

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE DE ESTERNO POR ESTAMPAGEM INCREMENTAL

Gabriel Machado de Oliveira, PUC Minas, gabrielmachado19@yahoo.com.br
Pedro Henrique de Carvalho R. Nazaré, PUC Minas, pedroh.naza@gmail.com
Tarcísio Augusto Santos Almeida, PUC Minas, tarcisio.augusto@tajax.com.br
Jánes Landre Júnior, PUC Minas, janes@pucminas.br

Resumo. Cirurgias com remoção parcial ou total do osso esterno, motivado, principalmente, pelo surgimento de tumores diversos, necessitam da inserção de uma prótese de esterno que, além de ser biocompatível, deve apresentar características mecânicas e geométricas satisfatórias, protegendo os órgãos internos, estabilizando a caixa torácica sem prejudicar os movimentos respiratórios e preservando a estética torácica. Este trabalho apresenta o desenvolvimento do protótipo de uma prótese customizada do osso esterno, fabricada por estampagem incremental, um processo com flexibilidade de fabricação de geometrias diversas e customizadas, com baixo custo de produção e baixo investimento em ferramental. Todos estes fatores viabilizam o desenvolvimento de uma prótese de esterno eficaz e de baixo custo em relação aos modelos vendidos atualmente. Através de uma análise do estado-da-arte das próteses de esterno e revisões bibliográficas sobre os parâmetros de estampagem incremental e materiais biocompatíveis, foi desenvolvido e fabricado um protótipo de prótese de esterno que atende aos requisitos da conduta natural humana, tanto estrutural como esteticamente, viabilizando assim, o estudo desenvolvido.

Palavras chave: Prótese de esterno. Biocompatibilidade. Estampagem incremental

1. INTRODUÇÃO

Seguindo a tendência mundial da aplicação da manufatura aditiva (impressão 3D), as mais modernas próteses de esterno estão sendo fabricadas pelo processo de sinterização seletiva à laser (SLS) aplicada à metais (Aranda e colab., 2015; Demondion e colab., 2014; Vorwerk, 2017). Este processo de fabricação possui alta tecnologia embarcada, com maquinário e matéria prima de alto custo, além de apresentar elevado tempo de fabricação devido à sua complexidade. Todos estes fatores contribuem para que o produto final também apresente um elevado custo, e, além disso, o ineditismo deste processo de fabricação torna-o pouco disponível no mercado.

Através de uma metodologia de pesquisa exploratória, este trabalho busca desenvolver um protótipo de prótese de esterno a partir de um método de fabricação mais simples e barato, tornando-se uma solução mais acessível, principalmente à sistemas públicos de saúde. Neste cenário, a fabricação destas próteses por estampagem incremental torna-se uma promissora alternativa por apresentar baixo investimento em ferramental, poder ser executada em máquinas comumente utilizadas na indústria e apresentar menores tempos de fabricação em relação aos processos de manufatura aditiva, tornando-se flexível para fabricação de peças customizadas, como na indústria biomecânica. Uma análise do estado-da-arte em próteses de esterno e um estudo qualitativo da resistência mecânica do modelo criado, através de um estudo por elementos finitos, validam a geometria desenvolvida. Revisões bibliográficas sobre as principais variáveis envolvidas na estampagem incremental, como material, ferramenta, lubrificação, parâmetros de estampagem, dentre outros, fundamentam a fabricação do protótipo final.

2. OSSO ESTERNO E SEU COMPORTAMENTO DINÂMICO

Um dos ossos que compõem a parede torácica humana é o esterno. Um osso plano e chato, localizado na região centro-frontal do tórax, ligado às costelas e à clavícula humana (Pai, 2005). O esterno se conecta às costelas através das cartilagens costais, que são uma parte fundamental na movimentação das costelas, que, conectadas às vértebras da coluna, formam a parede torácica, conforme mostrado na figura 1 (Graeber e Nazim, 2007).

Durante o movimento respiratório, a parede torácica também se move, alterando o volume da caixa torácica nas direções vertical, lateral e ântero-posterior. Para compreensão da mecânica deste movimento, consideramos cada conjunto de costela e cartilagem costal como sendo a alça de um balde. À extremidade posterior desta alça, a costela, articula-se com a coluna vertebral, enquanto que à extremidade anterior, a cartilagem costal articula-se com o esterno. Consequentemente, este movimento de subida das costelas fazem com que o esterno também se movimente para frente e para cima, sendo que, sua parte superior apresenta baixa amplitude de movimentação, enquanto a parte inferior apresenta alta amplitude de movimentação, assemelhando-se ao movimento de um braço de bomba hidráulica manual, conforme mostrado na figura 2 (Drake e colab., 2005; Graeber e Nazim, 2007).

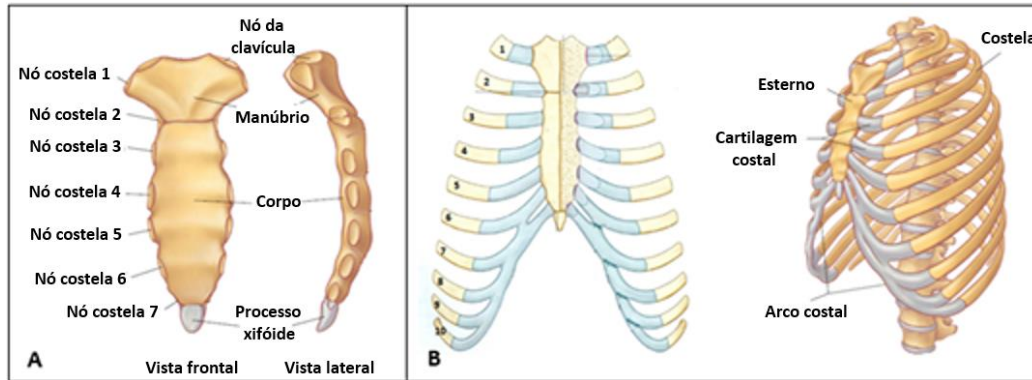


Figura 1: (A) Vista frontal e lateral do esterno humano; (B) Posicionamento do esterno na caixa torácica, Adaptado de Drake e colab. (2005) e Graeber e Nazim (2007).

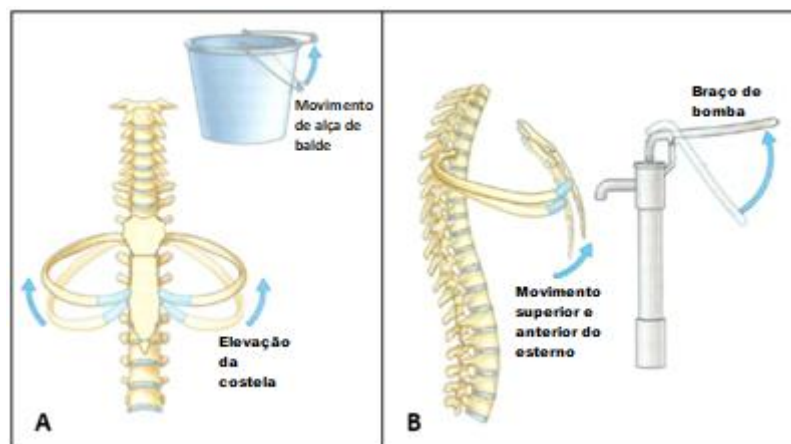


Figura 2: (A) Movimentação de alça de balde das costelas durante a respiração; (B) Movimentação de braço de bomba do esterno durante a respiração, Drake e colab., (2005).

Todas estas movimentações resultam em forças que são aplicadas ao esterno, as quais abordamos neste estudo para garantir que a prótese criada suporte os esforços nas quais é submetida. Estas forças ocorrem em diversas direções e magnitudes, mas podem ser simplificadas para três direções: lateral, dorsal-ventral e cranial-caudal, conforme figura 3. As forças na direção lateral são as maiores, chegando a ser 4,5 vezes maiores que as forças nas outras direções (Losanoff e colab., 2004; Pai, 2005). Por esta razão, neste estudo são apresentados os valores das forças na direção lateral e para as outras direções é aplicada a proporcionalidade de 4,5 vezes menor.

Os esforços considerados neste trabalho são aqueles provenientes da conduta natural humana, como os movimentos respiratórios, espirros, tosses e exercícios físicos com alta carga aplicada ao esterno, como por exemplo, o supino. Forças provenientes de impactos externos muito fortes não são consideradas, pois, além de serem difíceis de mensurar por ocorrerem de diversas formas, como em um acidente de carro por exemplo, também não são um acontecimento previsível na conduta natural humana. Os valores destas forças estão sumarizados na figura abaixo, e são orientadas para o sentido lateral do esterno (Losanoff e colab., 2004; Pai, 2005).

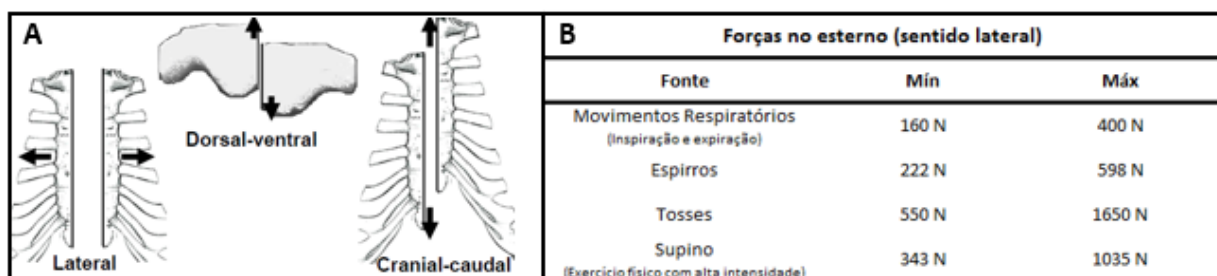


Figura 3: (A) Direções das forças atuantes sob o esterno, Adaptado de Pai, (2005); (B) Forças aplicadas ao esterno na sentido lateral, Adaptado de Dasika, (2003) e Pai, (2005)

3. GEOMETRIA DA PRÓTESE

A concepção do protótipo CAD da prótese foi desenvolvida a partir de um modelo de uma caixa torácica humana (adulto, masculino, 180cm), gerada a partir de uma compilação de tomografias computadorizadas 2D e transformadas em um desenho sólido 3D, disponível em domínio público, na comunidade virtual, Thingiverse (Batie, 2017).

A criação deste modelo foi aprimorada ao longo de várias etapas, desde uma concepção inicial até o modelo final, onde encontram-se presentes todas as características necessárias que garantem a eficiência da prótese. Ela foi desenvolvida para atender a um caso cirúrgico de esternectomia parcial, com remoção total do corpo e processo xifóide do esterno e cartilagens costais das costelas T2 à T5, conforme figura 4a. A geometria da prótese foi criada para ser fabricada a partir da deformação de uma chapa plana com 1mm de espessura, conforme figura 4b, e só em seguida, ser cortada para assumir a geometria final.

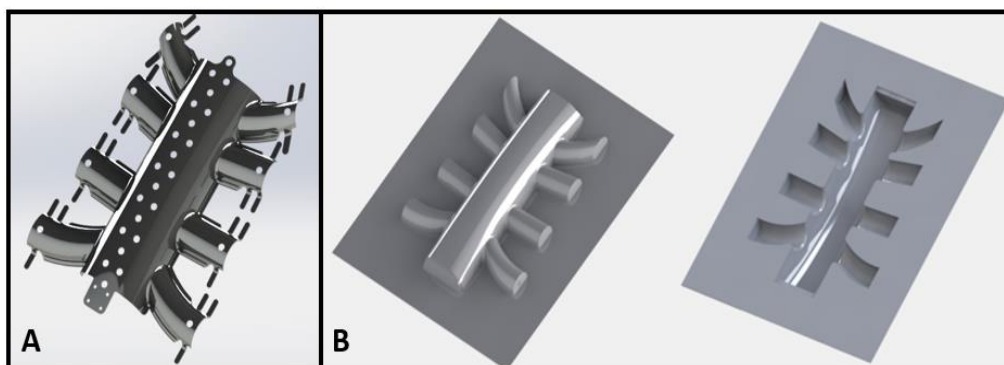


Figura 4: (A) Desenho CAD da prótese de esterno; (B) Vistas inferior e superior da prótese de esterno estampada na chapa de 1mm, Próprio autor, (2017)

A fixação da prótese ao corpo humano é realizada de três formas, como apresentado na figura 5:

- Travamento às costelas, realizado pelo fechamento das garras deformadas ao entorno das mesmas, evitando movimentação transversal. Inserção de parafusos auto-brocantes nos furos das hastes, evitando movimentação longitudinal;
- Travamento ao manúbrio através de parafuso auto-brocante inserido na aba superior;
- Travamento às cartilagens costais das costelas T6 à T10, pela utilização de arame cirúrgico preso aos furos da aba inferior.

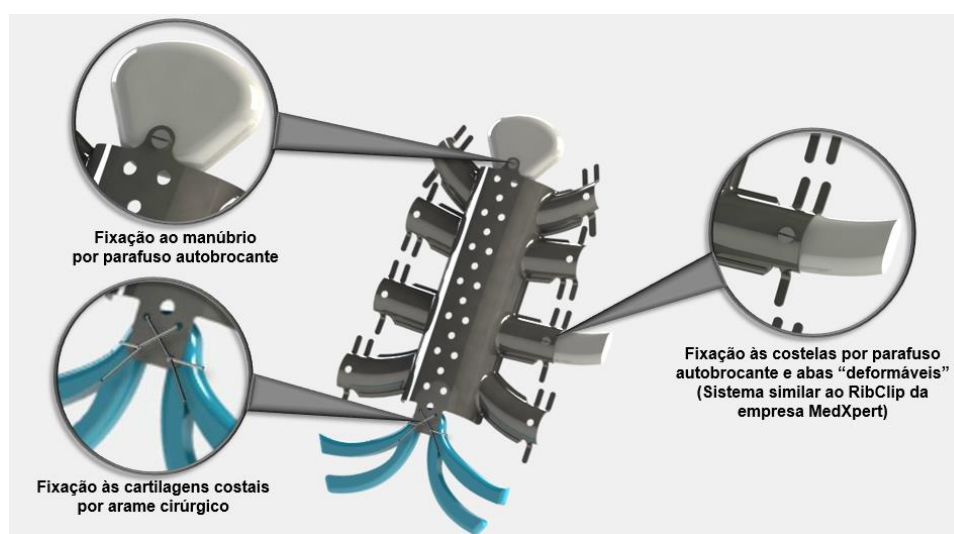


Figura 5: Sistemas de fixação ao corpo humano utilizados na prótese, Próprio autor, (2017)

As furações distribuídas ao longo do corpo central da prótese, com diâmetro de 4mm, tem como função permitir o escoamento de líquidos pós-operatórios e assim, evitar infecções provocadas pelo seu acúmulo.

4. ESCOLHA DO MATERIAL BIOCOMPATÍVEL

A matéria-prima escolhida, foi o AISI 316LS, um aço inoxidável austenítico, com baixo teor de Carbono e alto teor de Níquel e Molibdênio. As características químicas deste aço foram estabelecidas com o intuito de maximizar a resistência à corrosão e criar uma microestrutura livre de ferrita, atendendo à norma ASTM F138/F139, que regem os aços indicados para a fabricação de implantes permanentes (Buss e colab., 2011). No Brasil, também há uma nota da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária), afirmando que este aço atende às exigências para produtos implantáveis.

Do ponto de vista da aplicação na estampagem incremental, o AISI 316LS pode ser trabalhado à frio (estampado, forjado, extrudado) sem maiores dificuldades. Além disso, este aço se mantém não-magnético, mesmo após processos com alto índice de encruamento (Carpenter, 2005).

Por se tratar de uma pesquisa acadêmica, utilizou-se o aço inoxidável AISI 316L, com propriedades mecânicas e de estampabilidade (resistência ao escoamento e à tração, alongamento mínimo, dureza e microestrutura) muito similares ao 316LS, para otimização de custos.

5. ANÁLISE FEM

A fim de validar a resistência mecânica da geometria da prótese, foi feita uma análise linear por elementos finitos utilizando o software OptiStruct, da HyperWorks. Foram inseridos apoios rígidos, com deslocamento nulo, nos pontos onde a prótese é fixada às costelas, manúbrio de cartilagens costais, garantindo que a tensão esteja mais elevada no estudo do que na condição real. Os carregamentos nas direções lateral, cranial-caudal e dorsal-ventral, conforme mostrado anteriormente, foram aplicados separadamente, e obtido um estado de tensões para cada um destes carregamentos, conforme figura 6:

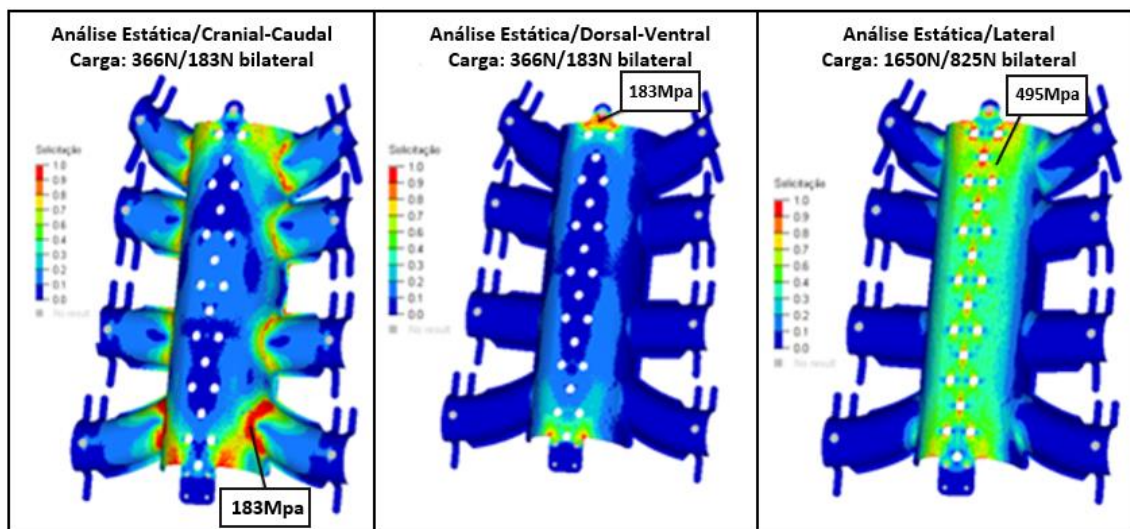


Figura 6: Análise FEM nas direções Cranial-caudal, Dorsal-ventral e Lateral, próprio autor (2017)

Para os fenômenos como tosse de baixa intensidade, movimentos respiratórios, espirros e exercícios de baixa intensidade, as tensões geradas na peça não ultrapassam 180 Mpa, evidenciando que a prótese com espessura de 1 mm tem resistência mecânica à quase todos os esforços presentes na conduta natural humana, exceto em tosses de alta intensidade e supinos com alta carga. Como melhoria futura, estudos para adequações na geometria serão feitos a fim de eliminar esta falha e garantir a rigidez necessária à prótese. Estas adequações poderão ser em função da espessura da chapa ou da forma da prótese, buscando sempre reduzir a quantidade de material, e por consequência os custos, sem prejudicar as propriedades mecânicas exigidas.

6. FABRICAÇÃO

O protótipo da prótese de esterno foi fabricado utilizando o centro de usinagem CNC Discovery 560 da marca ROMI, pertencente ao Laboratório de Usinagem da PUC Minas. Foi instalado um dispositivo prensa-chapas para fixação de uma chapa quadrada de aço inox 316L com dimensões de 250 x 250 x 1mm.

De posse da geometria CAD e dos parâmetros de estampagem escolhidos, foi desenvolvido a programação CAM para fabricação da prótese, através o software EdgeCAM, licenciado pela PUC Minas, transferido posteriormente à máquina

utilizada. A trajetória de ferramenta escolhida para o processo de conformação foi a unidirecional, abrangendo toda a área útil da prótese, de forma a homogeneizar o encruamento e as deformações em toda a peça. Como resultado da programação, foi obtido o percurso da ferramenta graficamente e o tempo total de fabricação.

6.1. Ferramenta de conformação

A ferramenta (punção) utilizada na estampagem incremental foi desenvolvida a partir de uma análise da geometria da peça a ser fabricada e da fixação no centro de usinagem CNC.

Em um primeiro instante, foi projetado, utilizando o software SolidWorks, uma ferramenta de ponta semiesférica com as dimensões mostradas na figura 7a. Foram usinadas duas ferramentas com esta geometria, sendo uma em AISI H13 e outra em SAE 4140 com a ponta temperada.

A ferramenta de AISI H13 apresentou alta vibração e ruído durante todo o processo, além de um desgaste prematuro, danificando sua ponta antes de concluir 20% do processo, conforme figura 7b. Já na ferramenta em SAE 4140 temperada, não houve desgaste prematuro, porém, a vibração e o ruído se mantiveram, até que a ferramenta rompesse por fadiga, antes de atingir 35% do processo, conforme figura 7c.

Identificou-se que a geometria da ferramenta era muito esbelta, com baixa resistência mecânica aos esforços de estampagem, promovendo elevados níveis de vibração e ruído, e consequentemente, o rompimento prematuro por fadiga. Desta forma, foi desenvolvida uma nova geometria, com um corpo escalonado, garantindo maior rigidez. Esta nova ferramenta, representada na figura 7d, foi usinada em aço SAE 4140 e temperada em forno Mufla à 920°C/1hora com resfriamento em óleo à 25°C, garantindo uma dureza de 50±2HRC. Durante a fabricação, esta ferramenta não apresentou desgastes severos ou quebras, e a vibração e ruídos foram bastante reduzidos.

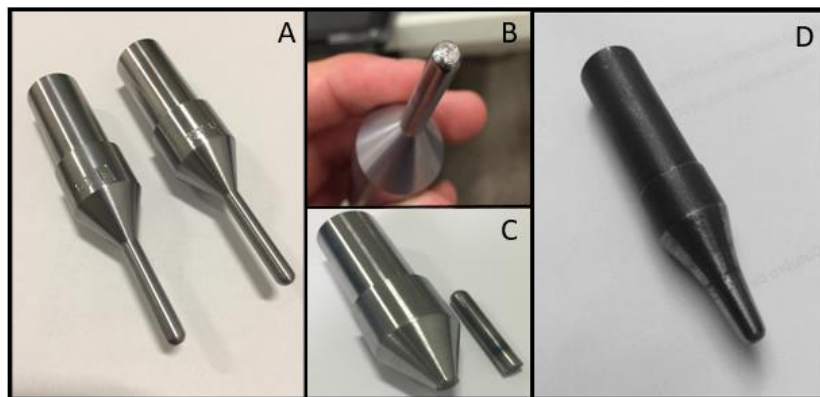


Figura 7: (A) Ferramenta 1, fabricada em AISI H13 e SAE 4140; (B) Ferramenta de AISI H13 com ponta desgastada; (C) Ferramenta de SAE 4140 rompida; (D) Ferramenta 2, fabricada em SAE 4140, Próprio autor, (2017)

6.2. Lubrificação

Nas primeiras peças estampadas, foi utilizado uma mistura de vaselina com óleo hidráulico HLP68, onde identificou-se um aquecimento da ferramenta e da chapa estampada, além de um acabamento grosseiro da peça.

De acordo com Sornsuwit (2014), a lubrificação de aço inox em estampagem incremental utilizando bissulfeto de molibdênio (MoS_2) apresenta melhor desempenho em comparação com a vaselina e óleos hidráulicos. Logo, optou-se por utilizar esta lubrificação, promovendo resultados mais satisfatórios, como melhor acabamento da peça e resfriamento adequado do par tribológico, sem supraaquecimentos.

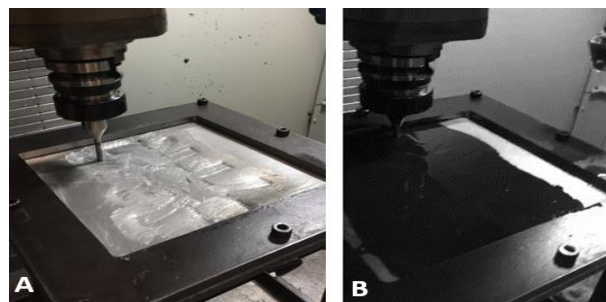


Figura 8: Lubrificação durante a estampagem usando (A) vaselina e óleo HLP68 e (B) bissulfeto de molibdênio

6.3. Corte e acabamento

Como resultado da estampagem, obtém-se uma peça com sobras de material (figura 9a) que precisam ser retirados em um processo de corte. Esta remoção das sobras provenientes da estampagem, foram realizadas utilizando uma retífica manual (disco de corte e lima rotativa). Uma furadeira de bancada para operação de broqueamento também foi utilizada para remoção de sobras de material e execução de todas as furações da prótese (figura 9b). A remoção de rebarbas foi executada com lima manual. Demais acabamentos foram feitos com a retífica manual, utilizando disco de lixa flap e discos de feltro. A prótese de esterno cortada e acabada é mostrada na figura 9c.

Uma melhoria futura proposta para este trabalho está na realização do corte das sobras de metal, remoção de rebarbas, arestas cortantes e furações, substituindo o método manual que foi usado pelo corte automatizado em máquina de corte a laser CNC de 5 eixos. Este processo promoverá um corte com maior qualidade em termos de acabamento e precisão, além de ser realizado de forma muito mais ágil.

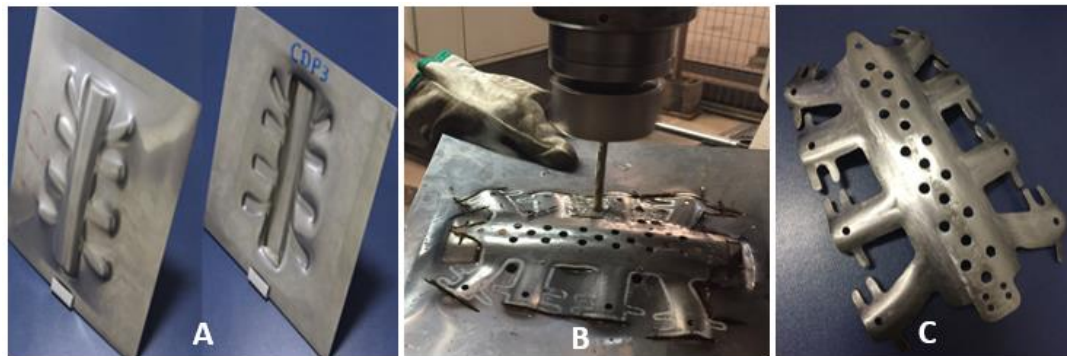


Figura 9: (A) Peça após a estampagem incremental; (B) Processo de corte das sobras de material e acabamento da peça; (C) Prótese customizada de esterno finalizada, Próprio autor, (2017)

7. CONCLUSÃO

O objetivo proposto para este trabalho consistiu em desenvolver uma prótese customizada de esterno fabricada pelo processo de estampagem incremental que atendessem às propriedades mecânicas e de biocompatibilidade esperadas neste produto. Neste sentido, pode-se afirmar que o trabalho experimental desenvolvido demonstrou resultados satisfatórios. Sua biocompatibilidade foi comprovada através da escolha de um material mundialmente aplicado na fabricação de próteses, regido por normas internacionais, e avalizado pela ANVISA para ser utilizado em próteses no Brasil (Buss e colab., 2011). A possibilidade de fabricar esta prótese pelo método de estampagem incremental também foi comprovada ao ser obtido um protótipo real, fabricado pelos próprios autores deste trabalho.

A geometria da prótese customizada foi criada, e sua resistência mecânica foi parcialmente comprovada através dos resultados FEM, evidenciando sua eficácia aos carregamentos que a conduta diária humana promove sob o esterno. Uma exceção foi às tensões geradas a partir de uma tosse de alta intensidade, calculada através de extrapolações das forças geradas no esterno de um suíno, que comprometem a resistência mecânica da prótese.

Faz-se necessário um estudo mais aprofundado das reais forças que o osso esterno de um ser humano suporta e assim, de posse destas forças será possível fazer uma análise por elementos finitos mais aproximada da realidade e só então fazer alterações na geometria afim de eliminar quaisquer falhas que possam surgir.

Dessa forma podemos concluir que a agilidade na fabricação, aliada ao baixo custo desta nova prótese em relação às próteses customizadas existentes atualmente, se mostra vantajosa, podendo se tornar mais acessível, inclusive aos sistemas públicos de saúde, levando ao paciente enfermo condições que são seus direitos: a saúde e o conforto.

8. REFERÊNCIAS

- ARANDA, José L. e colab. Tridimensional titanium-printed custom-made prosthesis for sternocostal reconstruction. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 48, n. 4, p. e92–e94, Out 2015.
- BATIE, Matthew. **Human Thorax Repaired by remsurge**. Disponível em: <https://www.thingiverse.com/thing:1018462>>. Acesso em: 4 dez 2017.
- BUSS, G. A. M. e DONATH, K. S. e VICENTE, M. G. Utilização de aços inoxidáveis em implantes. **Bol Inf Tecnovigilancia**, p. 1–6, 2011.
- CARPENTER. **CarTech® BioDur® 316LS Stainless** (2).pdf.. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.carttech.com/en/product-solutions/cartech-biodur-316ls-stainless/>>., 2005
- DASIKA, Uday K. e TRUMBLE, Dennis R. e MAGOVERN, James A. Lower sternal reinforcement improves the stability of sternal closure. **The Annals of thoracic surgery**, v. 75, n. 5, p. 1618–1621, 2003.

- DEMONDION, P. e colab. Sternal replacement with a custom-made titanium plate after resection of a solitary breast cancer metastasis. **Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery**, v. 18, n. 1, p. 145–147, 1 Jan 2014.
- DRAKE, Richard L. e VOGL, Wayne e MITCHELL, Adam W. M. Gray's - **Anatomia para estudantes**. 1. ed. [S.l.]: Elsevier, 2005.
- GRAEBER, Geoffrey M. e NAZIM, Muhammad. The Anatomy of the Ribs and the Sternum and Their Relationship to Chest Wall Structure and Function. **Thoracic Surgery Clinics**, v. 17, n. 4, p. 473–489, Nov 2007.
- LOSANOFF, Julian E e colab. Biomechanical comparison of median sternotomy closures. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 77, n. 1, p. 203–209, Jan 2004.
- PAI, Shruti. In vivo characterization of respiratory forces on the sternal midline following median sternotomy. 2005. **Worcester Polytechnic Institute**, 2005.
- SORNSUWIT, Nuttaphong e SITTISAKULJAROEN, Sunthorn. The Effect of Lubricants and Material Properties in Surface Roughness and Formability for Single Point Incremental Forming Process. **Advanced Materials Research**, v. 979, p. 359–362, Jun 2014.
- VORWERK, Rachael. **Bone, cartilage and tissue; we've cracked the trifecta (and it's made of titanium and plastic)**. Disponível em: <<https://blog.csiro.au/bone-cartilage-and-tissue-weve-cracked-the-trifecta-and-its-made-of-titanium-and-plastic/>>. Acesso em: 17 abr 2017.

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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