



DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DO CAD/CAM PARA A FABRICAÇÃO POR USINAGEM DO IMPLANTE DE UMA PRÓTESE TRANSFEMURAL OSSEOINTEGRADA

Dayseane Donato de Lemos Souza, CEFET-RJ, dayseane.souza@aluno.cefet-rj.br, ORCID 0000-0002-7999-7303
Fábio de Oliveira Campos, CEFET-RJ, fabio.campos@cefet-rj.br, ORCID 0000-0003-4194-6209

Resumo. Entre os anos de 2010 e 2020, 292.198 amputações de membros superiores e inferiores foram realizadas no Brasil, considerando apenas as feitas 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 projeto foi realizar a modelagem CAD de uma prótese osseointegrada de encaixe rosqueado e desenvolver o delineamento da fabricação do implante dessa prótese utilizando a ferramenta do CAM.

Palavras chave: prótese transfemural, osseointegração, CAD/CAM, usinagem, fabricação

1. INTRODUÇÃO

Entre os anos de 2010 e 2020, 292.198 amputações de membros superiores e inferiores foram realizadas no Brasil, considerando apenas as feitas através do Sistema Único de Saúde (SUS), sendo a maior parte de membros inferiores e em decorrência de complicações da diabetes (Jorge, 2020). O uso de próteses é essencial para pessoas amputadas, pois possibilita a recuperação de grande parte dos movimentos cotidianos perdidos com a retirada do membro (Guerin e Joner, 2018). Em relação às próteses transfemorais, o tipo de prótese mais comum é a prótese convencional que é conectada membro residual a partir de um soquete. Dessa forma, a pessoa amputada pode controlar sua prótese pelo movimento e posição do coto de amputação (Le e Fellander-Tsai, 2021). Entretanto, alguns estudos relataram alterações no volume do coto, o que gerou desconforto, dores e lesões de pele nos pacientes, além de apresentarem dificuldades na sua utilização.

Com isso, um outro tipo de prótese tem sido estudada e aprimorada nos últimos anos, sendo conhecida como prótese osseointegrada (Khan *et al.*, 2012; Branemark *et al.*, 2014; Li e Branemark, 2017). Neste tipo de prótese, um sistema de fixação fabricado em material biocompatível é implantado no osso do membro residual através de uma cirurgia, havendo a osseointegração entre o tecido ósseo e as superfícies do sistema. Uma parte desse sistema fica para fora do membro, local onde a perna protética pode ser conectada e desconectada conforme a vontade do paciente. Pela natureza da fixação, os problemas encontrados na prótese convencional são contornados. Entretanto, a prótese osseointegrada pode apresentar outros problemas como lesões ao redor da conexão e possibilidade de quebra do sistema implantado.

Atualmente, há diversos tipos de próteses osseointegradas sendo estudadas, sendo algumas já com aplicação comercial (Gerzina *et al.*, 2020). Esse tipo de prótese possui grande potencial para substituir a prótese convencional em pacientes que não se adaptam a ela, porém os estudos sobre ela ainda são poucos no Brasil e, apenas em 2020 esse tipo de prótese (sistem ORPA) foi aprovado para uso nos Estados Unidos pela *Food and Drug Administration* (FDA). Assim, ainda há muitos avanços a serem feitos relacionados a essa prótese.

A utilização de ferramentas CAD/CAM na fabricação de dispositivos biomédicos tem aumentado a cada ano devido à possibilidade de desenvolver produtos cada vez mais individualizados além de diminuir possíveis erros de projeto e fabricação. A utilização escaneamentos por tomografia computadorizada de partes do corpo do paciente, como os ossos, permite ao projetista desenvolver implantes com dimensões ou geometrias específicas para aquele paciente. A ferramenta CAD/CAM tem sido utilizada tanto para processos de manufatura subtrativa (usinagem) como para manufatura aditiva.

Dessa forma, com o objetivo de contribuir no maior entendimento desse novo tipo de prótese osseointegrada e no desenvolvimento de conhecimento acerca deste tópico, o presente trabalho tem como objetivo realizar a modelagem CAD de uma prótese osseointegrada de encaixe rosqueado e desenvolver o delineamento da fabricação do implante dessa



enebi 2022

prótese utilizando a ferramenta do CAM.

2. METODOLOGIA

O trabalho teve início com uma revisão bibliográfica para reunir informações sobre o sistema de prótese osseointegrada OPRA, que é fixado no membro amputado através do rosqueamento de uma das suas peças no osso. Como mencionado, esse tipo de prótese é patenteado, havendo pouca informação disponível relativa à suas geometria, externa e interna. Entretanto, a partir das poucas imagens disponíveis e do seu funcionamento mecânico, foi possível definir a geometria das três peças que compõem o sistema.

Esse tipo de prótese osseointegrada foi criado por Brånemark em 1998, sendo baseado no funcionamento de implantes dentários desenvolvidos em 1960. O sistema OPRA possui três componentes principais: o primeiro é conhecido por implante (*fixture*). Essa parte do sistema 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).

Com a geometria definida, o sistema foi modelado e montado utilizando o programa CAD Inventor Professional da Autodesk 2020. Para definição das dimensões, foi considerado um modelo 3D de um fêmur obtido em uma plataforma de CAD e que foi fruto de um artigo 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 (Tomaszewski *et al.*, 2012; Tomaszewski *et al.*, 2010).

Para a montagem do sistema OPRA no fêmur amputado, foi necessário realizar o procedimento de furação do fêmur, sendo que a dimensão do furo foi baseada nas dimensões definidas para o implante da prótese. A dimensão do implante foi definida de acordo com documentos da Integrum (Integrum, 2020) e da FDA (Food and Drug Administration, 2020), que possuem informações específicas de algumas dimensões do implante e também foram levadas em consideração as dimensões do modelo do fêmur.

A Integrum apresenta a imagem da Fig. (1a) para mostrar a posição ideal do implante no osso e também a espessura geral de osso cortical necessário para fixação eficiente do implante. 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 ISO para esse diâmetro: 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. (1b) mostra como foi o posicionamento adotado no trabalho.

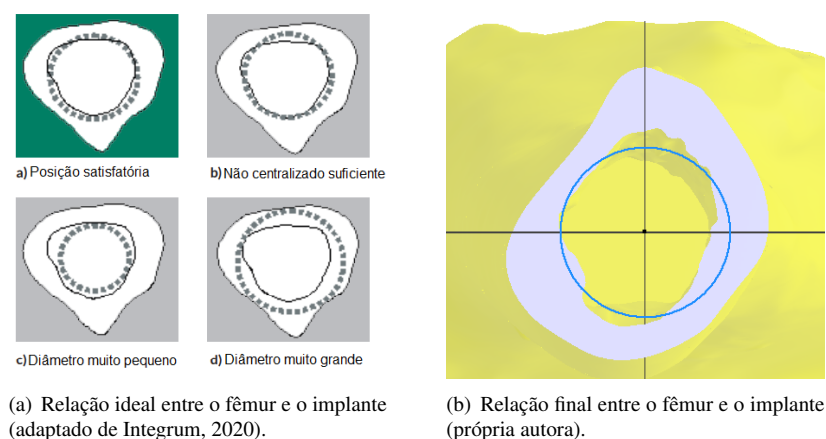


Figure 1. Posicionamento entre implante e o fêmur amputado.

Após a modelagem CAD, foi feito o delineamento da fabricação do implante do sistema por usinagem. Devido à geometria do modelo projetado, foi definido como principal processo de fabricação a usinagem por torneamento. Entretanto, há detalhes (como os furos radiais e os rasgos) que não são possíveis de serem fabricados por esse método. Assim, para que não fosse necessária uma troca de máquina-ferramenta durante a produção, foi definido como equipamento um centro de usinagem horizontal de quatro eixos XYZA. Desse modo, além da movimentação de translação nos eixos convencionais XYZ, é adicionada a movimentação A de rotação em torno do eixo X, o que possibilita a realização de processos de torneamento, furação e fresamento na mesma máquina.

As operações do delineamento foram sendo definidas de acordo com a geometria/superfície a ser fabricada como, por



enebi 2022

exemplo, furos, superfícies cilíndricas e faces. Após o delineamento de toda a produção do implante por usinagem, foi desenvolvido o CAM da fabricação no programa Fusion 360 da Autodesk, onde é possível analisar o tempo de fabricação. Cabe ressaltar que não foram consideradas as operações de acabamento do implante como alterações de superfície para melhoria da osseointegração, limpeza etc.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesta seção são apresentados os resultados da modelagem 3D do sistema de prótese osseointegrada OPRA e do delineamento da fabricação por usinagem do implante do sistema bem como do desenvolvimento do CD/CAM.

3.1 Modelagem CAD

O resultado da modelagem de cada peça do sistema de prótese OPRA é mostrado na Fig. (2). Conforme pode ser visualizado na Fig. (2a), 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. (2b) 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. (2c) 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.

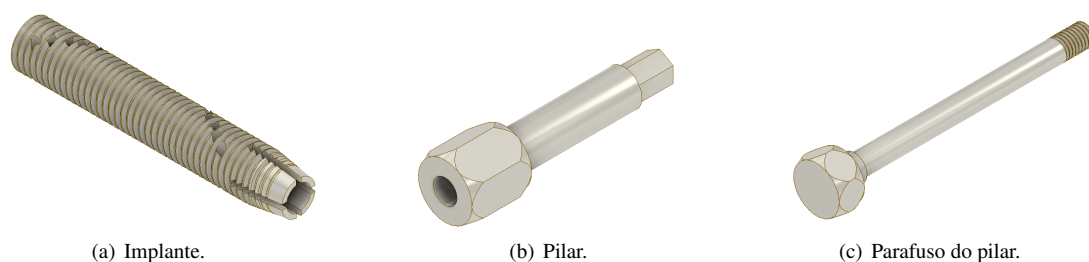
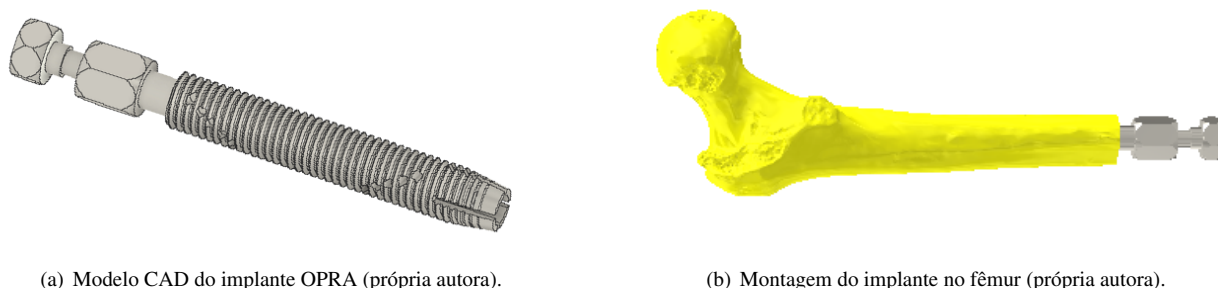


Figure 2. Peças do modelo do implante (própria autora).

Na Fig. (3a), 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. (3b).



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

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

Figure 3. Posicionamento entre implante e fêmur amputado.

3.2 Delineamento da fabricação - CAD/CAM

O delineamento da manufatura subtrativa é baseado na ordem dos processos para diminuir o tempo de fabricação do implante. Assim, os procedimentos que são realizados com a peça na mesma posição de fixação na máquina-ferramenta são colocados em sequência. Na Figura 4, é possível visualizar o fluxograma para a fabricação do implante através de operações de usinagem. No decorrer do delineamento, além de decidir as operações que seriam realizadas para fabricação



enebi 2022

do implante, as ferramentas e parâmetros de corte para cada uma também foram definidos. As ferramentas (insertos ou interiças) bem como os suportes de ferramenta foram especificados a partir de catálogos da Sandvik, seguindo as indicações para usinagem de titânio. É importante ressaltar que o desenvolvimento do CAM excluiu a última operação relacionada à alterações de superfície.

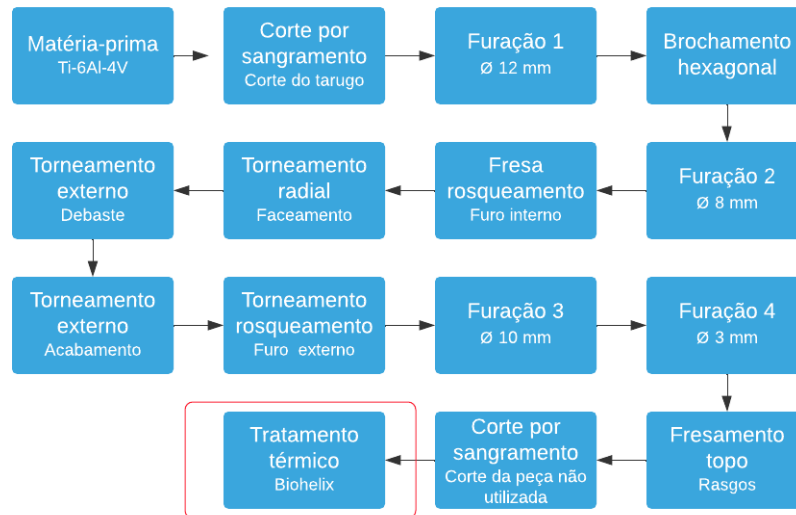


Figure 4. Fluxograma da usinagem convencional (própria autora).

Foi definido como material bruto para fabricação do implante um tarugo de 25,4 mm de diâmetro e 170 mm de comprimento (o implante possui 110 mm) de Ti-6Al-4V. Assim, a matéria-prima seria uma barra de 25,4 mm de diâmetro da onde seria cortado um tarugo com o comprimento especificado. Assim, as operações foram sendo definidas na seguinte sequência:

- Primeiro tempo de preparo - **Corte por sangramento** - O corte por sangramento é o procedimento de corte da matéria-prima para obter o tarugo inicial (25,4 x 170 mm), sendo que isso foi feito utilizando o processo de torneamento radial. Nesta operação, a ferramenta de corte, chamada de bedame, inicia a operação formando um canal radial até o centro da peça, finalizando o destacamento do tarugo do resto da barra. Com o tarugo inicial, as operações para de fato chegar na geometria do implante poderiam iniciar. É importante apontar que o implante possui detalhes, no caso furos e rasgos, em ambas extremidades, ou seja, seria necessário fixar a peça de um lado para usinar o outro e depois fixar do lado oposto para usinar o outro. Porém, a segunda fixação deve acontecer antes de ocorrer o rosqueamento externo. Caso contrário, não haveria como fixar a peça na castanha. Então, decidiu-se por primeiro usinar a extremidade que contém furos e roscas internas, trocar a fixação e, finalmente, usinar a extremidade com rasgos, furos e fazer o rosqueamento externo e os furos radiais;

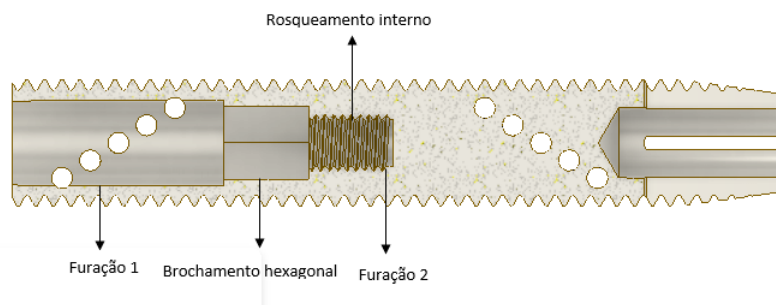


Figure 5. Explicação dos processos de fabricação (própria autora).

- Segundo tempo de preparo - **Furação 1 (Ø12 mm)** - Como pode ser visto na Fig. (5), para diminuir a quantidade de tempos de preparo do conjunto peça-máquina, foi decidido usinar os detalhes todos de um lado da peça para depois, em novo tempo de preparo, usinar os detalhes do lado oposto e externos. Considera-se como tempo de



enebi 2022

preparo o tempo gasto para preparar a peça e a máquina para a usinagem (fixação, alinhamento etc.); **Brochamento hexagonal** - A quarta operação é a fabricação de um furo hexagonal na peça. Existem algumas possibilidades de processos que geram essa geometria como, por exemplo, a eletroerosão por penetração. Porém, novamente para diminuir os tempos de preparo, foi especificado o processo de brochamento hexagonal (*hex broaching*), que poderia ser feito no centro de usinagem especificado. Este procedimento utiliza uma ferramenta de formato hexagonal externo que é introduzida em um furo pré-fabricado, deixando o formato hexagonal internamente; **Furação 2 ($\varnothing 8$ mm)** - Já a quinta etapa recebeu o mesmo procedimento que a terceira fase, sendo que a diferença entre esses passos foram o diâmetro de furação e o comprimento final. Vale mencionar que ambos os furos não são passantes, como mostrado na Figura 5; **Rosqueamento** - Após isso, foi necessário aplicar o sexto passo do fluxograma que foi o processo de rosqueamento interno com macho de corte. Esta operação é a última a ser realizada com a peça na atual fixação (tempo de preparo). As próximas especificações, como apresentado na Figura 6, visam gerar as geometrias externas (rosca, furos e rasgos) e internas do outro lado da peça (furo), bem como destacar o implante do material bruto;

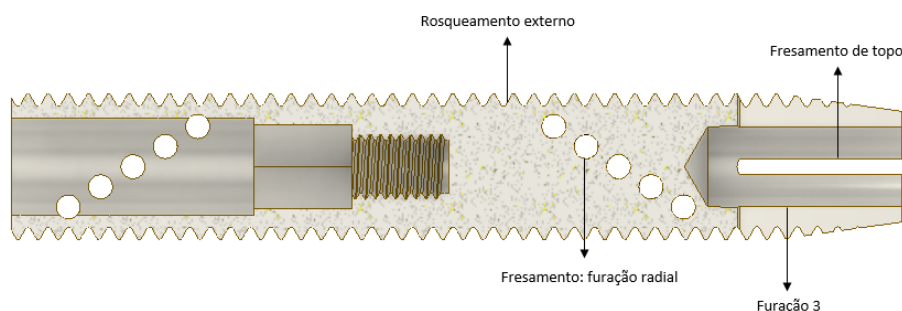


Figure 6. Explicação dos processos de fabricação (própria autora).

- Terceiro tempo de preparo - **Torneamento radial - Faceamento** - A sétima etapa presente no fluxograma foi o processo de torneamento radial de faceamento, sendo que o objetivo dessa operação foi facear as extremidades externas para dar o acabamento lateral e permitir a furação sem o desvio da broca; **Torneamento externo - Desbaste** - Já a oitava etapa do fluxograma foi realizada utilizando o processo de torneamento externo de desbaste, sendo que o objetivo dessa operação de usinagem foi obter a geometria externa da peça com as formas e dimensões próximas ao valor final. Neste processo, há a ocorrência de torneamento cônico e cilíndrico. A operação de desbaste visa a retirada de uma quantidade grande de material, deixando um sobremetal a ser retirado no acabamento; **Torneamento externo - Acabamento** - A nona etapa do fluxograma foi realizada utilizando o processo de torneamento externo de acabamento, sendo que o objetivo dessa operação de usinagem foi obter as dimensões finais da peça, além de melhorar a qualidade de superfície do implante; **Torneamento rosqueamento** - A décima fase foi o processo de torneamento horizontal de rosqueamento, onde o avanço é igual ao passo especificado da rosca; **Furação 3 ($\varnothing 10$ mm)** - O décimo primeiro passo descrito na imagem foi o processo de furação 3, que é uma furação simples com broca; **Furação 4 ($\varnothing 12$ mm)** - **Fresamento - Furação radial** - Já a décima segunda fase para esse procedimento foi a furação 4, sendo essa operação feita no eixo vertical para abrir os furos radiais; **Fresamento de topo** - O décimo terceiro passo apresentado no fluxograma foi o procedimento de fresamento vertical de canais para abrir os rasgos laterais do implante. Operação também feita utilizando o eixo vertical; **Corte por sangramento** - A última fase foi o processo de torneamento horizontal por sangramento para o corte e destacamento do implante fabricação.

O procedimento para construção do CAM segue sempre as seguintes etapas para todas as operações, sendo usado o CAD da peça a ser fabricada como modelo para geometria final a ser alcançada: 1 - Definição do *SETUP* - Para cada tempo de preparo, ou seja, para cada fixação da peça, é definido inicialmente o *SETUP*, que é o material bruto e a orientação dele na usinagem. Nesta definição, também especifica-se os tipos de operações que serão feitas: torneamento, fresamento etc. Por vezes, para um mesmo tempo de preparo é preciso definir mais de um *SETUP* caso a orientação da ferramenta em relação à peça mude, como será visto mais adiante; 2 - Especificação da operação - Em seguida, especifica-se qual operação deseja-se realizar. Por exemplo, no caso do torneamento, pode-se fazer faceamento, sangramento, corte, desbaste, entre outros; 3 - Escolha da ferramenta - Depois, entra-se com as dimensões da ferramenta a ser utilizada caso ela não exista no banco de dados padrão do programa; 4 - Parâmetros de corte - Entra-se no programa os parâmetros de corte previamente definidos para a operação como a velocidade de corte, RPM e velocidade de avanço. Também pode definir se será utilizado fluido de corte e outros detalhes da operação; 5 - Distâncias - Em seguida, são definidas as distâncias de trabalho da ferramenta como: posição inicial, distância que será usinada e distância de retração da ferramenta; 6 - Passes



enebi 2022

- Por último, é definido o número de passes que serão feitos e, como consequência, a profundidade de corte. Há ainda muitos outros detalhes que podem ser selecionados de acordo com necessidades específicas e otimizações do processo, mas que fogem do escopo do projeto.

O desenvolvimento do CAD/CAM para fabricação do implante envolveu três tempos de preparos diferentes: o primeiro para cortar o tarugo da matéria-prima, o segundo para fabricar os detalhes de um lado da peça e o terceiro para usinar os detalhes do lado oposto, conforme detalhado no delineamento da fabricação. Um ponto importante a se apontar é que o Fusion 360 não possui a operação de brochamento no sistema. Assim, foi utilizada uma operação de furação, já que a movimentação da ferramenta seria a mesma, gerando as mesmas linhas na saída do código G.

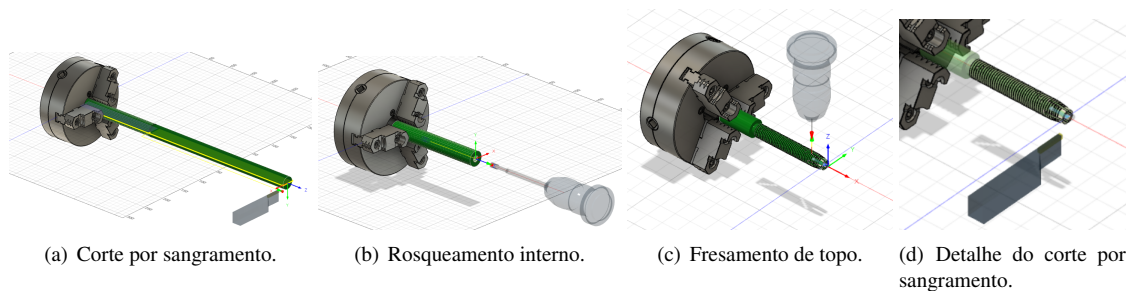


Figure 7. Imagens do desenvolvimento do CAD/CAM da fabricação do implante (própria autora).

O tempo total de fabricação, somando os três tempos de preparo, foi de 10 minutos e 5 segundos. Este tempo pode ser extraído do programa, como pode ser visto na Fig. (8) e é resultado da soma dos tempos de corte, tempo de aproximação e afastamento da ferramenta e tempo de troca da ferramenta. Para uma situação real, deveria ainda ser contabilizado os tempos reais de preparo incluindo o tempo de fixação da peça, tempo de descarregamento da máquina, processo de zerar a máquina, entre outros tempos improdutivos.

MACHINING TIME		MACHINING TIME		MACHINING TIME		MACHINING TIME	
Feed scale (%)	100	Feed scale (%)	100	Feed scale (%)	100	Feed scale (%)	100
Rapid feed (mm/min)	30000	Rapid feed (mm/min)	30000	Rapid feed (mm/min)	30000	Rapid feed (mm/min)	30000
Tool change time (s)	15	Tool change time (s)	15	Tool change time (s)	15	Tool change time (s)	15
Feed distance	33.1 mm	Feed distance	146 mm	Feed distance	1.26045 m	Feed distance	1.14647 m
Total feed time	0:00:23	Total feed time	0:00:36	Total feed time	0:03:58	Total feed time	0:03:28
Rapid distance	703.1 mm	Rapid distance	834 mm	Rapid distance	1.89421 m	Rapid distance	1.76008 m
Total rapid time	0:00:01	Total rapid time	0:00:01	Total rapid time	0:00:03	Total rapid time	0:00:03
Tool changes	1	Tool changes	2	Tool changes	1	Tool changes	2
Total tool change time	0:00:15	Total tool change time	0:00:30	Total tool change time	0:00:15	Total tool change time	0:00:30
Machining time	0:00:39	Machining time	0:01:07	Machining time	0:04:17	Machining time	0:04:02
Close		Close		Close		Close	

Figure 8. Tempo de usinagem (própria autora).

4. CONCLUSÕES

O presente trabalho lidou com a modelagem CAD/CAM do implante de uma prótese transfemural osseointegrada do tipo rosqueada (OPRA). A geometria foi modelada em CAD e, posteriormente, foi feito o delineamento da fabricação da peça considerando a manufatura subtrativa, ou seja, processos de usinagem. Foi desenvolvido o CAM para a fabricação e o tempo total de fabricação foi extraído.

Mesmo com poucas informações relativas à geometria desse tipo de prótese, foi possível realizar a modelagem de todo o sistema de prótese. Foi realizada a montagem do sistema em um modelo 3D de um fêmur e foi possível atingir um posicionamento adequado entre o sistema e o fêmur amputado.

O delineamento da fabricação por usinagem exigiu três tempos de preparos diferentes devido à necessidade de alteração da fixação da peça durante a fabricação. O CAM foi desenvolvido considerando as operações do delineamento e um tempo total de 10 minutos e 5 segundos de fabricação foi calculado, considerando os tempos de corte, de aproximação e afastamento da ferramenta e de troca da ferramenta.



enebi 2022

5. REFERÊNCIAS

- BRÅNEMARK, R., BERLIN, Ö., HAGBERG, K., et al. “A novel osseointegrated percutaneous prosthetic system for the treatment of patients with transfemoral amputation: A prospective study of 51 patients”, *The bone & joint journal*, v. 96, n. 1, pp. 106–113, 2014.
- FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA). “OPRA Implant System - Instructions for Use”. 2020. [Acesso em 25/10/2021]
- GUERIN, D. R. B., JONER, C. “Atuação Fisioterapêutica na Reabilitação de Amputados Transfemorais Unilaterais”. 2018. Monografia (Fisioterapia), FAEMA (Faculdade de Educação e Meio Ambiente), Rondônia, Brazil.
- GERZINA, C., POTTER, E., HALEEM, A. M., et al. “The future of the amputees with osseointegration: A systematic review of literature”, *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, v. 11, pp. S142–S148, 2020.
- INTEGRUM. “Package Insert”, 2020. [Acesso em 25/10/2021]
- JORGE, A.R.F. “Dados Epidemiológicos Nacionais de Amputação e Proposta de Dispositivo para Treinamento de Usuários de Próteses de Membro Superior”, Universidade Federal de Uberlândia, Dissertação de Mestrado, 2020.
- KHAN, S. N., RAMACHANDRAN, M., KUMAR, S. S., et al. “Osseointegration and more—A review of literature”, *Indian Journal of Dentistry*, v. 3, n. 2, pp. 72–76, 2012.
- LI, Y., BRÅNEMARK, R. “Osseointegrated prostheses for rehabilitation following amputation: the pioneering Swedish model”, *Der Unfallchirurg*, v. 120, n. 4, pp. 285, 2017.
- LI, Y., FELLÄNDER-TSAI, L. “The bone anchored prostheses for amputees historical development, current status, and future aspects”, *Biomaterials*, p. 120836, 2021.
- TOMASZEWSKI, P., VAN DIEST, M., BULSTRA, S., et al. “Numerical analysis of an osseointegrated prosthesis fixation with reduced bone failure risk and periprosthetic bone loss”, *Journal of biomechanics*, v. 45, n. 11, pp. 1875–1880, 2012.
- TOMASZEWSKI, P., VERDONSCHOT, N., BULSTRA, S., et al. “A comparative finite-element analysis of bone failure and load transfer of osseointegrated prostheses fixations”, *Annals of biomedical engineering*, v. 38, n. 7, pp. 2418–2427, 2010.
- WEBSTER, J. B., BACHUS, K. N., BECK, J. P., et al. “Osseointegration Research”. In: *Full Stride: Advancing the State of the Art in Lower Extremity Gait Systems*, pp. 167–193, New York, NY, Springer New York, 2017. ISBN: 978-1-4939-7247-0.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.