

Aplicabilidade da manufatura aditiva nos processos tradicionais da medicina



<https://doi.org/10.56238/sevened2023.007-085>

Laura Maciel de Vasconcellos Ferreira

IBMEC/MG, Engenharia de Produção
E-mail: lauramvf@gmail.com

Carlos Alberto Silva de Miranda

IBMEC/MG, Engenharia de Produção
E-mail: carlos.miranda@ibmec.edu.br

Paulo Henrique Campos Prado Tavares

IBMEC/MG, Engenharia de Produção
E-mail: paulo.tavares@ibmec.edu.br

RESUMO

A tecnologia da manufatura aditiva pode ser aplicada em diversos setores econômicos, sendo um deles relacionado à área da saúde. A medicina tradicional adota exames de imagens como tomografias computadorizadas e ressonâncias magnéticas para diagnosticar pacientes quanto a doenças, lesões e problemas nos órgãos internos. A manufatura aditiva tem sido mais utilizada em linhas de produção de diversos setores, com a finalidade de gerar produtos equivalentes aos produtos de uma produção normal, porém com menor custo operacional, grande personalização e menor tempo. Como essas são características que

atribuem vantagem competitiva, ou seja, como as características de baixos custos, alta confiabilidade, personalização e menor tempo representam a busca do consumidor nos dias atuais, a manufatura aditiva torna-se atrativa para diversas empresas. Especificamente na área da saúde, este trabalho é caracterizado por uma pesquisa exploratória que confirma que a utilização da impressão 3D na produção de próteses, em especial craniofaciais, é um aspecto a ser levado em consideração, visto que, além da compatibilidade de exames diagnósticos, como a tomografia computadorizada, e a possibilidade de utilização de um biomaterial extremamente eficiente na regeneração óssea, as vantagens são inúmeras. O paciente poderá ter acesso a uma prótese mais barata, totalmente personalizada para seu caso e que utiliza de materiais que promovem a redução de infecções e rejeições por parte do corpo, uma vez que são compostos orgânicos já existentes no organismo. Dessa forma, além da satisfação do cliente com o produto, os meios de produção na área da medicina podem ser mudados, de forma a produzir peças mais acessíveis, que possam ser adquiridas na maioria dos casos, e possam até ser utilizadas no Sistema Único de Saúde (SUS).

Palavras-chave: Manufatura aditiva, Impressão 3D, Implantes médicos, Engenharia de produção.

1 INTRODUÇÃO

Entre os séculos XVIII e XIX, a revolução industrial mudou o mundo, de forma que o trabalho manual começasse a ser substituído pelo trabalho estruturado com o uso de máquinas. Tal substituição se deve ao fato da constante busca de investidores e empresários nos baixos custos e agilidade dos processos. Além disso, a minimização de erros e consequente retrabalho ficou evidente com a substituição da mão de obra humana pelas máquinas, visto que existiam limitações físicas e desperdícios inerentes à raça humana. A tendência da substituição da máquina pelo trabalho manual tem crescido desde então, visto que se destaca como grande vantagem competitiva perante a concorrência em um mundo globalizado. E o reconhecimento de que uma grande parte dos elevados custos de fabricação se concentram na fase de desenvolvimento está na origem do conceito de



engenharia concorrente ou engenharia simultânea (ROZENFELD, 2006; KUSIAK, 1993).

Nesse contexto, a manufatura aditiva começa a atrair a atenção de diversos setores da economia, visto que é uma tecnologia que se destaca por ser ágil, menos onerosa que alguns processos tradicionais e tem a capacidade de desenvolver estruturas geométricas complexas. Dessa forma, entende-se por manufatura aditiva processos que antes eram chamados de prototipagem rápida, justamente pela rápida produção de protótipos físicos. Além disso, é popularmente conhecida como impressão 3D, ou seja, a partir de um software que permite a criação de figuras geométricas em três dimensões, é possível imprimir uma peça física com um determinado material escolhido (VOLPATO E CARVALHO, 2017; BEAMAN, 1997).

A tecnologia da manufatura aditiva pode ser aplicada em diversos setores econômicos, sendo um deles relacionado à área da saúde. A medicina tradicional adota exames de imagens como tomografias computadorizadas e ressonâncias magnéticas para diagnosticar pacientes quanto a doenças, lesões e problemas nos órgãos internos. De maneira análoga, a manufatura aditiva tem sido mais utilizada em linhas de produção de diversos setores, com a finalidade de gerar produtos equivalentes aos produtos de uma produção normal, porém com menor custo operacional, grande personalização e menor tempo (BEAMAN, 1997).

Como essas são características que atribuem vantagem competitiva, ou seja, como as características de baixos custos, alta confiabilidade, personalização e menor tempo representam a busca do consumidor nos dias atuais, a manufatura aditiva torna-se atrativa para diversas empresas. Dessa forma, coloca-se em estudo as possibilidades da utilização de próteses constituídas por materiais com baixa rejeição pelo organismo em cirurgias de reconstrução ou implantes.

Especificamente, com a finalidade de utilizar a manufatura aditiva nos processos tradicionais da medicina, deve haver a identificação dos materiais ideais e do tipo de abordagem que melhor se aplicam para cada processo. Existe, nesse contexto, o conceito de biomateriais, definido por WILLIAMS (1987) como substância ou combinação de duas ou mais substâncias, farmacologicamente inertes, de natureza sintética ou natural, que são utilizadas para melhorar, aumentar ou substituir, parcial ou integralmente, tecidos e órgãos.

O setor médico-hospitalar, principalmente ligado à ortopedia, conta com a participação do design e da engenharia em atividades que incluem a biomecânica e a tridimensionalização através da informática, o que permite uma análise mais detalhada e ajuda designers e médicos ortopedistas a desenvolverem novos sistemas de fixação, próteses e materiais, podendo chegar à personalização e à produção de peças dedicadas e exclusivas.

Esse artigo tem como objetivo uma análise exploratória, que visa estabelecer a relação entre um exame de tomografia computadorizada e o processo de impressão 3D, levando em consideração o tipo de biomaterial compatível com o processo e que apresente o menor índice de rejeição possível



pelo organismo do paciente. O caso abordado para estudo será baseado em um exemplo de prótese craniofacial.

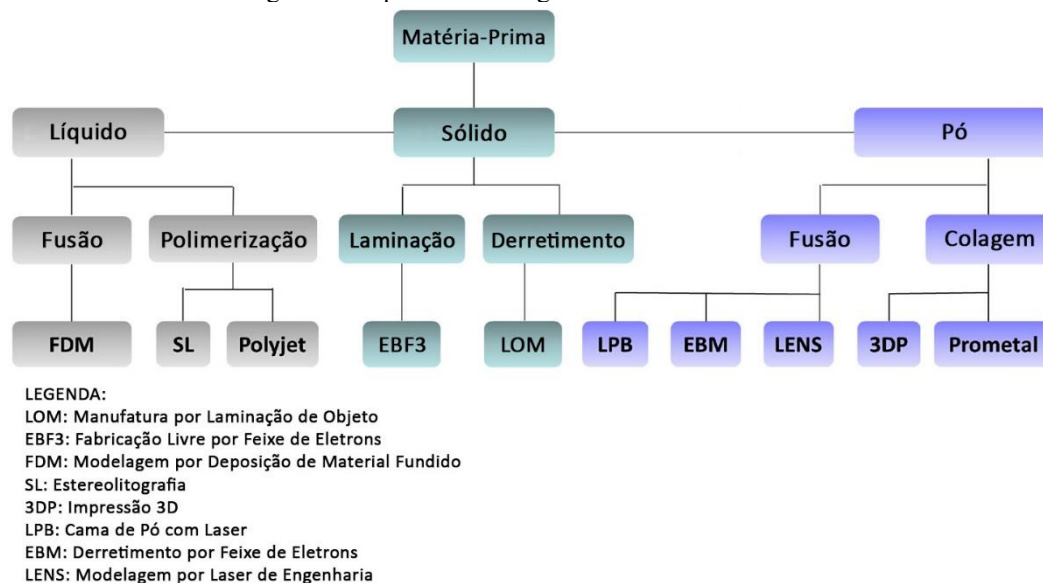
2 TIPOS DE TECNOLOGIAS DE MANUFATURA ADITIVA

Existem diversas formas de fabricar produtos através da manufatura aditiva (MONTEIRO, 2014; PHAM & GAULT, 1998). E os processos a serem abordados nesse trabalho consistem nos processos de estereolitografia (STL), deposição por material fundido (FDM) e sinterização por laser seletivo (SLS) (Figura 1).

O processo de Estereolitografia (STL) ocorre de forma que um feixe de laser passa sobre uma superfície de um foto-polímero líquido, que é sensível à radiação ultravioleta, se endurecendo quando exposto. O feixe percorre um caminho determinado e, após terminar de endurecer uma camada de foto-polímero, uma plataforma que serve de suporte à peça desce alguns décimos de milímetros para começar o processo novamente com o líquido do tanque.

Após a impressão deve haver a retirada dos suportes do material e se necessário (dependendo do tipo de material) deve haver uma cura em forno com UV.

Figura 1 – Tipos de tecnologias de manufatura aditiva



Fonte: Monteiro, 2014.

Outra forma mais rápida e precisa é a utilização de feixes de laser trabalhando de baixo para cima enquanto a plataforma de sustentação sobe conforme as camadas são criadas. Dessa forma, diversos lasers trabalham juntos para traçarem o formato da peça com alta resolução. Porém, como essa tecnologia só pode imprimir com um único tipo de material por peça e como os polímeros fotossensíveis utilizados ainda não são tão resistentes quanto os que são usados na injeção de plásticos, os custos e a complexidade na manutenção desse tipo de tecnologia são expressivos, o que abre



oportunidades no desenvolvimento de um mercado de modelos de baixo custo que utilizam lasers UV (MONTEIRO, 2014; MELLO, 2006; PHAM & GAULT, 1998).

O processo de deposição por material fundido (FDM) funciona de forma que um material em estado plástico é depositado em uma plataforma através de um bico extrusor, que vai depositando o material em todo o contorno da seção e, depois de terminado, passa a preencher o conteúdo do contorno em movimentos de vai e vem. Assim que a primeira camada é concluída o bico sobe alguns décimos de milímetro e começa a segunda camada, e continua assim sucessivamente. As vantagens desse processo consistem na variedade de materiais que podem ser utilizados (qualquer material em estado plástico e que possa ser comprimido por um bico para ser extrusado) e nos menores preços devido à sua simplicidade de funcionamento e facilidade de encontrar componentes no mercado (MONTEIRO, 2014; MELLO, 2006; PHAM & GAULT, 1998).

O processo de sinterização por laser seletivo (SLS) é uma tecnologia que direciona um feixe de laser de alta potência sobre uma superfície depositada com um pó, que é sinterizado formando uma camada sólida. Após a confecção da primeira camada, um rolo com o material deposita uma nova camada de pó, dando início ao processo novamente. Dessa forma o processo continua, de camada em camada, até que a peça esteja terminada. As vantagens relacionadas à esse processo consistem no fato de que o pó não fundido (ao contrário de líquidos) serve naturalmente como suporte para pontos em balanço na peça e pode ser reaproveitado em outros trabalhos e, além disso, há uma grande variedade de materiais passíveis de serem utilizados nessa tecnologia. Porém, a qualidade da superfície desse tipo de processo tende a ser porosa devido ao material utilizado como matéria prima. Além disso, é um processo quente, de forma que se deve esperar até um dia para que se resfrie e a peça possa ser retirada do seu interior (MONTEIRO, 2014; MELLO, 2006; PHAM & GAULT, 1998).

3 PLANEJAMENTO DO PROCESSO DE IMPRESSÃO 3D

Primeiramente, deve-se entender as principais características das peças utilizadas e dos materiais que serão produzidos a partir do processo de manufatura aditiva (FERREIRA et. Al., 2001). A primeira característica consiste no efeito degrau de escada, que pode ser entendido como um desvio entre a geometria da orientação 3D e a que será obtida ao final do processo. O eixo de construção é o chamado eixo Z, que se encontra na vertical, e esse desvio é observado em todas as superfícies inclinadas em relação a este eixo. A redução da espessura das camadas pré-determinadas reduz o efeito degrau de escada, mas não o elimina, visto que existe uma espessura limite mínima (VOLPATO E CARVALHO, 2017; FERREIRA et. Al., 2001; BEAMAN,1997). Outra característica são os desvios e erros dimensionais na direção de orientação (eixo Z) visto que a altura da peça empregada pode não ser múltipla da espessura da camada empregada. Portanto, a dimensão sofrerá algumas alterações. A anisotropia do material também é uma característica importante, visto que as propriedades mecânicas



do material produzido pela manufatura aditiva são diferentes quando este mesmo material é produzido da maneira tradicional. Isso ocorre devido à fabricação pela adição de camadas e também por existirem direções de predileção nos eixos XY. Normalmente, as peças nas quais ocorre adição de camadas pelo eixo Z, são menos resistentes do que as peças nas quais ocorre adição de camadas pelo eixo XY (GRIMM, 2005). Por fim, outra característica é a base e estruturas de suporte. O conceito se baseia na adição de material adicional além do volume da peça para atuar como base e/ou estrutura de suporte, a fim de fixar a peça em uma plataforma de construção, impedindo que se mova na fabricação; serve de ancoragem para evitar um empenamento da peça; evitar danos durante remoção da plataforma e compensar desnivelamentos (VOLPATO e SILVA, 2017; GRIMM, 2005).

De maneira a realizar um bom planejamento de processo para a manufatura aditiva, a fim de uma melhor precisão dimensional, acabamento superficial e propriedades mecânicas do material fabricado e reduzindo os custos e tempos de fabricação, deve haver a execução de tarefas específicas. Tais tarefas consistem em: leitura de um ou mais modelos geométricos 3D; orientação e posicionamento da geometria no volume de construção; aplicação da escala determinada em função do processo; fatiamento computacional da geometria; cálculo da base e das estruturas de suporte; cálculo do preenchimento para cada camada de acordo com a estratégia e parâmetros do processo e geração dos dados a serem enviados à tecnologia (VOLPATO e SILVA, 2017; FERREIRA et. Al., 2001).

Basicamente, as etapas do processo de manufatura aditiva consistem na obtenção do modelo geométrico, no planejamento de processo, na fabricação e no pós-processamento, de forma que, ao final dessa sequência de fases, tem-se a peça. Além disso, o planejamento do processo pode ser dividido em quatro etapas: orientação, posicionamento e escala; base e estruturas de suporte; fatiamento e planejamento da trajetória ou geometria do contorno e/ou preenchimento. (VOLPATO e SILVA, 2017).

Na etapa de obtenção do modelo geométrico 3D da peça, a geometria é preparada no formato adequado para tecnologias específicas de manufatura aditiva e nos padrões STereoLithography (STL) e additive manufacturing format (AMF). Essa etapa é realizada no CAD e em sistemas computacionais de tratamento de imagens de tomografias computadorizadas, ressonâncias magnéticas ou ultrassons (na área da medicina) (VOLPATO e SILVA, 2017).

No planejamento do processo, há o início dos processos de orientação, posicionamento, aplicação de fator de escala, fatiamento, cálculo de base e das estruturas de suporte, cálculo de trajetória e/ou geometria do contorno e/ou preenchimento das camadas e geração de dados a serem enviados à máquina de manufatura aditiva. Todas essas tarefas, com exceção do cálculo da base, são necessárias em todas as tecnologias de manufatura aditiva, e são realizadas por um sistema CAM (computer aided manufacturing) (VOLPATO e SILVA, 2017).



Ainda dentro do planejamento do processo, tem-se o processo de escolha da orientação para fabricação, que consiste na decisão de como a peça a ser produzida deverá ser orientada em relação ao eixo principal de fabricação (eixo Z). Por meio dessa etapa, pode-se definir as regiões da peça que serão mais afetadas pelo efeito degrau de escada e pela anisotropia, além da precisão dos detalhes. Além disso, determina-se o número de camadas e a quantidade de material de suporte necessário e afeta as dimensões, o acabamento e as propriedades da peça, além do tempo e custo de fabricação. O fator de escala é considerado na escolha da orientação, a fim de haver uma compensação da contração e distribuição das peças no volume de construção. Dessa forma pode haver uma produção de um maior número de peças simultaneamente (VOLPATO e SILVA, 2017).

Após a orientação da fabricação ter sido escolhida, deve-se determinar o posicionamento no volume de construção. As tecnologias de manufatura aditiva possuem características de processos por bateladas (quanto maior o número de peças que forem fabricadas em um mesmo ciclo, menor o custo unitário de cada peça), o que envolve tempo maior de preparação do equipamento ou retirada da peça dentro de parâmetros de segurança. O volume da construção do equipamento é definido como o maior volume que pode efetivamente ser utilizado para construir uma peça e a forma, normalmente, é caracterizada por um paralelepípedo com as dimensões da base no plano XY e altura no plano Z. Esse volume de construção depende da tecnologia e do modelo do equipamento e é definido dentro de dimensões máximas em que os erros de processos são aceitáveis (VOLPATO e SILVA, 2017; FERREIRA et. Al., 2001).

Em seguida, deve haver a aplicação de um fator de escala no modelo 3D a fim de obter as dimensões da peça mais próximas possíveis das medidas previamente projetadas. A necessidade do fator de escala pode ser explicada pelo fato de que o material pode sofrer contração em grande parte dos processos da manufatura aditiva, principalmente no resfriamento final do processamento. O fator de escala nem sempre é o mesmo em todas as direções de fabricação devido às várias formas de processamento e a sua definição depende de um processo de calibragem, ou seja, um processo experimental que determina a contração geral do material em cada eixo (VOLPATO e SILVA, 2017; MELLO, 2006).

A definição da base da estrutura de suporte é, também, uma tarefa importante. A redução da quantidade de estruturas de suporte depende da orientação do modelo da forma mais estável possível na base e com o menor número de regiões que necessitam de base. A partir da identificação dessas regiões, a geometria do suporte utilizado deverá ser definida empregando a mínima utilização de recursos possível. Com o número de estruturas reduzido, o tempo de processamento é menor, portanto o tempo total na produção será reduzido e, com a utilização racionada de recursos para a geometria de suporte, o custo do processo também tende a diminuir (VOLPATO e SILVA, 2017; FERREIRA et. Al., 2001).



Em seguida ocorre a etapa de fatiamento (slicing), que pode ser de forma direta ou indireta. O fatiamento de forma direta ocorre diretamente nas superfícies matemáticas do CAD e, por isso, proporciona resultados mais precisos evitando erros decorrentes da forma indireta. Essa, por sua vez, trabalha com a utilização de uma malha de triângulos e é mais utilizada na prática. Primeiramente deve haver a definição da espessura da camada, lembrando que a qualidade do acabamento superficial da peça é tão melhor quanto menor for sua espessura. Porém, o tempo de construção é maior, visto que existirá um maior número de camadas (VOLPATO e SILVA, 2017).

Posteriormente, há o planejamento da trajetória de contorno e/ou preenchimento, que é definida como a trajetória que delimita as superfícies externas visíveis da peça. Essas são planejadas com a finalidade de processar o material dentro dos limites de contorno da peça e das possíveis estruturas de apoio. Dessa forma, esse planejamento da trajetória está diretamente relacionado com o tipo de tecnologia 3D utilizada (VOLPATO e SILVA, 2017).

Depois ocorre a fabricação da peça propriamente dita no equipamento de manufatura aditiva, que normalmente é automática e desassistida, em que se necessita de um operador apenas no início, momentos de set up e no final. Portanto, para melhor aproveitamento de tempo e da tecnologia, há a utilização da estratégia de se produzir à noite. Algumas tecnologias podem ser usadas em escritórios, pela pouca emissão de barulho e calor no momento da produção e outras exigem um ambiente mais adequado (VOLPATO e SILVA, 2017; MELLO, 2006).

Por fim, tem-se a etapa do pós-processamento, basicamente vista como uma etapa adicional necessária em cada tecnologia para fazer um controle da qualidade das peças produzidas. Pode envolver desde ações manuais até a passagem por processos adicionais, como usinagem e fornos (VOLPATO e SILVA, 2017, MELLO, 2006).

4 BIOMATERIAIS E SUAS APLICAÇÕES

Biomaterial é uma substância ou combinação de duas ou mais substâncias, farmacologicamente inertes, de natureza sintética ou natural, que são utilizadas para melhorar, aumentar ou substituir, parcial ou integralmente, tecidos e órgãos. Para Azevedo et. Al. (2007), são quaisquer substâncias ou combinações de substâncias, sintéticas ou naturais, que possam ser usadas por um período de tempo, completa ou parcialmente como parte de um sistema que trate, aumente ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo. A primeira geração de biomateriais foi baseada na busca de materiais inertes, que seriam ignorados por tecidos vizinhos, sem provocar quaisquer inflamações ou infecções no local. Depois pesquisadores introduziram o conceito de Bioatividade como sendo a capacidade que alguns materiais possuem de se ligarem a tecidos vivos sem a formação de camadas fibrosas que o separam desse mesmo tecido. Dessa forma, outra classe de biomateriais surgiu: os bioativos.



O critério de seleção desses biomateriais baseia-se na aplicação a que se destinam. Podem ser polímeros sintéticos, metais, cerâmicas e macromoléculas naturais (biopolímeros) que são manufaturados ou processados para se adequarem à utilização em dispositivos médicos que entram em contato com sistemas e moléculas orgânicas. Esses materiais devem ser isentos de produzir quaisquer respostas biológicas adversas com a finalidade de reduzir infecções. Ou seja, o material deve ser não-tóxico, não-carcinogênico, não-antigênico, não-mutagênico e não-trombogênico. Tais restrições devem existir a fim de se evitarem infecções e biodegradações no organismo do paciente.

Além disso, a elevada biocompatibilidade (habilidade de um material desempenhar com uma resposta tecidual apropriada em uma aplicação específica) vem tornando os materiais poliméricos como a principal solução no campo biomédico e no desenvolvimento de dispositivos em implantes permanentes ou degradáveis. Quando qualquer material de implante é inserido no corpo, há a criação de diversas camadas de proteínas, que se aderem à superfície do implante e controlam a adesão inicial de células através de processos enzimáticos. Dessa forma a interface com o implante é determinada. Segundo Oliveira (2005), a adequação do material tem uma relação fundamental com a integração do material com o organismo (hospedeiro).

No geral, os biomateriais possuem diversas aplicações, como, por exemplo, a hidroxiapatita, metais e ligas metálicas (como o titânio e suas ligas) e polímeros. A hidroxiapatita ajuda no recobrimento e implantes ósseos e, dentre os materiais bioativos, se destaca pela sua semelhança com os fosfatos de cálcio presentes na fase mineral do osso, portanto é estudada para finalidades clínicas. Porém, seu uso clínico é limitado, pois sofre uma lenta biodegradação, em torno de 4 a 5 anos após o implante. Como deve haver a reposição de um osso em formação, a reabsorção do biomaterial é uma característica fundamental. Quando a hidroxiapatita é implantada próxima ao osso ela atua em dois estágios, sendo o primeiro como prótese e o segundo como suporte para regeneração de tecidos. Demonstra um alto grau de biocompatibilidade tanto com tecidos duros quanto moles, principalmente para enxertos ósseos (CARVALHO, 2010; OLIVEIRA, 2005). Em função dos seus poros, a hidroxiapatita permite o desenvolvimento de tecidos em seu interior, com interconexão entre os poros, favorecendo o transporte nutricional no tecido e aumentando a velocidade de crescimento. Metais e ligas metálicas, como o titânio e suas ligas, também são de extrema importância no meio médico, com diversas aplicações, como implantes ortopédicos, placas para fraturas e pregos e parafusos de reparo ósseo (OLIVEIRA, 2005). Os enxertos aloplásticos são constituídos de materiais sintéticos ou orgânico modificados em laboratórios, como o titânio. Sua biocompatibilidade garante sucesso de implantes em seres humanos (PARR, STEFLIK & SISK 1993).

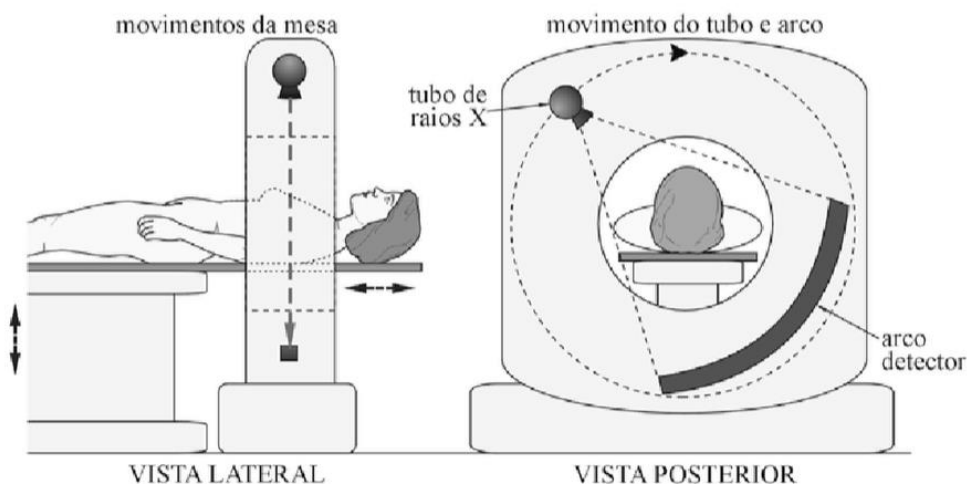


5 EXAME DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Tomografias computadorizadas são exames diagnósticos caracterizados por imagens de um plano de corte que possibilita o estudo das estruturas encontradas no interior do corpo. Essas imagens podem pertencer a planos de cortes diversos como os planos frontal, axial, lateral e inclinado e não apresentam superposição. O aparelho de Tomografia Computadorizada é o aparelho utilizado para gerar tais imagens, pela atenuação de feixes de raio X (CHEW et. Al. 2016; MOURÃO, 2015; BOYD, 2011).

A tomografia convencional é uma técnica realizada por aparelhos de raio X cujo tubo emite feixes enquanto se desloca em um eixo determinado. Enquanto isso, o filme de registro da imagem se move no sentido contrário, de forma sincronizada e no mesmo eixo. Entre o filme e o emissor de raio X está o objeto em estudo. O plano de corte escolhido é onde a imagem aparecerá mais nítida, visto que esse plano permanece em repouso quando o referencial for o emissor de raios X e o filme. Os feixes absorvidos pelo corpo do objeto em estudo passam por lugares diferentes, registrando informações diferentes sobre toda a superfície do filme. Se os feixes passam por um mesmo ponto no plano, estarão registrando as mesmas imagens, e se isso ocorre continuamente, a qualidade da imagem é boa. As imagens registradas no eixo de apoio por meio do qual o chassi e o tubo de raios X se movem surgem com maior nitidez, e nesse eixo determina-se o corte anatômico de interesse a ser registrado. (MOURÃO, 2015). O aparelho de TC viabiliza a aquisição de imagem de um corte anatômico axial com o auxílio de um computador. (CHEW et. Al. 2016; MOURÃO, 2015; BOYD, 2011). De forma diferente da tomografia convencional, o método da Tc utiliza um tubo de raios X que emite radiação enquanto se movimenta em trajetórias circulares em torno do paciente, de forma a se gerar a imagem, que não se dá diretamente sobre o filme radiográfico, mas é capturada por detectores posicionados em anteparo que se move em oposição à fonte de radiação, conforme demonstra a Figura 2.

Figura 2 – Posicionamento de paciente em aparelho de TC. Vista Lateral com deslocamentos da mesa e vista posterior com movimentação do tubo de raios X em torno do paciente.

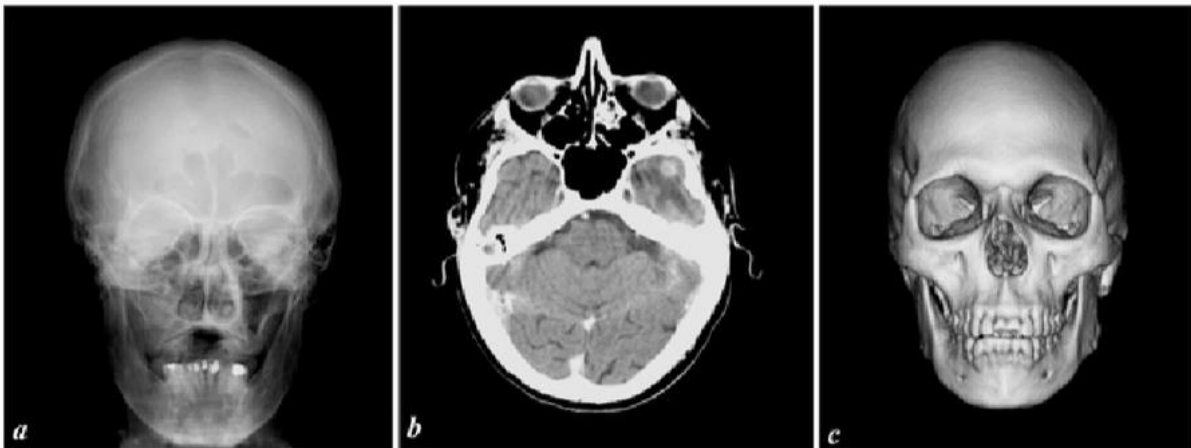


Fonte: Mourão (2015)



A Figura 3 mostra três imagens diagnósticas de uma cabeça. Uma gerada em aparelhos convencionais de Raios X (a) e duas (b e c) em aparelhos de Tomografia Computadorizada (TC). Nota-se que imagem gerada no equipamento de Raios X não apresenta diferenciação entre os tecidos, dificultando a identificação dos tecidos moles (tecido cerebral, globos oculares, cartilagens, etc.). No caso da TC, torna-se possível essa diferenciação, não ocorrendo interferência das estruturas posteriores, como demonstrado na Figura 9 (c), o que otimiza os procedimentos de diagnóstico (MOURÃO, 2015).

Figura 3 – Imagens radiológicas da cabeça. (a) radiografia frontal; (b) corte axial; e (c) vista frontal.



Fonte: Mourão (2015)

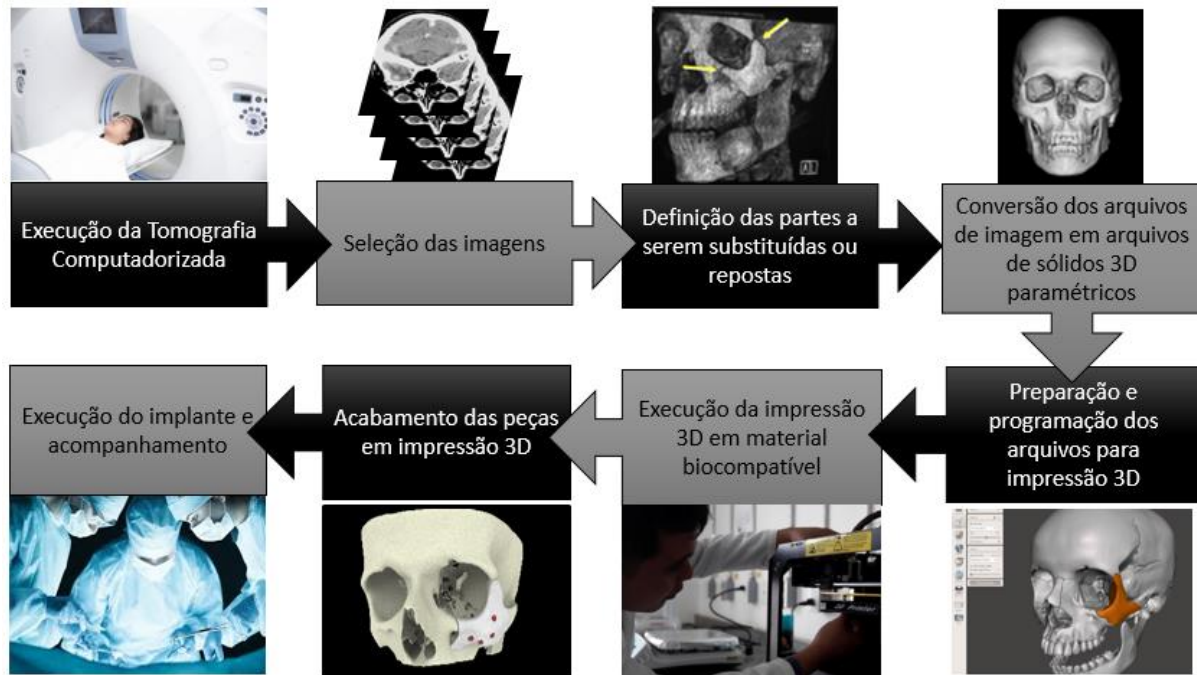
O aparelho de tomografia computadorizada viabiliza a obtenção de uma imagem com o auxílio de um computador. Segundo MOURÃO (2015), o método utiliza um tubo gerador de raios X que emite radiação enquanto se move em círculos ou semicírculos em torno do objeto de estudo. Em vez de gerar a imagem diretamente sobre o filme, a radiação que atravessa o objeto é captada por aparelhos detectores posicionados em oposição à fonte de raio X. As imagens são, então, reconstruídas através de diversas medições em posições do sistema em relação ao objeto e os dados são convertidos em sinais digitais, sendo enviados diretamente ao computador. Como são utilizados feixes muito achatados para irradiar o volume, apenas uma fatia fina do volume é irradiada por vez. Os detectores captam uma parcela do feixe que atravessou o objeto e geram um sinal elétrico, que é convertido em sinal digital e enviado ao computador. Depois de adquirir um grande número de medições, o computador trata as informações recebidas para determinar a parcela do feixe absorvida e, posteriormente, poderá construir uma imagem digital que representará a fatia. Dessa forma, consegue-se construir uma estrutura computadorizada a partir de diversas fatias obtidas pela irradiação no objeto de estudo. As cores e intensidades de cinza apresentadas nos exames de tomografias computadorizadas dependem de fatores específicos como a taxa de absorção de raio X de cada fatia (CHEW et. Al. 2016; MOURÃO, 2015; BOYD, 2011).



6 DESENVOLVIMENTO E DISCUSSÕES A PARTIR DA PESQUISA EXPLORATÓRIA

Para desenvolvimento de uma pesquisa exploratória a partir das informações obtidas no referencial bibliográfico deste trabalho e, utilizando como exemplo um caso de prótese craniofacial, pode-se fazer o planejamento do processo de impressão 3D, tal como proposto na Figura 4, a seguir.

Figura 4 – Fluxograma proposto para o sistema de produção de próteses de sistemas ósseos a partir da tecnologia de impressão 3D



Fonte: Os autores

Como falado anteriormente, devem haver tarefas a serem executadas para a fabricação da peça, de forma a garantir baixo tempo e custos e garantir precisão dimensional e de propriedades mecânicas. Tais tarefas compõem as etapas do processo de manufatura aditiva e serão analisadas para um caso de prótese craniofacial.

Conforme demonstrado na Figura 4, após obtenção e seleção das imagens através da tomografia computadorizada, a primeira tarefa consiste na criação da geometria, quando há a leitura de um ou mais modelos geométricos, uma vez que o método de escaneamento de ossos, cavidades e órgãos desejados são realizados em fatiamentos similares ao fatiamento utilizado na construção da peça tridimensional pela manufatura aditiva. As medidas precisas obtidas através do exame diagnóstico, que são arquivos de imagem, devem ser então convertidas em modelos tridimensionais sólidos, paramétricos, através de softwares de modelagem CAD, onde podem ser então editados e ter suas partes selecionadas para futura impressão. Neste momento, os arquivos são convertidos em formatos passíveis de impressão 3D, tais como o STL (Stereolithography) e IGES (Initial Graphics Exchange Specification).



A segunda tarefa consiste na transferência do arquivo convertido para a máquina através de uma conexão direta, rede ou pen drive. Após a transferência é necessário que sejam observados se o tamanho, posição e orientação de construção estão corretos. No caso da construção de uma prótese craniofacial a orientação deve ser feita no eixo X e Y, como explicado anteriormente. A impressora precisa ter seus parâmetros de trabalho bem definidos, como as restrições do tipo de material que deverá ser utilizado, a fonte de energia, a espessura da camada, os tempos e velocidade da produção.

Do ponto de vista de fabricação, foram apresentados modos de fabricação baseados na tecnologia utilizada. Levando-se em consideração um caso de construção de uma prótese craniofacial, o melhor modelo de fabricação e tecnologia a serem utilizados devem levar em consideração a relação custo x benefício e a disponibilidade da tecnologia. Outro critério de seleção deverá ser a compatibilidade do biomaterial com o processo de impressão, no que tange à manutenção de suas propriedades, seja na temperatura de fusão e esforços mecânicos do processo FDM, seja na presença de luz ultravioleta, no processo SLA, por exemplo.

Com o fim da construção da peça, deve haver uma interação com a máquina para a remoção de algumas partes da construção e as medidas para fazer isso em segurança e sem danificar a peça devem ser tomadas antes da fabricação. A remoção do material deve ser extremamente cautelosa, visto que o suporte e a própria peça podem estar frágeis. Um exemplo é a construção de travamentos internos para fixar a peça no eixo de construção.

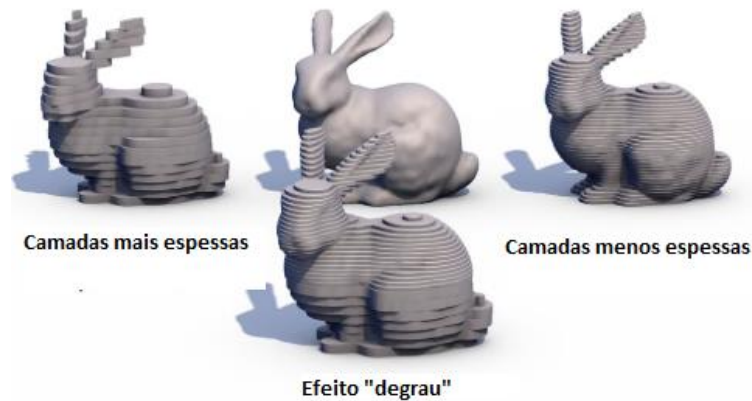
Por fim deve haver o pós-processamento, tarefa exercida quando a peça necessita de um trabalho de limpeza ou acabamento, de forma a tornar a peça aceitável para seu consumidor final ou para sua finalidade. Uma prótese craniofacial deve ser feita com uma precisão de medidas gigantesca para que possa se encaixar perfeitamente no paciente sem maiores problemas. Portanto, mesmo com as medidas tomadas para aperfeiçoar e diminuir o erro causado por alguns efeitos de fabricação, deve haver um acabamento superficial para garantir exatidão de medidas e qualidade de produto.

O primeiro aspecto a ser analisado é o efeito degrau de escada que pode comprometer a qualidade do produto final, se as camadas utilizadas possuem grandes espessuras (Figura 5).

Como se trata de uma prótese craniofacial para aplicação na medicina, o processo escolhido deve reduzir ao máximo as irregularidades que o efeito degrau de escada provoca. Portanto as camadas de impressão no eixo Z devem possuir a menor espessura possível. Além disso, como a medida da espessura influencia em uma variação, no eixo Z, das dimensões desejadas para a peça a ser construída, deve-se analisar se a medida mínima das camadas é múltipla do dimensionamento ideal para a peça.



Figura 5 – Efeito degrau. Relacionado com a espessura das camadas de impressão 3D.



Fonte: Os autores

Se a medida não for múltipla, haverá variação na dimensão da peça no eixo Z. A anisotropia também deve ser analisada de forma que o material possua maior resistência a forças mecânicas, visto que trata-se de uma prótese craniofacial, ou seja, haverá a substituição de parte do crânio, caracterizado por um osso extremamente duro com funções de proteção dos órgãos internos. Portanto, deve-se optar pela adição de camadas pelos eixos X e Y, visto que a adição de camadas pelo eixo Z resulta em materiais menos resistentes. Além disso, devem existir estruturas de suporte para evitar empenamentos e movimentos da peça durante a fabricação, de forma a prevenir danos no manuseio, compensar desnivelamentos e utilizar o mínimo de recursos possível, para diminuir os custos de fabricação. Por fim, leva-se em conta o biomaterial ideal para o processo. O melhor uso para uma prótese craniofacial seria a substituição do tecido ósseo a partir do consumo do biomaterial utilizado pelo organismo, sem causar rejeições pelo corpo do paciente. Portanto, deve haver grande biocompatibilidade, o que torna os materiais poliméricos como solução para fins no meio médico, contanto que não produzam reações biológicas adversas. Nesse contexto, pode-se considerar a hidroxiapatita como um bom biomaterial para tal fim, visto que ajuda no recobrimento de tecidos e implantes ósseos e se destaca pela semelhança com os fosfatos de cálcio presentes na fase mineral do osso. Além disso, a hidroxiapatita é reabsorvida pelo corpo e é um material extremamente biocompatível com o tecido ósseo.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O uso da tecnologia de impressão 3D para a produção de peças nas mais diversas áreas será cada vez mais comum, visto que tal tecnologia pode ser capaz de atingir a precisão desejada com a redução de custos e tempo de processamento. No campo da engenharia de produção, tais reduções de custos e tempos de fabricação são essenciais para empresas alcançarem suas metas de margens de lucro ou de produtividade. A logística como um todo se beneficia, de forma que custos antes empregados na produção de uma peça, possam ser transferidos a outras áreas da linha de produção de acordo com a



necessidade. Além disso, a diminuição no tempo de fabricação pode ser fator competitivo essencial para a empresa.

A automatização de uma linha de produção com o uso de tecnologias de manufatura aditiva é possível, considerando os aspectos já ressaltados neste trabalho, de que a impressora possui autonomia na fabricação, não havendo necessidade de ação para a continuidade do processo.

Além de benefícios para o produtor, os benefícios para o comprador e o consumidor estão relacionados com a precisão e personalização da produção. Quando uma peça é feita artesanalmente, há maior probabilidade de ocorrerem erros de fabricação, o que é minimizado em um processo de impressão 3D. Portanto, para o consumidor, a peça projetada na geometria se aproximará muito da peça real impressa (de acordo com o modo de fabricação escolhido). Além disso, dependendo da finalidade do produto, o consumidor terá uma peça personalizada e exclusiva, de modo a atender necessidades, por exemplo, na área da saúde.

Especificamente na área da saúde, este trabalho confirma que a utilização da impressão 3D na produção de próteses, em especial craniofaciais, é um aspecto a ser levado em consideração, visto que, além da compatibilidade de exames diagnósticos, como a tomografia computadorizada, e a possibilidade de utilização de um biomaterial extremamente eficiente na regeneração óssea, as vantagens são inúmeras. O paciente poderá ter acesso a uma prótese mais barata, totalmente personalizada para seu caso e que utiliza de materiais que promovem a redução de infecções e rejeições por parte do corpo, uma vez que são compostos orgânicos já existentes no organismo. Dessa forma, além da satisfação do cliente com o produto, os meios de produção na área da medicina podem ser mudados, de forma a produzir peças mais acessíveis, que possam ser adquiridas na maioria dos casos, e possam até ser utilizadas no Sistema Único de Saúde (SUS).



REFERÊNCIAS

VOLPATO, N. & CARVALHO, J. Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D. São Paulo, SP. Blucher, 2017.

AZEVEDO, V.; CHAVES, S.; BEZERRA, D. & FOOK, M. Quitina e Quitosana: aplicações como biomateriais. Remap - Revista Eletrônica de Materiais e Processos. v.2.3 p.27-34. Campina Grande, 2007.

BEAMAN, J.J. Historical Perspective, JTEC/WTEC Panel Report on Rapid Prototyping in Europe and Japan. 1997.

BOYD, S. Optical coherence tomography in macular diseases and Glaucoma: basic knowledge. Jaypee-highlights Medical Publishers Inc. Panamá, 2011.

CARVALHO, P. et al. Biomateriais aplicados à implantodontia. Implant News, v. 7, n. 3, p. 56-65, 2010. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/133170>>.

CHEW, F.; MULCAHY, H. & HA, A. Imaginologia musculoesquelética: estudo de casos. Barueri, SP. Manole, 2016.

FERREIRA, J. M. G. C.; ALVES, N. M. F.; MATEUS, A. J. S.; CUSTÓDIO, P. M. C. Desenvolvimento integrado de produtos e ferramentas por metodologias de engenharia inversa e prototipagem rápida. 3º Congresso Brasileiro de Gestão de Desenvolvimento de Produto, Florianópolis, 2001.

GRIMM, Todd. Choosing the Right RP System. A study of seven RP systems, 2005.

KUSIAK, Andrew. Concurrent engineering: automation, tools and techniques. New York: John Wiley & Sons, 1993.

MELLO, P. *et. al.* Comparação de Três Diferentes Tecnologias de Prototipagem Rápida em Relação a Critérios de Custo e Tempo. XXVI ENEGEP - Fortaleza, 2006.

MONTEIRO, M. A impressão 3d no meio produtivo e o design: estudo na fabricação de joias. Dissertação: Programa de Pós Graduação em Design (PPGD) Universidade do Estado de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2014.

MOURÃO, A. & OLIVEIRA, F. Fundamentos de radiologia e imagens. São Caetano do Sul, SP. Difusão Editora, 2009.

MOURÃO, A. Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações. 2 Ed. São Caetano do Sul, SP. Difusão Editora, 2015.

OLIVEIRA, P. Desenvolvimento e caracterização de biocompósitos de matriz polimérica de PHB reforçados com HAP-91. Dissertação. Programa de Pós-graduação em Engenharia de Materiais. REDEMAT. UFOP. Ouro Preto, 2005.

PARR, G.; STEFLIK, D. & SISK, A. Histomorphometric and histologic observations of bone healing around immediate implants in dogs. International Journal of Maxillofac Implants. V.8, p.534-540, 1993.



PHAM, D. T.; GAULT, R. S. A comparison of rapid prototyping technologies. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, No. 38, p. 1257-1287, 1998.

ROZENFELD, H. et al. *Gestão de Desenvolvimento de Produtos – uma referência para a melhoria do processo*. São Paulo: Saraiva, 2006.

THRE3D. Thre3D. THRE3D - 3D Printing, Simplified., 2014. Disponível em: <<https://thre3d.com>>. Acesso em: 17 de agosto 2018.

WILLIAMS, D. F., *Definitions in biomaterials: proceedings of a consensus conference of the European society of biomaterials*, Elsevier, New York 1987.