

**INSTITUTO FEDERAL DE CIÊNCIA, EDUCAÇÃO E TECNOLOGIA DE SÃO
PAULO**

AUTORES:

GABRIELA MARQUES FERNANDES

LEONEL QUIREZA MENEZES DE OLIVEIRA

**CARACTERIZAÇÃO DE PRÓTESES CUSTOMIZADAS FABRICADAS EM LIGA
Ti6Al4V POR MEIO DE MANUFATURA ADITIVA - MÉTODO EBM**

ORIENTADORES:

PROF. DR. WILSON CARLOS DA SILVA JÚNIOR

PROFA. DRA. VANESSA SERIACOPI

Guarulhos, SP

2021

RESUMO

Este trabalho apresenta um estudo com resultados parciais sobre a validação das características mecânicas de próteses customizadas de Ti6Al4V produzidas a partir de Manufatura Aditiva, por meio do método de Fusão por Feixe de Elétrons (*Electron Beam Melting* - EBM), através de ensaios mecânicos e simulações de análise estrutural estática feitas por meio de softwares de Engenharia Assistida por Computador (Abaqus/Standard), que opera com Método dos Elementos Finitos. Para isso, são introduzidos os principais temas pesquisados para que este estudo possa ser realizado, mostrando na sequência a metodologia e o desenvolvimento necessário para realizar a análise no software, até a obtenção dos resultados, em que a prótese estudada terá uma vida útil adequada, por garantir a resistência requisitada e apresentar fadiga de alto ciclo.

Palavras-chave: Manufatura Aditiva, Elementos Finitos, EBM, Ti6Al4V, Próteses Customizadas.

1. INTRODUÇÃO

1.1 MANUFATURA ADITIVA

1.1.1 Definição e Conceitos

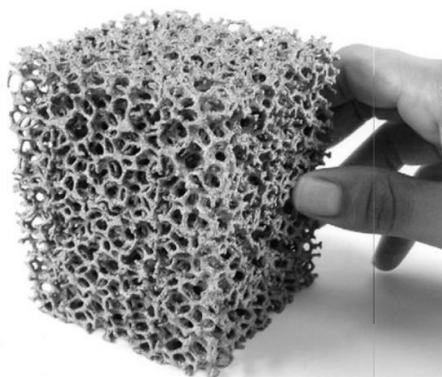
Com o avanço da tecnologia na área de materiais é possível notar o grande impacto causado em diversos setores da sociedade. Sendo eles industriais, de construção ou de serviço, todos necessitam de componentes, peças e materiais produzidos com características microestruturais e mecânicas estabelecidas em normas técnicas, com acabamento superficial, e com formatos customizados requeridos em cada situação a que são submetidos.

Quando comparados aos métodos tradicionais de fabricação, a principal vantagem da Manufatura Aditiva (MA) é sua característica de poder criar peças complexas de maneira livre, aplicando diretamente a matéria-prima na construção da peça e eliminando a necessidade de uso de métodos tradicionais de fabricação tais como: extrusão, forjamento, fundição e processos de usinagem secundário, para obtê-la conforme desejado (HERZOG et al., 2016).

Essa capacidade mais dinâmica de fabricação torna este processo uma técnica econômica mais sustentável, já que consegue minimizar a produção de resíduos. Junto a isso, a técnica MA permite uma grande variedade e flexibilidade no uso de matéria-prima (SEIFI et al., 2016), podendo ser reutilizados quando não consumidas (no caso do pó) sem perda de qualidade do produto final, o que implica em maior aproveitamento do material e melhor custo benefício (GALARRAGA et al., 2017; O'LEARY et al., 2015).

Além disso, se combinada a otimização do projeto, a liberdade de produção permite a obtenção de peças com geometria customizadas de acordo com as condições exatas de carregamento, permitindo eliminação do material sobressalente e gerando uma grande capacidade de diminuir significativamente a massa da peça, como por exemplo, peças trabeculadas, como na Figura 1 (SEIFI et al., 2017).

Figura 1 - Modelo de peça Trabeculada



Fonte: (GUO; LEU, 2013)

De acordo com a *International Organization for Standardization* – ISO e a *American Society for Testing and Materials* - ASTM, a MA é definida como um processo de união de materiais para a obtenção de peças a partir de modelos tridimensionais, adicionando camada sobre camada, diferentemente das metodologias de manufatura subtrativa e formativa (MOURA, 2018, p. 7).

Tal processo de fabricação apresenta diversos benefícios além da maior liberdade de projeto quando comparados a métodos mais convencionais. Estes benefícios podem ser caracterizados como:

- Criação de estruturas mais leves possibilitadas tanto pelo uso de design de treliça quanto pelo design de peças, de modo que haja material apenas onde necessário;
- Atribuição de novas funções às peças existentes através da introdução de novas características, como por exemplo, canais internos complexos e a integração de várias partes em apenas uma, conforme mostrado na Figura 2a;
- Diminuição do consumo de matéria-prima, por ser um processo de fusão, podendo chegar até 25 vezes menos em relação a usinagem convencional, o que implica em um menor gasto no caso de ligas de alto custo, como: ouro, platina e tungstênio, ou ligas de baixa usinabilidade;
- Geração de peças complexas em uma única etapa de fabricação, diminuindo as etapas de montagem (soldagem e brasagem, por exemplo), o que também permite na diminuição de ferramenta utilizadas no processo, ao contrário dos convencionais, que necessitam de moldes e ferramentas de modelagem ou remoção de material, como mostrado na Figura 2b.
- Produção em curto prazo, pois peças complexas podem ser produzidas em poucas horas em máquinas de MA, de modo que o tempo total de ciclo, eliminando o setup de máquina.

Figura 2 - (a) Peça com canais complexos (a esquerda) e (b) Peça complexa (a direita)



Fonte: EPMA, 2019

Com tais vantagens de MA, é necessário lembrar que esse processo é mais recomendado para produção de peças em pequena escala, situação que já está sofrendo alteração (EPMA, 2019).

Porém, apesar de apresentar estas vantagens, a MA tem algumas limitações que são importantes de serem citadas, tais como:

- As dimensões finais da peça, no caso de sistemas de leito de pó, são limitadas a 250 x 250 x 250 mm, o que não ocorre nos processos com deposição de energia direta (ou deposição de metal a laser), podendo ter maiores dimensões, contudo tal processo pode ser mais longo e custoso devido à baixa espessura das camadas de pó;
- Produção em larga escala, pois conforme apresentado, MA é geralmente mais adequada para séries unitárias ou pequenas, não sendo muito relevante para a produção em massa. Apesar disso, estão sendo feitos progressos para aumentar a produtividade das máquinas para atender a produções maiores;
- Projeto de peça é requerido, no caso do método *Selective Laser Melting* (SLM), devido a necessidade de estruturas de suporte removíveis quando o ângulo de projeção é inferior a 45°;
- A escolha do material, pois, embora muitas ligas estejam disponíveis, metais não soldáveis não podem ser processados por MA e ligas com baixa soldabilidade requerem abordagens específicas;
- Apresenta alterações nas propriedades das peças acabadas, pois peças manufaturadas aditivamente tendem a apresentar anisotropia na direção de crescimento, que é o eixo Z (direção de deposição), além de apresentarem porosidades residuais, geralmente apresentam propriedades mecânicas superiores às peças fundidas, porém inferiores às trabalhadas.

Portanto, esses processos de MA são dificultados principalmente pela sua baixa escala de produção, devido a complicações para produções em maior escala de peças maiores; qualidade de superfície com maior rugosidade, o que em algumas aplicações pode ser considerado uma vantagem, como é o caso das próteses de implantes cirúrgicos, que aumenta a possibilidade de osseointegração entre o osso e a superfície do metal; e a incerteza quanto às propriedades mecânicas dos produtos, havendo necessidade de consultas a literatura atual, tendo em vista que se trata de uma tecnologia relativamente recente e que precisa de otimização e pós processamento, permitindo que a Manufatura Aditiva se estabeleça na produção (BIKAS; STAVROPOULOS; CHRYSSOLOURIS, 2016).

Um exemplo disso é o desenvolvimento de sensores para medir tamanho e forma da poça de fusão, bem como sua temperatura de construção dado que esse histórico de processamento imediato está diretamente ligado as propriedades dos matérias MA (FRAZIER, 2014).

1.1.2 Técnicas de Manufatura Aditiva

Os processos de Manufatura Aditiva podem ser divididos em diversas categorias, e segundo a ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018 (MOURA, 2018), são elas:

- Extrusão de material - o material é depositado seletivamente por meio de um bico extrusor ou orifício;
- Jateamento de material - gotas de material de fabricação são depositadas seletivamente;
- Jato de aglutinante - agente de ligação líquido é depositado seletivamente para unir materiais em pó;
- Fusão em leito de pó - energia térmica funde seletivamente regiões do leito de pó;
- Deposição por energia direcionada - energia térmica focada é usada para unir materiais por fusão, à medida que estão sendo depositados;
- Fotopolimerização em cuba - fotopolímero líquido em uma cuba é curado seletivamente por polimerização ativada por luz;
- Laminação de folhas - folhas de material são ligadas para formar uma peça.

Apesar disso, compartilham basicamente da mesma abordagem, em que partem de um modelo CAD 3D criado em computador e gerado por métodos de imagem ou engenharia reversa, que é fatiado virtualmente em camadas finas, geralmente de camada típica de 20µm à 1mm (CANYON HYDRO et al., 2013), dependendo do processo MA, e com isso a parte física é construída por deposição repetitiva de camadas únicas e fusão local do material por uma fonte de calor.

1.1.2.1 Técnicas de fusão em leito de pó

Neste trabalho será abordado principalmente o uso da técnica de *Electron Beam Melting* (EBM), tendo em vista que é a técnica utilizada na fabricação dos implantes cirúrgicos estudados. Para isso, será introduzido o conceito de técnicas de fusão de leito de pó, abordando brevemente as outras principais técnicas dessa categoria por apresentar suas principais diferenças, e assim partindo para a definição mais profunda de EBM.

A técnica de leito de pó consiste em criar uma “cama” ao se espalhar o pó na área de atuação da máquina, que em seguida e conforme sua programação, fornece energia (por meio de feixe de elétrons ou feixe de laser) para a superfície visando fundir e sinterizar o pó na forma desejada.

O pó adicional e não utilizado é recolhido de toda a área de trabalho, podendo ou não ser reciclado, e o processo é repetido até criar o componente sólido tridimensional requisitado.

Além disso possui como vantagens a capacidade de produzir recursos de alta resolução e de alta complexibilidade, passagens internas (canais internos) e possui um alto controle dimensional (precisão) (FRAZIER, 2014).

A fusão de materiais com a técnica em leito de pó teve início com o processo conhecido como *Selective Laser Sintering* (SLS), que no começo dos anos 90, os componentes eram

limitados a pós de ligas metálicas, sendo inicialmente licenciada para a *Electro Optical Systems Gesellschaft mit beschränkter Haftung* (EOS GmbH), e atualmente utilizada por muitos fabricantes, tais como, *Concept Laser*, *SLM Solutions*, *3D Systems* e *Renishaw*.

Após o SLS ser patenteado, o *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) patenteou o que chamaram de “impressão 3D”, que era o prenúncio do *Directed-Energy Deposition* (DED). Por este processo apresentar vários problemas tecnológicos, o *Sandia National Research Lab* integrou uma fonte de calor no sistema como uma nova abordagem para superar tais problemas, o que acabou se popularizando como *Laser Engineered Net Shaping* (LENS) – um subconjunto do DED.

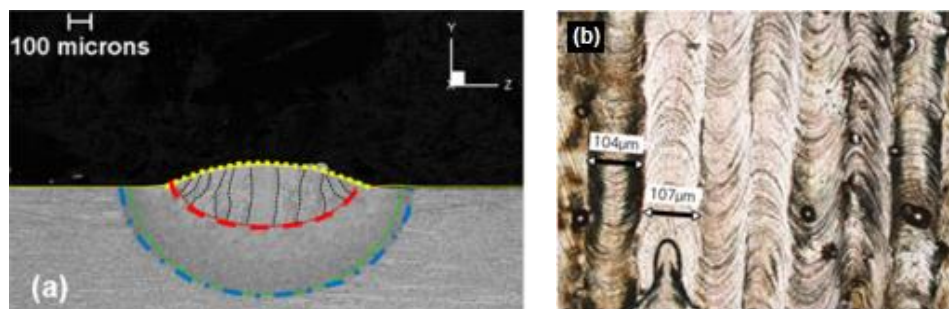
Junto a isso, passou-se a desenvolver na *Dawn White of Solidica, Inc.*, em 1999, o processo de laminação a folha, técnica mais voltada para a MA de metais, que utiliza soldagem ultrassônica e fresamento com controle numérico computadorizado (CNC) para soldar folhas empilhadas, gerando peças 3D.

E então, em 2000, na Suécia, estudos levaram ao surgimento de mais um método de leito de pó, o *Electron Beam Melting* (EBM), que trabalha com fusão das partículas de pó através de um feixe de elétrons.

A tecnologia MA continua a evoluir até hoje, como por exemplo o surgimento em 2015, da tecnologia *Desktop Metal*, desenvolvida por vários cientistas de materiais e engenheiros do MIT (HARUN et al., 2018).

As técnicas de MA que trabalham com pó, são processos que utilizam feixe de elétrons ou laser que interagem com estes pós metálicos de modo a produzir uma poça de fusão, conforme Figura 3, com a conseguinte solidificação do material, na estrutura desejada. Este curto período de interação devido a rápida solidificação causa grandes gradientes de temperatura, que em conjunto com altas taxas de resfriamento, em alguns processos, alteram significativamente a microestrutura construída, implicando na geração de altas tensões residuais, e no deterioramento das propriedades mecânicas e de fadiga destes produtos (LIU; SHIN, 2019).

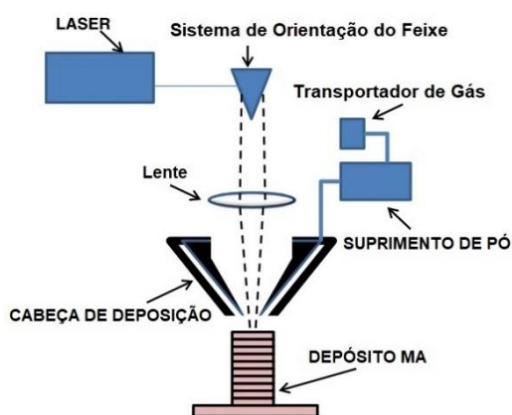
Figura 3 - (a) A vista frontal da microestrutura de Ti6Al4V de via única revela o crescimento dos grãos β anteriores perpendiculares ao limite da poça de solo (linha vermelha). O limite simulado da superfície livre (linha amarela) e o limite da zona afetada pelo calor (linha verde e azul) também são impostos e (b) A camada única de Ti-6Al-4V mostra duas direções de varredura a laser.



Fonte: LIU; SHIN, 2019

As técnicas a base de pó mais empregadas na indústria são as anteriormente citadas, DED e EBM, assim como a *Selective Laser Melting* (SLM), utilizadas para produção de estruturas densas por meio de fusão e solidificação. Apesar disso, é importante ressaltar que existem métodos MA baseados em arame, que consiste na deposição de um único cordão de material que depois de várias passagens, são construídas de modo a desenvolver uma estrutura 3D, geralmente utilizado para processamento de alta taxa de deposição e grandes volumes de construção, porém a peça final necessita de usinagem mais extensa se comparado com os sistemas de leito de pó (FRAZIER, 2014).

Figura 4 - Modelo simplificado de máquinas de MA por fusão em leito de pó



Fonte: Adaptado de FRAZIER, 2014

Como todo processo MA, apresentam a característica de que para a realização do processo, primeiro é necessário que os dados geométricos da peça estejam contidos em arquivo CAD, de modo que seja dividido em camadas com espessura pré-determinada. Feito isso, um laser ou feixe de elétrons focalizado e de alta potência faz a varredura e derrete os pó precursoros, formando a poça de fusão. Quando a fonte de energia se distancia, a poça se esfria rapidamente, gerando o cordão de trilha. Tal processo é repetido para construir camada por camada até que a geometria final da peça termine (LIU; SHIN, 2019). Um modelo simplificado de máquinas dessa técnica é apresentado na Figura 4.

A principal diferença entre estes três métodos é que, enquanto o SLM e o EBM são processos onde a camada de pó é pré-colocada individualmente e derretida seletivamente, o DED é um método de pó soprado, com sua alimentação contínua e fornecida por bicos (LIU; SHIN, 2019).

Além disso, nas duas primeiras técnicas o pó é aplicado em uma plataforma de construção, de modo que após a fonte de energia realizar a fusão seletiva, esta plataforma é abaixada, para que o ciclo possa ser repetido, até o fim da construção da peça (EPMA, 2019).

1.1.2.1.1 EBM

Processo semelhante ao SLM, por também trabalhar com feixe como fonte de calor, porém neste caso de elétrons, diferentemente do laser do primeiro, o EBM foi apresentado e comercializado pela Arcam AB, na Suécia, em 2001 (LIU; SHIN, 2019).

O EBM é essencialmente uma interação entre elétrons e átomos de um material, em que vários elétrons, emitidos por um feixe, transferem energia e, por conseguinte, aquecem o material por meio de colisões elásticas e inelásticas realizadas no leito de pó (ZAFAR et al., 2020).

O feixe de elétrons apresenta uma natureza especial que faz com que neste processo necessite de um ambiente a vácuo, de 10^{-4} mbar ou superior, prevenindo a oxidação (BIKAS; STAVROPOULOS; CHRYSSOLOURIS, 2016) ou fabricação de reativos com elevada afinidade com Oxigênio e Nitrogênio, que podem surgir no uso de pó de Ti-6Al-4V, que é o material usado nos implantes cirúrgicos estudados neste trabalho (LIU; SHIN, 2019).

O EBM é um processo relativamente recente, mas que vem sendo utilizado cada vez com maior frequência (mesmo que seja mais adequado para construção de peças metálicas) de modo a atender uma grande variedade de metais pré-ligados (WONG; HERNANDEZ, 2012), sendo mais comumente utilizadas as ligas de Titânio e a liga Co-Cr, que foram qualificadas para este processo pela a Arcam (GUO; LEU, 2013).

Nele o pó é derretido seletivamente por um feixe de elétrons, alimentado por tensões elevadas, geralmente de 30 a 60 kV (BIKAS; STAVROPOULOS; CHRYSSOLOURIS, 2016). Além disso, o pó metálico é alimentado através de um funil e distribuído por um ancinho por meio de uma placa de construção com área de 200 x 200 mm na direção x-y (MURR et al., 2010) ou 350 de diâmetro e o feixe é gerado por um canhão de elétrons antes de ser acelerados com a tensão de 60kV, focado por lentes eletromagnéticas e dirigido por uma bobina de varredura magnética para as posições desejadas no plano xy na plataforma de construção (GONG; ANDERSON; CHOU, 2014).

Neste processo, a plataforma de construção é pré-aquecida a temperaturas próximas de 750°C antes do início da construção, fazendo com que cada camada de pó seja pré-aquecida antes de derreter, levando a uma temperatura mínima no processo de aproximadamente 600°C (HRABE; GNÄUPEL-HEROLD; QUINN, 2017). Conforme as camadas vão sendo construídas, as mais próximas da superfície são parcialmente ou totalmente refundidas repetidamente, gerando um ciclo complexo de fusão e solidificação, o que pode gerar uma microestrutura heterogênea complexa (OLSÉN et al., 2018). Essas camadas costumam ter espessura entre 50µm e 200µm (HERZOG et al., 2016).

O EBM é superior as demais técnicas de manufatura aditiva de fusão em leito de pó, no que se refere a taxa de construção, devido a quantidade de energia de entrada e velocidade de varredura superior, apesar de apresentar menor qualidade de acabamento superficial (rugosidade).

A alta temperatura de construção de 600 a 750°C leva a diferentes características na parte da construção, se comparado com os outros processos (LIU; SHIN, 2019), pois as partes inferiores da peça ficam expostas a gradientes de temperatura por muito mais tempo que as

porções superiores, podendo influenciar na sua microestrutura em locais diferentes de maneiras diferentes (OLSÉN et al., 2018). Apesar disso, essa distribuição do campo térmico é razoavelmente uniforme (BIKAS; STAVROPOULOS; CHRYSSOLOURIS, 2016).

Para facilitar na dispersão do calor e solidificação rápida, uma placa de base grandes dimensões feita de material altamente condutor é utilizada (ZAFAR et al., 2020). Em altas temperaturas de construção o processo se comporta de maneira muito parecida com um tratamento térmico (LIU; SHIN, 2019).

Por ser um processo que fabrica seus componentes circundando pós metálicos parcialmente fundidos, assim como no SLM, a condução é a transferência de calor dominante no processo de EBM, em que existe uma perda por radiação, mas desprezível, se comparada a primeira (LIU; SHIN, 2019).

Nos processos de EBM, há necessidade de pós-processamento empregando jato de areia com o mesmo pó da manufatura de modo a revelar a peça construída (ZAFAR et al., 2020). As peças fabricadas são extremamente densas e resistentes, com baixa porosidade (GUO; LEU, 2013).

É importante salientar que os sistemas de fusão em leito de pó em geral têm certas demandas no que se refere a fluidez e densidade aparente do pó, de modo a garantir baixa porosidade e qualidade uniforme da peça fabricada (OLSÉN et al., 2018).

Geralmente, o pó utilizado tem diâmetro entre 45 e 106 μm , sendo virgem ou reciclado para evitar desperdícios. No entanto, deve ter cuidado na reutilização de pó, pois um pó reutilizado influencia fortemente na qualidade da impressão, microestrutura e propriedades mecânicas da peça final (ZAFAR et al., 2020).

1.2 METALURGIA DO PÓ

Para a confecção eficiente e de alta qualidade das peças produzidas por MA, um dos fatores mais importantes a ser considerado é o pó metálico utilizado no processo.

A qualidade da peça varia conforme o formato geométrico (esfera/agulha/cubo/...) e o método utilizado para produzi-lo, o que torna importante a definição destas condições antes de realizar o processo de manufatura da peça. Geralmente, peças com aplicação estrutural e funcional necessitam que o pó metálico seja de alta qualidade com distribuição de tamanho fino e sem contaminantes de óxido (HOHMANN et al., 1992).

O processamento do pó metálico e sua fabricação é realizado com base na análise econômica de produção do material e na exigência mecânica e microestrutural do processo de MA a que será empregado, de tal modo que a produção se torne mais economicamente viável em relação aos processos tradicionais, como forjamento e fundição (HOHMANN et al., 1992).

Na indústria, existem diferentes técnicas para a produção de pó metálico, o que implica em diferentes morfologias, formatos e tamanhos do pó. Porém, grande parte destes processos criam pós com formato esférico e com superfície irregular (BAUFELD; BIEST; GAULT, 2010).

Entre estes processos podem ser citados (ANTONY; REDDY, 2003):

- atomização de gás;
- atomização de água;
- atomização centrífuga;
- atomização de plasma;

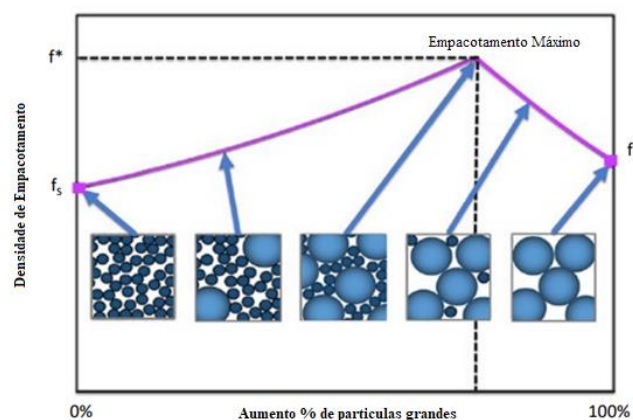
Para a análise do material do pó metálico, algumas propriedades são levadas em consideração (ANTONY; REDDY, 2003):

- Propriedades físicas – Considera a ductibilidade e a dureza do material;
- Propriedades químicas – Considera a impureza e a reatividade do material;
- Propriedades a granel – Considera a densidade compactada, densidade aparente, compressibilidade, resistência verde e propriedades de fluxo;

No processo de MA é importante determinar as propriedades que influenciam o empacotamento (aglomeração e diminuição de espaços vazios) e a fluidez do pó metálico. Dentre estas propriedades se encontra o tamanho das partículas que compõe o pó, que quando finas, são vantajosas para o empacotamento, especialmente com o pó possuindo uma distribuição de tamanhos relativamente ampla (HUCK-JONES; LANGLEY, 2017), como mostrado na Figura 5.

Apesar de pós com partículas finas fornecerem alta densidade aparente que influenciam positivamente na formação de componentes acabados com alta qualidade e mínimos defeitos, as forças de atração entre as partículas aumentam conforme ocorre a diminuição do tamanho delas, o que implica na tendência de uma baixa fluidez do pó para partículas finas (HUCK-JONES; LANGLEY, 2017).

Figura 5- Relação entre o aumento percentual de partículas grandes com a densidade de empacotamento



Fonte: Adaptado de HUCK-JONES; LANGLEY, 2017.

Além do tamanho das partículas outros parâmetros que têm efeito na fluidez e empacotamento do pó incluem: porosidade, textura da superfície, densidade, carga eletrostática e formato de partícula (HUCK-JONES; LANGLEY, 2017).

Partículas lisas e / ou de formatos regulares possuem uma fluidez geralmente mais elevada em relação a aquelas de tamanho análogo com formatos mais ásperos e / ou mais irregulares. Este comportamento pode ser atribuído à redução do atrito entre as partículas (rugosidade da superfície) e a menor tendência ao intertravamento mecânico (irregularidade das partículas) (HUCK-JONES; LANGLEY, 2017).

Portanto, com a manipulação da forma das partículas, é possível compensar a baixa fluidez associada aos pós finos, implicando no aumento da eficiência do processo MA. Além disso, com a alta eficiência de empacotamento das partículas esféricas lisas, é possível atingir altas densidades aparentes, o que implica na redução de poros e vazios na peça fabricada (HUCK-JONES; LANGLEY, 2017).

Para a classificação do formato das partículas, os três descritores de forma mais comumente usados são: alongamento, circularidade e convexidade, conforme definido na Tabela 1.

Tabela 1- Definição dos três parâmetros mais utilizados para descrever o formato da partícula

						
A circularidade é uma medida da proximidade de um círculo perfeito, e é sensível às mudanças na forma geral e na rugosidade da borda.	Circularidade = 1	Circularidade = 0.64	Circularidade = 0.89	Circularidade = 0.67	Circularidade = 0.50	Circularidade = 0.35
A convexidade é uma medida da rugosidade da borda de uma partícula, e é sensível a mudanças na rugosidade da borda, mas não da forma geral.	Convexidade = 1	Convexidade = 0.96	Convexidade = 1	Convexidade = 1	Convexidade = 0.59	Convexidade = 0.69
O alongamento é uma medida da relação comprimento-largura, e não é afetado pela aspereza da borda - uma elipse lisa tem um alongamento semelhante a uma elipse rugosa de proporção semelhante.	Alongamento = 0	Alongamento = 0.82	Alongamento = 0	Alongamento = 0.79	Alongamento = 0.24	Alongamento = 0.83

Fonte: Adaptado de HUCK-JONES; LANGLEY, 2017.

Ao se analisar alguns parâmetros de partículas, tais como a circularidade (esfericidade de uma partícula) e o alongamento (razão entre a largura da partícula e o comprimento), é possível realizar uma comparação entre o formato das partículas e figuras geométricas, tais como cubos e esferas, que possuem uma simetria mais regular (menor alongamento próximo a 0), caso que não ocorre com partículas longas em forma de agulha (alongamento próximo a 1) (HUCK-JONES; LANGLEY, 2017).

Além disso, partículas esféricas e com superfícies lisas (formato regular, baixa rugosidade e aglomerados) indicam uma maior circularidade e convexidade, proporção do perímetro do casco convexo (forma delineada por uma faixa elástica ao redor da partícula) em função do perímetro real (Figura 6), o que implica no valor mais próximo de 1 para estes parâmetros (HUCK-JONES; LANGLEY, 2017).

Figura 6 - Comparação entre partícula regular e irregular



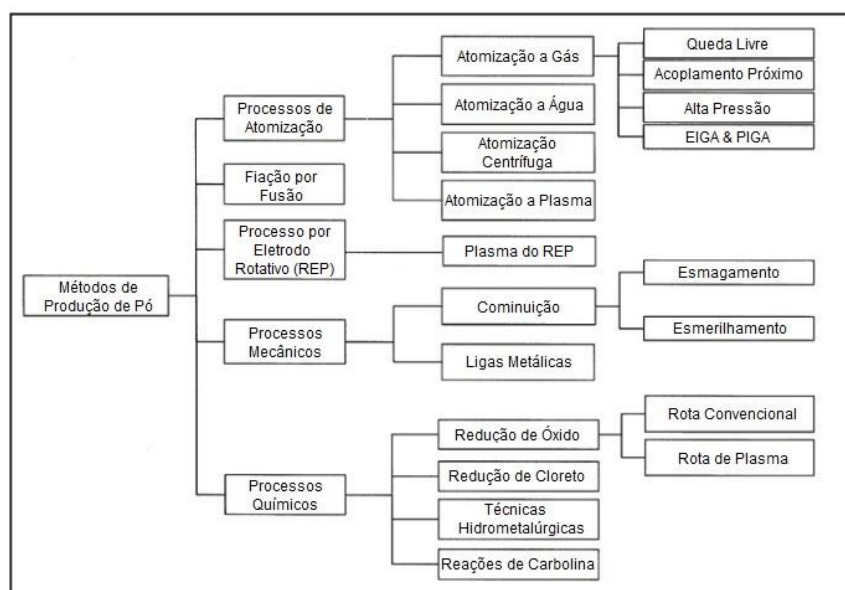
Fonte: HUCK-JONES; LANGLEY, 2017.

É importante salientar que para processos de MA, o pó mais interessante para ser utilizado é aquele que se aproxima mais dos parâmetros esféricos (Alongamento = 0 / Circularidade = 1 / Convexidade = 1) pois desta forma, o pó possui uma maior fluidez e taxa de acomodação, o que implica na diminuição de poros e vazios na peça fabricada. Além disso, o formato esférico e a distribuição efetiva do pó metálico tornam o processo confiável e repetível (KASSYM; PERVEEN, 2019).

1.2.1 Processos de atomização do pó metálico

Na produção do pó metálico é utilizado técnicas de atomização que se concentram em quatro tipos principais: Atomização a gás (CCA/ EIGA e PIGA), Atomização a água, Atomização a plasma e Atomização por Centrífuga (KASSYM; PERVEEN, 2019), conforme mostrado na Figura 7.

Figura 7 - Métodos e processos de produção de pó

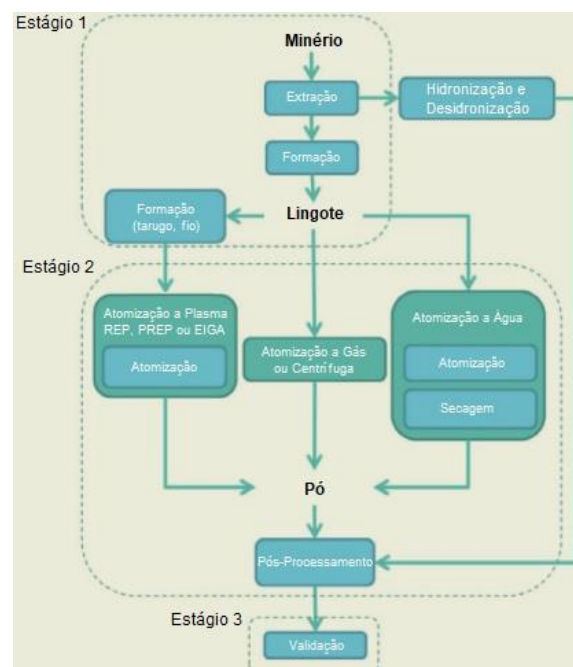


Fonte: Adaptado de ANTONY; REDDY, 2003

Alguns dos métodos de atomização citados produzem pós com formatos esféricos ou quase esféricos, logo após a síntese do pó, e por causa disso, eliminam a necessidade de realizar processamento adicional como ocorre nos demais processos (ANGELO; SUBRAMANIAN, 2008).

A Figura 8 mostra os três estágios gerais dos processos de atomização do pó, em que no primeiro estágio ocorre o pré-processamento, onde o minério é derretido e transformado em matéria prima para ser utilizado no processo de atomização indicado. No segundo estágio, o metal derretido passa pelo processo de atomização (gás, água, plasma ou centrífuga). E no último estágio, é feito o pós-processamento e a validação do pó (DAWES; BOWERMAN; TREPLETON, 2015).

Figura 8 – Três estágios gerais do processo de atomização do pó



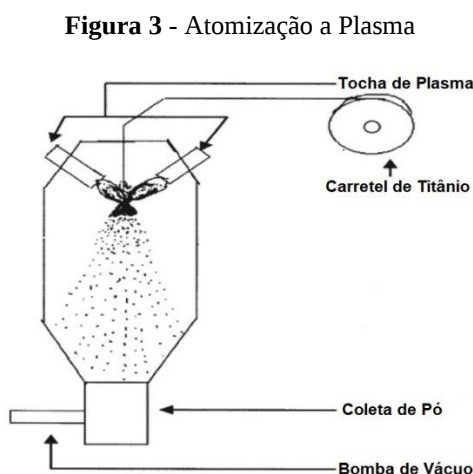
Fonte: Adaptado de DAWES; BOWERMAN; TREPLETON, 2015

1.2.2 Atomização a plasma

O tipo de atomização utilizada neste estudo é o de atomização a plasma, que é uma das técnicas de atomização mais novas e avançadas, e que utiliza a aplicação de plasma pois assim consegue produzir pós de alta pureza, permitindo também pós com partículas extremamente esféricas, com baixo teor de oxigênio (SMIRNOV; KAPLAN; SEVOSTYANOV, 2018; ZHANG et al., 2011). Para esse tipo de atomização o material utilizado apresenta formato de fio metálico, o qual é alimentado por tochas de plasma, responsáveis por transformá-lo em gotículas, posteriormente solidificadas em pó, que apresenta distribuição de tamanho de

partícula de 0 a 200 μm (XIN et al., 2012; ZEOLI; TABBARA; GU, 2011). Uma representação básica deste processo é apresentada na Figura 9.

Em comparação com as vantagens, a técnica de atomização a plasma apresenta uma quantidade razoável de desvantagens, como o tipo de material, que deve ser capaz de ser transformado em fio, tais como titânio, molibdênio, cobre e superligas à base de níquel. Materiais sem essa capacidade não podem ser usados para este processo, tornando-o limitante neste quesito (CANAKCI; VAROL, 2015). A principal vantagem no uso deste tipo de formato de matéria-prima para este processo, quando comparado a atomização a gás, é que o material metálico e sua forma fundida não se encontram com superfícies sólidas de temperatura mais baixa. Esses pós, altamente utilizados no setor da biomedicina e de artigos esportivos (HEIDLOFF et al., 2010; LI et al., 2010), são processados em atmosfera inerte junto com um jato ionizado de gás inerte quente em alta velocidade, gerando uma atomização apropriada. Nesta etapa do processo, a estrutura da superfície dos pós quase não apresenta impureza, se comparada aos demais processos apresentados (HEIDLOFF et al., 2010; LI et al., 2010).



Fonte: Adaptado de GRENIER, 1998

A tabela 2 a seguir mostra a relação de vantagens e desvantagens entre os processos de atomização descritos.

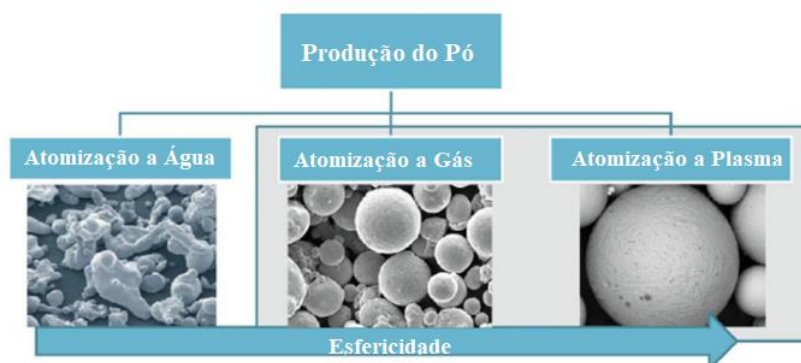
Tabela 2 – Características dos pós metálicos em função dos processos de atomização

Processo de Manufatura	Formato da Partícula	Vantagens	Desvantagens
Atomização a Água	Formato de gotículas Irregulares	Auto Rendimento	Necessário pós processamento para retirar a água
		Grande variedade de tamanho de partícula	Partículas com morfologia irregulares
		Somente necessita de alimentação por lingote	Satelites presentes
			Largo PSD baixo rendimento de pó entre 20 e 150 μm
Atomização a Gás	Formato esférico	Larga faixa de ligas disponíveis	Satelites presentes
		Adequado para ligas reativas	Largo PSD
		Somente necessita de alimentação por lingote	baixo rendimento de pó entre 20 e 150 μm
		Auto Rendimento	
		Grande variedade de tamanho de partícula	
		O uso de EIGA permite que pós reativos possam ser	
Atomização a Plasma	Formato altamente esférico	Partículas extremamente esféricas	Necessita de alimentação em formato de fio ou de pó
			Custo elevado
Atomização Centrífuga	Formato esférico	Grande variedade de tamanho de partícula com PSD muito estreito	Necessita de uma alta velocidade de rotação para produzir partículas de pó extremamente finas

Fonte: Adaptado de DAWES; BOWERMAN; TREPLETON, 2015; GRENIER, 1998; HOEGES; ZWIREN; SCHADE, 2017; ZHANG, 2004

A comparação dos processos de atomização demonstrou que a atomização por plasma fornece pós com formato altamente esférico, porém é considerado um processo caro, enquanto a atomização por gás produz pós esféricos com custo ideal e formato adequado. Além disso, os pós obtidos da atomização do plasma são os melhores para aplicação biomédica. Essa diferença é mostrada na Figura 10.

Figura 10 - Formatos de diferentes pós metálicos



Fonte: Adaptado de WALLNER, 2019

1.3 MÉTODOS DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

1.3.1 Definição e Conceitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) tornou-se amplamente implementado em processos de MA, por permitir uma melhor otimização da peça, ou seja, tornar a seleção dos parâmetros do processo algo mais direto e econômico, sendo muito mais preciso que qualquer método de tentativa e erro. Esta implementação ajuda a prever comportamentos mecânicos da peça, como tensões residuais e deformação, permitindo também estimar a porosidade e contração da peça durante a Manufatura Aditiva (GALATI; SNIS; IULIANO, 2019; SHEN; CHOU, 2012; VASTOLA et al., 2016). Com isso, o método vem se tornando cada vez mais popular nas últimas décadas, devido ao grande desenvolvimento tecnológico na área, de modo a permitir o design auxiliado por computador, através dos softwares CAD, juntamente com a possibilidade de obtenção de modelos 3D a partir de dados de imagem, o que vem se mostrando algo extremamente útil para design e fabricação, principalmente de implantes cirúrgicos (DOGRU; CANSIZ; ARSLAN, 2018).

Neste processo, existe uma etapa de pré-processamento, a qual as características do material utilizado são atribuídas, assim como temperatura e condições de contorno (aplicação de carga predefinida), também há uma montagem, quando a análise depende de um conjunto de peças, e há a geração da malha.

No processamento, que é quando o computador começa a fazer a sua parte no processo, as equações diferenciais utilizadas pelo software para analisar o sistema são discretizadas, que são mais facilmente resolvidas de modo simultâneo, para na sequência serem montadas na forma global novamente (ZAFAR et al., 2020), ou seja, é nessa parte em que é feita a divisão em domínios e elementos, que deram origem ao nome deste método (GENG; TAN; LIU, 2001).

A solução incremental iterativa é feita para resolver o problema, de modo que se o modelo não estiver com condições bem ajustadas, demorará mais para convergir (DOGRU; CANSIZ; ARSLAN, 2018). Deste modo, as funções básicas só são válidas para o elemento finito analisado, quando ele depende da interação com os demais elementos adjacentes, tendo em vista que estes interferem na geração de um resultado mais factível, ou seja, a resposta depende também dos elementos ao redor, e não somente do elemento analisado (ZÄH; LUTZMANN, 2010).

Por último, no pós-processamento, é quando é necessário estudar e avaliar os resultados obtidos, trabalho feito pelo usuário, não mais pela máquina.

A forma de verificar se uma solução MEF deve ser explícita ou implícita está inteiramente ligada a estabilidade e custo computacional da máquina (YANG et al., 1995). Métodos implícitos são mais estáveis, apresentando liberdade de grandes incrementos de tempo para convergência juntamente com custo computacional menor. Já os explícitos, podem mostrar instabilidade numérica se o intervalo de tempo ultrapassar um determinado valor, o que depende da complexibilidade do sistema, porém, em casos extremamente não lineares, eles encontram mais facilidade de convergir por esse método do que pelo implícito (HAREWOOD; MCHUGH, 2007).

Portanto, o MEF é capaz de resolver incógnitas nos modelos, através de leis construtivas de comportamentos materiais e condições de carga e limite, podendo ser amplamente utilizado, por exemplo, para análise mecânica de modelos biomecânicos que apresentam carga, material, geometria e propriedades de contato não linear, devido a diversas características complexas do material (DOGRU; CANSIZ; ARSLAN, 2018), ou seja, sendo extremamente útil para casos com condições complexas, que não poderiam ser analisadas por outros meios. Assim, esse método numérico permite soluções aproximadas de equações diferenciais tridimensionais com pequena perda de precisão (MADENCI; GUVEN, 2015).

1.3.2 Parâmetros e Malha

Antes de qualquer coisa, a etapa primordial para utilizar o MEF, como para qualquer aplicação que trabalha com um software CAE, é a obtenção do modelo 3D, o CAD, do que se pretende utilizar na simulação, que é uma parte vital para o processo pois seu nível de detalhamento garante uma análise mais precisa. Junto a isso, as propriedades de carga devem ser realísticas, assim como os contatos e tipos de junta, são necessárias para uma boa precisão. Além disso, um fator que deve ser sempre bem apurado é a malha a qual deve ser bem estruturada. Com isso, podemos afirmar que a confiabilidade dos resultados da análise depende da precisão das propriedades do modelo, de modo que quanto menos suposições forem feitas, mais factível será a simulação (DOGRU; CANSIZ; ARSLAN, 2018). Outro fator importante é a padronização dos critérios de avaliação que ajudaria a realizar melhores comparações de modelos entre grupos de pesquisa (BURKHART; ANDREWS; DUNNING, 2013).

No que se refere a geração do modelo, para casos que envolvam estruturas biológicas, geralmente é utilizada a conversão de imagens transversais de CT (LIANG et al., 2015; REINA-ROMO et al., 2010; WANG et al., 2010), que depois são processados num software de tomografia utilizando a Escala de Hounsfield, que ajuda a processar as diferentes densidades do elemento rádio absorvidas pelos tecidos biológicos, o que causa efeitos distintos nos dados da tomografia (HELGASON et al., 2008; MORGAN; BAYRAKTAR; KEAVENY, 2003; SCHILEO et al., 2008). Deste modo, uma medida que tornaria o processo mais dinâmico seria um sistema compacto que tenha a capacidade de utilizar as etapas do MEF juntamente com a geração do modelo fornecido pelo CT, melhorando os sistemas de simulações atuais (DOGRU; CANSIZ; ARSLAN, 2018).

Para geometrias que trabalham com detalhamento a nível micro dimensional, geralmente se utiliza a micro CT (ou μ CT) (ROCHA et al., 2015). Outra maneira de extrair um modelo de estrutura biológica é através de dados MRI, os quais são processados diretamente em software de reconstrução 3D, sendo bastante útil em aplicações em que há a necessidade de se separar os tecidos moles de tecidos inteiros digitalizado do organismo, porém apresenta desvantagens por necessitar que as imagens estejam num mesmo plano, além de que este processo de extração dos recortes de tecido é bem demorado (BENAZZI et al., 2014) (DEMENKO et al., 2014). Além destes métodos, existe a possibilidade de se construir o modelo através de imagens obtidas por scanners digitais com alta resolução de visualização (aplicação para casos em que vai ser estudado algo mais maciço, de modo que em casos biológicos, o recomendado é utilizar ossos secos de cadáveres ou modelos de ossos sintéticos (O'MAHONY; WILLIAMS; SPENCER, 2001).

Quanto a questão da atribuição dos materiais, podemos pensar em três tipos: materiais isotrópicos, que possuem características mecânicas e térmicas iguais para todas as direções; materiais anisotrópicos, que são o oposto dos isotrópicos, por apresentarem diferentes propriedades mecânicas e térmicas em diferentes direções nas mesmas condições; e os ortotrópicos, subgrupo dos anisotrópicos, os quais apresentam diferentes características ao longo dos 3 eixos ortogonais (DOGRU; CANSIZ; ARSLAN, 2018).

Em MEF, definir o valor do módulo de elasticidade, ou módulo de Young, e do coeficiente de Poisson é o básico para identificar os materiais. Estes dados também são suficientes para rodar uma simulação cujo caso é estático. Porém quando casos dinâmicos e / ou sob efeito de vibração são analisados, há também a necessidade de definição da densidade da massa ou da massa específica. Em situações onde é necessário verificar comportamento plástico, ou seja, quando a deformação do caso estudado passa a ser irreversível, é imperativo atribuir o valor do limite de escoamento do material utilizado. Quanto aos contatos, o mais comumente utilizado é o perfeitamente engastado, que é fixo e rígido, evitando deste modo deslizamentos ou separações de interface entre os componentes, além de gerar valores muito próximos de deformações em superfícies adjacentes (ABDULMUNEM et al., 2016; LEE; LIM, 2013; ROCHA et al., 2015). Seu uso é preferível devido ao baixo custo computacional e por evitar possíveis falhas durante a simulação (DOGRU; CANSIZ; ARSLAN, 2018).

Outro quesito importante são os elementos, que são categorizados de acordo com seus graus de liberdade, ou seja, de sua capacidade de movimento. Podem ser de primeira ordem (lineares), com dois nós utilizados ao longo de cada aresta; de segunda ordem (parabólicos), com três nós utilizados; e terceira ordem (quadráticos), com quatro nós utilizados. O nível da ordem serve para indicar a flexibilidade do elemento, sendo mais flexível quanto maior o grau de liberdade do elemento, gerando mais precisão do modelo para estes casos. Sua topologia depende da sua forma (tri ou quad) e suas dimensões (1D, 2D ou 3D), de modo que o elemento quad é mais preciso devido aos seus graus de liberdade maiores, porém o elemento tri acaba sendo mais utilizado por ser mais fácil de ajustar em superfícies ásperas e complexas (como para ossos humanos, por exemplo (KORIOTH; VERSLUIS, 1997)).

Para simulações que envolvam elementos finitos, sua precisão e eficiência estão diretamente ligadas a qualidade da malha, expressão definida como “as características de uma malha que permitem que uma simulação de equação diferencial parcial numérica particular seja realizada de forma eficiente com fidelidade à física subjacente e com a precisão necessária para o problema” (BURKHART; ANDREWS; DUNNING, 2013; KNUPP, 2007).

Para verificar a qualidade de malha, é necessário verificar dois fatores. Primeiro o formato do elemento que será utilizado para a discretização da geometria, podendo ser tetraédrica (quatro nós) ou hexaédrica (oito nós), em que esta última é considerada mais eficiente e precisa, principalmente para simulações dinâmicas. O segundo fator é a aspereza da malha, ou seja, o número de elementos da malha. Uma maneira de verificar este fator é através da densidade de malha ideal, algo bem aceito nas literaturas, por teoricamente fornecer a solução mais precisa com o menor número de elementos possível, porém esse tipo de análise não é tão comum quanto aparenta. Assim, as métricas utilizadas para avaliar a qualidade da malha são mais ligadas a geometria do elemento, sendo mais relevante garantir o formato simétrico do elemento, juntamente com ângulos internos idealizados e que possuam volume positivo (elementos jacobianos), sendo necessário também decidir sobre a distância entre dois

nós no mesmo elemento, onde para elementos tetraédricos, as distâncias encontradas na literatura costumam ser de 0,2 a 0,75 mm, porém o elemento hexaédrico pode ser utilizado sem esta informação (ABDULMUNEM et al., 2016; CANSIZ; DOĞRU; ARSLAN, [s.d.]; I-CHIANG et al., 2014; KNUPP, 2002; ROCHA et al., 2015).

Para aplicações, o MEF tem uso preferível em casos em que é necessário executar análises mecânicas em estruturas biomédicas complexas, como estruturas orais e maxilofaciais, Isto se deve pelo fato de possibilitar uma grande diversidade de aplicações para investigar características destas regiões quando expostas a forças ou torques externos (DOGRU; CANSIZ; ARSLAN, 2018), podendo gerar tensão, deformação, energia, deslocamento e pressão em qualquer região do modelo (BENAZZI et al., 2014; SU et al., 2014).

Contudo, quase nenhuma aplicação real pode ser resolvida inteiramente através do Método dos Elementos Finitos, uma vez que possui uma enorme complexibilidade, de modo que para mostrar resultados factíveis é necessário que condições estruturais e físicas sejam traduzidas em modelos apropriados. Assim, é possível mostrar a exatidão e aplicabilidade de um modelo simulado quando as peças fabricadas através dele por EBM, por exemplo, não apresentam formação de bolhas de fusão e delaminação, conforme apresentado em resultados de simulação (ZÄH; LUTZMANN, 2010).

2. OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho é estudar a viabilidade e validar a utilização de próteses personalizadas feitas com manufatura aditiva com o método de fusão por feixe de elétrons (EBM).

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estabelecer uma metodologia de simulação por elementos finitos (MEF);
- Realizar a caracterização mecânica;
- Viabilizar a utilização de próteses customizadas e fabricadas pelo método EBM;
- Validar os resultados da simulação com os ensaios.

3. METODOLOGIA

O dispositivo utilizado neste estudo foi fornecido pela empresa Ortosintese – Ortopedia e Equipamentos. A legislação utilizada para dispositivos médicos customizados é a RDC 305/2019 (ANVISA, 2019). Como na ASTM não constam valores máximos de tensão a serem resistidos pelas peças customizadas (fabricadas em Manufatura Aditiva) de acordo com suas aplicações, quando descreve as técnicas de ensaios mecânicos, as próteses estudadas passaram por simulações CAE.

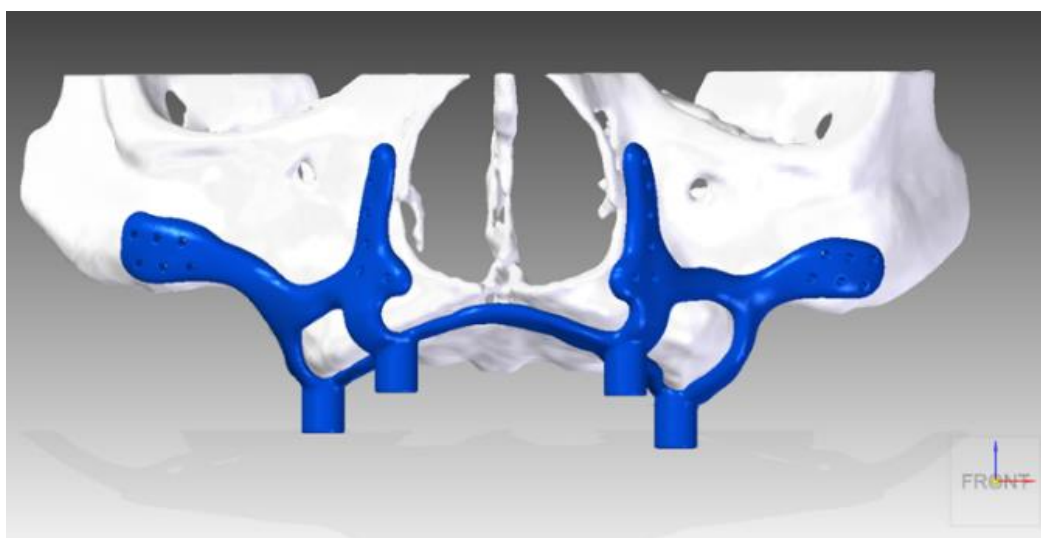
Estas simulações trabalham com o Método dos Elementos Finitos (MEF), e foram realizadas por meio do *software* Abaqus/Standard.

A análise estática realizada nas simulações foi feita visando verificar os pontos críticos, eficácia e segurança da prótese, permitindo em casos não satisfatórios, definir os caminhos a serem seguidos para otimizá-la de modo a adequá-la a suas aplicações, tal como aumento de material nas zonas críticas sem impactar na técnica cirúrgica, sendo posteriormente reavaliada pelo médico cirurgião.

3.1 GEOMETRIA

A geometria da prótese bucomaxilar (CTM00275200) foi baseado na técnica de próteses *subperiosteal maxilar*, procedimento cirúrgico no qual o osso maxilar é exposto de modo que o implante possa ser inserido e, após a recuperação, o protético é inserido em seus suportes. Tal técnica é recomendada para pacientes que não podem utilizar prótese maxilar por não possuírem densidade óssea em formato de raiz, o que gera aproximação do assoalho do seio maxilar. Como esta técnica de implante não é ancorada dentro do osso (dispositivos endo-ósseos), conforme Figura 11, é necessário a realização de análise críticas para verificar sua segurança e eficácia (MOMMAERTS, 2019).

Figura 11 – Prótese buco maxilar encaixada no crânio



Fonte: Ortosintese – Ortopedia e Equipamentos

3.2 CONDIÇÕES DE CONTORNO

Para a realização dessa simulação, utilizou-se as seguintes propriedades do Ti-6Al- 4V:

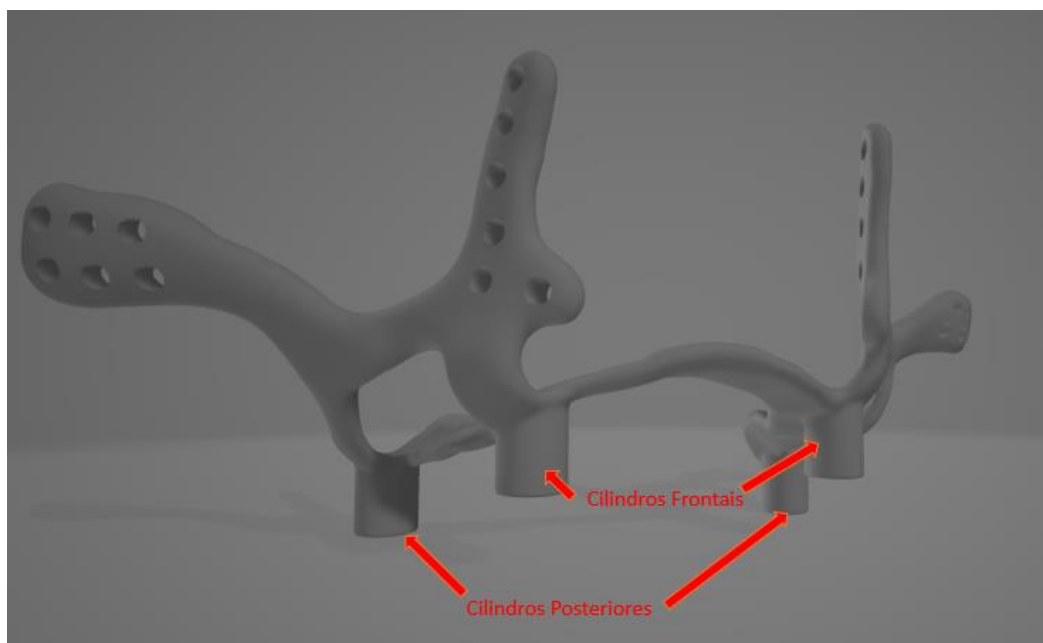
- Limite de escoamento: 827,4 MPa;
- Módulo de Young: 104,8 GPa;
- Coeficiente de Poisson: 0,31;
- Massa Específica: 4,43 g/cm³;

Além disso, engastou-se os furos que ficarão em contato com o osso maxilar e aplicou-se carregamento nas faces mais externas dos furos onde serão colocados os parafusos, conforme mostrado na Figura 12. Para definição dos valores de carregamento aplicado, utilizou-se valores de carga de 200 N, 300 N e 500 N, considerados críticos e de difícil atingimento durante a mastigação (BERTOL, 2008). Para se definir a maneira mais adequada de como esses valores seriam distribuídos na prótese, dividiu-se a simulação em 2 etapas para a posterior análise dos resultados:

1 – Simulação Geral: Esta simulação consistiu na aplicação de cargas individuais nas bases das 4 regiões cilíndricas da prótese.

2 – Simulação Específica: Simulação mais factível a qual foi realizada a distribuição da força conforme os casos a seguir:

Figura 12 - Prótese com indicações das localizações dos cilindros (Frontais e Posteriores)



Fonte: Autoria Própria.

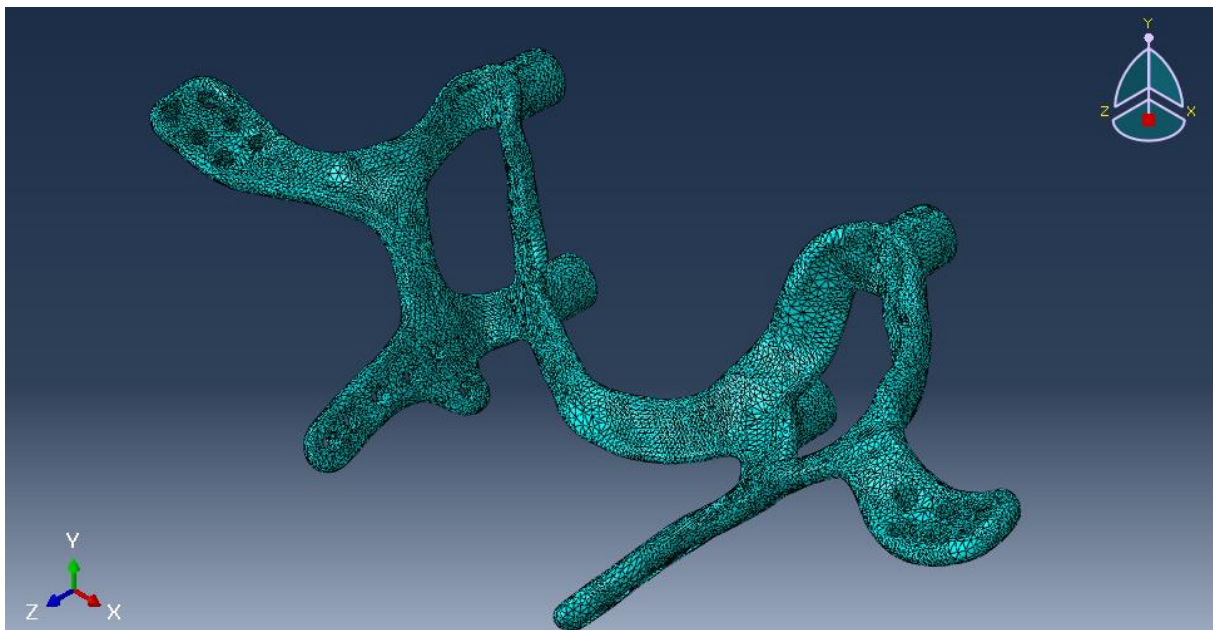
- Caso A: 200 N distribuídos nas bases dos 4 cilindros da prótese;
- Caso B: 300 N distribuídos nas bases dos 4 cilindros da prótese;
- Caso C: 200 N distribuídos nas bases dos cilindros frontais e 200 N nas bases dos cilindros posteriores;
- Caso D: 300 N distribuídos nas bases dos cilindros frontais e 300 N nas bases dos cilindros posteriores;
- Caso Crítico: 300 N distribuídos nas bases dos cilindros frontais e 500 N nas bases dos cilindros posteriores;

Realizando a comparação entre os resultados das tensões de Von Mises e os deslocamentos da prótese, foi possível verificar que a segunda forma de simulação era a mais adequado para ser utilizada, devido a semelhança dos resultados com o visto em literaturas (LI et al., 2014).

3.3 CARACTERÍSTICAS DA MALHA

Definidos os parâmetros de simulação, gerou-se uma malha no software Abaqus/Standard (Figura 13), que apresentou 306.224 nós e 200.537 elementos, sendo este elemento do tipo C3D10 (elemento tetraédrico de uso geral, com 10 nós e 4 pontos de integração).

Figura 13 – Malha gerada para o modelo

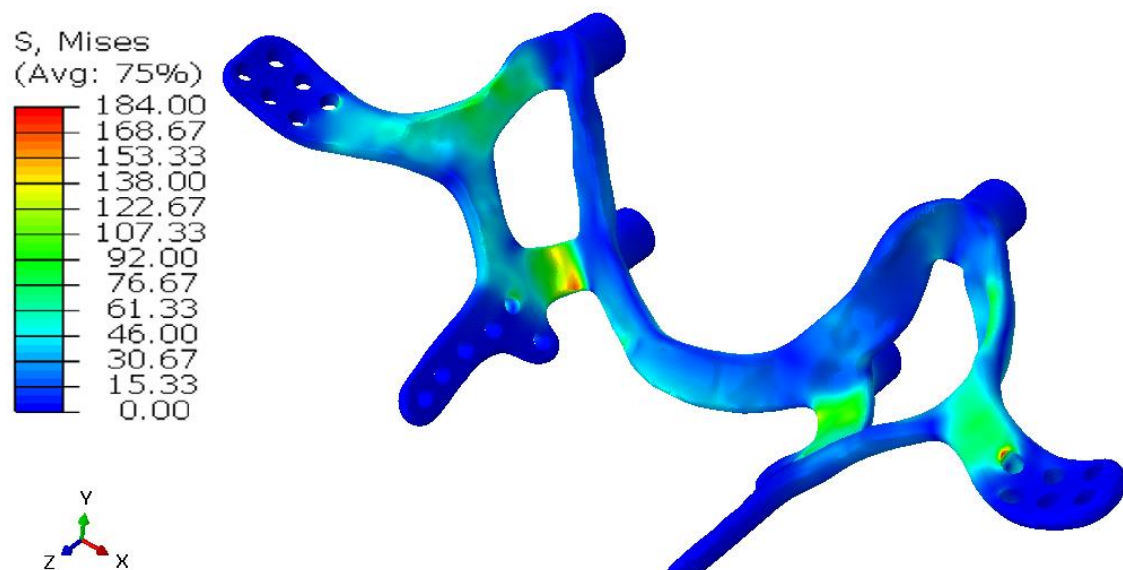


Fonte: Autoria Própria.

4. DESENVOLVIMENTO

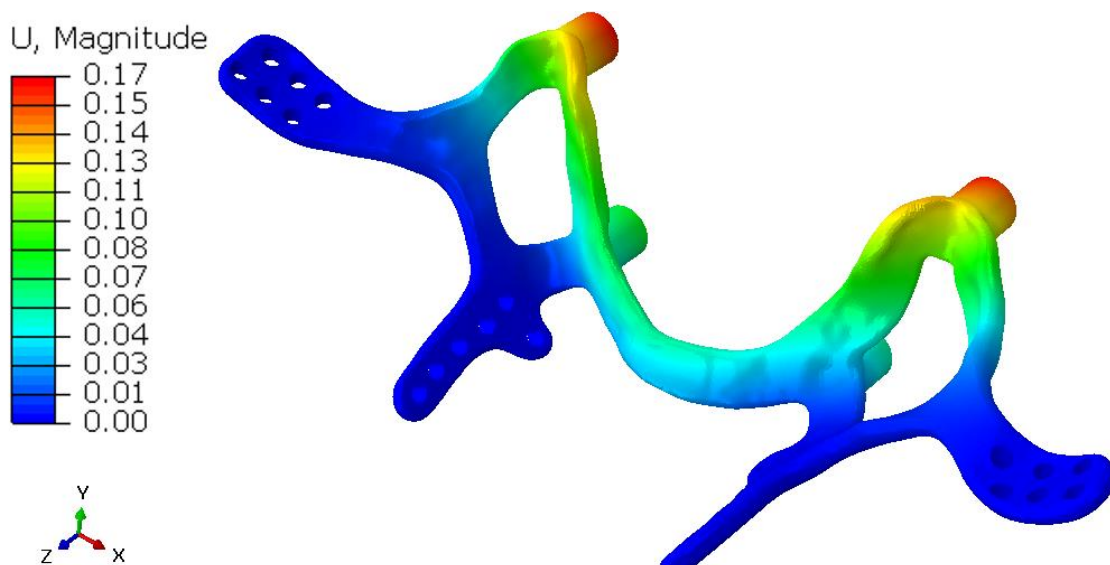
Inseridas as condições de contorno e feita a geração da malha, pode-se iniciar o processo de simulação, para permitir a análise dos resultados. Deste modo, serão apresentados na sequência os resultados dos casos simulados, onde os valores de Tensão de Von Mises se encontram em MPa e os de deslocamentos em mm.

Figura 14 - Caso A: Tensões de Von Mises (MPa)



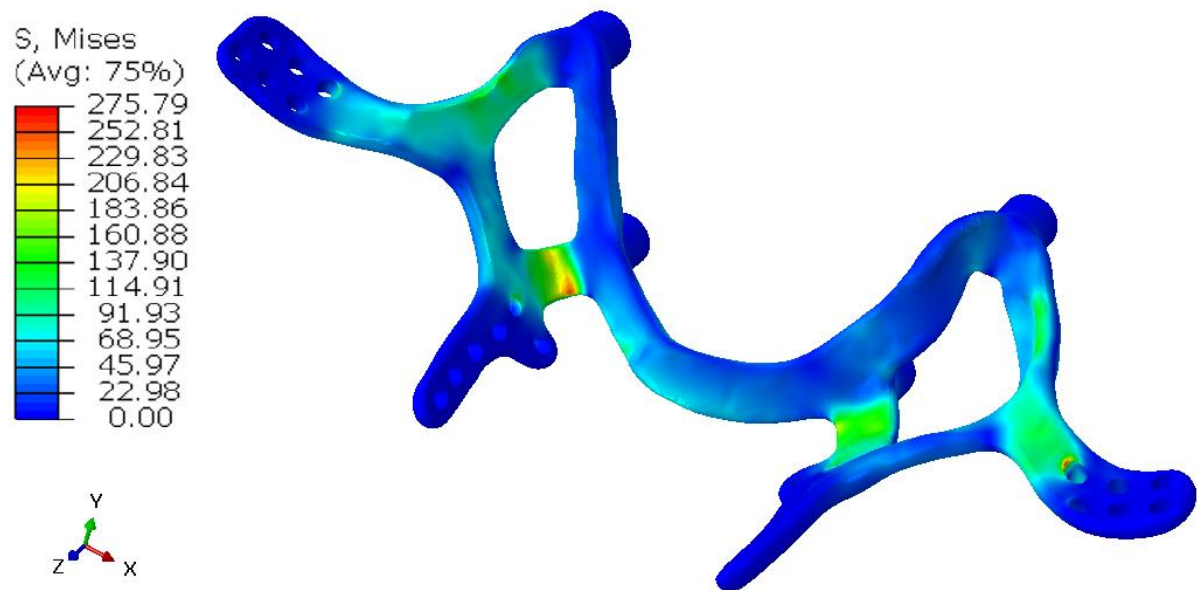
Fonte: Autoria Própria.

Figura 15 - Caso A: deslocamentos (mm)



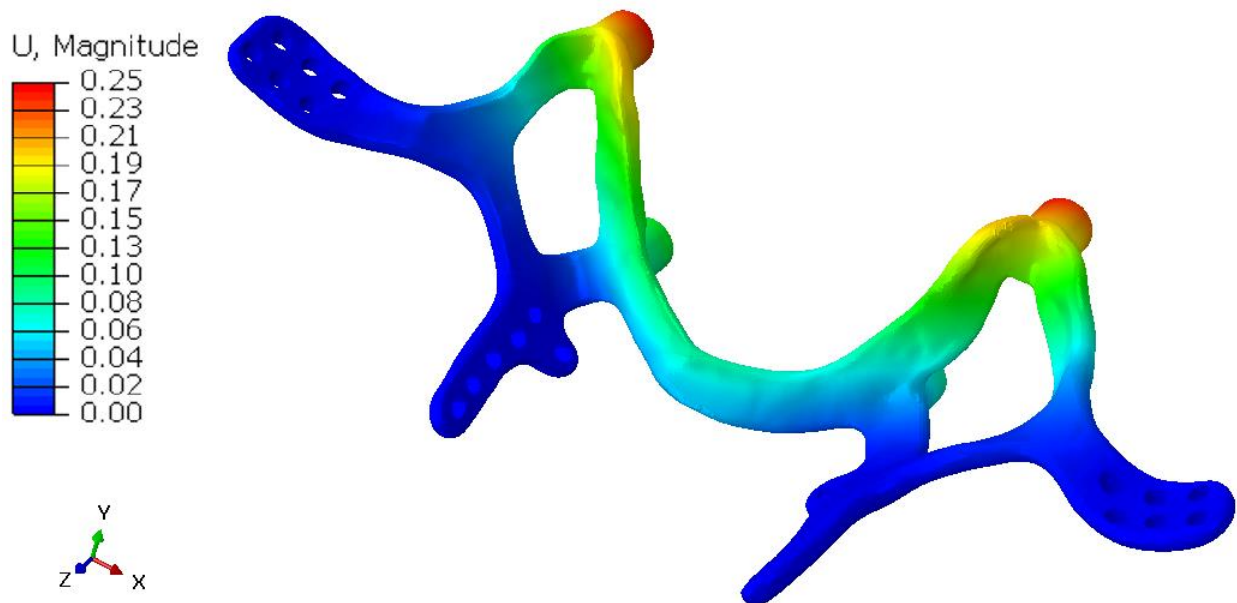
Fonte: Autoria Própria.

Figura 16 - Caso B: Tensões de Von Mises (MPa)



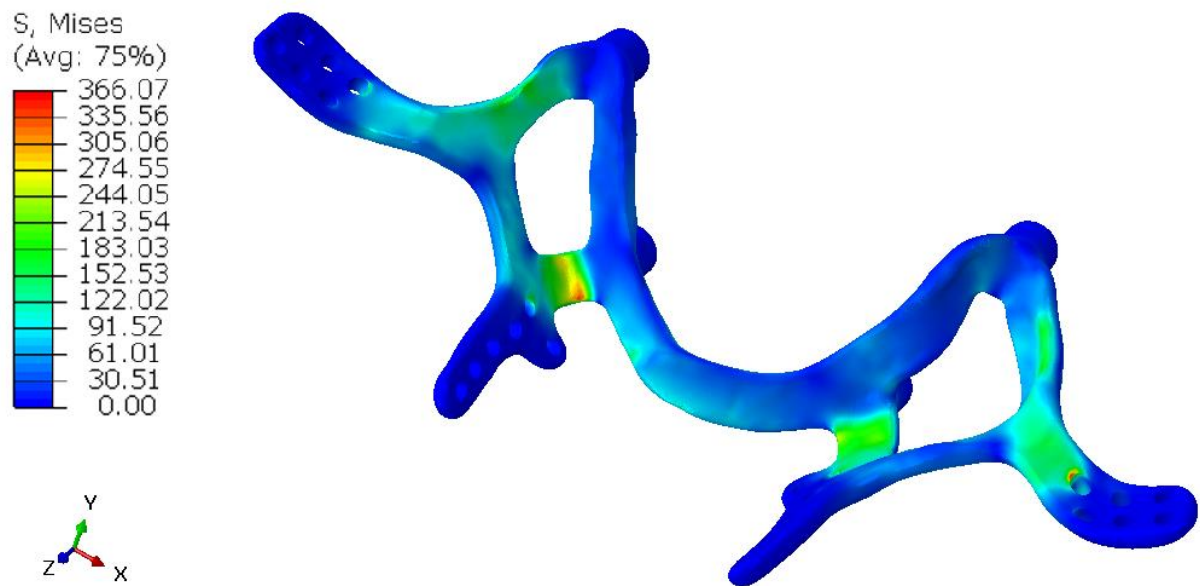
Fonte: Autoria Própria.

Figura 17 - Caso B: deslocamentos (mm)



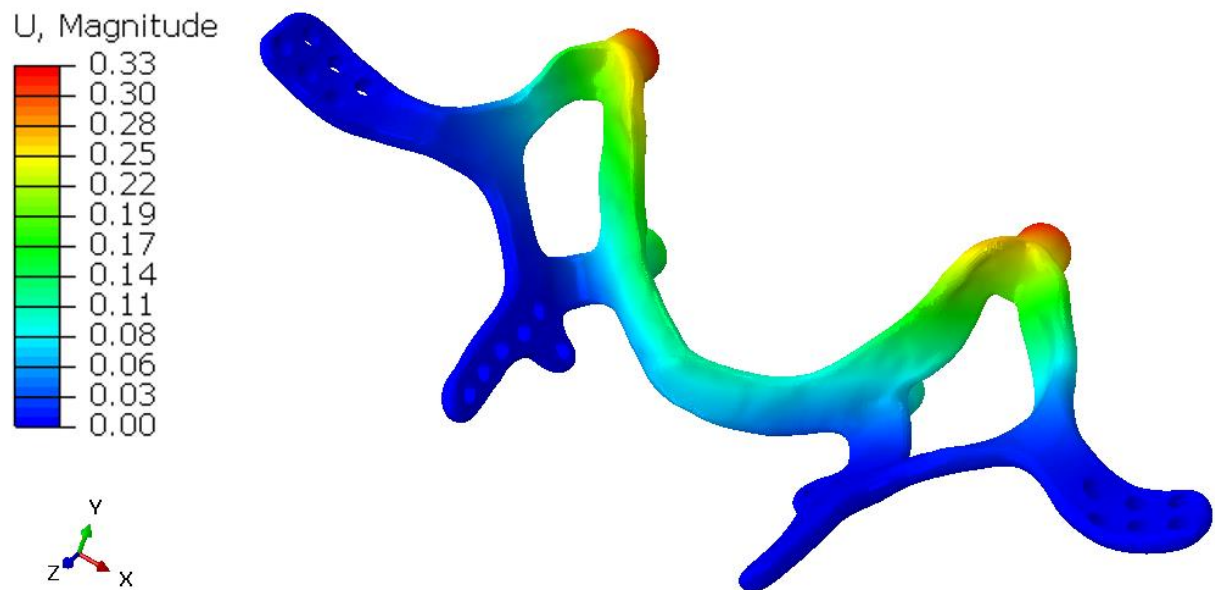
Fonte: Autoria Própria.

Figura 18 - Caso C: Tensões de Von Mises (MPa)



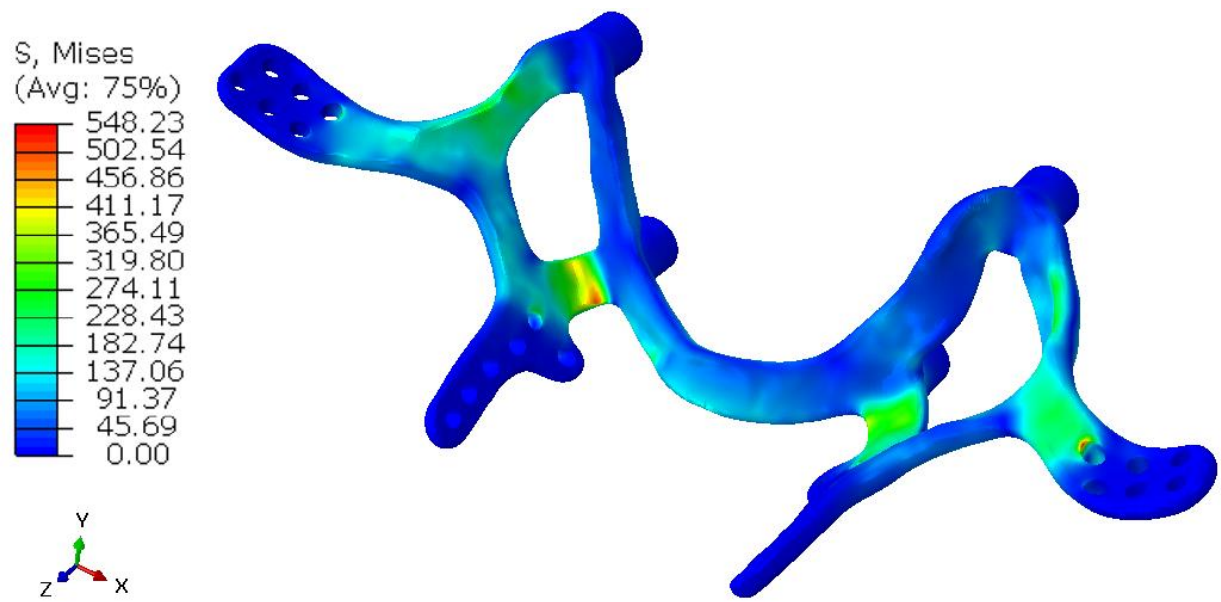
Fonte: Autoria Própria.

Figura 19 - Caso C: deslocamentos (mm)



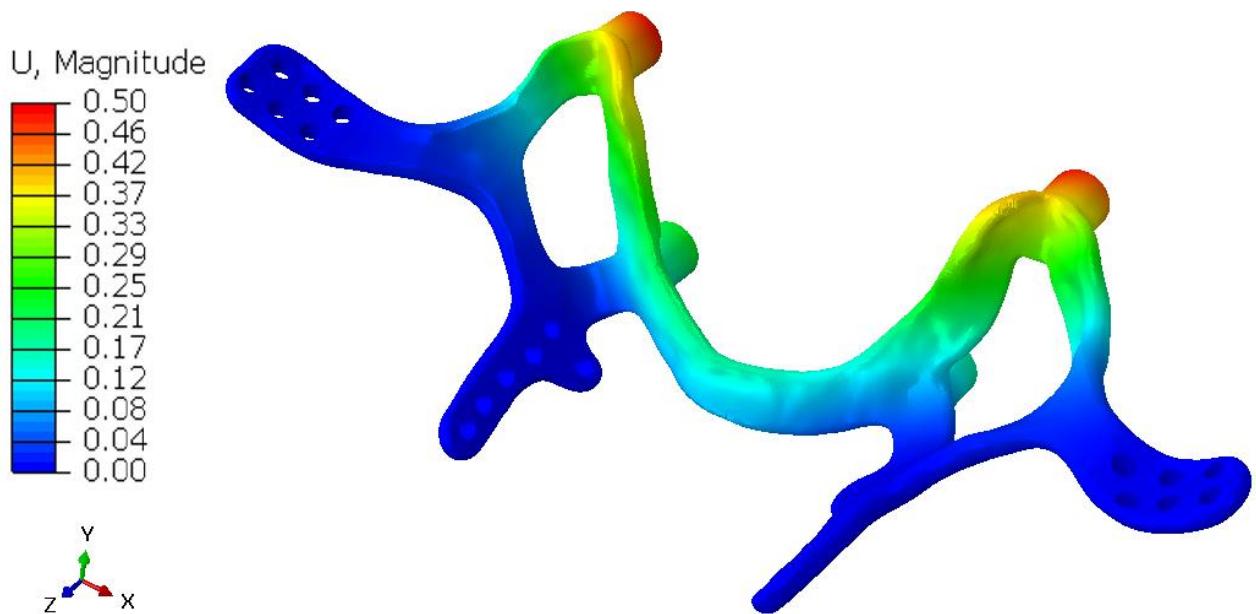
Fonte: Autoria Própria.

Figura 20 - Caso D: Tensões de Von Mises (MPa)



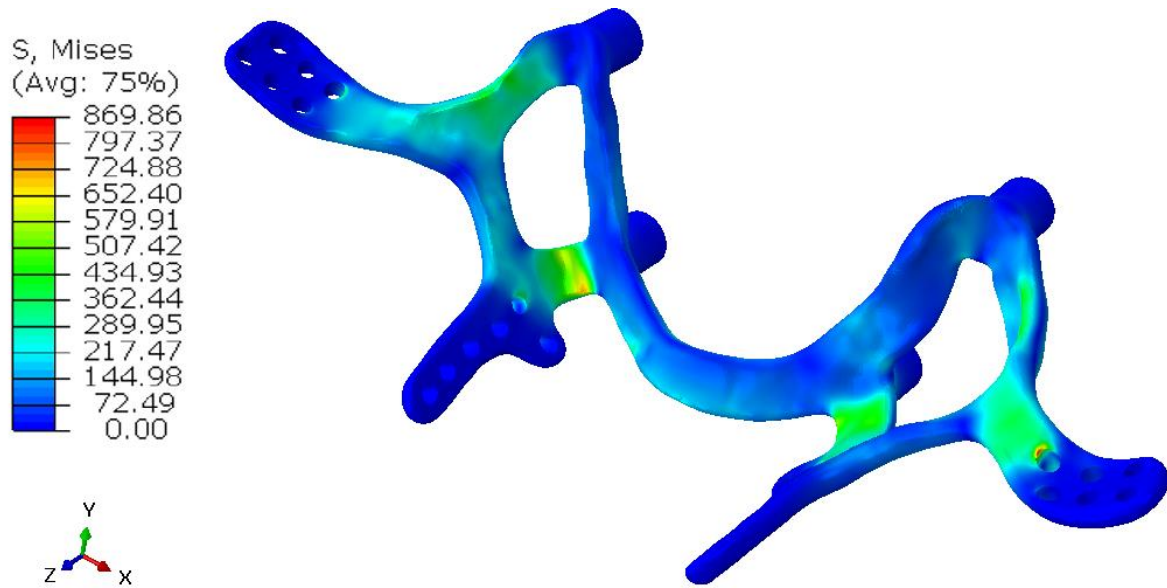
Fonte: Autoria Própria.

Figura 21 - Caso D: deslocamentos (mm)



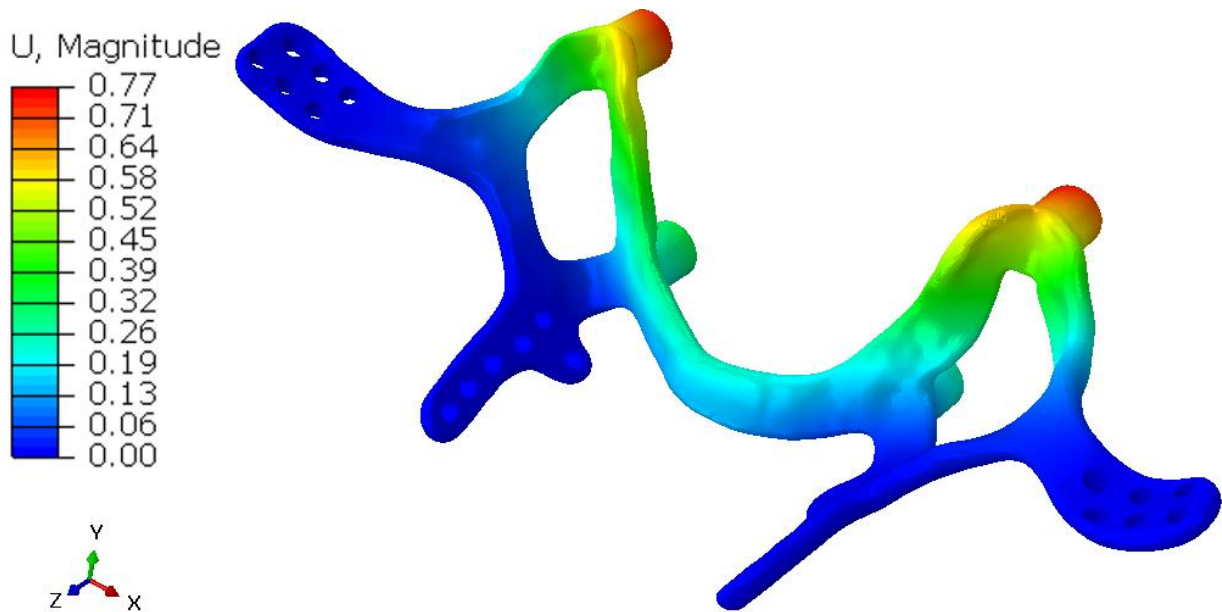
Fonte: Autoria Própria.

Figura 22 - Caso Crítico: Tensões de Von Mises (MPa)



Fonte: Autoria Própria.

Figura 23 - Caso Crítico: deslocamentos (mm)



Fonte: Autoria Própria.

Neste último caso, Caso Crítico com aplicação das forças de 300 N distribuídos nas bases dos cilindros frontais e 500 N nas bases dos cilindros posteriores, apresenta uma condição extrema onde a prótese começa a entrar em deformação plástica, uma vez que ultrapassam o limite de escoamento da liga Ti-6Al-4V utilizado, de 827,34 MPa. Deste modo, para evitar alguma ruptura da prótese, será necessário a adição de material nos pontos críticos de tensão

da prótese. Apesar disso algumas literaturas consideram outros valores para a tensão de escoamento dessa liga de Titânio, como 897 MPa (LI et al., 2014) e 862 MPa (BERTOL, 2008), o que significa que a Tensão de Von Mises máxima deste caso crítico se encontra entre os limites de escoamento mais comumente utilizadas, demonstrando a necessidade de cautela para esta condição.

Para uma melhor percepção dos valores de deslocamento e Tensão de Von Mises máximos encontrados nos casos, eles são apresentados na tabela a seguir.

Tabela 3 - Deslocamentos e Tensão de Von Mises Máximos por Caso

Casos	Tensões de Von Mises Máx. (MPa)	Deslocamentos Máximos (mm)
A	184,00	0,17
B	275,79	0,25
C	366,07	0,33
D	548,23	0,5
Crítico	869,86	0,77

Fonte: Autoria Própria.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Na maioria dos casos estudados, tirando o caso crítico, as Tensões de Von Mises se encontram abaixo do limite de escoamento utilizado para a liga de Ti-6Al-4V e as deformações encontradas estão abaixo da faixa de deformação plástica, de modo que se encontram na zona elástica. Isso permite fadiga de alto ciclo, o que consequentemente garante uma vida adequada para a prótese de acordo com as literaturas trabalhadas.

É importante ressaltar que se trata de um projeto com resultados parciais de modo que ainda será realizada a validação dos resultados das simulações por meio de ensaios mecânicos, e também serão realizadas mais simulações com outras próteses para aprimorar e generalizar o estudo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDULMUNEM, M. et al. Evaluation of the effect of dental cements on fracture resistance and fracture mode of teeth restored with various dental posts: A finite element analysis. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 36, n. 9, p. 2213–2221, 1 ago. 2016.

ANGELO, P.; SUBRAMANIAN, R. Powder metallurgy: science, technology and applications. 2008.

ANTONY, L. V. M.; REDDY, R. G. Processes for production of high-purity metal powders. **Jom**, v. 55, n. 3, p. 14–18, 2003.

ANVISA. **RESOLUÇÃO - RDC Nº 305, DE 24 DE SETEMBRO DE 2019 - 2**, 2019. Disponível em: <<https://www.in.gov.br/web/dou/-/resolucao-rdc-n-305-de-24-de-setembro-de-2019-218018815>>. Acesso em: 21 maio. 2021

BAUFELD, B.; BIEST, O. VAN DER; GAULT, R. Additive manufacturing of Ti-6Al-4V components by shaped metal deposition: Microstructure and mechanical properties. **Materials and Design**, v. 31, n. SUPPL. 1, p. S106–S111, 1 jun. 2010.

BENAZZI, S. et al. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. **Clinical Oral Investigations**, v. 18, n. 2, p. 369–375, 16 mar. 2014.

BERTOL, L. S. Contribuição Ao Estudo Da Prototipagem Rápida, Digitalização Tridimensional E Seleção De Materiais No Design De Implantes Personalizados. **Ufrgs**, p. 131, 2008.

BIKAS, H.; STAVROPOULOS, P.; CHRYSSOLOURIS, G. Additive manufacturing methods and modeling approaches: A critical review. **International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, v. 83, n. 1–4, p. 389–405, 2016.

BURKHART, T. A.; ANDREWS, D. M.; DUNNING, C. E. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 9, p. 1477–1488, 2013.

CANAKCI, A.; VAROL, T. A novel method for the production of metal powders without conventional atomization process. **Journal of Cleaner Production**, v. 99, p. 312–319, 2015.

CANSIZ, E.; DOĞRU, S. C.; ARSLAN, Y. Z. EVALUATION OF DIFFERENT FIXATION MATERIALS FOR MANDIBULAR CONDYLE FRACTURES. [s.d.].

CANYON HYDRO et al. We are IntechOpen , the world ' s leading publisher of Open Access books Built by scientists , for scientists TOP 1 %. **Intech**, v. 32, n. July, p. 137–144, 2013.

DAWES, J.; BOWERMAN, R.; TREPLETON, R. Introduction to the additive manufacturing powder metallurgy supply chain. **Johnson Matthey Technology Review**, v. 59, n. 3, p. 243–256, 2015.

DEMENKO, V. et al. Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: A methodological finite element study. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 17, n. 4, p. 443–449, mar. 2014.

DOGRU, S. C.; CANSIZ, E.; ARSLAN, Y. Z. A review of finite element applications in oral and maxillofacial biomechanics. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 18, n. 2, p. 1–27, 2018.

EPMA. Introduction to additive manufacturing technology, a guide for designers and engineers. **European Powder Metallurgy Association**, p. 28–34, 2019.

FRAZIER, W. E. **Metal additive manufacturing: A review** **Journal of Materials Engineering and Performance**, 2014.

GALARRAGA, H. et al. Effects of heat treatments on microstructure and properties of Ti-6Al-4V ELI alloy fabricated by electron beam melting (EBM). **Materials Science and Engineering A**, v. 685, n. January, p. 417–428, 2017.

GALATI, M.; SNIS, A.; IULIANO, L. Powder bed properties modelling and 3D thermo-mechanical simulation of the additive manufacturing Electron Beam Melting process. **Additive Manufacturing**, v. 30, p. 100897, 1 dez. 2019.

GENG, J. P. A.; TAN, K. B. C.; LIU, G. R. **Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature** **Journal of Prosthetic Dentistry** Mosby Inc., , 1 jun. 2001.

GONG, X.; ANDERSON, T.; CHOU, K. Review on powder-based electron beam additive manufacturing Technology. **Manufacturing Review**, v. 1, 2014.

GRENIER, S. **Plasma Atomization goes commercial** **Metal Powder Report** Elsevier Sci Ltd, , 1 nov. 1998.

GUO, N.; LEU, M. C. **Additive manufacturing: Technology, applications and research needs** **Frontiers of Mechanical Engineering**, 2013.

HAREWOOD, F. J.; MCHUGH, P. E. Comparison of the implicit and explicit finite element methods using crystal plasticity. **Computational Materials Science**, v. 39, n. 2, p. 481–494, 1 abr. 2007.

HARUN, W. S. W. et al. **A review of powdered additive manufacturing techniques for Ti-6al-4v biomedical applications** **Powder Technology** Elsevier B.V., , 15 maio 2018. Disponível em: <<https://www-sciencedirect.ez338.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0032591018301931>>. Acesso em: 10 mar. 2021

HEIDLOFF, A. J. et al. Advanced gas atomization processing for Ti and Ti alloy powder manufacturing. **JOM**, v. 62, n. 5, p. 35–41, 13 maio 2010.

HELGASON, B. et al. **Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review** **Clinical Biomechanics** Elsevier, , 1 fev. 2008.

HERZOG, D. et al. Additive manufacturing of metals. **Acta Materialia**, v. 117, p. 371–392, 2016.

HOEGES, S.; ZWIREN, A.; SCHADE, C. Additive manufacturing using water atomized steel powders. **Metal Powder Report**, v. 72, n. 2, p. 111–117, 1 mar. 2017.

HOHMANN, M. et al. **Modern systems for ceramic-free powder production**. Advances in Powder Metallurgy. **Anais...** Publ by Metal Powder Industries Federation, 1 dez. 1992

HRABE, N.; GNÄUPEL-HEROLD, T.; QUINN, T. Fatigue properties of a titanium alloy (Ti–6Al–4V) fabricated via electron beam melting (EBM): Effects of internal defects and residual stress. **International Journal of Fatigue**, v. 94, p. 202–210, 2017.

HUCK-JONES, D.; LANGLEY, C. Beyond particle size: Exploring the influence of particle shape on metal powder performance. **Metal Am**, v. 3, n. 4, p. 99–103, 2017.

I-CHIANG, C. et al. Finite element modelling of implant designs and cortical bone thickness on stress distribution in maxillary type IV bone. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 17, n. 5, p. 516–526, 2014.

KASSYM, K.; PERVEEN, A. Atomization processes of metal powders for 3D printing. **Materials Today: Proceedings**, v. 26, p. 1727–1733, 1 jan. 2019.

KNUPP, P. **Measurement and Impact of Mesh Quality (Invited)**. 2007

KNUPP, P. M. Algebraic mesh quality metrics. **SIAM Journal on Scientific Computing**, v. 23, n. 1, p. 193–218, 25 jul. 2002.

KORIOTH, T. W. P.; VERSLUIS, A. **Modeling the mechanical behavior of the jaws and them related structures by finite element (FE) analysis** **Critical Reviews in Oral Biology and Medicine** Intern. and American Associations for Dental Research, , 1997. Disponível em: <<https://pubmed-ncbi-nlm-nih.ez338.periodicos.capes.gov.br/9063627/>>. Acesso em: 2 jul. 2021

LEE, J. S.; LIM, Y. J. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 16, n. 11, p. 1143–1149, nov. 2013.

LI, P. et al. Optimal design of an individual endoprosthesis for the reconstruction of extensive mandibula. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 42, n. 1, p. 73–78, 2014.

LI, R. et al. Densification behavior of gas and water atomized 316L stainless steel powder during selective laser melting. **Applied Surface Science**, v. 256, n. 13, p. 4350–4356, 2010.

LIANG, R. et al. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 18, n. 12, p. 1340–1348, 10 set. 2015.

LIU, S.; SHIN, Y. C. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. **Materials and Design**, v. 164, p. 107552, 15 fev. 2019.

MADENCI, E.; GUVEN, I. **The finite element method and applications in engineering using ANSYS®, second edition**. [s.l: s.n.].

MOMMAERTS, M. Y. Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant ‘AMSJI’ for the maxilla. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 48, n. 1, p. 108–114, 2019.

MORGAN, E. F.; BAYRAKTAR, H. H.; KEAVENY, T. M. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 7, p. 897–904, 1 jul. 2003.

MOURA, A. E. Manufatura Aditiva — Princípios Gerais — Terminologia. **ABNT NBR ISO/ASTM 52900**, 2018.

MURR, L. E. et al. Characterization of titanium aluminide alloy components fabricated by additive manufacturing using electron beam melting. **Acta Materialia**, v. 58, n. 5, p. 1887–1894, 2010.

O’LEARY, R. et al. An Investigation into the Recycling of Ti-6Al-4V Powder Used Within SLM to Improve Sustainability. **SDM’2015: 2nd International Conference on Sustainable Design and Manufacturing**, (2015), p. 14–17, 2015.

O’MAHONY, A. M.; WILLIAMS, J. L.; SPENCER, P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clinical Oral Implants Research**, v. 12, n. 6, p. 648–657, 1 dez. 2001.

OLSÉN, J. et al. Micro- and macro-structural heterogeneities in 316L stainless steel prepared by electron-beam melting. **Materials Characterization**, v. 141, n. February, p. 1–7, 2018.

Plasma atomization gives unique spherical powders. **Metal Powder Report**, v. 52, n. 11, p. 34–37, 1 nov. 1997.

REINA-ROMO, E. et al. Biomechanical response of a mandible in a patient affected with hemifacial microsomia before and after distraction osteogenesis. **Medical Engineering and Physics**, v. 32, n. 8, p. 860–866, 1 out. 2010.

ROCHA, E. P. et al. Zirconia-based dental crown to support a removable partial denture: a three-dimensional finite element analysis using contact elements and micro-CT data. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 18, n. 16, p. 1744–1752, 10 dez. 2015.

SCHILEO, E. et al. An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 11, p. 2483–2491, 7 ago. 2008.

SEIFI, M. et al. Overview of Materials Qualification Needs for Metal Additive Manufacturing. **Jom**, v. 68, n. 3, p. 747–764, 2016.

SEIFI, M. et al. Defect distribution and microstructure heterogeneity effects on fracture resistance and fatigue behavior of EBM Ti – 6Al – 4V. **International Journal of Fatigue**, v. 94, p. 263–287, 2017.

SHEN, N.; CHOU, K. **Simulations of thermo-mechanical characteristics in electron beam additive manufacturing**. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Proceedings (IMECE). **Anais...American Society of Mechanical Engineers Digital Collection**, 8 out. 2012

SMIRNOV, M. A.; KAPLAN, M. A.; SEVOSTYANOV, M. A. Receiving finely divided metal powder by inert gas atomization. **IOP Conference Series: Materials Science and**

Engineering, v. 347, n. 1, 2018.

SU, K. C. et al. An investigation of dentinal fluid flow in dental pulp during food mastication: Simulation of fluid-structure interaction. **Biomechanics and Modeling in Mechanobiology**, v. 13, n. 3, p. 527–535, 2014.

VASTOLA, G. et al. Controlling of residual stress in additive manufacturing of Ti6Al4V by finite element modeling. **Additive Manufacturing**, v. 12, p. 231–239, 1 out. 2016.

WALLNER, S. Powder Production Technologies. **BHM Berg- und Hüttenmännische Monatshefte**, v. 164, n. 3, p. 108–111, 5 mar. 2019.

WANG, H. et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Mechanical Stress in Symphyseal Fractured Human Mandible Reduced With Miniplates During Mastication. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 68, n. 7, p. 1585–1592, 1 jul. 2010.

WONG, K. V.; HERNANDEZ, A. A Review of Additive Manufacturing. **ISRN Mechanical Engineering**, v. 2012, p. 1–10, 2012.

XIN, X. Z. et al. In vitro biocompatibility of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting or traditional casting techniques. **Materials Letters**, v. 88, p. 101–103, 2012.

YANG, D. Y. et al. Comparative investigation into implicit, explicit, and iterative implicit/explicit schemes for the simulation of sheet-metal forming processes. **Journal of Materials Processing Tech.**, v. 50, n. 1–4, p. 39–53, 1 mar. 1995.

ZAFAR, M. Q. et al. **Finite element framework for electron beam melting process simulation** **International Journal of Advanced Manufacturing Technology** The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, , 2020.

ZÄH, M. F.; LUTZMANN, S. Modelling and simulation of electron beam melting. **Production Engineering**, v. 4, n. 1, p. 15–23, 2010.

ZEOLI, N.; TABBARA, H.; GU, S. CFD modeling of primary breakup during metal powder atomization. **Chemical Engineering Science**, v. 66, n. 24, p. 6498–6504, 2011.

ZHANG, D. L. **Processing of advanced materials using high-energy mechanical milling**. Progress in Materials Science. **Anais...Pergamon**, 1 jan. 2004

ZHANG, L. C. et al. Manufacture by selective laser melting and mechanical behavior of a biomedical Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy. **Scripta Materialia**, v. 65, n. 1, p. 21–24, 1 jun. 2011.