNCIAS

- ALVES FILHO, Avelino. **Elementos Finitos – A base da tecnologia CAE**. Editora Saraiva, 2018.
- BAUER, José Roberto de Oliveira. **Propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro e da liga Ti-6Al-4V fundidos em diferentes ambientes**. 2007. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- BRUNETTE, Donald M. et al. (Ed.). **Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications**. Springer Science & Business Media, 2012.
- CALLISTER, William. **Ciência E Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. Grupo Gen-LTC, 2000.
- CHATTERJEE, Subhomoy; KOBYLINSKI, Sabine; BASU, Bikramjit. Finite Element Analysis to Probe the Influence of Acetabular Shell Design, Liner Material, and Subject Parameters on Biomechanical Response in Periprosthetic Bone. **Journal of biomechanical engineering**, v. 140, n. 10, p. 101014, 2018.
- CHOU, Daphne et al. **Total hip implant to release osteogenic growth factor**. 2015
- CRAIG, Robert George; PEYTON, Floyd Avery; ASGAR, Kamal. **Restorative dental materials**. Mosby, 1975.
- DE CASTRO FERREIRA, Marcio et al. Artroplastia total de joelho e quadril: a preocupante realidade assistencial do Sistema Único de Saúde brasileiro. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 53, n. 4, p. 432-440, 2018.
- DUCATO, Antonino et al. An automated visual inspection system for the classification of the phases of Ti-6Al-4V titanium alloy. In: **International Conference on Computer Analysis of Images and Patterns**. Springer, Berlin, Heidelberg, 2013. p. 362-369.
- ELTAYEB, Megdi et al. Simulation and Analysis of Artificial Hip Joint Using Software Modeling. In: **2018 International Conference on Computer, Control, Electrical, and Electronics Engineering (ICCCEEE)**. IEEE, 2018. p. 1-6.
- GUTIERREZ, Gustavo Luis; VILARTA, Roberto. **Desenvolvimento e Apropriação Social das Novas Tecnologias para a Qualidade de Vida**, 2007.
- HALL, Susan Jean. **Biomecânica Básica**. Grupo Gen-Guanabara Koogan, 2000.
- HAMILL, Joseph. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 1999.
- HASIRCI, V; HASIRCI, N. **Fundamentals of Biomaterials**. Nova Iorque: Springer-Verlag, 2018.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 10993-1: Biological Evaluation of Medical Devices: Evaluation and Testing**, 2003.

JUCHEM, B. C. et al. Convivendo bem com prótese de quadril: orientações para pacientes, familiares. **Manual de orientações. Porto Alegre: Hospital de Clínicas de Porto Alegre**, 2004.

LOGAN, Daryl L. **A first course in the finite element method**. Cengage Learning, 2011.

MEROLA, Massimiliano; AFFATATO, Saverio. Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. **Materials**, v. 12, n. 3, p. 495, 2019.

MORAIS, Liliane Siqueira de; GUIMARÃES, Glaucio Serra; ELIAS, Carlos Nelson. Ion release from metallic biomaterials. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 12, n. 6, p. 48-53, 2007.

NASSAR, E J. Biomaterials and Sol-Gel Process: A Methodology for the preparation of functional materials. In: PIGNATELLO, Rosario. **Biomaterials science and engineering**. 2011.

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

PILKEY, Walter D.; PILKEY, Deborah F. **Peterson's stress concentration factors**. John Wiley & Sons, 2008.

PIRES, Ana Luiza R.; BIERHALZ, Andrea CK; MORAES, Angela M. Biomaterials: types, applications, and market. **Química Nova**, v. 38, n. 7, p. 957-971, 2015.

PROMISEL, Nathan E. Prefácio. In: JAFFEE, Robert Isaac; PROMISEL, Nathan E. (Ed.). **The Science, Technology and Application of Titanium: Proceedings of an International Conference Organized by the Institute of Metals, the Metallurgical Society of Aime, and the American Society for Metals in Association with the Japan Institute of Metals and the Academy of Sciences, USSR, and Held at th**. Elsevier, 1970.

ROSIS, RG de; MASSABKI, Paulo Sérgio; KAIRALLA, Maisa. Osteoartrite: avaliação clínica e epidemiológica de pacientes idosos em instituição de longa permanência. **Rev Bras Clin Med**, v. 8, n. 2, p. 101-8, 2010.

SOUSA, Andreia SP; TAVARES, João Manuel. A marcha humana: uma abordagem biomecânica. 2010.

WANG, J.; STEVENS, R. Zirconia-toughened alumina (ZTA) ceramics. **Journal of Materials science**, v. 24, n. 10, p. 3421-3440, 1989.

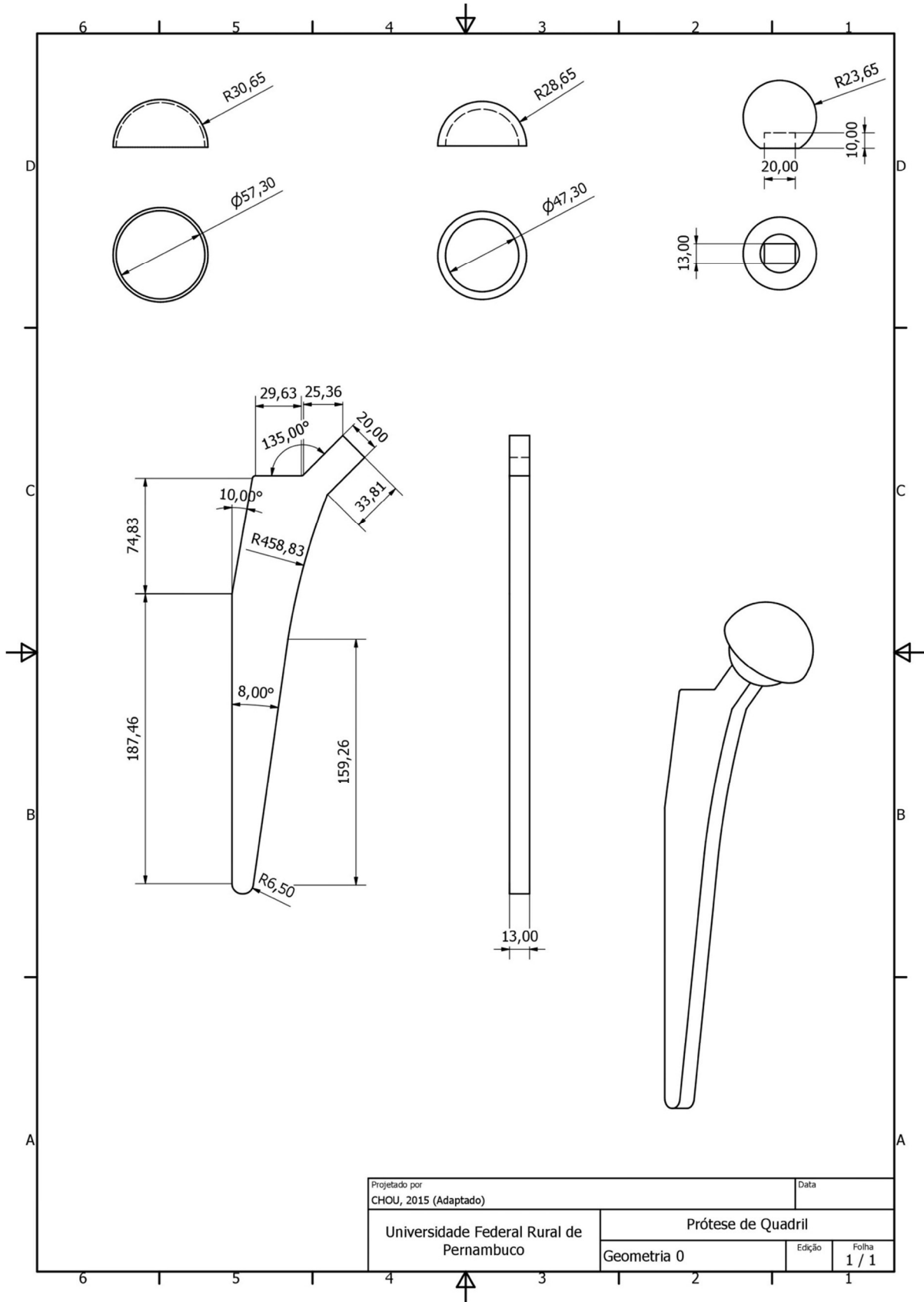
WINTER, David A. **Biomechanics and motor control of human movement**. John Wiley & Sons, 2009.

WYLES, Cody C. et al. Ceramic femoral heads for all patients? An argument for cost containment in hip surgery. **Am J Orthop**, v. 45, n. 06, p. E362-E366, 2016.

ZHAO, X.; LIU, Shuli; RIFFAT, S. B. Comparative study of heat and mass exchanging materials for indirect evaporative cooling systems. **Building and Environment**, v. 43, n. 11, p. 1902-1911, 2008.

ZIENKIEWICZ, Olek C.; TAYLOR, Robert L.; ZHU, Jian Z. **The finite element method: its basis and fundamentals**. Elsevier, 2005.

Anexo A – Dimensões da Geometria 0



Projetado por CHOU, 2015 (Adaptado)		Data	
Universidade Federal Rural de Pernambuco		Prótese de Quadril	
Geometria 0		Edição	Folha 1 / 1