

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

DENISE TECCHIO

MODELAGEM E ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DE PRÓTESE DE JOELHO

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO

2019

DENISE TECCHIO

MODELAGEM E ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DE PRÓTESE DE JOELHO

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do Curso de Engenharia Mecânica do Departamento Acadêmico de Mecânica – DAMEC – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Câmpus Pato Branco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Mecânico.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues

PATO BRANCO

2019

FOLHA DE APROVAÇÃO

Modelagem e Análise Tridimensional de Prótese de Joelho

Denise Tecchio

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação apresentado no dia 17/06/2019 como requisito parcial para a obtenção do Título de Engenheiro Mecânico, do curso de Engenharia Mecânica do Departamento Acadêmico de Mecânica (DAMEC) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Câmpus 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**.

Prof. Dra. Gabriela Wessling O. Dicati
(UTFPR – Departamento de Mecânica)

Prof. Dr. Bruno Bellini Medeiros
(UTFPR – Departamento de Mecânica)

Prof. Dr. Fábio 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 este trabalho aos meus pais Mário e Zenaide, meus irmãos Edivandro e Rodrigo e ao meu namorado Douglas por todo apoio e auxílio recebidos.

AGRADECIMENTOS

Agradecer é sempre motivo de alegria, pois percebe-se que ao longo de uma caminhada ou na realização de uma tarefa, pessoas estiveram a seu lado contribuindo para que o objetivo fosse alcançado. No caminho percorrido durante a graduação e na realização deste Trabalho de Conclusão do Curso algumas pessoas merecem destaque.

Primeiramente agradeço a minha família, meus pais Mário e Zenaide, meus irmãos Edivandro e Rodrigo que sempre me apoiaram, passando palavras de carinho, conforto e coragem. Em especial gostaria de agradecer meu namorado Douglas pelo carinho e dedicação recebidos ao longo desta jornada.

Ao meu orientador Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues, pela orientação prestada durante a realização deste estudo.

Aos meus amigos e colegas de faculdade, que juntos tornamos essa caminhada mesmo que árdua repleta de bons momentos.

Por fim, agradeço a todos que de maneira direta ou indireta contribuíram para que este trabalho fosse realizado.

EPÍGRAFE

“Ninguém caminha sem aprender a caminhar, sem aprender a fazer o caminho caminhando, refazendo e retocando o sonho pelo qual se pôs a caminhar.” (Paulo Freire)

RESUMO

TECCHIO, Denise. Modelagem e análise tridimensional de prótese de joelho. 2019. 61 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2019.

A função primordial dos joelhos vem sendo afetada, de forma que cada vez mais, pacientes buscam tratamento médico devido ao comprometimento da sua capacidade funcional. A artroplastia total do joelho é um procedimento cirúrgico eficaz na recuperação funcional da articulação do joelho. Nesse procedimento as articulações do joelho são substituídas por uma prótese. Entretanto a artroplastia total de joelho tem vida finita e fatores como desgaste dos materiais e deslocamento da prótese podem comprometer o seu sucesso. Visando determinar os melhores materiais para se constituir uma prótese de joelho, o objetivo desse estudo é modelar uma prótese e analisar as tensões que agem no conjunto osso-prótese. Para tal foi desenvolvido um modelo 3D e esse foi submetido a uma carga de compressão. Os resultados permitiram eleger a melhor configuração de materiais para a prótese. Sendo constatado que a melhor configuração, ou seja, a que gera as menores tensões no conjunto é quando o componente femoral é constituído pela liga 66Co-28Cr-6Mo, o componente tibial pela liga Ti-13Nb-13Zr e o componente em polietileno pelo polietileno de ultra peso molecular (UHMWPE).

Palavras-chave: Biomecânica do joelho. Artroplastia total do joelho. Durabilidade da prótese. Biomateriais. Método dos elementos finitos.

ABSTRACT

TECCHIO, Denise . Modeling and three-dimensional analysis of knee prosthesis. 2019. 61 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2019.

The primary function of the knees has been affected, so that more and more patients seek medical treatment due to impairment of their functional capacity. Total knee arthroplasty is an effective surgical procedure in the functional recovery of the knee joint. In this procedure the knee joints are replaced by a prosthesis. However, total knee arthroplasty has a finite life, and factors such as material wear and displacement of the prosthesis may compromise its success. Aiming to determine the best materials to constitute a knee prosthesis, the purpose of this research is to model a prosthesis and analyze the stresses that act on the bone-prosthesis assembly. For this, a 3D model was developed and it was subjected to a compression load. The results allowed to choose the best material configuration for the prosthesis. It is observed that the best configuration, the one that generates the smallest stresses in the set, is when the femoral component consists of the 66Co-28Cr-6Mo alloy, the tibial component of the Ti-13Nb-13Zr alloy, and the polyethylene component of the polyethylene of ultra molecular weight (UHMWPE).

Keywords: Knee biomechanics. Total knee arthroplasty. Prosthesis durability. Biomaterials. Finite element method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Articulação do Joelho.....	19
Figura 2 - Joelho, antes e após artroplastia	21
Figura 3 - Componentes da prótese do joelho	22
Figura 4 - Fluxograma das etapas necessárias para o desenvolvimento do estudo .	36
Figura 5 - Cotas necessárias para modelação da prótese	37
Figura 6 - Modelo desenvolvido para o estudo.....	38
Figura 7 - Representação da carga aplicada no modelo 3D	40
Figura 8 - Representação da malha gerada para simulação.....	41
Figura 9 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-13Nb-13Zr; CP: PE	43
Figura 10 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-13Nb- 13Zr; CP: UHMWPE.....	43
Figura 11 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-4Al-4V; CP: PE	44
Figura 12 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-4Al-4V; CP: UHMWPE	45
Figura 13 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V; CP: PE	46
Figura 14 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V; CP: UHMWPE.....	46
Figura 15 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-13Nb-13Zr; CT: Ti-13Nb-13Zr; CP: PE	47
Figura 16 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-13Nb-13Zr; CT: Ti-13Nb-13Zr; CP: UHMWPE	48
Figura 17 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: 66Co-28Cr- 6Mo; CP: PE.....	49
Figura 18 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: 66Co-28Cr- 6Mo; CP: UHMWPE	49
Figura 19 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-4Al-4V; CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP: UHMWPE	50
Figura 20 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-13Nb-13Zr; CT: 66Co-28Cr- 6Mo; CP: UHMWPE	51

Figura 21 - Tensões geradas na configuração CF: 316L; CT: 316L; CP: PE.....52
Figura 22 - Tensões geradas na configuração CF: 316L; CT: 316L; CP: UHMWPE 52

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Módulo elástico e tensão máxima de cada material.	55
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dimensões da Prótese	38
Tabela 2 - Propriedades dos Materiais.....	39
Tabela 3 - Configuração da malha utilizada para análise.....	40
Tabela 4 - Tensões geradas na configuração: CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-13Nb-13Zr.....	42
Tabela 5 - Tensões geradas na configuração: CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-4Al-4V .	44
Tabela 6 - Tensões geradas na configuração: CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V	45
Tabela 7 - Tensões geradas na configuração: CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V	47
Tabela 8 - Tensões geradas na configuração: CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: 66Co-28Cr-6Mo	48
Tabela 9 - Tensões geradas na configuração: CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP:UHMWPE.	50
Tabela 10 - Tensões geradas na configuração: CF: 316L; CT: 316L.....	51
Tabela 11 - Tensões de von Misses obtidas nas simulações	53

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM	American Society Testing Materials
ATJ	Artroplastia total de joelho
CF	Componente femoral
CP	Componente em polietileno
CT	Componente Tibial
MEF	Método de Elementos Finitos
PA	Poliacetato
PE	Polietileno
PET	Polietileno tereftalato
PMMA	Polimetilmetacrilato
PSU	Polisulfona
PTFE	Politetraflúoretileno
PU	Poliuretano
SR	Borracha de silicone
TCP	Fosfato tricálcico
TiO ₂	Dióxido de titânio
UHMWPE	Polietileno de ultra peso molecular

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVOS	17
1.1.1 Objetivo Geral	17
1.1.2 Objetivos Específicos	17
1.2 JUSTIFICATIVA	18
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1 PRÓTESE	19
2.1.1 Biomecânica da Articulação do Joelho.....	19
2.1.2 Artroplastia de Joelho.....	20
2.1.3 Prótese de Joelho	22
2.1.3.1 Componente Femoral.....	23
2.1.3.2 Componente Tibial	23
2.1.3.3 Componente Patelar.....	24
2.2 BIOMATERIAIS.....	24
2.2.1 Titânio e ligas de titânio.....	27
2.2.2 Ligas à base de cobalto-cromo	28
2.2.3 Aço inoxidável	29
2.2.4 Polímeros para uso biomédico	29
2.2 SELEÇÃO DOS BIOMATERIAIS	31
2.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....	32
2.4 ESTUDOS ENCONTRADOS NA LITERATURA	34
3 MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PRÓTESE	37
3.2 MODELAGEM.....	38
3.3 MATERIAIS UTILIZADOS E SUAS PROPRIEDADES	39
3.3 ESFORÇOS	39

3.4 SIMULAÇÃO	40
4 RESULTADOS.....	42
4.1 ANÁLISE – CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-13Nb-13Zr	42
4.2 ANÁLISE – CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-4Al-4V	43
4.3 ANÁLISE – CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V	45
4.4 ANÁLISE – CF: Ti-13Nb-13Zr; CT: Ti-13Nb-13Zr	47
4.5 ANÁLISE – CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: 66Co-28Cr-6Mo	48
4.6 ANÁLISE – CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP: UHMWPE.....	50
4.7 ANÁLISE – CF:316L; CT:316L.....	51
4.8 ANÁLISE GERAL DOS RESULTADOS	53
5 CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS.....	58

1 INTRODUÇÃO

A articulação do joelho é biomecanicamente um sistema complexo, constituído por três estruturas ósseas, ou seja, a extremidade distal do fêmur, a extremidade proximal da tíbia e a patela, que se movimentam entre si por meio de uma articulação. É um importante sistema anatômico no esqueleto, devido às forças e momentos a que está constantemente sujeito, além de permitir simultaneamente mobilidade e estabilidade (COMPLETO, 2006).

Entretanto, sua função primordial vem sendo afetada, de forma que cada vez mais, pacientes buscam tratamento médico devido ao comprometimento da capacidade funcional dos joelhos. Nesse contexto os processos inflamatórios ou degenerativos são as principais causas. Como forma de tratamento é realizada a artroplastia. A Artroplastia Total do Joelho (ATJ) é um procedimento cirúrgico eficaz na recuperação funcional de sua articulação, promovendo a correção de deformidades e instabilidades, aliviando a dor e ocasionando melhoria de sua função. Por meio desse procedimento cirúrgico é feita a substituição, reconstrução ou restauração das articulações por dispositivos biomédicos implantáveis específicos como as próteses do joelho (COMPLETO, 2006; PÉCORRA et al., 2003; VASCONCELOS et al., 2013).

A prótese do joelho é composta basicamente por três componentes: 1) componente femoral; 2) componente tibial; e 3) componente patelar, e devem ser fabricados em biomateriais. Biomaterial 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. Quando utilizados como substitutos do tecido ósseo necessitam ser biocompatíveis, biodegradáveis e osteocondutivos. Devem, também, possuir função imediata após a implantação e ter habilidade de remodelação e integração com o organismo. Desta forma, a seleção correta do biomaterial é muito importante para que não ocorra rejeição por parte do organismo (FERNANDES, 2016; OLIVEIRA, 2010; JUDAS et al., 2009).

Porém, a prótese do joelho tem vida finita, que é decididamente afetada por fatores biológicos e mecânicos e também pelo nível de atividade desenvolvida pela articulação. Devido a isso, a utilização de métodos que permitam uma avaliação do comportamento estrutural e uma análise detalhada da prótese, aliados com o

aumento do conhecimento da biomecânica do joelho, do aprimoramento dos procedimentos cirúrgicos e a escolha certa do biomaterial, tem contribuído para o aumento de sua vida útil.

Sendo, o Método dos Elementos Finitos (MEF) uma das ferramentas da engenharia com maior potencial nessas aplicações biomecânicas. Esta ferramenta é frequentemente utilizada para prever o comportamento estrutural, mecânico, térmico, elétrico e químico de sistemas, em diferentes áreas de aplicação. Sua aplicação para solução de problemas estruturais em próteses é bastante apropriada, pois as análises de uma estrutura de prótese podem ser desenvolvidas de forma semelhante às avaliações feitas em análise de tensões de estruturas mecânicas (HAYASAKI, 2006).

Desta forma, apresenta-se o seguinte tema de pesquisa: Quais os melhores biomateriais para se produzir uma prótese de joelho?

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Modelar e analisar as tensões que agem em uma prótese de joelho.

1.1.2 Objetivos Específicos

Para alcançar o objetivo geral, foram traçados os seguintes objetivos específicos:

- I. Modelar tridimensionalmente a prótese de joelho;
- II. Determinar os esforços presentes na prótese;
- III. Determinar as tensões por meio do método dos elementos finitos;
- IV. Verificar a influência de diferentes materiais nas tensões;

1.2 JUSTIFICATIVA

Uma das maneiras de se justificar a realização de uma pesquisa, conforme exposto por Castro, 1977 é demonstrar sua importância, originalidade e viabilidade.

A importância do presente estudo reside no fato de que com o envelhecimento da população o número de pacientes que procuram tratamento médico devido ao comprometimento da capacidade funcional dos joelhos tem aumentado significativamente. A artroplastia total do joelho é um tratamento seguro e eficaz para esses pacientes, no entanto ela tem vida finita.

Desta forma, verificar a influência de diferentes materiais, bem como determinar as tensões e os esforços presentes na prótese do joelho, são fatores de extrema importância para o aumento da sua vida útil.

O aumento da vida útil da prótese possibilita aos usuários menos intervenções médico cirúrgicas, além de um período maior sem dores e desconfortos causados pelo desgaste da prótese. Portanto justifica-se a necessidade de realização do estudo, pois o tema abordado refere-se a uma questão que afeta toda a sociedade.

Quanto à originalidade, o presente estudo é inovador, pois propõe a análise detalhada de uma prótese de joelho, algo ainda não realizado na instituição, mais especificamente, no campus Pato Branco.

A viabilidade fica evidente, tendo em vista que os prazos para realização do estudo são coerentes e há informações disponíveis a respeito do tema. Além disso, se possui todos os aparatos necessários para que os objetivos de pesquisa propostos sejam realizados.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 PRÓTESE

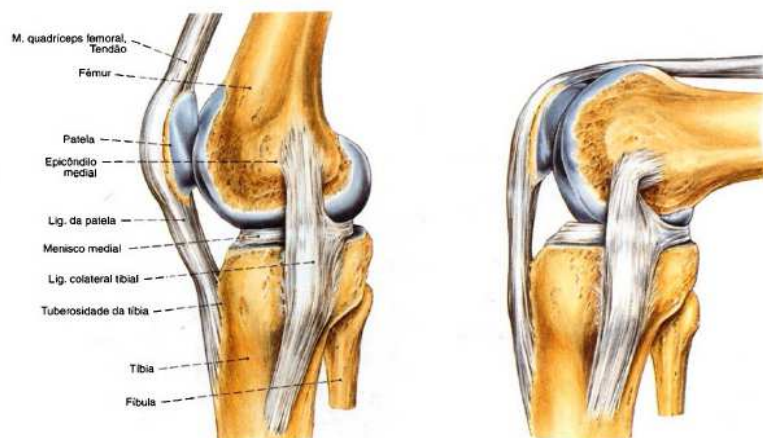
A utilização de próteses ortopédicas cresce a cada ano, seja pelo envelhecimento da população ou pelo aumento da prática de atividades físicas. As próteses são aparelhos ou dispositivos destinados a substituir parcialmente ou totalmente um membro, órgão ou tecido. São classificadas como: internas; externas; e estéticas (COMPLETO, 2006).

2.1.1 Biomecânica da Articulação do Joelho

O joelho é uma estrutura par situado nos membros inferiores. Sua articulação é um sistema anatômico de enorme importância no esqueleto e também a mais solicitada do corpo humano em relação a esforços compressivos. Garante mobilidade e estabilidade, e é a mais sujeita a lesões, por traumas e torções (FERNANDES, 2016; BARCELOS, 2016).

O joelho é composto por três estruturas ósseas, a extremidade distal do fêmur, a extremidade proximal da tíbia e a patela, que formam duas juntas: a femorotibial e a femoropatelar, que se movimentam entre si por meio de uma articulação, como ilustra a Figura 1 (COMPLETO, 2006).

Figura 1 - Articulação do Joelho



Fonte: Sobotta, Atlas de Anatomia Humana (2000).

A articulação do joelho é a maior do corpo humano e possivelmente a mais complexa. Ela permite movimentos de rotação e deslizamento das superfícies de contato. As superfícies articulares, onde os ossos fêmur, tíbia e patela entram em contato, são cobertas por uma cartilagem articular. Essa cartilagem facilita o deslizamento da articulação e amortece as pressões mecânicas (COMPLETO, 2006; BARCELOS, 2016).

A articulação do joelho possui também ligamentos e meniscos que colaboram na estabilidade do joelho por aumentarem a superfície de contato e a congruência entre o fêmur e a tíbia. Os meniscos também amortecem os impactos, fazendo com que a força exercida pelo corpo não se concentre apenas em um ponto na extremidade proximal da tíbia (FERNANDES, 2016; BARCELOS, 2016).

A magnitude das forças e momentos desenvolvidos nesta articulação varia de pessoa pra pessoa, dependendo do peso, da ação muscular, das cargas externas, da atividade física e do estado da articulação (COMPLETO, 2006).

Entretanto, sua função vem sendo gravemente afetada por processos inflamatórios ou degenerativos, cuja cura pode implicar o uso de dispositivos biomédicos implantáveis específicos (PÉCORA et al., 2003).

O procedimento cirúrgico que visa substituir as articulações afetadas do joelho por um implante metálico (prótese) é denominado de Artroplastia do Joelho.

2.1.2 Artroplastia de Joelho

A artroplastia do joelho (Figura 2) é um procedimento eficaz na recuperação funcional da articulação do joelho, promovendo a correção de deformidades e instabilidades, com alívio da dor e melhoria da função. Os principais elementos substituídos pela artroplastia são as extremidades do fêmur e da tíbia e a cartilagem da articulação femorotibial. (VASCONCELOS et al., 2013; BARCELOS, 2016).

Figura 2 - Joelho, antes e após artroplastia



Fonte: Completo (2006).

Segundo Pécora et al. (2003), o número de pacientes que procuram tratamento médico por terem suas capacidades funcionais comprometidas nos joelhos vêm crescendo significativamente. O comprometimento dessas capacidades, em grande medida, se deve ao aumento da longevidade da população, e também pelo crescente aumento das atividades físicas desenvolvidas pelas pessoas com faixa etária mais avançada.

As artroplastias de joelho podem ser classificadas como total ou unicompartmental, dependendo dos componentes articulares que são substituídos. Na artroplastia total os três compartimentos articulares são substituídos, já na artroplastia unicompartmental apenas um dos compartimentos é substituído. A Artroplastia Total do Joelho tornou-se comum nos anos 70, obtendo-se grandes melhorias durante os últimos anos, sendo um tratamento utilizado rotineiramente em grande parte do mundo (COUTINHO, 2013; PÉCORA et al., 2003).

A ATJ é recomendada para pacientes com doenças inflamatórias que afetam a região, como artrose e artrite reumatóide que desgastam as superfícies de contato da articulação e levam ao espessamento da membrana sinovial (BARCELOS, 2016).

No entanto, a artroplastia do joelho tem vida finita, sendo gravemente afetada por fatores biológicos e mecânicos e também pelo nível de atividades desenvolvidas pela articulação. Infecção, rejeição aos componentes do implante, comprometimento das suas estruturas de sustentação e alterações das tensões no fêmur e na tíbia devido à instalação da prótese, são alguns fatores que determinam a vida útil da artroplastia. Existem, ainda, outras causas que podem levar ao insucesso dos implantes do joelho, como o desgaste da superfície em polietileno e a

deterioração da prótese, causando conseqüentemente sua perda (COMPLETO, 2006; PÉCORA et al., 2003).

Porém, a melhoria dos instrumentais cirúrgicos, o aprimoramento da técnica cirúrgica e, principalmente, o aumento do conhecimento da biomecânica do joelho, contribuindo para a evolução dos desenhos dos componentes protéticos tem aumentado consideravelmente sua vida útil. O Sucesso do procedimento também depende da seleção correta dos materiais e da prótese (Pécora et al., 2003).

2.1.3 Prótese de Joelho

A prótese de joelho, ilustrada na Figura 3, é composta basicamente por três componentes, componente femoral, componente tibial e componente patelar. Todos são fabricados em biomateriais, o que exigem que sejam biocompatíveis, obedecendo a normatizações de fabricação para assim, oferecer seus benefícios e segurança aos pacientes (FERNANDES, 2016; CARRASCO et al., 2009).

Figura 3 - Componentes da prótese do joelho



Fonte: Adaptado de Song et. al. (2013).

Os componentes da prótese podem ser fixados aos tecidos ósseos de duas formas: 1) por meio de um cimento, normalmente o Polimetilmetacrilato (PMMA) ou; 2) as próteses são preparadas para serem fixadas por osteointegração. Nesse último caso, a prótese é fixada por parafusos e os componentes apresentam

certa rugosidade nas zonas que ficarão em contato com o tecido ósseo, para que assim o osso possa aderir à superfície protética, fixando o conjunto. A vantagem desta prótese em relação à prótese cimentada, é que os pacientes não padecem dos efeitos negativos que a polimerização do cimento poderá causar nos tecidos ósseos, como a necrose térmica. No entanto nas próteses cimentadas a fixação das componentes é mais eficaz, possibilitando a sustentação do peso mais rápido, reduzindo assim o tempo de recuperação. Além disso, as próteses cimentadas apresentam maior durabilidade que as não cimentadas (FERNANDES, 2016; MAGALHÃES, 2014).

As próteses de joelho presentes no mercado diferem-se principalmente em relação à geometria e aos materiais utilizados para fabricação de seus componentes. O componente femoral não apresenta diferenças muito significativas em relação a sua geométrica, quando se efetua a comparação entre próteses de diferentes fabricantes. Entretanto o componente tibial apresenta diferenças marcantes (FERNANDES, 2016).

2.1.3.1 Componente Femoral

O componente femoral, com forma condilar reveste os côndilos do fêmur, sendo produzida por uma liga metálica, geralmente em ligas de cobalto-cromo ou titânio. No componente femoral articula-se a patela em contato direto com este ou por intermédio de um componente patelar, em polietileno, que pode ser colocado junto à patela no momento da cirurgia (FERNANDES, 2016; COMPLETO, 2006).

O implante femoral deve possuir o tamanho aproximado da superfície articular, sem exceder seus limites. Seu tamanho é estimado por meio de radiografias em pré-operatório e confirmado, posteriormente, na hora da cirurgia (FERNANDES, 2016; CAMARGO; CURY, 2007).

2.1.3.2 Componente Tibial

O componente tibial é constituído por dois subcomponentes: a) prato tibial e; b) componente de polietileno. O prato tibial tem a função de fixar o componente na tibia proximal. Ele é produzido por uma liga metálica, essencialmente em ligas de titânio ou cobalto-cromo. O componente de polietileno, como o nome sugere é feito

em polietileno e substitui a função dos meniscos, permitindo que o componente femoral deslize sobre si (FERNANDES, 2016).

O prato tibial deverá cobrir totalmente a superfície receptora incluindo os seus limites corticais e a espessura do componente em polietileno deve propiciar um movimento livre e sem tensões instaladas. O tamanho do componente tibial também é estimado em pré-operatório, por meio de radiografias e confirmado, posteriormente, na hora da cirurgia (FERNANDES, 2016; CAMARGO; CURY, 2007).

2.1.3.3 Componente Patelar

O componente patelar é feito em polietileno e substitui a parte posterior da patela permitindo o movimento da articulação femoropatelar. Nas artroplastias do joelho é opcional a substituição patelar, porque, embora cause a diminuição do incômodo pós-operatório, os tratamentos para adaptação e diminuição da dor se tornam limitados. A decisão de substituí-la ou não deve ser tomada com base nas queixas dos pacientes e também de seus exames pré-operatórios (FERNANDES, 2016; FUCHS, 2015).

2.2 BIOMATERIAIS

O termo biomaterial vem sendo definido de diferentes formas por diferentes autores ao longo dos anos. Segundo Simoni e Silva (2013) os biomateriais são materiais utilizados em tecidos biológicos que visam o tratamento, a substituição ou os diagnósticos dos tecidos em que são colocados.

Também é definido como todo o material destinado a manter conexões com sistemas biológicos para analisar, tratar, reforçar ou substituir qualquer tecido, órgão ou função do organismo (JUDAS et al., 2009).

Os biomateriais abrangem uma significativa parcela dos produtos usados na área de saúde. Pode-se citar como exemplo, dispositivos biomédicos (biossensores, tubos de circulação sanguínea, sistemas de hemodiálise), materiais implantáveis (substitutos ósseos, tendões, telas ou malhas, válvulas cardíacas, dentes), órgãos artificiais (coração, rim, fígado, pâncreas, pulmões, pele) e curativos (PIRES et. al., 2015).

Pode-se classificar os biomateriais sob dois aspectos: 1) quanto à resposta biológica e; 2) quanto à sua composição química.

Em relação à resposta biológica eles podem ser classificados como: bioinertes, bioativos, biotoleráveis e absorvíveis (HENCH e WILSON, 1993).

Materiais bioinertes são menos suscetíveis a causar uma reação biológica adversa devido a sua estabilidade química, desta forma dificilmente o material implantado irá reagir com o organismo causando possíveis rejeições. Titânio e suas ligas, Alumina, Zircônia e o Carbono são os principais materiais bioinertes utilizados (JUDAS et al., 2009; SIMONI; SILVA, 2013).

Os materiais bioativos são aceitos pelo tecido hospedeiro e não produzem reações tóxicas ou nocivas, devido ao fato de ocorrerem ligações de natureza química entre eles. Os principais materiais desta classe são os vidros, a hidroxiapatita e os compostos de fosfato de cálcio (SILVA, 2006; HENCH e WILSON, 1993).

Os materiais biotolerados são moderadamente aceitos pelo organismo, sendo isolados dos tecidos adjacentes por meio da formação de camada envoltória de tecido fibroso. Os materiais biotolerados são praticamente todos os polímeros sintéticos, assim como a grande maioria dos metais (SIMONI; SILVA, 2013).

Absorvíveis, são materiais que, após certo período de tempo em contato com os tecidos, acabam sendo degenerados, solubilizados ou absorvidos pelo organismo. Os principais exemplos desses materiais são o fosfato tricálcico (TCP) e o ácido polilático (SILVA, 2006; JUDAS et al., 2009).

Quanto à composição química, os biomateriais podem ser classificados como: metálicos, cerâmicos, poliméricos e compósitos.

Os metais destacam-se por apresentarem excelente desempenho mecânico, alta resistência à fadiga e à fratura, ótima condutividade elétrica, possibilidade de polimento e abrasão da superfície, bem como facilidade de esterilização. Devido as suas características, os metais têm sido muito utilizados como componentes estruturais visando à substituição, reforço ou estabilização de tecidos rígidos, os quais são constantemente submetidos a altas cargas de tração e compressão (PIRES et al., 2015).

Os metais e suas ligas encontram ampla aplicação na ortopedia, como materiais estruturais, em dispositivos para fixação de fraturas e na substituição parcial ou total de articulações (ANASTÁCIO et al., 2016). O grupo dos aços

inoxidáveis, as ligas de titânio e o titânio comercialmente puro e as ligas à base de cobalto-cromo, são os metais mais utilizados na área médica.

Segundo Pires et al. (2015), os metais e suas ligas precisam cumprir alguns requisitos para que possam ser implantados com segurança no corpo humano. Devem essencialmente ser biocompatíveis de forma a não gerar reações inflamatórias, tóxicas ou alérgicas, ser quimicamente estáveis e apresentar apropriada resistência à corrosão. Além de que, o módulo de elasticidade semelhante ao do osso humano e a resistência à fadiga, também precisam ser considerados.

Os materiais cerâmicos podem ser sintéticos ou naturais, sendo combinações de elementos metálicos com não metálicos, entre eles estão os óxidos, nitretos e carbetos. Estes materiais isolam a passagem de eletricidade e calor e possuem boa resistência a altas temperaturas e materiais abrasivos. Quanto ao comportamento mecânico, os cerâmicos possuem alta dureza, porém são muito frágeis (CALLISTER JR, 2002).

O potencial das cerâmicas como biomateriais advêm de sua similaridade com o meio fisiológico, graças a sua constituição básica de íons que também são encontrados no meio fisiológico e outros cuja toxicidade é bastante limitada (HENCH e WILSON, 1993). Suas aplicações concentram-se principalmente nas áreas de ortopedia e odontologia.

Pires et al. (2015), classifica os biomateriais cerâmicos em relação a sua interação com o tecido hospedeiro como, bioinertes, bioativas e bioresborsíveis. Dentre as biocerâmicas mais utilizadas para reparação e substituição do tecido ósseo, estão a alumina, a zircônia, a hidroxiapatita e o fosfato tricálcico (KAWACHI et al., 2000).

O grupo dos polímeros é muito vasto e vem sendo utilizado pelos seres humanos em diversas funções. Possuem tipicamente baixas densidades, são ótimos isolantes elétricos e térmicos, além de possuírem boa resistência à corrosão e baixa resistência ao calor, podem ser extremamente flexíveis e leves (CALLISTER JR, 2002).

Este grupo de materiais é usado na fabricação e fixação de endopróteses de substituição articular e, também, em ortóteses/exopróteses da coluna e dos membros. Os polietilenos e o polimetilmetacrilato, esse por sua vez, chamado de “cimento ósseo”, são os polímeros mais utilizados na medicina (JUDAS et al., 2009).

Os compósitos são materiais obtidos pela combinação de dois ou mais materiais, aproveitando assim as características desejadas de cada material (RODRIGUES, 2013).

Exemplos da utilização de biomateriais compósitos incluem componentes femorais de baixa dureza para artroplastia de quadril, dispositivos biodegradáveis para fixação de fraturas, cimentos ósseos resistentes a fratura e componentes de articulação resistentes a fratura e ao desgaste (RODRIGUES, 2013). Também são comumente utilizados na odontologia e nas cirurgias craniomaxilofaciais (ANASTÁCIO et al., 2016).

2.1.1 Titânio e ligas de titânio

O titânio e suas ligas apresentam uma combinação de alta resistência mecânica, excelente resistência à corrosão e elevada biocompatibilidade, que faz com que sejam amplamente utilizados como biomateriais. Apresentam também baixa densidade, baixo módulo de elasticidade e resistência à fadiga superior em comparação à de outras ligas metálicas, além de, possuir maior tendência de osseointegração, característica importante para implantes de longa duração. Entretanto, os valores do módulo de elasticidade dessas ligas ainda é cerca de duas a quatro vezes maiores que o do osso (JUDAS et al., 2009; PIRES et al., 2015; SILVA, 2006).

As aplicações do titânio e suas ligas na área biomédica incluem desde bombas e dispositivos de corações artificiais a aplicações mais estruturais como parafusos e pinos em implantes odontológicos e próteses ósseas para braços, pernas e juntas (SILVA, 2006).

Os produtos da corrosão do titânio são geralmente bem tolerados e não desencadeiam reações imunológicas desfavoráveis, consequência da passivação, formada pelo filme de dióxido de titânio (TiO_2), geralmente de espessura nanométrica, na superfície do metal (JUDAS et al., 2009; PIRES et al., 2015).

O titânio mais utilizado em aplicações ortopédicas é o denominado titânio comercialmente puro. Ele apresenta fraca resistência ao desgaste por uso, o que o torna impróprio para aplicações que demandem elevada tensão. Devido a isso, o titânio vem sendo utilizado como elemento base para a formação de ligas

juntamente com outros elementos químicos, como o alumínio, o vanádio e o ferro, que têm como propósito melhorar as forças de tensão (PIRES et al., 2015).

Dentre as ligas de titânio, a liga Ti-6Al-4V é a mais utilizada em várias aplicações, incluindo aplicações biomédicas. Dependendo do fabricante e do padrão escolhido, sua formulação pode variar ligeiramente, alterando assim, sua resistência mecânica, a tenacidade à fratura, a ductilidade e a resistência à corrosão. Entretanto, foi descoberto que o vanádio causa efeitos citotóxicos e reações adversas em alguns tecidos, enquanto o alumínio tem sido associado com desordens neurológicas (GRANDINI; ALMEIDA; PINTÃO, 2006).

Assim, tem-se buscado alternativas para a liga Ti-6Al-4V, sendo as que apresentam nióbio, zircônio e tântalo como elementos de liga, adicionados ao titânio as mais promissoras. Dentre estas, destaca-se a liga Ti-13Nb-13Zr que além de não causar reações adversas, exhibe módulo de elasticidade mais próximo ao do osso, mantendo alta resistência mecânica e elevada biocompatibilidade (GRANDINI; ALMEIDA; PINTÃO, 2006; OESTREICH, et al., 2011).

2.1.2 Ligas à base de cobalto-cromo

As ligas à base de cobalto e cromo formam uma classe de materiais altamente resistentes ao desgaste, calor e corrosão. Além disso, a elevada resistência à fadiga e o alto limite de resistência possibilita sua aplicação onde se requer longa vida em serviço sem a ocorrência de fraturas. Devido a essas características elas são utilizadas em diversas aplicações biomédicas, sendo utilizadas em próteses ortopédicas para joelho, ombro e quadril, bem como, em dispositivos de fixação de fraturas, implantes maxilo-faciais e dentários. (PIRES et al., 2015; GOMES, 2016).

A ASTM (*American Society Testing Materials*) recomenda quatro tipos de ligas metálicas à base de cobalto para a fabricação de implantes ortopédicos: a liga Co-Cr-Mo que é fundida; a liga Co-Cr-W-Ni que é forjada; a liga Co-Ni-Cr-Mo e a liga Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe, igualmente forjadas. Dentre estas as ligas Co-Cr-Mo e Co-Ni-Cr-Mo são as mais utilizadas. (JUDAS et al., 2009)

A liga Co-Ni-Cr-Mo é utilizada na composição de prótese do joelho e da anca, principalmente em próteses cimentadas, uma vez que possui boa resistência à

fadiga e à rotura em tração. Já a liga Co-Cr-Mo é mais indicada para superfícies articulares, como é o caso da componente femoral da prótese do joelho. (JUDAS et al., 2009).

2.1.3 Aço inoxidável

As ligas de aço inoxidável têm grande utilidade tanto para a engenharia quanto nas atividades cotidianas. Na medicina, o aço inoxidável é usado para a fabricação de equipamentos e instrumentos cirúrgicos, além de componentes protéticos de longo prazo ou componentes temporários para fixação de fraturas, na ortopedia (BARCELOS, 2016).

As ligas utilizadas na ortopedia são normalmente compostas de aços austeníticos, que não são passíveis de tratamento térmico, mas podem ter suas propriedades modificadas por procedimentos a frio, que devem ser feitos com cuidado por poder gerar estrutura martensítica ferromagnética (BARCELOS, 2016).

A primeira liga de aço inoxidável utilizada como biomaterial foi a 302. Aos poucos essa liga foi sendo modificada para oferecer melhores características ao material e devido a isso foi elaborada a liga 316. Objetivando a redução da sensibilidade e o aumento da resistência à corrosão, houve redução da quantidade de carbono da liga e assim a liga passou a ser nomeada 316L (BARCELOS, 2016).

A liga 316L apresenta elevada resistência à corrosão e a fadiga, é de baixo custo e de fácil fabricação, porém apresenta toxicidade e problemas alergênicos somados a altos módulos de elasticidade, características que constantemente levam a cirurgias de revisão dos dispositivos implantados. Mesmo assim, essa liga é a mais utilizada para a fabricação de componentes protéticos metálicos e a primeira na lista de órgãos governamentais. No Brasil, o Sistema Único de Saúde utiliza normalmente próteses de aço inoxidável por serem mais baratas e de produção interna (CARRASCO, 2009).

2.1.4 Polímeros para uso biomédico

Os biomateriais poliméricos estão entre os mais utilizados no âmbito médico. As principais vantagens dos biomateriais poliméricos em comparação com os materiais cerâmicos ou metálicos incluem a disponibilidade de uma variedade de

composições, propriedades e formas (sólida, fibra, tecido, filme e gel), facilidade de fabricação, custo razoável e disponibilidade em encontrar materiais com propriedades mecânicas e físicas desejadas para aplicações específicas (PIRES et al., 2015).

Os polímeros destacam-se por sua boa resistência à corrosão, alta ductilidade e ótima biocompatibilidade, também são bons isolantes elétricos e geralmente são leves. Contudo, esses materiais tendem a ser muito flexíveis e fracos, de modo que não suportam demandas mecânicas em certas aplicações. Eles também podem absorver líquidos e se dilatar, dependendo de seu uso e sua aplicação (PADILHA, 1997; RODRIGUES, 2013).

Os polímeros podem ser obtidos a partir de reações de polimerização ou por meio de organismos vivos, classificando-se, assim, respectivamente, como sintéticos e naturais. Os polímeros sintéticos são geralmente degradados por hidrólise simples, enquanto os polímeros naturais são principalmente degradados enzimaticamente. Os sintéticos são os mais utilizados devido a sua maior estabilidade durante o uso, por possuírem propriedades bem definidas e reproduzíveis, além do baixo custo (PIRES et al., 2015; TABATA, 2009).

Entre os polímeros mais utilizados em aplicações biomédicas destacam-se: o polietileno (PE), o poliuretano (PU), o politetrafluoretileno (PTFE), o poliacetato (PA), o polimetilmetacrilato (PMMA), o polietileno tereftalato (PET), a borracha de silicone (SR) e a polisulfona (PSU). O polietileno, em particular o polietileno de ultra peso molecular (UHMWPE) e o polimetilmetacrilato (PMMA) são os polímeros mais usados em ortopedia (RODRIGUES, 2013; JUDAS et al., 2009).

Além de fazer parte da composição de drenos, bolsas de fluidos, cateteres e tubos cirúrgicos, o polietileno encontra a sua maior aplicação nas próteses articulares, por exemplo: próteses do ombro, cotovelo, anca, joelho, tornozelo e as do disco intervertebral cervical e lombar (JUDAS, 2009). Já o PMMA é muito utilizado em ortopedia como cimento ósseo para fixação de próteses de quadril e joelho, em reparos de defeitos de crânio e em cirurgias de coluna (RODRIGUES, 2013).

O polietileno de ultra peso molecular (UHMWPE) é um polietileno de alta densidade que apresenta cadeias extremamente longas e sem ramificações, devido a isso, as interações moleculares são fortalecidas originando um material muito duro, com resistência ao impacto excepcional. Apresenta também, resistência à

abrasão maior que a dos outros termoplásticos, boa resistência à corrosão, alta resistência à fadiga, alta resistência química e baixo coeficiente de atrito, além de ser altamente estável, sendo caracterizado por ser não antigênico, não alergênico e não absorvível (COUTINHO et al., 2003; PIRES et al., 2015).

O PMMA é uma resina acrílica obtida por uma polimerização em massa via radicais livres do monômero metacrilato de metila (MMA). Quando comparado a outros polímeros apresenta grande rigidez e baixa ductilidade e, portanto um comportamento frágil. O PMMA quando injetado se solidifica a partir do mecanismo de auto-polimerização e se adapta a forma para o qual foi direcionado. Porém, a adesão deste polímero aos ossos se torna limitada quando a área de contato não é suficientemente grande. Além do mais, o mesmo não induz remodelação óssea podendo gerar toxicidade em função da conversão incompleta do metilmetacrilato, provocando processos inflamatórios ao paciente ou ainda provocar uma necrose do tecido ósseo receptor (PIRES et al., 2015; JUDAS et al., 2009; GOMES, 2016).

2.2 SELEÇÃO DOS BIOMATERIAIS

O critério de seleção dos biomateriais é baseado principalmente na aplicação a que se destinam. Os materiais não podem ter características prejudiciais ao organismo, ou seja, não devem produzir respostas adversas ao meio biológico. Desta forma, é importante que seja efetuado um estudo prévio para que o material usado não seja tóxico, cancerígeno, antigênico ou mutagênico, que causa mutações nas moléculas de DNA (MORAIS; GUIMARÃES; ELIAS, 2007).

Ao selecionar o biomaterial, é importante considerar suas propriedades físicas, químicas e mecânicas (SILVA, 2006). As principais propriedades são:

- a) a resistência mecânica, tendo está que ser alta em diferentes aplicações, por exemplo, em implantes odontológicos e ortopédicos, pelo fato destes serem estruturais e substituírem tecidos de alta dureza;
- b) o módulo de elasticidade, torção ou flexão, tendo que ser o suficiente para suportar as cargas funcionais que o material irá receber e retornar ao seu estado original;
- c) a resistência à fadiga, sendo que os dispositivos devem suportar esforços cíclicos, sem apresentar fissuras;

- d) a rugosidade, que deve ser a mínima possível em aplicações onde é desejado baixo atrito, como em implantes de juntas ortopédicas;
- e) a absorção de água, pois pode influenciar nas características físico-químico-biológicas dos materiais, além de facilitar sua degradação;
- f) a bioestabilidade, sendo que implantes permanentes devem ser estáveis, não devem produzir respostas adversas;
- g) a bioatividade, que se refere a propriedade inerente de alguns materiais participarem em reações biológicas específicas;
- h) o método de esterilização, visto que o mesmo pode alterar o estado energético da superfície do material, alterando assim a sua resposta biológica;

Segundo Anastácio et al. (2016), além das características abordadas anteriormente, é de suma importância observar a biocompatibilidade e a biodegradabilidade, na hora de se selecionar um biomaterial.

A biocompatibilidade é definida por Freire et al. (2012), como a capacidade de um material ativar uma resposta biológica apropriada, quando aplicado no organismo, ou seja, um material biocompatível não é inerte ao organismo, pelo contrário, ele deve apresentar reações, desde que essas sejam apropriadas a aplicação na qual o material está sendo empregado (ANASTÁCIO et al., 2016)

A biodegradabilidade é definida como o fenômeno em que o material é degradado ou solubilizado, desaparecendo no organismo. Os produtos resultantes dessa degradação devem ser atóxicos, ou seja, não devem causar reações adversas ao organismo (RODRIGUES, 2013; ANASTÁCIO et al., 2016).

Materiais biodegradáveis são muito utilizados em cirurgias ortopédicas, pelo fato, de não haver a necessidade de uma segunda intervenção cirúrgica para retirada de dispositivos, já que eles serão degradados pelo organismo (ANASTÁCIO et al., 2016).

2.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma técnica numérica computacional desenvolvida para prever o comportamento estrutural, mecânico,

térmico, elétrico e químico de sistemas, principalmente na análise de desempenho do projeto, em diferentes áreas de aplicação. Este método é aproximativo. (FISH, 1956; FERNANDES, 2016).

Para analisar um objeto qualquer por meio desse método, deve-se, primeiramente, definir a geometria da estrutura que se deseja analisar. Seu desenho deve ser realizado em algum programa específico. Posteriormente, em outro programa, especial para a análise de elementos finitos, a estrutura desenhada será dividida em pequenos elementos, chamados de elementos finitos, a fim de facilitar os cálculos e obter maior precisão (LOTTI et al., 2006).

Nos vértices de cada elemento finito encontram-se nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Por meio dos nós as informações são passadas entre os elementos e os mesmos se deslocam no espaço de acordo com o número de graus de liberdade definido para cada um (LOTTI et al., 2006).

O Método dos Elementos Finitos tem sido uma das ferramentas da engenharia com maior potencial em aplicações biomecânicas. É muito utilizado na avaliação do comportamento mecânico de tecidos biológicos, em particular ossos, músculos e cartilagem articular. Ele permite determinar o estado de tensão e/ou deformação dos tecidos, relacionando-o com processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fraturas, possibilitando, ainda, testar e aperfeiçoar o desempenho, a curto e longo prazo, de dispositivos ortopédicos (COMPLETO, 2006).

Segundo Hayasaki e Sousa (2006), a aplicação do MEF para solução de problemas estruturais em próteses, é bastante apropriada, pois as análises da estrutura da prótese podem ser desenvolvidas de forma semelhante com as avaliações feitas em análise de tensões de estruturas mecânicas. Ressaltam também, que, os modelos tridimensionais viabilizam a análise do conjunto estrutural por completo e permitem observar as solicitações que ocorrem simultaneamente em todos os componentes das próteses, podendo verificar a distribuição de tensões entre cada componente ou a interação entre eles.

2.4 ESTUDOS ENCONTRADOS NA LITERATURA

Encontrar estudos específicos sob determinados assuntos nem sempre é uma tarefa fácil, e não foi diferente em relação aos estudos que envolvam próteses de joelho. A seguir são apresentados alguns estudos que serviram como base para realização deste trabalho.

Fernandes (2016), em seu estudo modelou o joelho humano, a partir de dados recolhidos em imagens médicas de pacientes, para posteriormente analisar em conjunto nessa geometria, próteses existentes no mercado e diferentes materiais. Para determinar os melhores materiais para construção de uma prótese, utilizando o método dos elementos finitos, obteve as tensões que agem nesse conjunto e possíveis deslocamentos da prótese.

Para as simulações, Fernandes (2016) considerou que o conjunto está submetido a uma carga de compressão e que a magnitude das forças que agem na articulação do joelho variam em torno de 2 a 3 o peso do corpo. Para a análise 3D, utilizou um modelo de prótese presente no mercado, desprezando o componente patelar e o cimento ósseo. Variou o material do componente femoral e tibial, utilizando ligas de titânio, Co-Cr e polietileno.

Com base nos valores de tensões obtidos nas simulações, ela elege a melhor combinação de materiais para constituir uma prótese. Sendo a combinação mais adequada quando o Componente Femoral é em liga Co-Cr e o Componente Tibial em liga de titânio.

Completo (2006) estudou os aspectos biomecânicos da prótese de joelho e os problemas da revisão da artroplastia. Analisou por meio de modelos numéricos e experimentais as hastes utilizadas na revisão da artroplastia, determinando a influência biomecânica que a haste exerce sobre o osso contrário. Completo, também ressalta em seu estudo que a magnitude das forças que agem na articulação do joelho varia em torno de 2 a 3 vezes o peso do corpo.

Os resultados permitiram que Completo concluí-se que a utilização de hastes na tíbia pouco altera a estabilidade do componente femoral. Já a utilização de hastes no fêmur aumenta a instabilidade dos componentes tibiais, levando a aconselhar os cirurgiões à utilização de hastes tibiais sempre que se utilizam hastes no fêmur.

Fouda (2014), também analisou o efeito da haste utilizada na revisão da artroplastia. Em seu estudo, uma otimização da forma da haste da tíbia cimentada foi realizada para resolver os problemas de estresse na tíbia proximal, bem como a concentração de tensão na ponta da haste.

Para determinar as tensões que agem na tíbia e no componente tibial, Fouda fez uso do método dos elementos finitos. Considerou que o conjunto está submetido a uma carga de compressão e que a magnitude das forças que agem na articulação do joelho variam em torno de 2 a 3 vezes o peso do corpo. Considerou que o prato tibial e o espigão são constituídos por titânio e o componente em polietileno pelo polietileno de ultra peso molecular (UHMWPE). Verificando que a forma ideal é um caule curto com pequeno diâmetro na ponta distal do caule aumentada gradualmente.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

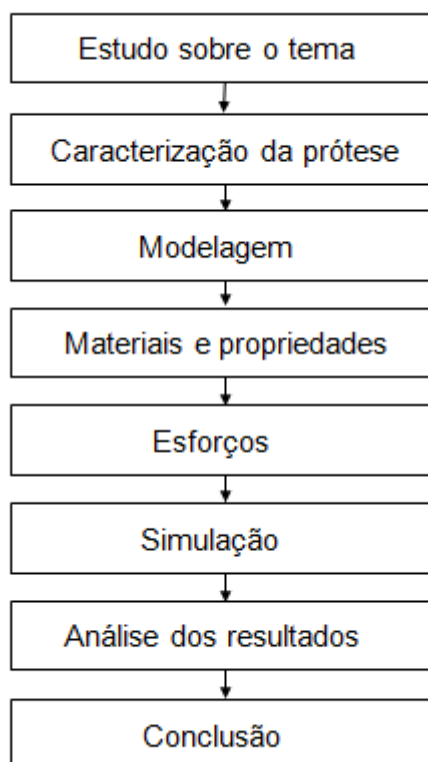
O estudo será elaborado a partir de uma prótese fabricada pela empresa DePuySynthes®, pertencente ao grupo Johnson&Johnson, com sede nos EUA. O modelo tridimensional será elaborado no *software* SolidWorks.

Como etapas subsequentes a modelagem da prótese, definem-se os materiais utilizados e suas propriedades, bem como os esforços no qual a prótese estará sujeita.

Para submeter à prótese as condições definidas e realizar a simulação, utiliza-se o *software* comercial ANSYS Workbench para aplicação do método de elementos finitos.

A Figura 4 apresenta um fluxograma com a sequência de etapas necessárias para o desenvolvimento do estudo.

Figura 4 - Fluxograma das etapas necessárias para o desenvolvimento do estudo



Fonte: Autoria própria (2019).

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PRÓTESE

O dimensionamento correto da prótese é essencial para que a artroplastia do joelho seja um sucesso. Na Figura 5 estão identificadas as cotas necessárias para a modelação da prótese de joelho.

Figura 5 - Cotas necessárias para modelação da prótese



Fonte: Adaptado de Fernandes (2016)

As cotas variam de paciente para paciente, pois se correlacionam com a geometria dos tecidos ósseos. Para obtenção dessas cotas se faz necessário o uso de tomografias computadorizadas do joelho do paciente, as quais, também são confirmadas na hora da cirurgia.

Na Tabela 1 é apresentado o valor das cotas utilizadas para a modelagem da prótese com indicação da referência bibliográfica.

Tabela 1 - Dimensões da Prótese

Cotas	Dimensão (mm)	Referência Bibliográfica
A	70,00	(Fernandes, 2016)
B	9,00	(Depuy Synthes, 2019)
C	47,00	(Fernandes, 2016)
D	6,00	(Depuy Synthes, 2019)
E	46,00	(Fernandes, 2016)
F	5,00	(Depuy Synthes, 2019)
G	40,00	(Fouda, 2014)
H	12,00	(Fouda, 2014)
I	72,00	(Fernandes, 2016)

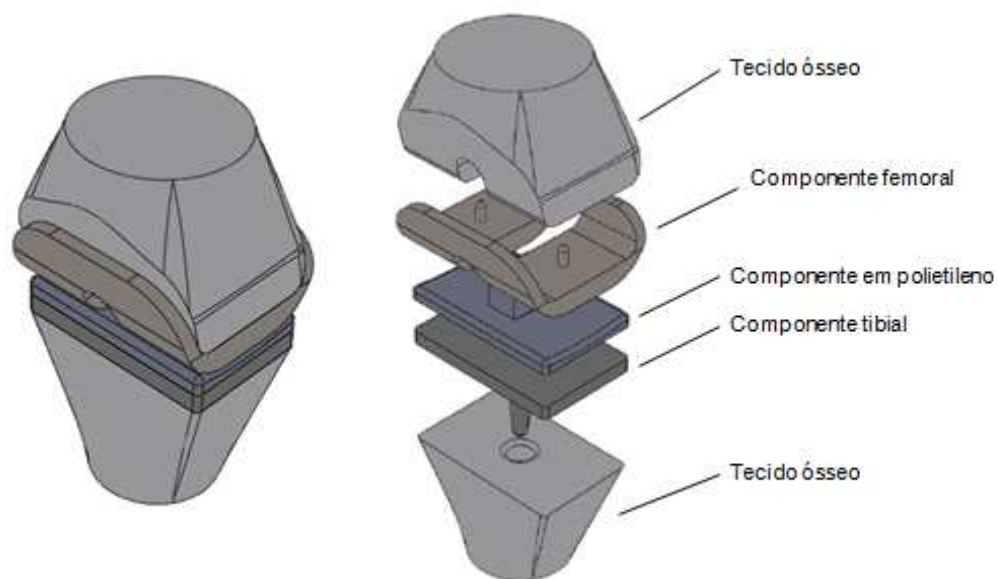
Fonte: Autoria própria (2019)

3.2 MODELAGEM

O modelo tridimensional foi desenvolvido no *software* SolidWorks e inclui a prótese e os tecidos ósseos diretamente envolvidos, desprezando a patela e a componente patelar e também o cimento ósseo. Simplificações foram realizadas, pois a modelação de estruturas anatômicas é uma tarefa difícil, por se tratarem de geometrias complexas e assimétricas.

A figura 6 representa o modelo desenvolvido para o estudo.

Figura 6 - Modelo desenvolvido para o estudo



Fonte: Autoria própria (2019).

3.3 MATERIAIS UTILIZADOS E SUAS PROPRIEDADES

A prótese de joelho encontrada na literatura é constituída essencialmente em metal e polímero. Na lista de materiais metálicos estão o aço inoxidável, ligas de titânio e ligas de cobalto-cromo. Já os polímeros mais utilizados são o polietileno, em particular o polietileno de ultra peso molecular (UHMWPE) e o polimetilmetacrilato (PMMA), esse utilizado como cimento ósseo.

Na Tabela 2 encontram-se as propriedades mecânicas de materiais utilizados na simulação da prótese, bem como do osso cortical e trabecular e a correspondente referência bibliográfica.

Tabela 2 - Propriedades dos Materiais

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Tensão de Escoamento (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referência Bibliográfica
Osso Cortical	5,40	90,00	0,30	(Fernandes, 2016)
Osso Trabecular	2,10	4,4	0,30	(Fernandes, 2016)
316L	220,00	290	0,30	(Santos, 2012)
Ti-6Al-4V	110,00	795,00	0,30	(Fernandes, 2007)
Ti-13Nb-13Zr	62,00	530,00	0,30	(Fernandes, 2007)
66Co-28Cr-6Mo	203,00	975,00	0,30	(Santos, 2012)
Polietileno	0,24	10,00	0,30	(Coutinho et. al., 2003)
UHMWPE	0,65	17,00	0,30	(Fernandes, 2007)
PMMA	2,0	15,00	0,23	(Fouda, 2014)

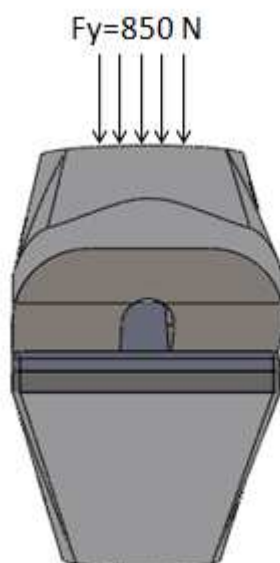
Fonte: Autoria própria (2019).

Para a simulação foi considerado a média entre o osso cortical e o trabecular para configurar o tecido ósseo.

3.3 ESFORÇOS

Para a simulação, será considerado que o modelo do joelho pertence a um indivíduo com massa corporal de 85 kg, desta forma resulta numa carga total aplicada na direção y de aproximadamente 850 N. A carga é aplicada no topo do modelo e a base é totalmente restrita, conforme mostra a Figura 7.

Figura 7 - Representação da carga aplicada no modelo 3D



Fonte: Autoria própria (2019).

3.4 SIMULAÇÃO

Para a simulação numérica do conjunto osso-prótese, foi utilizado o *software* comercial ANSYS Workbench. No modelo em estudo serão avaliadas as tensões equivalentes de von Misses. Para a análise, a malha gerada contém elementos tetraédricos em todos os componentes e foram utilizados contatos lineares do tipo *bonded*, que não permitem a separação nem o deslizamento entre superfícies.

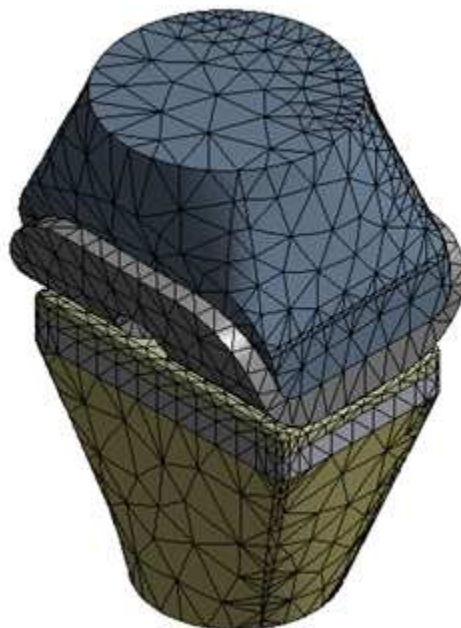
A Tabela 3 apresenta o número de nós e de elementos utilizados para as configurações da análise. E a Figura 8 ilustra a malha gerada.

Tabela 3 - Configuração da malha utilizada para análise

Malha	
Número de nós	25585
Numero de elementos	14991

Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 8 - Representação da malha gerada para simulação



Fonte: Autoria própria (2019).

Para a simulação foram utilizadas as propriedades dos materiais apresentadas na Tabela 2. No total foram realizadas 14 simulações, com diferentes combinações de materiais para os componentes. A carga total aplicada foi considerada igual em todas as simulações.

Por meio das simulações foram obtidas as tensões máximas e mínimas geradas na prótese. A análise de tensões de von Mises permite avaliar os valores de resistência que atingem os materiais.

4 RESULTADOS

4.1 ANÁLISE – CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-13Nb-13Zr

Para esta análise foi considerado que o componente femoral é composto pela liga Co-Cr-Mo, mais especificamente pela liga 66Co-28Cr-6Mo e o componente tibial pela liga de titânio Ti-13Nb-13Zr, variando-se o material do componente em polietileno.

Considerando o componente em polietileno constituído em PE (polietileno comum), a tensão máxima atingida foi de 7,582 MPa. Já quando constituído em UHMWPE (polietileno de ultra peso molecular), a tensão mais elevada foi de 6,481MPa. A Tabela 4 apresenta as tensões geradas na prótese para esta configuração.

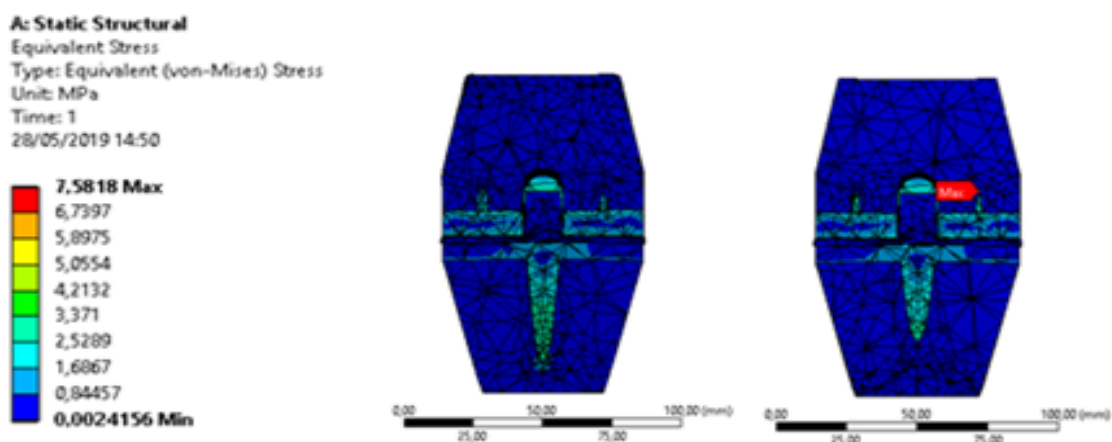
Tabela 4 - Tensões geradas na configuração: CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-13Nb-13Zr

Componente Femoral	Componente em Polietileno	Componente Tibial	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
66Co-28Cr-6Mo	PE	Ti-13Nb-13Zr	7,582	0,00242
66Co-28Cr-6Mo	UHMWPE	Ti-13Nb-13Zr	6,481	0,00379

Fonte: Autoria própria (2019).

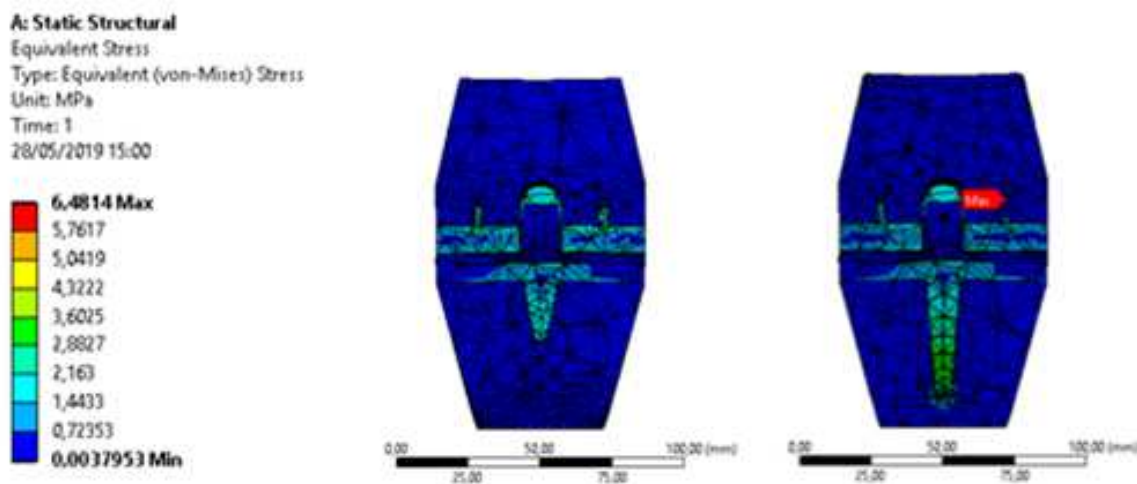
A tensão máxima atua em um ponto específico, neste caso na junção do componente femoral com o fêmur. As Figuras 9 e 10 ilustram as tensões geradas e onde se encontra a maior tensão para cada configuração.

Figura 9 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-13Nb-13Zr; CP: PE



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 10 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-13Nb-13Zr; CP: UHMWPE



Fonte: Autoria própria (2019).

4.2 ANÁLISE – CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-4Al-4V

Nesta análise o componente femoral é constituído pela liga 66Co-28Cr-6Mo e o componente tibial pela liga Ti-4Al-4V, alterando-se o material do componente em polietileno.

Ao considerar que o componente em polietileno é feito em PE, a tensão mais elevada foi de 7,564 MPa. No entanto quando feito em UHMWPE, foi de 6,470 MPa. A Tabela 5 apresenta as tensões geradas na prótese para está configuração.

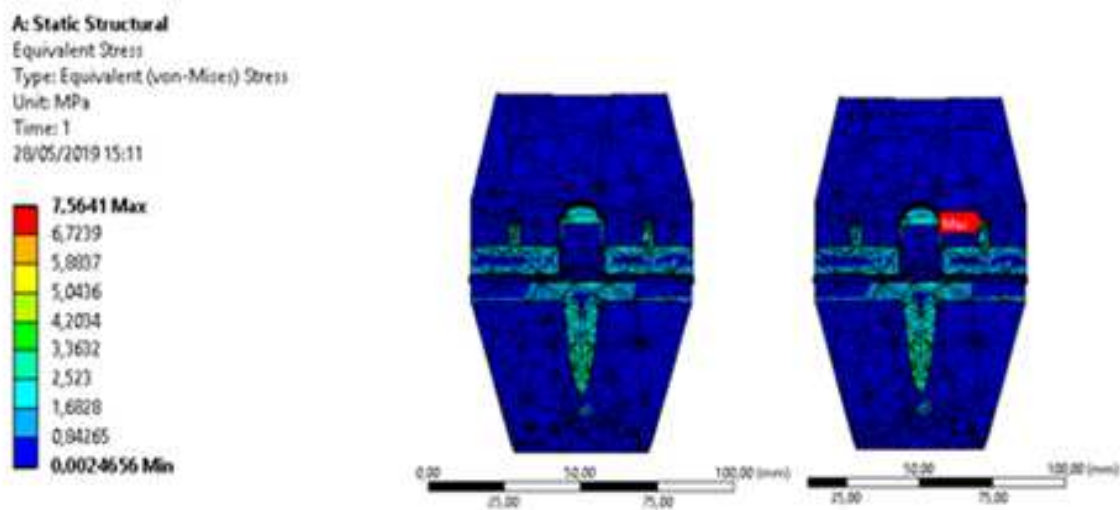
Tabela 5 - Tensões geradas na configuração: CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-4Al-4V

Componente Femoral	Componente em Polietileno	Componente Tibial	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
66Co-28Cr-6Mo	PE	Ti-4Al-4V	7,564	0,00246
66Co-28Cr-6Mo	UHMWPE	Ti-4Al-4V	6,470	0,00391

Fonte: Autoria própria (2019).

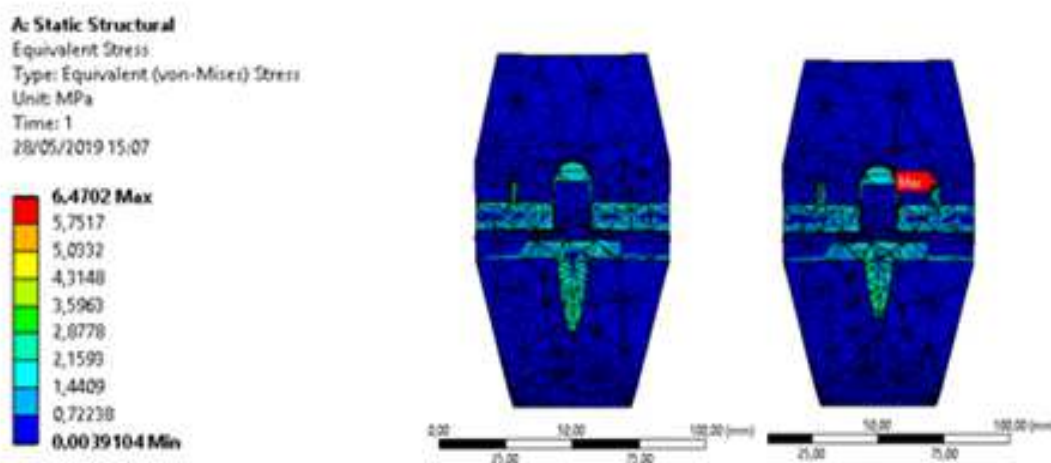
A tensão máxima para estes casos também atua na junção do componente femoral com o fêmur. As Figuras 11 e 12 ilustram as tensões geradas e onde se encontra a maior tensão para cada configuração.

Figura 11 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-4Al-4V; CP: PE



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 12 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: Ti-4Al-4V; CP: UHMWPE



Fonte: Autoria própria (2019).

4.3 ANÁLISE – CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V

Nesta verificação considerou-se que tanto o componente femoral quanto o componente tibial são constituídos em liga de titânio, especificamente pela liga Ti-4Al-4V, variando-se apenas o material do componente em polietileno.

Considerando o componente em polietileno composto por PE, a tensão máxima atingida foi de 6,734 MPa. Já sendo composto por UHMWPE, foi de 5,787 MPa. Na Tabela 6 estão expostas as tensões geradas para esta configuração.

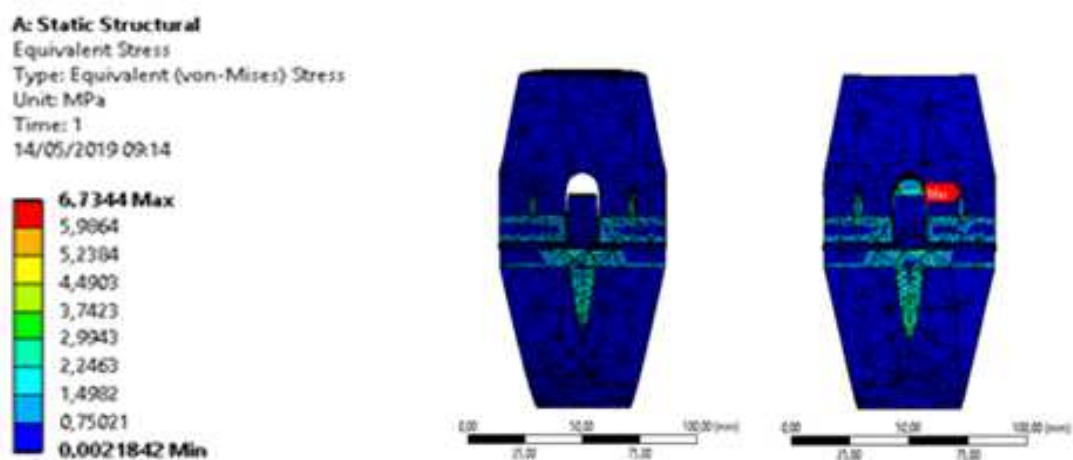
Tabela 6 - Tensões geradas na configuração: CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V

Componente Femoral	Componente em Polietileno	Componente Tibial	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
Ti-4Al-4V	PE	Ti-4Al-4V	6,734	0,00218
Ti-4Al-4V	UHMWPE	Ti-4Al-4V	5,787	0,00339

Fonte: Autoria própria (2019).

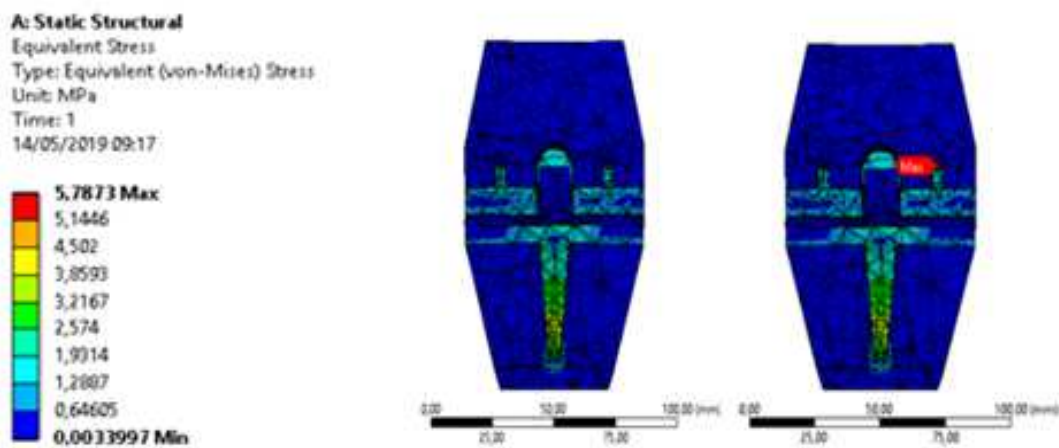
Nesta verificação a tensão mais elevada encontrar-se também na junção do componente femoral com o fêmur. As Figuras 13 e 14 ilustram as tensões geradas e onde se encontra a maior tensão para cada configuração.

Figura 13 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V; CP: PE



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 14 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V; CP: UHMWPE



Fonte: Autoria própria (2019).

4.4 ANÁLISE – CF: Ti-13Nb-13Zr; CT: Ti-13Nb-13Zr

Nesta análise o componente femoral e tibial são feitos do mesmo material, a liga Ti-13Nb-13Zr. Alterando apenas o material do componente em polietileno.

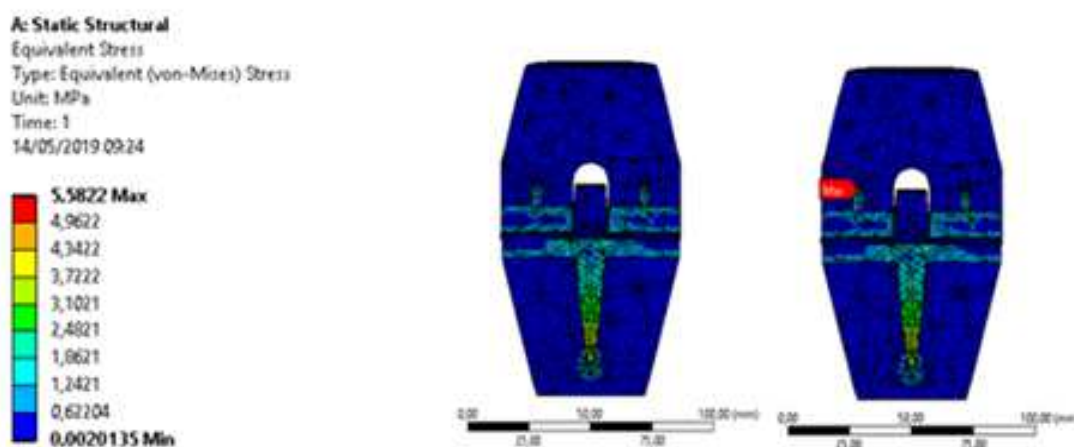
Ao se considerar o componente em polietileno constituído em PE, a tensão máxima gerada foi de 5,582 MPa e quando constituído em UHMWPE, foi de 4,797 MPa. A Tabela 7 apresenta as tensões geradas para está configuração.

Tabela 7 - Tensões geradas na configuração: CF: Ti-4Al-4V; CT: Ti-4Al-4V				
Componente Femoral	Componente em Polietileno	Componente Tibial	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
Ti-13Nb-13Zr	PE	Ti-13Nb-13Zr	5,582	0,00201
Ti-13Nb-13Zr	UHMWPE	Ti-13Nb-13Zr	4,797	0,00309

Fonte: Autoria própria (2019).

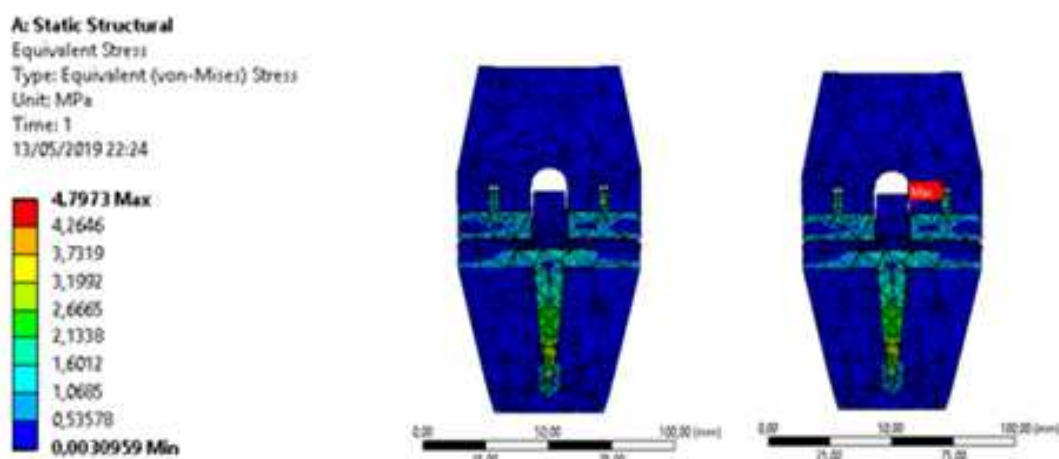
Para estas configurações a tensão mais elevada é atingida na junção do componente femoral com o fêmur. As Figuras 15 e 16 ilustram as tensões geradas e onde se encontra a maior tensão para cada configuração.

Figura 15 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-13Nb-13Zr; CT: Ti-13Nb-13Zr; CP: PE



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 16 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-13Nb-13Zr; CT: Ti-13Nb-13Zr; CP: UHMWPE



Fonte: Autoria própria (2019).

4.5 ANÁLISE – CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: 66Co-28Cr-6Mo

Para esta análise tanto o componente femoral quanto o componente tibial são constituídos pela liga 66Co-28Cr-6Mo. Variando somente o material do componente em polietileno.

Considerando o componente em polietileno em PE, a tensão máxima gerada foi de 8,483 MPa. Já quando em UHMWPE, foi de 8,266 MPa. Na Tabela 8 estão apresentadas as tensões geradas na prótese para esta configuração.

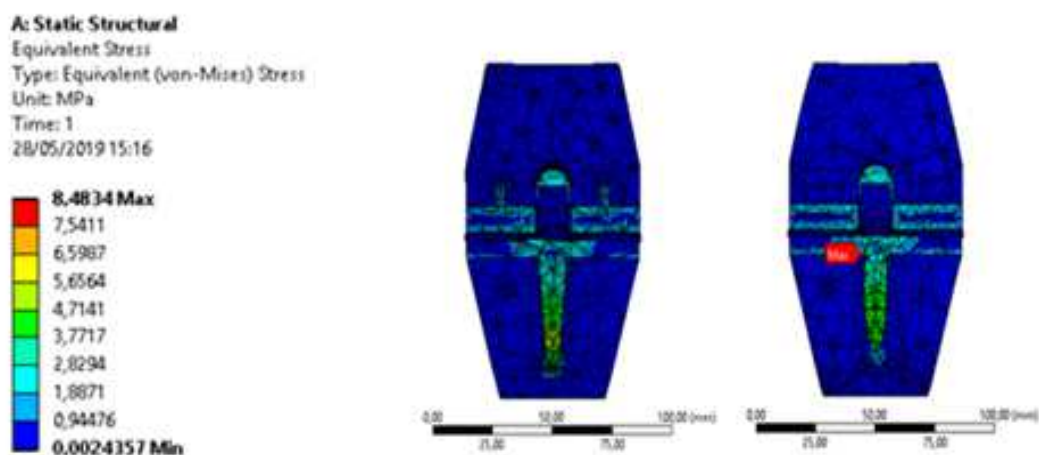
Tabela 8 - Tensões geradas na configuração: CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: 66Co-28Cr-6Mo

Componente Femoral	Componente em Polietileno	Componente Tibial	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
66Co-28Cr-6Mo	PE	66Co-28Cr-6Mo	8,483	0,00244
66Co-28Cr-6Mo	UHMWPE	66Co-28Cr-6Mo	8,266	0,00388

Fonte: Autoria própria (2019).

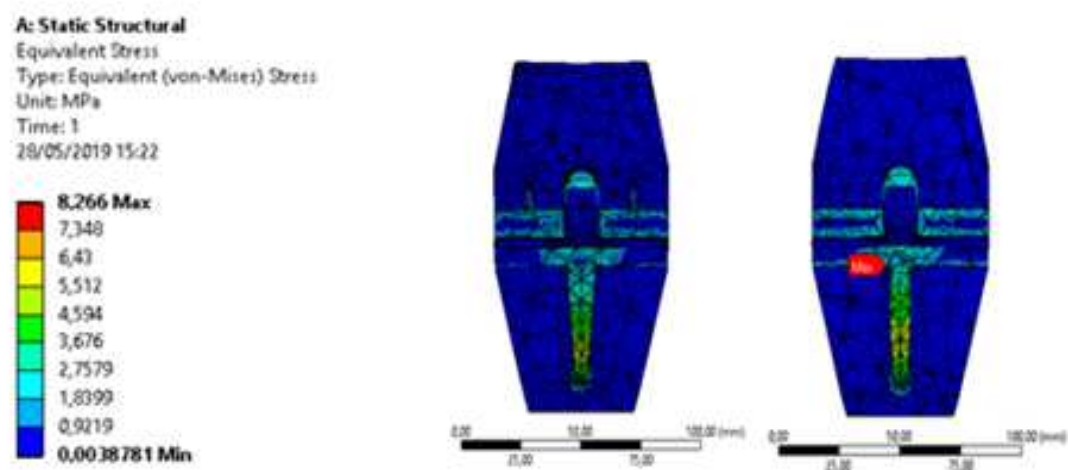
Neste caso, as tensões máximas concentram-se nos vértices existentes entre o prato e o espigão do componente tibial. As Figuras 17 e 18 ilustram as tensões geradas e onde se encontra a maior tensão para cada configuração.

Figura 17 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP: PE



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 18 - Tensões geradas na configuração CF: 66Co-28Cr-6Mo; CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP: UHMWPE



Fonte: Autoria própria (2019).

4.6 ANÁLISE – CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP: UHMWPE

Nesta análise considerou-se que o componente tibial é composto pela liga 66Co-28Cr-6Mo e o componente em polietileno por UHMWPE. Variando desta vez o material do componente femoral.

Considerando o componente femoral constituído pela liga Ti-4Al-4V, a tensão máxima gerada foi de 8,2732 MPa e quando constituído pela liga Ti-13Nb-13Zr, foi de 8,2813 MPa. A Tabela 9 apresenta as tensões geradas para esta configuração.

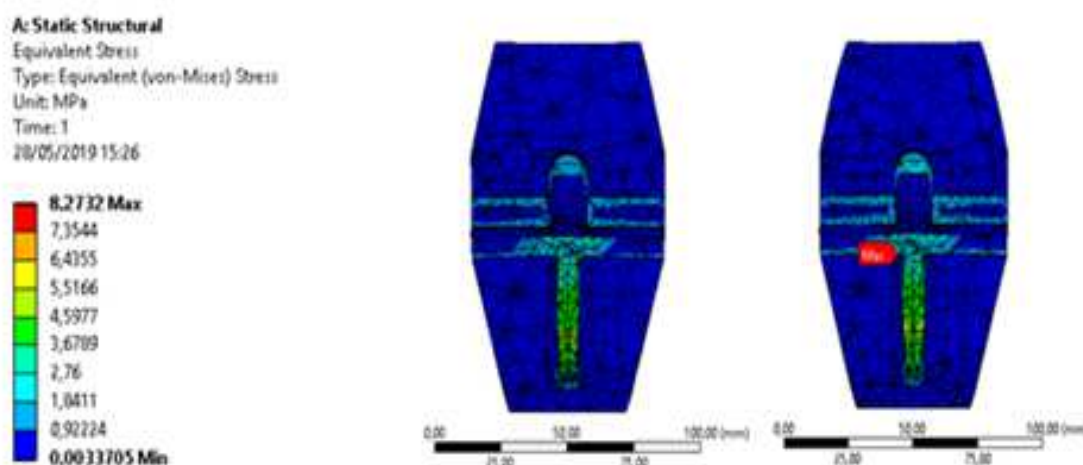
Tabela 9 - Tensões geradas na configuração: CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP:UHMWPE

Componente Femoral	Componente em Polietileno	Componente Tibial	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
Ti-4Al-4V	UHMWPE	66Co-28Cr-6Mo	8,2732	0,00337
Ti-13Nb-13Zr	UHMWPE	66Co-28Cr-6Mo	8,2813	0,00311

Fonte: Autoria própria (2019).

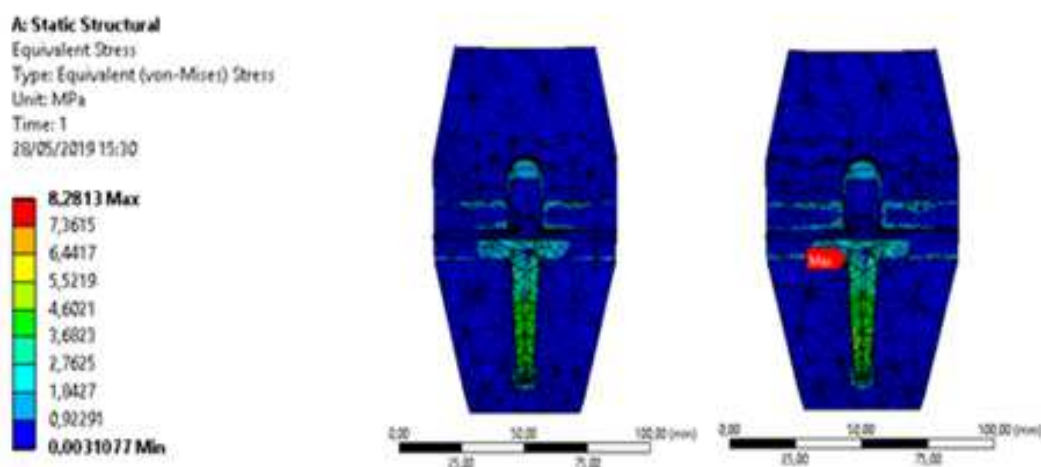
Neste caso, as tensões mais elevadas também se concentram nos vértices existentes entre o prato e o espigão do componente tibial. As Figuras 19 e 20 ilustram as tensões geradas e onde se encontra a maior tensão para cada configuração.

Figura 19 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-4Al-4V; CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP: UHMWPE



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 20 - Tensões geradas na configuração CF: Ti-13Nb-13Zr; CT: 66Co-28Cr-6Mo; CP: UHMWPE



Fonte: Autoria própria (2019).

4.7 ANÁLISE – CF:316L; CT:316L

Nesta última análise foi considerado que o componente femoral e o componente tibial são feitos em aço inoxidável, pela liga 316L. Foi variado novamente o material do componente em polietileno.

Considerando o componente em polietileno feito em PE, a tensão máxima atingida foi de 8,874 MPa. No entanto quando feito em UHMWPE, foi de 8,604 MPa. A Tabela 10 apresenta as tensões geradas para está configuração.

Tabela 10 - Tensões geradas na configuração: CF: 316L; CT: 316L

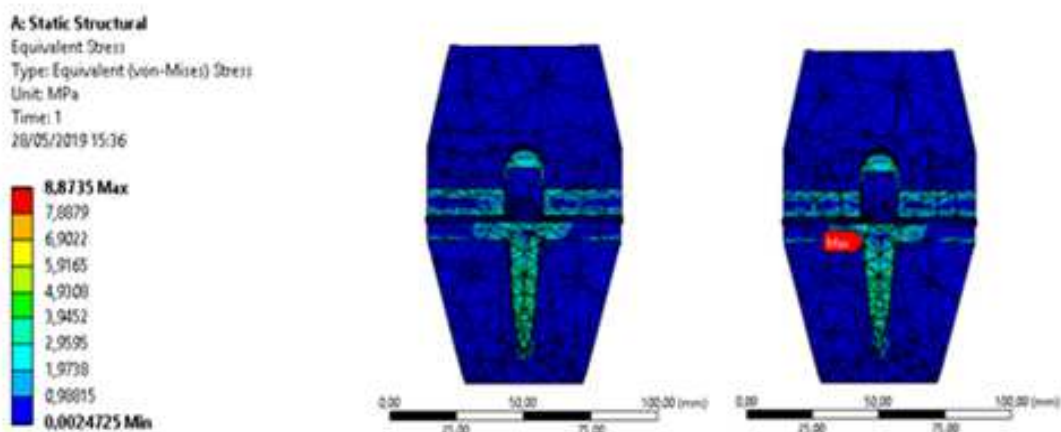
Componente Femoral	Componente em Polietileno	Componente Tibial	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
316L	PE	316L	8,874	0,00247
316L	UHMWPE	316L	8,604	0,00394

Fonte: Autoria própria (2019).

Para está configuração as tensões máximas também se concentram nos vértices existentes entre o prato e o espigão do componente tibial. As Figuras 21 e

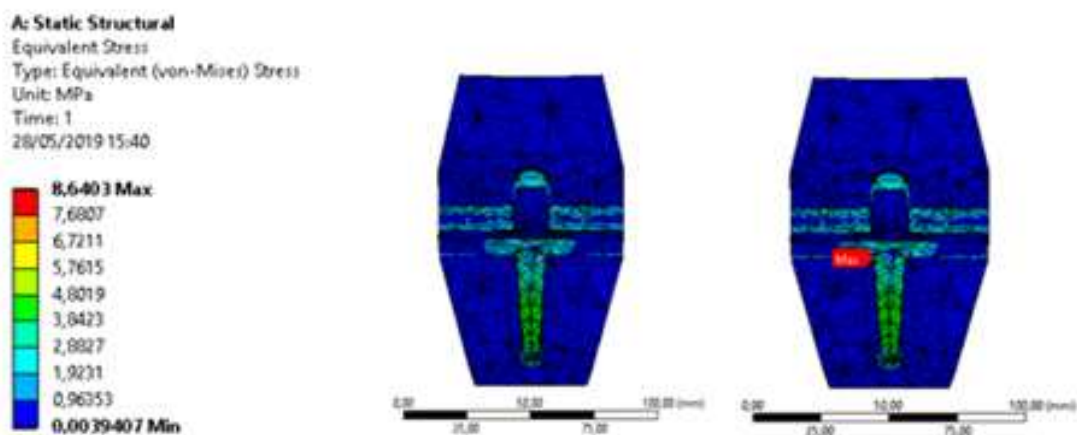
22 ilustram as tensões geradas e onde se encontra a maior tensão para cada configuração.

Figura 21 - Tensões geradas na configuração CF: 316L; CT: 316L; CP: PE



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 22 - Tensões geradas na configuração CF: 316L; CT: 316L; CP: UHMWPE



Fonte: Autoria própria (2019).

4.8 ANÁLISE GERAL DOS RESULTADOS

A análise 3D permite avaliar as tensões que o conjunto osso-prótese está sujeito, simulando uma situação mais próxima da real.

Nas simulações foram obtidos valores máximos de tensões a que o conjunto está sujeito. Essas tensões máximas são geradas em pontos específicos e não representam o valor da tensão que atua na maior parte do conjunto osso-prótese.

Para facilitar a análise e a compreensão, os resultados obtidos nas simulações estão expostos na Tabela 11.

Tabela 11 - Tensões de von Mises obtidas nas simulações

Análise	Componente Femoral	Componente em Polietileno	Componente Tibial	Tensão Máxima (MPa)	Tensão Mínima (MPa)
1	66Co-28Cr-6Mo	PE	Ti-13Nb-13Zr	7,582	0,00242
	66Co-28Cr-6Mo	UHMWPE	Ti-13Nb-13Zr	6,481	0,00379
2	66Co-28Cr-6Mo	PE	Ti-4Al-4V	7,564	0,00246
	66Co-28Cr-6Mo	UHMWPE	Ti-4Al-4V	6,470	0,00391
3	Ti-4Al-4V	PE	Ti-4Al-4V	6,734	0,00218
	Ti-4Al-4V	UHMWPE	Ti-4Al-4V	5,787	0,00339
4	Ti-13Nb-13Zr	PE	Ti-13Nb-13Zr	5,582	0,00201
	Ti-13Nb-13Zr	UHMWPE	Ti-13Nb-13Zr	4,797	0,00309
5	66Co-28Cr-6Mo	PE	66Co-28Cr-6Mo	8,483	0,00244
	66Co-28Cr-6Mo	UHMWPE	66Co-28Cr-6Mo	8,266	0,00388
6	Ti-4Al-4V	UHMWPE	66Co-28Cr-6Mo	8,2732	0,00337
	Ti-13Nb-13Zr	UHMWPE	66Co-28Cr-6Mo	8,2813	0,00311
7	316L	PE	316L	8,874	0,00247
	316L	UHMWPE	316L	8,604	0,00394

Fonte: Autoria própria (2019).

Os componentes femoral e tibial registram os valores mais elevados de tensões de von Mises, contudo os valores registrados não apresentam proximidade com as tensões de escoamento dos materiais considerados. As tensões obtidas são menores que os valores do limite de escoamento dos materiais desses componentes.

Os pontos com as tensões mais elevadas concentram-se na junção do componente femoral com o fêmur e nos vértices entre o prato e o espigão do componente tibial com a tibia. As tensões mais elevadas são verificadas no componente que é constituído pela liga Co-Cr-Mo. Verifica-se que o componente tibial, mais precisamente o espigão do componente, recebe valores medianos de tensões em toda sua extensão. Sendo assim, considerado o componente mais solicitado da prótese.

Analisando todas as configurações juntas, o maior valor de tensão gerada foi de aproximadamente 8,9 MPa. Para os materiais da prótese e o osso cortical esse valor não é um problema. No entanto, o mesmo não se pode dizer em relação ao osso trabecular, que de acordo com a bibliografia (Tabela 2), seu limite de escoamento é de 4.4 MPa. Portanto, estes valores representam efetivamente um problema na área de osso trabecular, pois seu limite de escoamento é ultrapassado.

Em uma análise geral, a maior tensão gerada se deu quando se considerou que o componente femoral e o componente tibial são constituídos pela liga 316L dos aços inoxidáveis. E as menores tensões foram obtidas quando considerado que os dois componentes são em ligas de titânio.

Quando considerado que o componente femoral é constituído por liga Co-Cr-Mo e o componente tibial por liga de titânio, não se observou diferenças significativas nas tensões quando fixado o material do componente femoral e variado o do componente tibial e do componente em polietileno.

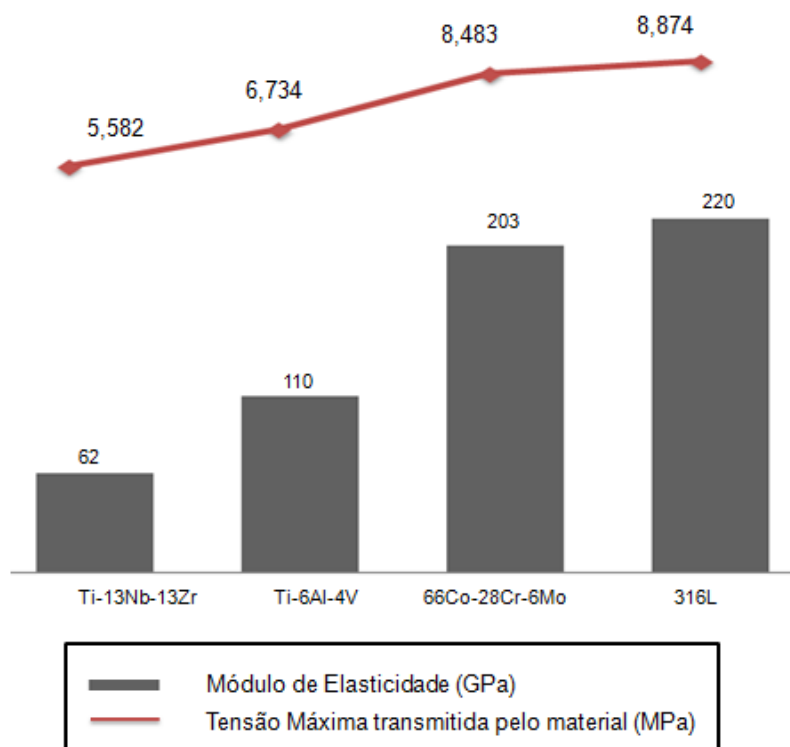
Ao variar o material do componente em polietileno, percebe-se que quando ele é constituído pelo UHMWPE as tensões máximas geradas diminuem. Em algumas configurações o valor diminuiu em torno de 1 MPa quando comparado ao PE. Porém, as tensões mínimas apresentam um leve aumento.

Descartando os resultados obtidos com a liga 316L dos aços inoxidáveis, tem-se que a configuração que apresenta os valores mais elevados é quando os componentes femoral e tibial são feitos na liga Co-Cr-Mo. Já os menores valores são quando ambos os componentes são em ligas de titânio, neste caso na liga Ti-13Nb-13Zr. Fernandes (2016) em seu estudo apresenta essa mesma conclusão. Para ela as maiores e menores tensões também foram obtidas com essas configurações.

Por fim, percebe-se que a rigidez do material que constitui os componentes influencia nos resultados. Quanto menor a rigidez do material, menores as tensões máximas atingidas. Sendo assim, a liga Ti-13Nb-13Zr implica as

menores tensões e a liga 316L as maiores tensões registradas. O Gráfico 1 relaciona a rigidez do material com a máxima tensão atingida por ele.

Gráfico 1 – Módulo elástico e tensão máxima de cada material



Fonte: Autoria própria (2019).

5 CONCLUSÃO

Processos inflamatórios e degenerativos são as principais causas do comprometimento da capacidade funcional dos joelhos. A artroplastia de joelho é um procedimento cirúrgico que visa à substituição das articulações comprometidas por dispositivos médicos implantáveis. Entretanto as próteses do joelho possuem vida finita.

A seleção correta dos biomateriais que constituem os componentes da prótese e o conhecimento prévio da biomecânica do joelho são fatores determinantes para que a artroplastia seja um sucesso e conseqüentemente a vida útil da prótese aumentará.

Desta forma, este estudo teve como objetivo principal a modelagem e a análise de uma prótese de joelho para avaliar o desempenho da geometria e materiais no conjunto biomecânico. Para tal, a prótese foi modelada tridimensionalmente e os esforços presentes nela foram determinados.

Por meio da análise por elementos finitos, pode-se determinar as tensões geradas na prótese e verificou-se que os comportamentos mais críticos têm incidência no componente femoral e também no componente tibial. Sendo o espigão do componente tibial o detentor de tensões mais generalizadas.

A geometria em estudo implica tensões maiores que o limite de escoamento no osso trabecular em áreas de apoio da prótese. Isso indica que nesta área do osso poderá existir perda de massa óssea.

Quando analisadas as configurações em que pelo menos um componente é constituído pela liga Co-Cr- Mo, verificou-se que este componente é o detentor das tensões mais elevadas. Com isso pode-se notar que os materiais de maior rigidez impõem maiores tensões.

Em relação aos materiais mais adequados para compor a prótese, tem-se que as menores tensões foram registradas quando tanto o componente femoral quanto o tibial são constituídos pela liga Ti-13Nb-13Zr e o componente em polietileno em UHMWPE. Entretanto, o titânio é um material difícil de ser polido, podendo assim, liberar partículas metálicas que podem danificar a prótese e acelerar o desgaste. Desta forma, utilizar o titânio como constituinte do componente femoral

não é uma boa opção, pois se trata de uma estrutura articular que está em constante movimento.

Portanto, a configuração considerada a mais adequada é quando o componente femoral é constituído pela liga 66Co-28Cr-6Mo, o componente tibial pela liga Ti-13Nb-13Zr e o componente em polietileno pelo polietileno de ultra peso molecular (UHMWPE).

REFERÊNCIAS

ANASTÁCIO, A. G. et. al. A importância dos biomateriais e suas aplicações. In: XVI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA E INDUSTRIAL - CONEMI, 2016, Goiânia. **Anais do XVI CONEMI**.

BARCELOS, Flávia dos Santos. **Caracterização e Estudo de Desgaste em Próteses Totais de Joelho**. 2016. 145 f. Dissertação de mestrado em integridade de materiais da engenharia – Universidade de Brasília, Brasília, 2016.

CALLISTER JR, W.D. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. 5ª ed. Rio de Janeiro, LTC, 2002.

CAMARGO, Osmar; Cury, Ricardo. Fatores que Influenciam a durabilidade das Próteses do Joelho. *Artroplastia Total do Joelho*, 2007, Clinica Cury, pp. 67-73.

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.

CASTRO, C. de M. **A prática da pesquisa**. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1977.

COMPLETO, António. **Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho**. 2006. 425f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade de Aveiro, Aveiro, 2006.

COMPLETO, A, Fonseca, F e Simões, J A. Modelo numérico e experimental da tíbia intacta e com componente tibial da prótese do joelho. *Revista da APAET-Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, 2006.

COUTINHO, Fernanda M. B., Mello, Ivana L., Santa Maria, Luiz C. de. Polietileno: principais tipos, propriedades e aplicações *Polímeros: Ciência e Tecnologia* 2003, 13 (janeiro-março).

COUTINHO, Mauro Alexandre Nogueira. **Biomecânica da artroplastia do joelho e a sua relação com o alinhamento protésico**. 2013. 89 f. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2013.

DEPUY SYNTHES. Knee Reconstruction. Disponível em: <<https://emea.depuysynthes.com/hcp/knee/products/qs/attune-knee-system>>. Acesso em: 15 jan 2019.

FERNANDES, Frederico Augusto Pires. **Estudo do comportamento tribológico das ligas Ti-13Nb-13Zr e Ti-6Al-4V ELI para aplicação biomédica**. 2007. 133 f. Dissertação de Mestrado em Engenharia de Materiais – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

FERNANDES, Inês da Silva. **Avaliação Biomecânica de Prótese de Joelho sob Influência de Distribuição de Carga Assimétrica**. 2016. 103 f. Dissertação (Mestrado Tecnologia Biomédica) - Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2016.

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

FOUDA, N. The Effect of Shape Optimization and Bimaterial Stem on Increasing the Performance of a Cemented Tibia. *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering*, 2014, Vol. 14 nº5, pp. 97-110.

FUCHS, Rogério; FUCHS, Thiago. Artroplastia Total de Joelho – Articulação Femoropatelar. **Instituto Fuchs**. 16 Jan 2015. Disponível em: <<http://institutofuchs.com.br/tag/articulacao-femoropatelar/>>. Acesso em: 06 maio 2019.

GRANDINI, C.R.; ALMEIDA, L.H.; PINTÃO, C.A.F. Módulo de elasticidade dinâmico de ligas de Ti usadas como biomaterial. In: Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, 2016, Fox do Iguaçu.

GOMES, L. S. M. Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição. **O Quadril**. São Paulo: Atheneu. p. 121–143, 2010.

HENCH, L. L.; WILSON J. **Introduction to bioceramics**. Singapore: Word Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, 1993.

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

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

MAGALHÃES, Kelly. **Avaliação biomecânica do desempenho de prótese femoral**. 2014. 104 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Biomédica) - Instituto Politécnico de Bragança, Bragança.

MORAIS, L. S.; GUIMARÃES, G. S.; ELIAS, C. N. Liberação de íons por biomateriais metálicos. **Revista Dental Press OrtodonOrtop Facial**, Maringá, v.12, n.6, p.48-53, Nov./dez. 2007.

OESTREICH, D. H. et al. Revisão da literatura sobre a usinabilidade do titânio e suas ligas. In: 6º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO, 2011, Caxias do Sul.

OLIVEIRA, L. S. A. F. et al. Biomateriais com aplicação na regeneração óssea – método de análise e perspectivas futuras. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, 2010.

PÉCORA, José et al. Comparative analysis of changes in knee strain transfer flow in total and unicompartmental cemented prostheses: A trial in ten human cadavers. *Acta Ortopédica Brasileira*, 2003, Vol. 11 nº3.

PIRES, Ana Luiza R. et al. Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. **Revista Química Nova**, vol.38. n.7, 2015.

RATNER, B. D. **Em Biomateriais Science – An Introduction to Materials in Medicine**; Ratner, B.D.; Hoffman, A. S.; Schoen, F.J.; Lemons, J. E. eds; Elsevier: Oxford, 2013, cap. History os Biomaterials..

RODRIGUES, L.B. Aplicações de biomateriais em ortopedia. *Estudos Tecnológicos em Engenharia*. São Leopoldo, RS, v.9(2), p.63-76, jul./dez. 2013.

SANTOS, Luiz Alberto dos. **Processamento e Caracterização da Liga 66Co-28Cr-6Mo (% peso) para Implantes**. 2012. 98 f. Dissertação de Mestrado em Ciências – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

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

SILVA, M.H.P. **Apostila de Biomateriais**. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAfOo4AF/apostila-biomateriais>>. Acesso em: 12 set. 2018.

SIMONI, G. M.; Silva A. W. As características físico-químico-biológicas dos biomateriais e suas conseqüências na saúde humana em aplicações de próteses dentárias. In: 2º SIMPÓSIO DE INTEGRAÇÃO CIENTÍFICA E TECNOLÓGICA DO SUL CATERINENSE– SICT-Sul, 2013, Araranguá. ISSN 2175-5302.

SOBOTTA, Johannes. **Atlas de Anatomia Humana**. 21 ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2000.