

ANÁLISE NUMÉRICA DE ESFORÇOS NO IMPLANTE DE UMA PRÓTESE TRANSFEMURAL OSSEOINTEGRADA

Dayseane Donato de Lemos Souza, dayseane.souza@aluno.cefet-rj.br¹
Fábio de Oliveira Campos, fabio.campos@cefet-rj.br¹

¹Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca – Cefet/RJ

Resumo: Entre os anos de 2010 e 2020, 292.198 amputações de membros superiores e inferiores foram realizadas no Brasil, considerando apenas as realizadas através do Sistema Único de Saúde (SUS), sendo a maior parte de membros inferiores e em decorrência de complicações da diabetes. O tipo de prótese transfemural mais comum é a convencional com encaixe no coto através do soquete. Entretanto, alguns estudos relataram alterações no volume do coto, o que gerou desconforto, dor e lesões de pele nos pacientes, além de apresentarem dificuldades na sua utilização. A fim de evitar as complicações de movimento e os problemas de saúde, um novo tipo de prótese tem sido estudada e aprimorada, sendo conhecida como prótese osseointegrada. Neste tipo, a perna protética é conectada ao coto através de um sistema que é previamente implantado e osseointegrado ao fêmur do paciente. Essa tecnologia ainda possui um uso comercial limitado, porém tem ganhado espaço devido às suas vantagens em relação à prótese convencional. Dessa forma, fazem-se necessários estudos mais aprofundados para maior conhecimento e disseminação desse modelo de prótese no Brasil. Assim, o objetivo deste estudo foi realizar a modelagem CAD de uma prótese osseointegrada de encaixe rosqueado e conduzir uma análise numérica de duas situações de carregamento da prótese utilizando o método de elementos finitos. Os resultados apontaram que para um dos casos tanto o fêmur amputado como o sistema de prótese resistiriam e para o segundo caso, o sistema falharia, porém antes da fratura do osso.

Palavras-chave: prótese transfemural, osseointegração, titânio, elementos finitos, implantes

1. INTRODUÇÃO

Os primeiros casos de amputações são datados da época de Hipócrates e o uso dos primeiros torniquetes são mencionados na época de Ambroise Paré (1575) (FERREIRA, 2017). As amputações podem ser definidas como a retirada total ou parcial de um membro de forma cirúrgica. Segundo Baraúna *et al.* (2006), a amputação pode levar à perda do mecanismo de controle neural eferente, que é a função motora do sistema nervoso e aferente, a qual é a função sensorial do sistema nervoso, ou seja, os receptores detectam estímulos internos e externos, sendo que essa perda nos mecanismos ocorre devido à falta de sincronia da atividade muscular que não recebe a informação proprioceptiva adequada.

As amputações possuem diversas nomenclaturas baseadas no membro retirado. Assim, de acordo com os estudos desenvolvidos, os pacientes de amputação do membro inferior (foco deste trabalho) não são considerados como apenas um grupo, mas, sim, englobados em diferentes categorias de acordo com os níveis de amputação, sendo que os níveis principais são: transtibial, que consiste na retirada parcial ou completa da tíbia e fíbula, ou seja, ossos localizados próximos à área da panturrilha; desarticulação do joelho, que ocorre quando a articulação do joelho é cortada, retirando a panturrilha; transfemural, a qual ocorre entre o quadril e a desarticulação do joelho e pode ser dividida em três níveis: proximal (curto), medial e distal (longo) e, por fim, desarticulação do quadril, a qual ocorre na área da articulação do quadril. Nestes casos, o controle da prótese é realizado através da bacia.

Os pacientes que são submetidos ao processo de amputação precisam desenvolver novas habilidades para poder se adaptar à deficiência física, sendo que isso pode influenciar de forma negativa a saúde física, mental e a qualidade de vida desses cidadãos. Além disso, é necessário compreender nas rotinas de atendimento que os pacientes que são submetidos a essa mudança brusca de rotina sofrem diretamente uma mudança de comportamento e da forma de agir com outras pessoas (Resende, 1993).

Ao longo da história médica, sabe-se que as próteses são usadas para facilitar a mobilidade e a independência dos pacientes amputados. Atualmente, há dois tipos principais de fixação de prótese, sendo a primeira a mais conhecida e nomeada como fixação convencional. O seu funcionamento ocorre através da conexão do membro residual com um soquete. Dessa forma, a pessoa amputada pode controlar sua prótese pelo movimento e posição do coto de amputação (Li and Felländer-Tsai, 2021). Esse método convencional de fixação ocorre através da utilização de um encaixe protético. Entretanto, alguns estudos relataram alterações no volume do coto, o que gerou desconforto, dor e lesões de pele nos

pacientes, além de apresentar dificuldades na sua utilização.

A fim de evitar as complicações de movimento e os problemas de saúde, um novo tipo de prótese tem sido estudada e aprimorada. Na década de 60, surgiu o conceito da osseointegração através de pesquisas sobre os padrões de cura do tecido ósseo. Com o desenvolvimento dessa técnica, foi possível a criação da prótese osseointegrada, que proporciona um mecanismo de fixação estável da prótese diretamente ao membro residual, sem necessidade de um encaixe protético. Segundo Hagberg *et al.* (2005), os pacientes que são submetidos a esse processo relataram melhora na qualidade de vida, melhor movimentação e maior conforto na utilização da prótese. O seu funcionamento ocorre através da conexão entre o tecido ósseo e a superfície do implante selecionado. Essa tecnologia ainda apresenta alguns pontos negativos como, por exemplo, problemas de pele e falhas no encaixe. Esses pontos apresentados reforçam a ideia de que a prótese osseointegrada necessita de aprimoramento e acessibilidade à população brasileira. Dessa forma, fazem-se necessários estudos mais aprofundados para maior conhecimento e disseminação desse modelo de prótese.

A prótese osseointegrada é um dispositivo recente nas áreas acadêmica e da saúde e, por isso, não alcançou a maioria dos pacientes que seriam beneficiados com a sua utilização. No Brasil, as pesquisas sobre esse assunto são poucas e o seu uso no ambiente hospitalar é escasso, o que gera baixos desenvolvimentos sobre esse mecanismo no país.

É possível visualizar o baixo número de pesquisas sobre esse tema no site Scopus (B.V., 2021), que é um banco de dados de resumos e citações de artigos para jornais e revistas acadêmicos. Nesse site, além de ser coletado os principais materiais para a construção desse trabalho, também foram coletados os dados dos números de pesquisas sobre a prótese osseointegrada. Com isso, foi possível avaliar que desde o seu surgimento, apenas 16 trabalhos foram desenvolvidos no Brasil e 745 pesquisas ao redor do mundo. Vale ressaltar que ao utilizar a ferramenta de busca foi necessário retirar o termo "dental", pois o mesmo pertence ao assunto de osseointegração e há uma gama de pesquisas, mas não é o foco deste trabalho.

Assim, o presente trabalho visa contribuir com o avanço de estudos sobre o tema, realizando uma simulação numérica de tensões para dois carregamentos de um sistema de prótese osseointegrada de fixação por rosca (OPRA) utilizando uma ferramenta de elementos finitos, usando um modelo CAD também desenvolvido para este trabalho.

2. PRÓTESES OSSEOINTEGRADAS

Na literatura, há quatro tipos diferentes de sistemas de próteses osseointegradas, que se diferem pela geometria e forma de fixação ao fêmur:

- Prótese osseointegrada para a reabilitação de amputados (*Osseointegrated Prostheses for the Rehabilitation of Amputee* - **OPRA**) - sistema com fixação por rosqueamento objeto deste trabalho e será detalhado a seguir;
- Prótese integral da perna (*The Integral Leg Prosthesis* - **ILP**) - Esse implante foi desenvolvido por Aschoff para amputados transfemural em 1999 e, atualmente, está sendo utilizado em clínicas na Europa. Esse mecanismo é fixado por uma haste, a qual se encaixa no canal intramedular e é revestida em metal esponjoso para criar uma superfície porosa profunda para crescimento ósseo interno. Além disso, a haste do implante tem 140-180 mm de comprimento e é ligeiramente curvada para evitar a rotação na cavidade intramedular e para ajustar a curvatura normal do fêmur (Thesleff *et al.*, 2018);
- Membro protético de osseointegração (*Osseointegration Prosthetic Limb* - **OPL**) - Esse tipo de sistema de prótese é uma versão modificada do ILP e foi desenvolvido no mesmo período e pelo mesmo grupo de pesquisadores (Thesleff *et al.*, 2018). Esse mecanismo utiliza a liga de titânio Ti-6Al-4V como principal material para, assim, corresponder de forma mais eficiente à relação entre os valores do módulo de elasticidade do tecido ósseo do paciente e o implante. Além disso, esse implante é projetado de forma em que o encaixe é feito por pressão, porém substitui o revestimento de metal esponjoso com superfície rugosa por *spray* de plasma (Overmann and Forsberg, 2020);
- Dispositivo de compressão (*The Compress Device*) - Esse dispositivo é um sistema endoprotético que se encaixa por pressão no resíduo ósseo, sendo que sua haste intramedular é fixada ao osso por meio de uma série de pinos transversais (Thesleff *et al.*, 2018).

2.1 Sistema OPRA

Esse tipo de prótese osseointegrada foi criado por Brånemark em 1998, sendo baseado em implantes dentários desenvolvidos em 1960. O OPRA possui três componentes principais: o primeiro é conhecido por implante (*fixture*). Essa parte do implante é rosqueada, cilíndrica e se integra com o osso residual. Já o segundo componente é nomeado como pilar (*abutment*), o qual é o encaixe de pressão percutâneo na extremidade distal do implante, o que permite a fixação na prótese externa. Por fim, a última parte é conhecida como parafuso do pilar (*abutment screw*), que serve para conectar o implante ao pilar (Webster *et al.*, 2017).

Como mencionado anteriormente, esse implante possui rosca no componente do implante e, consequentemente, há perfurações colocadas radialmente ao longo do seu corpo, sendo que o projeto foi configurado dessa forma para aumentar a estabilidade de torção. Entretanto, a desvantagem do OPRA é a reabsorção óssea distal por conta das concentrações

de tensões em torno dos fios, o que é algo prejudicial para o procedimento, pois poderá causar infecção nessa região (Brånemark *et al.*, 2014).

A primeira etapa para implantar esse dispositivo consiste no implante sendo colocado no canal medular do osso residual e, além disso, a extremidade distal é aumentada com enxerto ósseo. Vale ressaltar que essa fase é finalizada em um período aproximado de 6 meses. Já na segunda etapa, o tecido mole sobreposto é desengordurado, desbastado e um estoma é criado para permitir a passagem percutânea do pilar para conectar ao implante. Somado a isso, os pacientes são submetidos a um protocolo de carga rápida, que consiste em adicionar uma carga na prótese de forma gradual, o que reduz o micromovimento e permite a continuidade da remodelação óssea (Overmann and Forsberg, 2020).

Esse é o único sistema de prótese aprovado pela *Food and Drug Administration* - (FDA), que é a agência federal do departamento de saúde e serviços humanos dos Estados Unidos, o que apresenta mais confiabilidade na utilização desse dispositivo. Além disso, nos últimos anos, esse implante incluiu a aplicação de um revestimento nanoporoso de superfície e um sistema à prova de falhas em que o pilar fratura sob excessiva carga antes de causar uma fratura óssea (Thesleff *et al.*, 2018). Na Fig. 1, é possível visualizar esse implante e seus principais componentes.

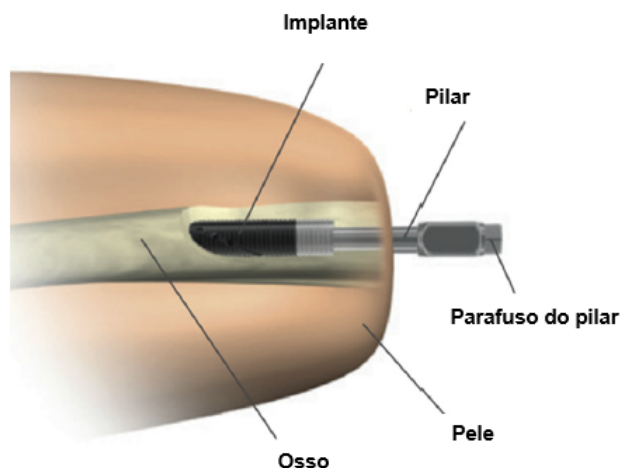


Figura 1: Exemplo do sistema de prótese do tipo OPRA (adaptado de (Gerzina *et al.*, 2020)).

Outro ponto relevante e que irá influenciar diretamente nas próteses é o sistema OPRA aprimorado (e-OPRA), o qual permite a comunicação bidirecional entre os eletrodos neuromusculares e a prótese externa. Esse sistema usa algoritmos avançados e estimulação neural para fornecer *feedback* sensorial para o paciente e permitir controle motor da prótese. Somado a isso, os sensores integrados poderiam fornecer informações em tempo real aos médicos, incluindo estabilidade do implante e sinais precoces de infecções. No entanto, esse sistema ainda está sob investigação clínica na Europa e nos Estados Unidos (Overmann and Forsberg, 2020).

3. METODOLOGIA

3.1 Modelagem CAD

A montagem do sistema de prótese + fêmur amputado foi desenvolvida no programa CAD Autodesk Inventor Professional 2020. Como mencionado, esse tipo de prótese é patenteado, havendo pouca informação disponível relativa à sua geometria, externa e interna. Entretanto, a partir das poucas imagens e algumas informações disponíveis na literatura e do seu funcionamento mecânico, é possível definir a geometria e dimensões das três peças que compõem o sistema: o implante, o parafuso do pilar e o pilar.

Para definição inicial do diâmetro do implante, foi considerado um modelo 3D de um fêmur obtido em uma plataforma de CAD e que foi fruto de um artigo (Mahmoudi, 2018) onde os autores reconstruíram o fêmur de uma pessoa a partir de imagens de tomografia computadorizada utilizando o programa 3D Slicer. Segundo os autores, o fêmur é de uma pessoa do sexo masculino de 44 anos, da perna esquerda, pesando 85 kg e com altura de 1,85 m. O fêmur foi cortado para simular uma amputação em uma altura de 250 mm acima do joelho baseado nos estudos do autor Tomaszewski ((Tomaszewski *et al.*, 2012b; Tomaszewski, 2012; Tomaszewski *et al.*, 2012a).

Para a definição geral das dimensões, foram levados em consideração um documento da própria Integrum (Integrum, 2020), que possui a patente do sistema de prótese, um documento da FDA (Food and Drug Administration, FDA) e artigos que também fizeram a modelagem de sistemas de prótese rosqueados (Mirulla *et al.*, 2020; Brånemark *et al.*, 2014).

A Integrum apresenta a imagem da Fig. (2a) para mostrar a posição ideal do implante no osso e também a espessura geral de osso cortical necessário para fixação eficiente do implante. A primeira imagem representa a posição e relação dimensional satisfatória entre o implante e o osso cortical; na segunda, é visto um posicionamento descentralizado entre o implante e o osso; na terceira, um diâmetro muito pequeno em relação ao osso cortical, o que não levaria a uma osseointegração adequada; e a última com um diâmetro muito grande e que consumiria muita massa óssea. Assim, a partir

das características do fêmur modelado, foi definido um diâmetro de 18 mm para o implante. O passo da rosca externa foi definida de acordo com a norma para rosca métrica ISO 724:2004 (ISO 724:2004) para o diâmetro especificado: 2,5 mm. Além disso, alterações geométricas foram incluídas para melhoria da osseointegração e estabilidade do sistema como furos radiais e rasgos laterais. A Fig. (2b) mostra a vista da seção do osso amputado e o o posicionamento do implante adotado no trabalho.

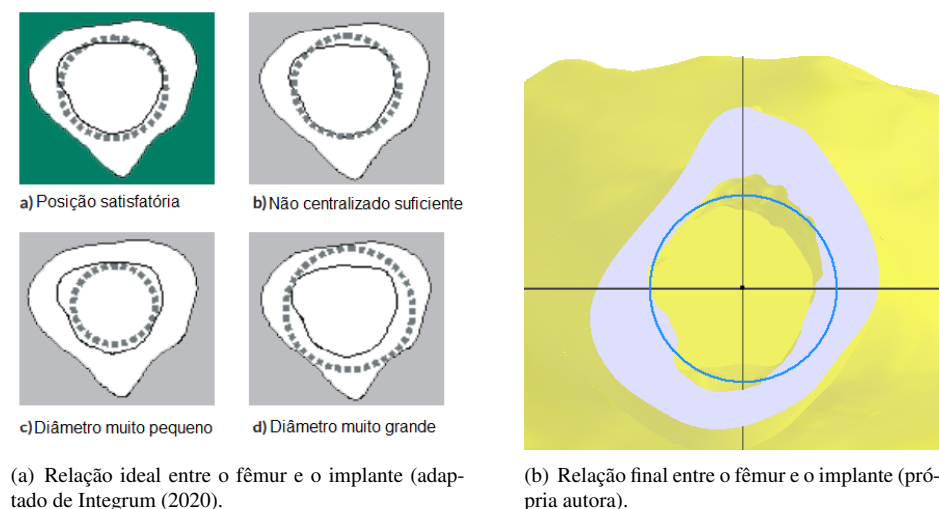


Figura 2: Posicionamento entre implante e o fêmur amputado.

3.2 Análise numérica CAE

O desenvolvimento do modelo pra análise numérica em elementos finitos foi feito no programa Ansys 2019. As três peças do sistema de prótese foram consideradas fabricadas em Ti-6Al-4V e ao fêmur amputado foram designadas as propriedades mecânicas do osso cortical (do Paraná , UFPR).

Tabela 1: Propriedades do osso cortical.

Propriedades do material osso cortical (ortotrópico)	
Módulo de Elasticidade (E_x)	$1,15 \times 10^{10}$ Pa
Módulo de Elasticidade (E_y)	$1,15 \times 10^{10}$ Pa
Módulo de Elasticidade (E_z)	$1,70 \times 10^{10}$ Pa
Coeficiente de Poisson (ν_{xy})	0,51
Coeficiente de Poisson (ν_{yz})	0,31
Coeficiente de Poisson (ν_{xz})	0,31
Mód. Elasticidade Transversal (G_{xy})	$3,6 \times 10^9$ Pa
Mód. Elasticidade Transversal (G_{yz})	$3,3 \times 10^9$ Pa
Mód. Elasticidade Transversal (G_{xz})	$3,3 \times 10^9$ Pa

Para análise da possibilidade de falha, para a liga de titânio foi considerada a tensão de escoamento. Já para o osso cortical, pela natureza do material, para consideração da falha, foi considerado o método de cálculo explicitado por Keyak e Falkinstein e Yuri Falkinstein (2003) e Mirulla *et al.* Mirulla *et al.* (2020) que utiliza a densidade ρ_{ash} dos elementos do modelo do osso escaneado para cálculo da resistência do osso S_{osso} de acordo com a Eq. 1, onde a densidade foi assumida como sendo $1,22 \text{ g/cm}^3$. A resistência computada foi de 160,5 MPa.

$$S_{osso} = 114 \times \rho_{ash}^{1,72} \quad (1)$$

O apoio do conjunto foi definido como fixo na cabeça proximal do fêmur e para aplicação dos carregamentos foi definida a face da cabeça do parafuso do pilar. Essas definições foram feitas, considerando que o carregamento do fêmur ocorre como reação da superfície sobre a qual o paciente está se movimentando.

É importante pontuar que as rosas das superfícies rosqueadas foram removidas, deixando-as com as dimensões de diâmetro maior (rosas externas) e diâmetro menor (rosas internas). Por exemplo, a dimensão do furo no fêmur para encaixe do implante foi deixada com a dimensão do diâmetro menor da rosca e o implante foi mantido com o diâmetro maior. Esse procedimento foi feito, pois geometrias rosqueadas costumam consumir grande recurso computacional e, neste trabalho, as rosas não estão em foco de análise, pois está sendo considerado o sistema como totalmente osseointegrado, ou seja, as relações de contato não foram consideradas.

Na modelagem de elementos finitos, é importante a utilização de uma malha mais refinada, para assim, obter uma solução mais precisa. Entretanto, o poder computacional aumenta consideravelmente. Nesse estudo, a fim de equilibrar

esses dois pontos fundamentais, foram realizadas diversas criações de malhas e seus resultados analisados com o intuito de obter o resultado mais satisfatório com os equipamentos dispostos. Desse modo, foi possível alcançar os resultados apresentados na Tabela 2. A malha foi gerada com elementos tetraédricos de 1 mm, tamanho onde os resultados passaram a não apresentar variações significativas.

Tabela 2: Tabela com as informações da malha.

Informações da malha	
Formato dos elementos	tetraédrico
Tamanho dos elementos	1 mm
Quantidade de nós	45.039
Quantidade de elementos	25.301

Foram desenvolvidos dois casos de carregamentos para analisar as tensões geradas:

1. **Caso ‘força peso’** - no primeiro caso, foi considerada a força peso da pessoa parada com apenas a perna amputada apoiada no chão. Essa característica foi estudada por conta do processo da caminhada, já que o cidadão, durante alguns segundos, permanece apenas com uma das pernas apoiada no chão, embora nesse caso haja mais forças envolvidas no procedimento. A Fig. 3 ilustra os procedimentos de fixação e carregamento.

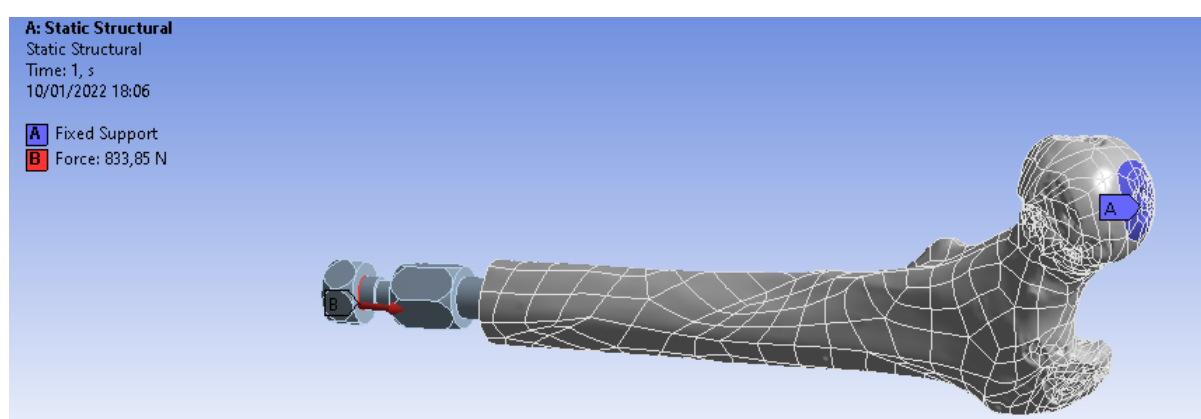


Figura 3: Modelagem CAE com as forças para o 1º caso (própria autora).

2. **Caso ‘queda frontal’** - o segundo caso verificado foi nomeado como ‘queda frontal’ e foi baseado no artigo de Mirulla *et.al* Mirulla *et al.* (2020), no qual o paciente cai para frente durante a caminhada e impacta ambos os joelhos no solo. Neste trabalho, as forças e os momentos foram obtidos de forma experimental. A pessoa utilizada nesse estudo era do sexo masculino, com o peso de 90 kg e 1,80 m de altura. Apesar dos valores não serem os mesmos do paciente cujo fêmur está sendo usado no projeto (85 kg e 1,85 m), as características são próximas e, por isso, foi decidido utilizar os mesmos valores obtidos no artigo. Somado a isso, as forças e momentos inseridos no Ansys foram os picos que ocorreram ao longo do experimento, conforme é possível visualizar na Fig. 4, sendo que esses picos estavam presentes no início do caso. Na Tabela 3 é possível visualizar os valores coletados.

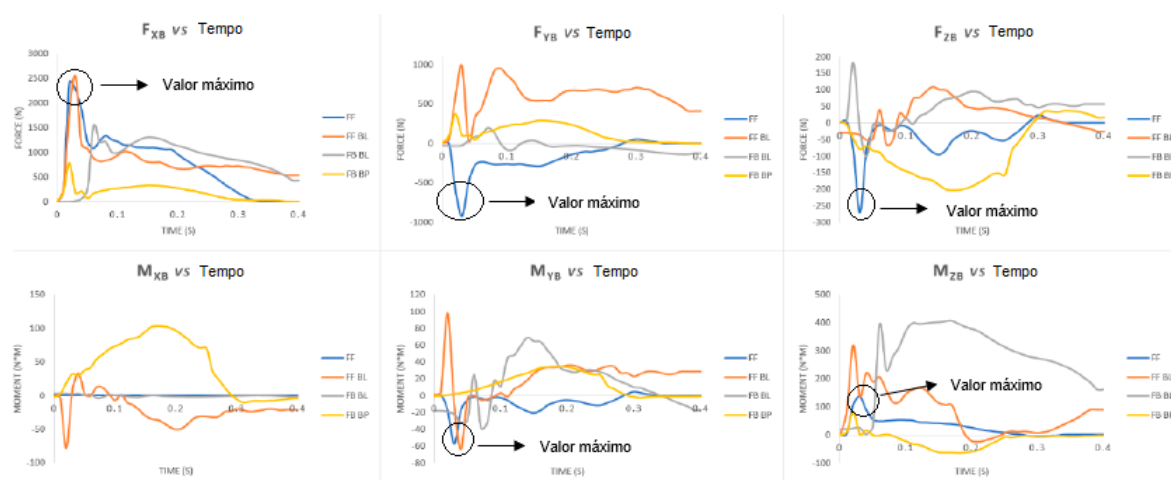
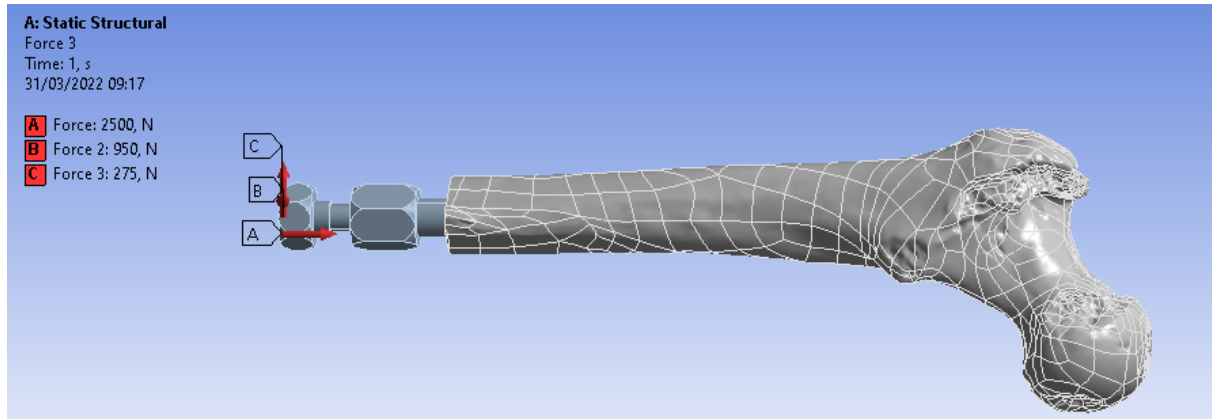


Figura 4: As forças e momentos X tempo para cada caso de queda (adaptado de Mirulla *et al.* (2020)).

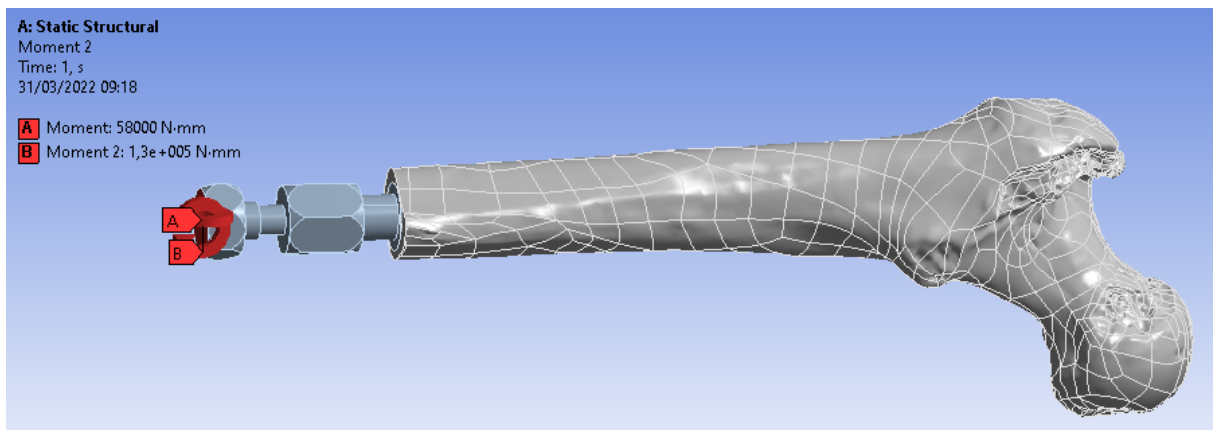
Na Fig. 5, é possível verificar os procedimentos de fixação e carregamento do sistema no Ansys.

Tabela 3: Tabela das forças e momentos aplicados no 2º caso.

Dados para caso "queda frontal"	
F_x	2500 N
F_y	-950 N
F_z	-275 N
M_y	-58 N.m
M_z	130 N.m



(a) Forças.



(b) Momentos.

Figura 5: Modelagem CAE com as forças para o 2º caso (própria autora).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

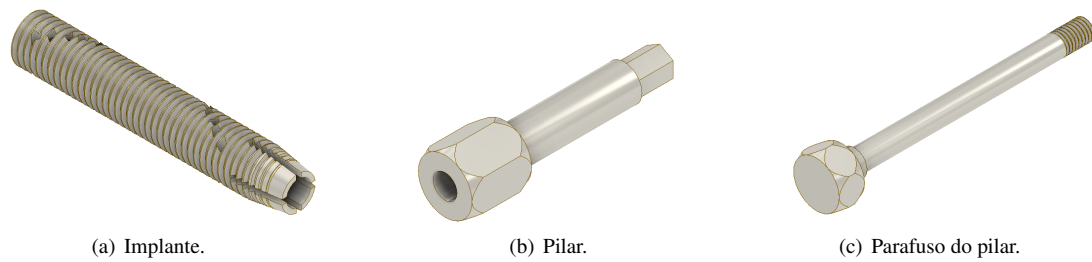
Nesta seção são apresentados os resultados da modelagem CAD do sistema de prótese e do fêmur amputado bem como da análise numérica por elementos finitos desenvolvida para os carregamentos explicitados anteriormente.

4.1 Modelagem CAD

O resultado da modelagem de cada peça do sistema de prótese OPRA é mostrado na Fig. (6). Conforme pode ser visualizado na Fig. (6a), o implante possui algumas modificações de superfície para melhorar a osseointegração, sendo que isso é feito através de rasgos laterais e pequenos furos. Somado a isso, a superfície desse componente não necessita possuir uma superfície com baixa rugosidade, pois ela também auxilia no processo da osseointegração, o que é algo que pode ser levado em consideração no processo de fabricação.

Além disso, é possível observar na Fig. (6b) que a geometria do pilar é utilizada como uma conexão entre as peças parafuso do pilar e o implante, o que é algo fundamental para o funcionamento do sistema. Desse modo, é possível afirmar que o componente está atendendo à sua funcionalidade inicial. Por fim, na Fig. (6c) é possível visualizar a peça que se conecta ao implante e a prótese: o parafuso do pilar. Conforme visualizado, a geometria dessa peça está de acordo com os dois componentes anteriores, o que valida a sua funcionalidade para o sistema final.

Na Fig. (7a), é possível visualizar o resultado final da montagem do sistema OPRA, sendo baseado nas três peças apresentadas anteriormente. O último resultado dessa seção é a montagem do sistema de prótese no fêmur amputado, conforme pode ser visualizado na Fig. (7b).

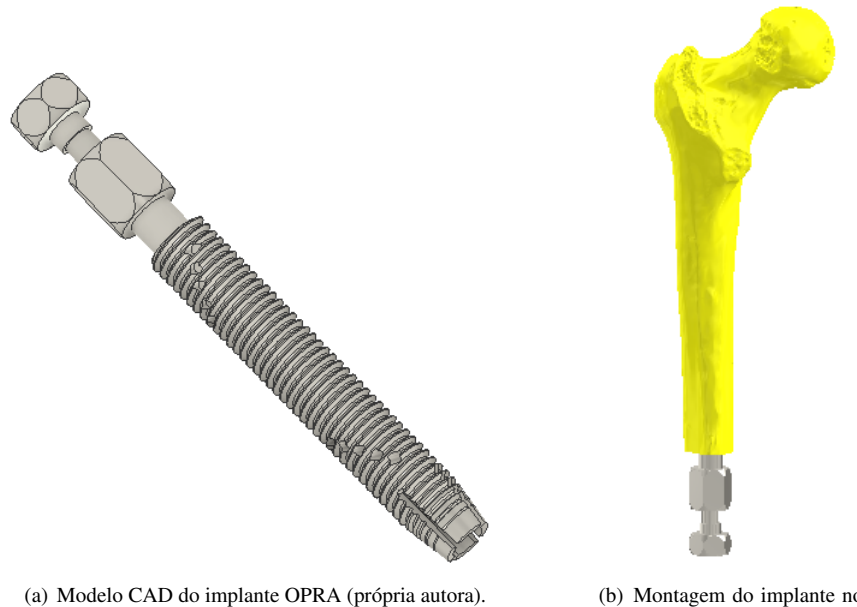


(a) Implante.

(b) Pilar.

(c) Parafuso do pilar.

Figura 6: Peças do modelo do implante (própria autora).



(a) Modelo CAD do implante OPRA (própria autora).

(b) Montagem do implante no fêmur (própria autora).

Figura 7: Posicionamento entre implante e fêmur amputado.

4.2 Análise numérica - CAE

Para análise dos resultados do caso ‘força peso’, são consideradas duas informações de saída fundamentais: a deformação total do modelo (Fig. 8) e a tensão equivalente de von Mises (Fig. 9). Ao observar a Fig. 8, é possível notar que o valor da deformação total máxima é 3,076 mm. Além disso, é notado também que a zona mais crítica ocorre no final do implante e a região mais estável é localizada no ponto de apoio do fêmur. Esses resultados são compatíveis com a modelagem inicial apresentada na subseção 3.2, pois a força peso é localizada no final do implante, o que justifica o resultado apresentado na imagem. Neste primeiro caso, o carregamento se aproxima de uma flambagem excêntrica, pois o eixo do carregamento axial está deslocado em relação à fixação.

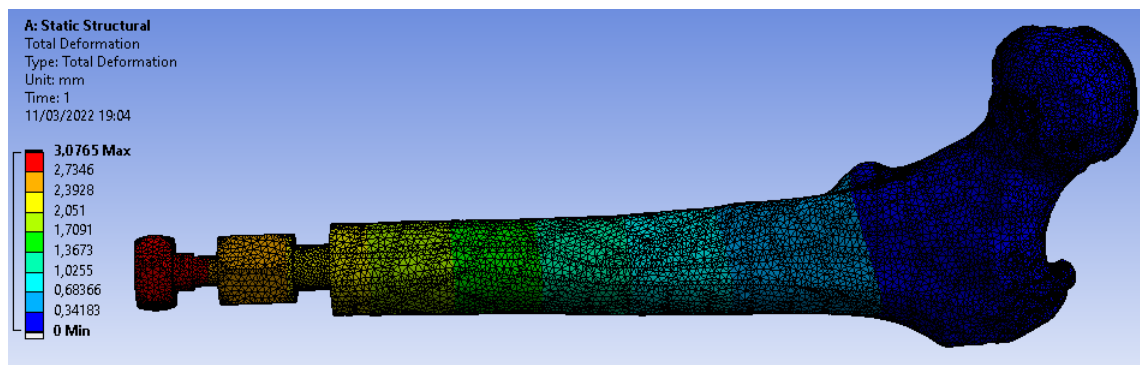


Figura 8: Resultado da deformação total (própria autora).

Ao analisar a Fig. 9, é possível verificar que a tensão máxima de von Mises é de 416,1 MPa, que é um valor menor do que a tensão de escoamento do Ti-6Al-4V (721 MPa) e maior do que resistência do osso cortical (160,5 MPa). No entanto, no osso a tensão máxima não ultrapassa o valor de 48,62 MPa, o que não causaria falha nessa área do corpo. Além disso, na Fig. 10 é notado que a tensão máxima está localizada próximo ao rasgo do implante e que sua área de

atuação é pequena, nesse caso, é provável que o implante não falhe. Somado a isso, é observado que o modelo, para essa simulação, não possui pontos críticos elevados, o que é algo positivo para esse projeto. Esses dois resultados finais apresentados reforçam a funcionalidade do implante projetado para esse primeiro caso.

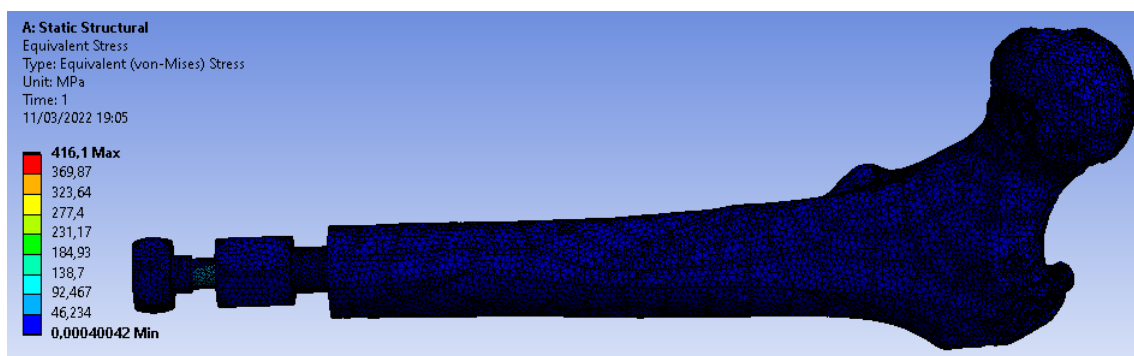


Figura 9: Resultado utilizando o método de von Mises (própria autora).

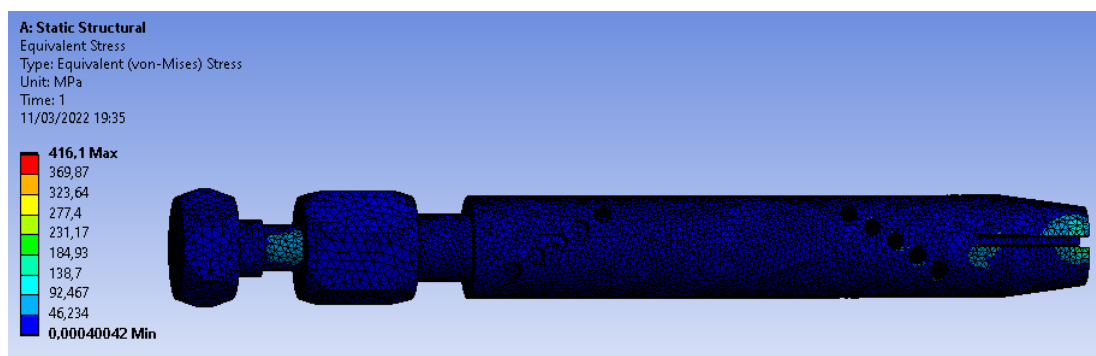


Figura 10: Resultado do implante utilizando o método de von Mises (própria autora).

Para os resultados do caso ‘queda frontal’, as mesmas saídas do caso anterior são analisadas: a deformação total do modelo (Fig. 11) e a tensão equivalente de von Mises (Fig. 12). Ao observar a Fig. 11, é possível notar que o valor da deformação total máxima é 60,422 mm. Além disso, é notado que esse resultado é maior do que o obtido no primeiro caso, o que é coerente já que há a atuação de carregamentos maiores e mais complexos. Somado a isso, é notado também que a zona mais crítica ocorre na ponta do implante e a região mais estável é localizada no ponto de apoio do fêmur. Esses resultados são compatíveis com a modelagem, pois as forças e momentos são localizadas no final do implante, o que justifica o resultado apresentado na imagem.

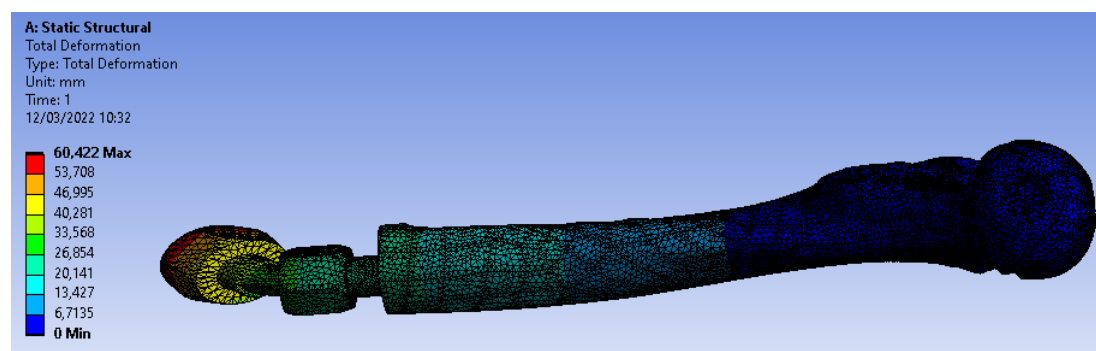


Figura 11: Resultado da deformação total (própria autora).

Ao analisar a Fig. 12, é possível verificar que a tensão máxima de von Mises é 2.169,4 MPa, o qual é um valor superior à tensão de escoamento do Ti-6Al-4V (721 MPa) e do osso cortical (160,5 MPa). Além disso, é observado que a tensão máxima está localizada próxima a cabeça do conjunto OPRA, o que é coerente já que as forças estão próximas a esse local. Com essa análise, é possível notar que o implante irá falhar no corpo do parafuso do pilar próximo à cabeça. Entretanto, como mencionado anteriormente, esses esforços foram obtidos do artigo Mirulla *et al.* (2020), que utilizou um paciente com o peso e altura superiores ao estudado nesse trabalho e, por isso, essas forças tendem a ter um resultado mais crítico para esse modelo, já que o presente trabalho foi projetado para um cidadão com características diferentes.

Somado a isso, este resultado se aproxima a de outros artigos como em Mirulla *et al.* (2020), pois o resultado também foi de falha no implante. Ao analisar a imagem, é notado que os pontos críticos não estão localizados no osso, ou seja, o

implante irá falhar antes de fraturar o osso, o que é um dos pontos positivos de utilizar esse sistema. Os valores de tensão no osso, de forma geral, se encontram abaixo da resistência calculada do osso de 160,5 MPa.

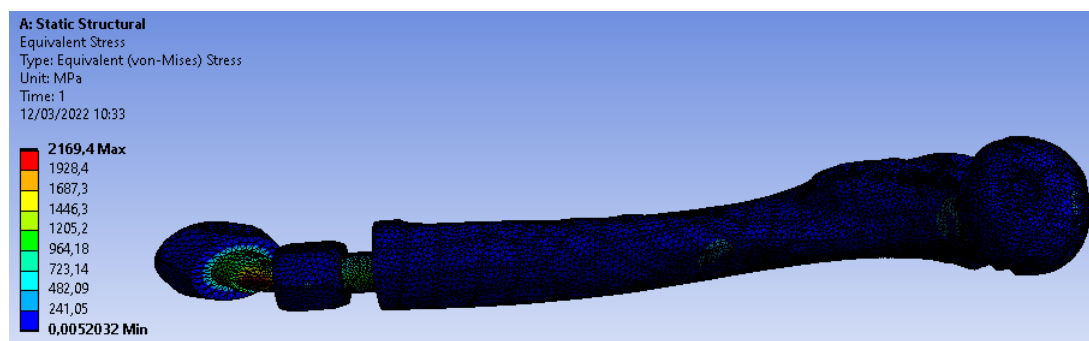


Figura 12: Resultado utilizando o método de von Mises (própria autora).

5. CONCLUSÕES

O presente artigo tratou da análise numérica por elementos finitos de um sistema de prótese transfemural osseointegrada. Os componentes do sistema de prótese do tipo OPRA (encaixe por rosqueamento) foram modelados em CAD e montados no modelo 3D de um fêmur. O conjunto então foi importado para uma ferramenta de CAE, onde dois casos de carregamentos foram simulados. Os resultados foram analisados através da tensão equivalente de von Mises e da deformação total. As seguintes principais conclusões e considerações podem ser estabelecidas:

- A escolha do tipo do sistema da prótese também foi fundamental para a verificação do implante para o caso ‘força peso’. Nesse projeto, foi selecionado o dispositivo OPRA para as análises desenvolvidas ao longo desse trabalho, pois a configuração da sua geometria aumenta a estabilidade de torção na área de contato; possui um procedimento que reduz o micromovimento e permite a continuidade da remodelação óssea; revestimento nanoporoso de superfície e um sistema à prova de falhas;
- A simulação realizada no Ansys para o caso ‘força peso’ foi satisfatória, pois o alongamento total foi de 3,076 mm, o que é considerado um valor pequeno para as condições de projeto. A segunda análise realizada foi para a tensão máxima utilizando o método de von Mises. Nesse caso, foi encontrado que o resultado da tensão é de 416,1 MPa, o que é um valor menor do que a tensão de escoamento do Ti-6Al-4V e maior do que a tensão de escoamento do osso cortical. No entanto, no osso a tensão máxima não ultrapassa o valor de 48,62 MPa, o que não causaria falha nessa área do corpo;
- A análise considerando os carregamentos em uma situação de queda levou à conclusão de que o sistema de prótese falharia próximo à cabeça do parafuso do pilar, pois a tensão máxima encontrada foi maior do que a tensão de escoamento do material especificado. Esse resultado, porém, está de acordo com a literatura, indicando que a prótese falharia antes do osso.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à docente Lívia Nogueira Mendonça pelas contribuições ao estudo.

7. REFERÊNCIAS

- Baraúna, M.A., Duarte, F., Sanchez, H., Canto, R., Malusá, S., Campelo-Silva, C. and Ventura-Silva, R., 2006. “Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada”. *Brazilian journal of physical therapy*, Vol. 10, pp. 83–90.
- Brånemark, R., Berlin, Ö., Hagberg, K., Bergh, P., Gunterberg, B. and Rydevik, B., 2014. “A novel osseointegrated percutaneous prosthetic system for the treatment of patients with transfemoral amputation: A prospective study of 51 patients”. *The bone & joint journal*, Vol. 96, No. 1, pp. 106–113.
- B.V., E., 2021. “Scopus Preview”. <https://www.scopus.com/home.uri>. [Acesso em 16/10/2021].
- do Paraná (UFPR), U.F., 2010. “Método dos elementos finitos aplicado a engenharia das estruturas.” http://www.estruturas.ufpr.br/wp-content/uploads/MEF/Aulas/Aula27/Aula_INTRODUCAOAANSYSWORKBENCH.pdf. [Acesso em 12/12/2021].
- e Yuri Falkinstein, J.H.K., 2003. “Comparison of in situ and in vitro ct scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load”. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 25, No. 9, pp. 781–787. ISSN 1350-4533. doi:[https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(03\)00081-X](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(03)00081-X).
- FERREIRA, T.L.B., 2017. *Desenvolvimento de sistema de prótese osseointegrada para pacientes amputados transfemorais*. Master’s thesis, Universidade Federal de Pernambuco.

- Food and (FDA), D.A., 2020. "Opra implant system - instructions for use". https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf8/H080004d.pdf. [Acesso em 25/10/2021].
- Gerzina, C., Potter, E., Haleem, A.M. and Dabash, S., 2020. "The future of the amputees with osseointegration: A systematic review of literature". *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, Vol. 11, pp. S142–S148.
- Hagberg, K., Häggström, E., Uden, M. and Brånemark, R., 2005. "Socket versus bone-anchored trans-femoral prostheses: hip range of motion and sitting comfort". *Prosthetics and orthotics international*, Vol. 29, No. 2, pp. 153–163.
- Integrum, 2020. "Package insert". https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf19/P190009C.pdf. [Acesso em 25/10/2021].
- ISO 724:2004, 2004. "Rosca métrica iso de uso geral - dimensões básicas". Standard, International Organization for Standardization, Rio de Janeiro, BR.
- Li, Y. and Felländer-Tsai, L., 2021. "The bone anchored prostheses for amputees—historical development, current status, and future aspects". *Biomaterials*, p. 120836.
- Mahmoudi, M., 2018. "Femur bone". URL <https://grabcad.com/library/femur-bone-3>.
- Mirulla, A.I., Di Paolo, S., Di Simone, F., Ingrassia, T., Nigrelli, V., Zaffagnini, S. and Bragonzoni, L., 2020. "Bio-mechanical analysis of two types of osseointegrated transfemoral prosthesis". *Applied Sciences*, Vol. 10, No. 22, p. 8263.
- Overmann, A. and Forsberg, J., 2020. "The state of the art of osseointegration for limb prosthesis". *Biomedical engineering letters*, Vol. 10, No. 1, pp. 5–16.
- Resende, L.C.N., 1993. *Interação biológica: implante-tecido ósseo*, Vol. 1. Almed, Brasil.
- Thesleff, A., Brånemark, R., Håkansson, B. and Ortiz-Catalan, M., 2018. "Biomechanical characterisation of bone-anchored implant systems for amputation limb prostheses: a systematic review". *Annals of biomedical engineering*, Vol. 46, No. 3, pp. 377–391.
- Tomaszewski, P.K., 2012. *Osseointegrated system for fixation of upper leg prostheses*. dissertation, University of Groningen.
- Tomaszewski, P., Van Diest, M., Bulstra, S., Verdonchot, N. and Verkerke, G.J., 2012a. "Numerical analysis of an osseointegrated prosthesis fixation with reduced bone failure risk and periprosthetic bone loss". *Journal of biomechanics*, Vol. 45, No. 11, pp. 1875–1880.
- Tomaszewski, P., Verdonchot, N., Bulstra, S., Rietman, J.S. and Verkerke, G.J., 2012b. "Simulated bone remodeling around two types of osseointegrated implants for direct fixation of upper-leg prostheses". *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 15, pp. 167–175.
- Webster, J.B., Bachus, K.N., Beck, J.P., Jeyapalina, S., Drew, A.J. and Bloebaum, R.D., 2017. *Osseointegration Research*, Springer New York, New York, NY, pp. 167–193. ISBN 978-1-4939-7247-0.

8. RESPONSABILIDADE AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

NUMERICAL ANALYSIS OF LOADING ON AN IMPLANT OF AN OSSEOINTEGRATED TRANSFEMURAL PROSTHESIS

Dayseane Donato de Lemos Souza, dayseane.souza@aluno.cefet-rj.br¹
Fábio de Oliveira Campos, fabio.campos@cefet-rj.br¹

¹Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca – Cefet/RJ

Resumo: Between 2010 and 2020, 292.198 amputations of superior and inferior members were done in Brazil, taking into consideration only the ones carried out through the Unified Health System (SUS - Sistema Único de Saúde), being the majority of inferior members and as consequence of diabetes complications. The most common type of transfemoral prosthesis is the conventional one which connects to the residual limb through a socket. However, several studies reported volume alterations of the residual limb, which lead to discomfort, pain and skin injuries on patients, besides them presenting difficulties in its adaptation. With the objective of avoiding movement complications and health problems, a new type of prosthesis has been being studied and improves, known as osseointegrated prosthesis. With this type of prosthesis, the prosthetic leg is connected to the residual limb through a fixture which is previously implanted and osseointegrated to the patient femur. This technology still presents a limited commercial use, but has been gaining space because of its advantages regarding the conventional socket prosthesis. So, deeper studies and research of this type of prosthesis is necessary for a broader knowledge and spread of this model in Brazil. Therefore, the objective of this work is to carry out a CAD modeling of a threaded osseointegrated transfemoral prosthesis and to conduct a numerical analysis of two loading situations using the finite element method. Results pointed out that for one of the cases, the system showed good results and for the other one, the prosthesis system would fail, but before bone failure.

Palavras-chave: transfemoral prosthesis, osseointegration, titanium, finite element, implants