



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA (POSMEC)

Mônica de Souza Schneider

Revisão Sistemática de Parâmetros Utilizados na Fabricação Estruturas de Ti6Al4V por Fusão  
em Leito de Pó e sua Relação com o Afrouxamento Asséptico de Quadril

Florianópolis

2020

Mônica de Souza Schneider

**Revisão Sistemática de Parâmetros Utilizados na Fabricação de Estruturas de Ti6Al4V  
por Fusão em Leito de Pó e sua Relação com o Afrouxamento Asséptico de Quadril**

Dissertação submetida ao Programa de Pós Graduação de  
Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa  
Catarina para a obtenção do título de mestre em  
Engenharia Mecânica  
Orientador: Prof. João Carlos Espíndola Ferreira, Ph.D.

Florianópolis

2020

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

de Souza Schneider, Monica  
Revisão Sistemática de Parâmetros Utilizados na  
Fabricação de Estruturas de Ti6Al4V por Fusão em Leito de Pó  
e sua Relação com o Afrouxamento Asséptico de Quadril /  
Monica de Souza Schneider ; orientador, João Carlos  
Espindola Ferreira, 2020.  
86 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2020.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Engenharia Mecânica. 3.  
Manufatura Aditiva. 4. Implantes Ortopédicos. I. Espindola  
Ferreira, João Carlos . II. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.  
III. Título.

Mônica de Souza Schneider

**Revisão Sistemática de Parâmetros Utilizados na Fabricação de Estruturas de Ti6Al4V  
por Fusão em Leito de Pó e sua Relação com o Afrouxamento Asséptico de Quadril**

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. João Carlos Espíndola Ferreira, Ph.D.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Carlos Henrique Ahrens, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Fernando Humel Lafratta, Dr.  
Universidade do Estado de Santa Catarina

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de mestre em Engenharia Mecânica.

---

Prof. Paulo de Tarso Rocha de Mendonça, Ph.D.  
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

---

Prof. João Carlos Espíndola Ferreira, Ph.D.  
Orientador

Florianópolis, 2020.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, por sempre prezarem pela minha educação e ao esforço que fazem para que eu tenha as melhores condições para aprendizagem. Também por me apoiarem nas minhas decisões, dando suporte para que eu vá em busca de meus objetivos. Ao carinho e ao amor em que foram baseados meu crescimento e à força que me dão, me fazendo acreditar nas possibilidades. À todas as oportunidades que me deram e ao orgulho que sentem de mim.

Aos meus avós, que me ajudaram muito em toda a caminhada e que realizaram em mim o sonho de estudar. A eles que sinto imensas saudades, seja pelo distanciamento da pandemia, seja por estarem em outra dimensão.

A todos os meus amigos, os que cresceram comigo desde a infância, àqueles que caminharam junto durante a universidade e os que conheci em outras oportunidades da vida. Agradeço muito por me acompanharem em todas as etapas da minha vida, por estarem junto nos momentos de vitória e frustração. Aos amigos que se foram e que tanto me ensinaram pela vontade que tinham de viver. Hoje vocês são parte de mim e me acompanham de outro patamar.

Ao Diego, pelo companheirismo, pelas conversas, meditações e corridas juntos. Por me apoiar e pela positividade mediante todas as dificuldades. Em especial, por ter feito esse ano pandêmico o melhor possível, estando ao meu lado diante das tensões geradas e me trazendo paz com a sua presença.

A todos os professores que me acompanharam até aqui, que foram fundamentais para a aprendizagem. Ao orientador João Carlos, por aceitar me auxiliar no presente trabalho e estar sempre disposto a ajudar.

À Deus, por ter tido saúde mental e física para continuar esse processo e por ter o privilégio de me resguardar diante de toda a tristeza que assola o país.

## RESUMO

O evento adverso mais comum em artroplastias de quadril é o afrouxamento asséptico, ocorrido principalmente pela incompatibilidade de propriedades entre o implante e o osso hospedeiro. Componentes porosos de Ti6Al4V podem mimetizar a estrutura natural do osso humano, gerando um ambiente adequado à adesão e ao crescimento celular, e equiparando a rigidez do material com a dos ossos cortical e trabecular. O alto ponto de fusão e sua afinidade com gases atmosféricos estão entre as limitações de obter componentes porosos de titânio com os processos convencionais de fabricação. Nesse sentido, cada vez mais estudos são focados em manipular os parâmetros de processos por manufatura aditiva por fusão em leito de pó, na obtenção da melhor combinação de estruturas porosas para a aplicação em artroplastias de quadril. A presente dissertação tem como ponto de partida a falta de uma revisão sistemática reunindo os estudos presentes na literatura atual que abordem a fabricação por manufatura aditiva de estruturas de Ti6Al4V com aplicação em implantes de quadril. Desta forma, é elaborada uma revisão sistemática, verificando se os artigos encontrados na literatura apresentam os parâmetros de fabricação aplicados, bem como as propriedades mecânicas e morfológicas da estrutura pós fabricação. Os processos de fabricação em foco são a fusão por feixe de elétrons e a fusão seletiva a *laser*. A metodologia utilizada tem como objetivo relacionar os parâmetros de processo utilizados nos artigos encontrados, bem como as propriedades morfológicas e mecânicas das estruturas obtidas, com o efeito desses na possível diminuição do afrouxamento asséptico de implantes de quadril. Para tal, considerou-se como hipótese válida a presença das informações relacionados a parâmetros de processo e propriedades morfológicas e mecânicas nos artigos encontrados, do contrário tratou-se a hipótese nula H0. A pesquisa foi realizada nas bases de dados Scopus, PubMed e Web of Science, obtendo-se 715 artigos a partir das palavras chave de busca estabelecidas. Do total da quantidade de artigos resultantes da busca, 9 estudos foram incluídos nos critérios de inclusão, verificando-se que a quantidade de estudos com o detalhamento de processos e propriedades das estruturas é escasso na literatura científica até a data da presente revisão sistemática. Assim, a hipótese H1 foi apenas parcialmente comprovada, pois a maior parte dos artigos não informou todos os parâmetros de fabricação utilizados nos processos. Em apenas um estudo foi possível fazer uma avaliação aprofundada das estruturas obtidas, coerentes com o osso cortical. Além disso, nem todos os artigos usam de aparatos comerciais em seus procedimentos, o que restringe a análise de fabricação da estrutura com o que está disponível no mercado. Ressalta-se a complexidade dos processos de manufatura aditiva, sendo necessárias informações além de parâmetros de processo para uma análise mais aprofundada das estruturas obtidas. É proposta, para estudos futuros, a fabricação de componentes por fusão seletiva a *laser* com estruturas internas e externa próximas ao osso trabecular e cortical, respectivamente, de forma a serem obtidos componentes com altas resistência mecânica e proliferação celular, simultaneamente.

**Palavras-chave:** Fusão em leito de pó. Artroplastia de quadril. Afrouxamento Asséptico. Ti6AL4V poroso.

## ABSTRACT

The most common adverse event in hip arthroplasties is aseptic loosening, occurring mainly due to properties incompatibility between the implant and the host bone. Ti6Al4V porous components mimics the natural structure of human bone, creating a suitable environment for cell adhesion and growth, and equating the material rigidity with that of the cortical and trabecular bones. The high melting point and its affinity with atmospheric gases are among the limitations in obtaining porous titanium components with conventional manufacturing processes. On this way, more studies are focused on manipulating process parameters by additive manufacturing by powder bed fusion, obtaining the best combination of porous structures for hip arthroplasties application. The present dissertation has as its starting point the lack of a systematic review bringing together the studies present in the current literature which address the manufacture by additive manufacture of structures of Ti6Al4V for hip implants application. This systematic review verifies if the studies found present the manufacturing parameters applied as well as the mechanical and morphological properties of the post-fabrication structure. The manufacturing processes in focus are electron beam melting and selective laser melting. The methodology used aims to relate the studies' process parameters, as well as the morphological and mechanical properties of the structures obtained, with their effect in the hip implants aseptic loosening reduction. The presence of information related to process parameters and morphological and mechanical properties in the studies was considered a valid hypothesis, otherwise the null hypothesis  $H_0$  was treated. The research was carried out in the Scopus, PubMed and Web of Science databases, obtaining 715 articles from the established search strings. Among the articles found in this search, 9 studies were included in the inclusion criteria, verifying that the number of studies detailing processes and properties of structures is scarce in the scientific literature until the date of this systematic review. The  $H_1$  hypothesis was only partially proven, as most studies did not inform all the manufacturing parameters used in the processes. In only one study it was possible to make an in-depth evaluation of the structures obtained, consistent with the cortical and trabecular bones. Moreover, not all studies use commercial apparatuses in their procedures, which restricts the manufacturing analysis of the structure with what is available on the market. It is proposed, for future studies, the manufacture of components by selective laser melting with internal and external structures close to the trabecular and cortical bone, respectively, in order to obtain components with high mechanical resistance and cellular proliferation, simultaneously.

**Keywords:** Powder bed fusion. Hip arthroplasty. Aseptic loosening. Ti6Al4V porous.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Componentes de uma Prótese de Quadril. ....	19
Figura 2 - Prótese de Quadril.....	19
Figura 3 - Estruturas ósseas cortical e trabecular, para um osso saudável.....	22
Figura 4 - Incidência de Revisão em Artroplastia de Quadril. ....	23
Figura 5 - Causas de revisão em implantes ortopédicos. ....	24
Figura 6 - Fatores que causam o afrouxamento asséptico.....	25
Figura 7 - Processo de afrouxamento gradual na região da haste femoral como resultado da hipertrofia da membrana (branca) na interface osso/implante. ....	26
Figura 8 - Mecanismo do <i>Stress Shielding</i> .....	27
Figura 9 - Esquema simplificado do sistema de <i>laser</i> . ....	31
Figura 10 - Esquema simplificado do sistema de escaneamento.....	32
Figura 11 - Representação esquemática da fusão por feixe de elétrons.....	34
Figura 12 - Formação do componente, camada por camada, no processo em fusão por feixe de elétrons. ....	35
Figura 13 - Comparação da rugosidade da superfície em métodos: (a) fusão por feixe de elétrons (b) fusão seletiva a <i>laser</i> (c) fundição.....	36
Figura 14- Parâmetros do processo: potência do laser, velocidade de escaneamento, espaçamento entre linhas de varredura e espessura da camada. ....	37
Figura 15 - Fases e Atividades do processo de Revisão Sistemática.....	40
Figura 16 - Etapas para seleção dos estudos. ....	44
Figura 17 - Diagrama de Fluxo da Revisão Sistemática. ....	51
Figura 18 - Técnicas de imagem que podem ser usadas para observar características estruturais do osso em vários níveis hierárquicos.....	60
Figura 19- Representação da conectividade entre os poros. ....	61
Figura 20 - Módulo de elasticidade relativo em função da densidade relativa do osso trabecular. ....	63



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Biomateriais Ortopédicos mais comuns. ....	20
Tabela 2 - Causas de revisão de artroplastias total de quadril.....	22
Tabela 3 - Propriedades mecânicas de materiais implantáveis. $Y_S$ = Tensão de escoamento, $E$ =Módulo de Young, $\sigma_f$ = Tensão de fadiga, %EL=Alongamento até a fratura. ....	27
Tabela 4 - Diferenças entre Revisão Tradicional e Revisão Sistemática.....	38
Tabela 5 - As 4 fases e 8 atividades do método SSF. ....	40
Tabela 6 - Adaptação do acrônimo PICO. ....	43
Tabela 7 - Critérios de Inclusão.....	48
Tabela 8 - Critérios de Exclusão.....	48
Tabela 9 - Resultado da busca sistematizada e contribuições .....	52
Tabela 10 - Parâmetros de Fabricação por fusão seletiva a <i>laser</i> e fusão por feixe de elétrons .....	55
Tabela 11 - Propriedades morfológicas e mecânicas das estruturas. ....	56
Tabela 12 - Continuação: Propriedades morfológicas e mecânicas das estruturas. ....	57
Tabela 13 - Continuação: Propriedades morfológicas e mecânicas das estruturas. ....	58
Tabela 14 - Módulo de elasticidade do osso cortical femoral. ....	64
Tabela 15 - Módulo de elasticidade do osso trabecular femoral. ....	65

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Anvisa		Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	American Society for Testing and Materials	Sociedade Americana de Ensaios e Materiais
CAD	Computer Aided Design	Projeto auxiliado por computador
CoC	Ceramic on Ceramic	Componente acetabular de Cerâmica e inserto de Cerâmica
CoP	<i>Ceramic on Polymer</i>	Componente acetabular de Cerâmica e inserto de Polietileno
CT/TC	<i>Computer Tomography</i>	Tomografia computadorizada
DATASUS		Tecnologia de Informação a Serviço do SUS
DED	<i>Directed Energy Deposition</i>	Deposição por energia direcionada
EBM	<i>Electron Beam Melting</i>	Fusão por Feixe de Elétrons
FEA	<i>Finite Element Analysis</i>	Análise por Elementos Finitos
ISO	<i>International Standard Organization</i>	Organização Internacional de Padronização
LED/EDL	<i>Linear Energy Deposition</i>	Energia de Deposição Linear
MoM	<i>Metal on Metal</i>	Componente acetabular de Metal e inserto de Metal
MoP	<i>Metal on Polymer</i>	Componente acetabular de Metal e inserto de Polietileno
PBF	<i>Powder Bed Fusion</i>	Fusão em leito de pó
PRISMA	<i>Transparent Reporting of Systematic Review and Meta-Analyses</i>	Relatório de transparência de revisão sistemática e metanálise
SEM/MEV	<i>Scanning Electron Microscopy</i>	Microscópio Eletrônico de Varredura
SL	<i>Sheet Lamination</i>	Laminação de folha
SLM	<i>Selective Laser Melting</i>	Fusão Seletiva a Laser
SR/RS	Systematic Research	Revisão Sistemática

SSF	Systematic Search Flow	Fluxo de pesquisa sistemática
SUS		Sistema Único de Saúde
VED/EDV	<i>Volumetric Energy Deposition</i>	Energia de Deposição Volumétrica

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
1.1	OBJETIVOS.....	17
<b>1.1.1</b>	<b>Objetivo Geral .....</b>	<b>17</b>
<b>1.1.2</b>	<b>Objetivos Específicos .....</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO .....</b>	<b>18</b>
2.1	ARTROPLASTIA DE QUADRIL.....	18
2.2	BIOMATERIAIS.....	20
2.3	EVENTOS ADVERSOS .....	22
<b>2.3.1</b>	<b>Afrouxamento Asséptico.....</b>	<b>25</b>
2.4	MANUFATURA ADITIVA.....	28
<b>2.4.1</b>	<b>Fusão Seletiva a <i>Laser</i>.....</b>	<b>30</b>
<b>2.4.2</b>	<b>Fusão por Feixe de Elétrons .....</b>	<b>33</b>
<b>2.4.3</b>	<b>Parâmetros de Processo .....</b>	<b>36</b>
2.5	REVISÃO SISTEMÁTICA .....	38
<b>2.5.1</b>	<b>Fase 1 da Revisão Sistemática: Planejamento .....</b>	<b>40</b>
2.5.1.1	<i>Informações administrativas .....</i>	42
2.5.1.2	<i>Introdução de uma Revisão Sistemática .....</i>	42
2.5.1.3	<i>Método de uma Revisão Sistemática .....</i>	43
<b>2.5.2</b>	<b>Fase 2 da Revisão Sistemática: Condução .....</b>	<b>44</b>
<b>2.5.3</b>	<b>Fase 3 da Revisão Sistemática: Publicação dos resultados.....</b>	<b>45</b>
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA.....</b>	<b>47</b>
3.1	FASE 1:PLANEJAMENTO .....	47
3.2	FASE 2: CONDUÇÃO .....	49
3.3	FASE 3: PUBLICAÇÃO DOS RESULTADOS.....	50
<b>4</b>	<b>RESULTADOS DA RS APLICADA .....</b>	<b>51</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO DOS RESULTADOS DA RS.....</b>	<b>60</b>

5.1	POROSIDADE E DENSIDADE.....	60
5.2	MÓDULO DE ELASTICIDADE .....	62
5.3	PARÂMETROS DE FABRICAÇÃO .....	66
<b>5.3.1</b>	<b>Fusão em leito de pó.....</b>	<b>66</b>
5.3.1.1	<i>Velocidade de escaneamento e Potência do Laser.....</i>	<i>67</i>
5.3.1.2	<i>Espessura de camada, diâmetro de feixe, espaçamento entre linhas de varredura e Ambiente de escaneamento .....</i>	<i>70</i>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>71</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>74</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Restrições patológicas como osteoartrite e artrite reumatoide podem levar a fraturas no quadril, dificultando o movimento de caminhada e gerando intensa dor. Procedimentos cirúrgicos de artroplastias do quadril são realizados na substituição desse por outro protético, de forma a reproduzir os movimentos da articulação (COLIC; SEDMAK, 2016).

Não somente na ortopedia, a busca por materiais que atendam a uma aplicação médica específica torna-se cada vez mais desafiadora, tendo em vista as estruturas complexas que formam o corpo humano. Considerando-se a capacidade de biocompatibilidade ao organismo e alta resistência às cargas mecânicas aplicadas na região, a escolha do processo de fabricação deve levar em conta sua capacidade de reproduzir estruturas com geometrias complexas, com fidelidade ao projeto indicado.

A fixação bem sucedida de implantes ortopédicos requer uma osseointegração, ou seja, a formação de uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso hospedeiro e a superfície do implante de suporte de carga. Dessa forma, o desempenho em implantes ortopédicos concilia três fatores principais: material, *design* e processo de fabricação.

Pela biocompatibilidade com o organismo humano, bem como altas resistências à corrosão e mecânica, o titânio e suas ligas são usados intensamente na medicina na fabricação de implantes ortopédicos. No entanto, a incompatibilidade na rigidez do osso humano e o implante de titânio leva ao efeito de *stress shielding*, responsável pela reabsorção óssea e afrouxamento asséptico do implante (HEINL et al., 2007).

Dessa forma, foi demonstrado que implantes porosos podem mimetizar a estrutura natural e as propriedades mecânicas do osso humano, reduzindo a incompatibilidade de propriedades entre o implante e o osso hospedeiro, com conseqüente diminuição no efeito de *stress shielding* (MULLEN et al., 2009).

O alto ponto de fusão, bem como sua afinidade com gases atmosféricos, está entre as limitações de obter componentes porosos de titânio mediante processos convencionais de fabricação. Assim, são utilizados processos de manufatura aditiva (MA) por fusão em leito de pó, como aqueles por fusão seletiva a *laser* e fusão por feixe de elétrons.

Processos de MA por fusão em leito de pó se tornam atraentes pela capacidade de fabricar estruturas complexas e, com isso, componentes mais fiéis ao *design* proposto. Considerando-se a adição de materiais metálicos, estão inclusos em fusão em leito de pó os processos por fusão seletiva a *laser* e fusão por feixe de elétrons. Em ambos os processos, feixes

de alta energia (feixes a *laser* ou de elétrons) são utilizados para fundir transversalmente as camadas de pó metálico, a fim de que cada camada seja adicionada ao produto final (TAN; MANIRUZZAMAN; NOKHODCHI, 2018).

Os componentes obtidos pelo processo de fusão em leito de pó, seja por fusão seletiva a *laser* ou fusão por feixe de elétrons, são caracterizados por suas propriedades mecânicas e morfológicas, as quais são afetadas pelas configurações dos parâmetros do processo (HANZL et al. 2015). Os principais parâmetros avaliados são a velocidade de escaneamento, potência do *laser*/corrente elétrica, a espessura da camada fabricada, e o espaçamento entre linhas de varredura, sendo eles combinados e expressos em energia de deposição volumétrica (EDV).

A funcionalidade do implante fabricado em Ti6Al4V por fusão em leito de pó pode ser modificada durante o processo, já que os parâmetros utilizados possuem forte influência nas propriedades finais do componente, sejam elas morfológicas ou mecânicas. Dessa forma, há uma demanda crescente por estudos que combinem esses parâmetros para a obtenção de estruturas que melhor mimetizem as características do osso humano.

A presente dissertação tem como ponto de partida a falta de uma revisão sistemática (RS) reunindo os estudos presentes na literatura atual que abordem a fabricação por MA de estruturas de Ti6Al4V com aplicação em implantes de quadril. Desta forma, uma revisão sistematizada da literatura é feita para suprir a lacuna identificada, verificando se os estudos encontrados apresentam os parâmetros de fabricação aplicados e as propriedades mecânicas e morfológicas da estrutura pós fabricação. Os resultados da RS são relacionados com a diminuição do principal evento adverso ocorrido em implantes de quadril atualmente, que é o afrouxamento asséptico.

A RS, ao contrário da revisão bibliográfica, trata-se de uma metodologia científica específica, com características, requisitos e procedimentos bem definidos, de forma a analisar os dados coletados de forma crítica e identificar problemas para futuras investigações. Nesse sentido, para a realização da RS são necessárias a coleta e a avaliação dos estudos relacionados à fabricação de Ti6Al4V por fusão seletiva a *laser* e fusão por feixe de elétrons disponíveis na literatura científica.

O presente trabalho contribui para a análise da relevância dos estudos publicados, em termos de parâmetros utilizados e estruturas obtidas, de acordo com o que é demandado na área de artroplastias de quadril. São buscados os artigos relacionados à fabricação de implantes de

Ti6Al4V por MA, disponíveis na literatura atual, relacionando-os com a possibilidade de diminuição do afrouxamento asséptico.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

A presente dissertação tem como objetivo investigar sistematicamente a influência dos parâmetros de fabricação por MA na obtenção de diferentes estruturas de Ti6Al4V e sua relação com o índice de ocorrência do afrouxamento asséptico em implantes de quadril.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Identificar quais os parâmetros de processo de MA aproximam as propriedades mecânicas e morfológicas de implantes de Ti6Al4V com aquelas requeridas para implantes de quadril;
- Analisar a influência dos parâmetros de processo na diminuição da ocorrência afrouxamento asséptico em artroplastias de quadril.



## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 ARTROPLASTIA DE QUADRIL

Considerado um dos maiores avanços em tratamentos de doenças ortopédicas, os princípios da artroplastia de quadril iniciam no século XIX, quando Themistocles Gluck demonstrou a tolerância do corpo humano a corpos estranhos. Mais tarde, o hoje considerado pai da artroplastia, o cirurgião John Charnley desenvolveu o modelo de baixo atrito em meados dos anos 1990, com seus princípios sendo aplicados até hoje (KNIGHT; AUJLA; BISWAS, 2011).

A articulação do quadril permite o movimento entre o fêmur e o acetábulo na região pélvica (COLIC; SEDMAK, 2016). Sendo essa uma das mais importantes articulações do corpo humano, já que o simples movimento de caminhada depende de sua saúde total, ausente de dores (AMSTUTZ; LE DUFF, 2016). Restrições patológicas podem gerar intensa dor, levando à restrição do movimento. Doenças articulares como osteoartrite e artrite reumatoide podem levar a fraturas no quadril, fazendo-se necessários procedimentos cirúrgicos, de acordo com a localização da fratura (COLIC; SEDMAK, 2016).

De acordo com a restrição, procedimentos cirúrgicos são realizados, com técnicas de artroplastias total ou parcial do quadril. Tal termo é relacionado ao procedimento para a substituição do quadril natural por outro protético. Para Pramanik; Agarwal; Rai (2005), quando a substituição do acetábulo e da cabeça do fêmur é necessária, a artroplastia total do quadril torna-se uma usual estratégia de restauração da função normal da articulação.

A região do quadril está sujeita a cargas dinâmicas de compressão, flexão e torção, transferidas do corpo para a articulação. O desempenho pretendido por uma prótese de quadril deve considerar as solicitações mecânicas sobre a região, os materiais dos quais cada componente é fabricado, o processo de fabricação e as condições clínicas do paciente. Assim, o desempenho do implante depende desses últimos fatores citados, já que a região está exposta a condições severas de carregamentos cíclicos.

Os implantes de quadril são constituídos por uma cabeça femoral esférica, metálica ou cerâmica, a qual articula no inserto acetabular, fabricado em polímero ou cerâmica. O inserto acetabular é encaixado no copo acetabular metálico, fixado no acetábulo. A cabeça femoral é fixada em uma haste metálica, implantada no canal intramedular do fêmur. Quando há dois tipos de movimento relativo (entre a cabeça e o inserto, e entre o inserto e o copo acetabular), o implante é de mobilidade dupla. Do contrário, haverá movimentação apenas entre a cabeça e

o inserto acetabular na prótese de quadril. A Figura 1 representa os componentes do implante e a Figura 2 apresenta suas localizações na região do quadril.

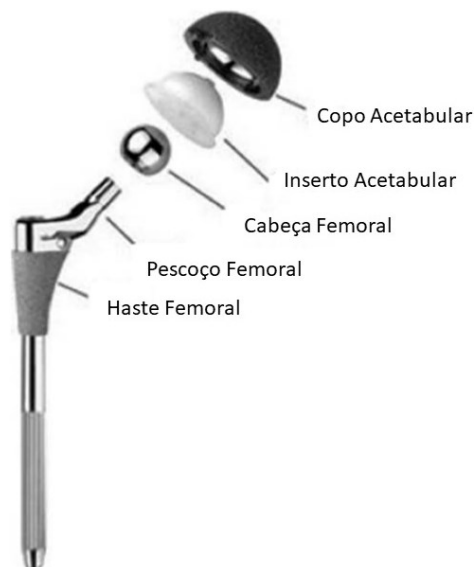


Figura 1 - Componentes de uma Prótese de Quadril.  
Fonte: Adaptado de Geetha et al., 2009.



Figura 2 - Prótese de Quadril.  
Fonte: Instituto IFuchs, 2018

Ainda, os implantes de quadril são classificados de acordo com o seu modo fixação, podendo ser cimentadas, não cimentadas e híbridas (MACEDO et al., 2007):

- **Prótese Cimentada:** Fixada por cimento ósseo. Utilizada em pacientes cujo osso tem pouca capacidade de crescimento e remodelação.
- **Prótese Não Cimentada:** A fixação é feita pelo próprio organismo, mediante o fenômeno de osseointegração. Indicada para pacientes cujo osso tenha capacidade

de crescimento e de suportar as pressões durante o ajuste e estabilização da prótese. A aplicação de revestimentos pode ser utilizada de forma a favorecer a estabilidade primária do implante – fixação nas primeiras horas de implantação;

- Prótese Total Híbrida: A parte acetabular é fixada por parafusos ou impactação – não cimentado. O componente femoral é fixado com cimento.

De acordo com o DATASUS (Tecnologia de Informação a Serviço do SUS), do Sistema Único de Saúde (SUS), no Brasil foram realizados 9457 procedimentos de artroplastia total de quadril cimentadas e não cimentadas, somente no período entre janeiro e agosto de 2019. Para a crescente melhora dos métodos cirúrgicos, bem como a fabricação e materiais para esses implantes, pesquisas em variadas áreas e órgãos regulamentadores tornam-se cruciais.

## 2.2 BIOMATERIAIS

Materiais com aplicação médica devem possuir propriedades que possam atender à sua aplicação específica. Materiais usados em implantes ortopédicos devem conciliar biocompatibilidade, resistência ao desgaste e à corrosão, combinação entre alta resistência e baixo módulo de elasticidade, bem como ser altamente dúctil e não ser citotóxico (HIN, 2004).

Biomateriais ortopédicos são selecionados a partir da sua capacidade de suportar cargas cíclicas (RATNER; HOFFMAN, 2013). Dessa forma, o desempenho em implantes ortopédicos concilia três fatores principais: material, *design* e processo de fabricação. Os sete biomateriais mais usados com aplicação ortopédica estão listados na Tabela 1.

Tabela 1 - Biomateriais Ortopédicos mais comuns.

<b>Material</b>	<b>Uso Primário</b>	
Metais	Ligas de Titânio (Ti6Al4V)	Placas, parafusos e artroplastias (quando não for superfície de articulação)
	Liga CoCrMo	Artroplastias
	Aço Inoxidável	Placas, Parafusos e Artroplastias
Polímeros	Polimetilmetacrilato (PMMA)	Cimento ósseo
	Polietileno de alta densidade (PEAD)	Inserto de baixo atrito em componentes de articulação para artroplastias
Cerâmicas	Alumina (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	Componentes de articulação para artroplastias

Zircônia (ZrO<sub>2</sub>)Componentes de articulação para  
artroplastias

Fonte: Adaptado de Ratner; Hoffman (2013)

A habilidade de promover o crescimento de tecido ósseo na região circundante deve ser considerada no projeto do implante, de forma a promover sua osseointegração (ARIFIN et al., 2014). Denomina-se osseointegração a ligação completa entre o osso hospedeiro e a superfície do implante. Os mecanismos de ancoragem são aprimorados de acordo com as características do implante e a superfície óssea (RATNER; HOFFMAN, 2013). A fim de melhorar a habilidade do implante de promover o crescimento ósseo, os estudos focam em harmonizar características de processo, *design* e modificação dos materiais utilizados.

Ligas metálicas como as de titânio são amplamente utilizadas em aplicações ortopédicas, graças à sua baixa citotoxicidade, alta resistência mecânica e relativa inércia biológica (MAJUMDAR et al., 2018). Baixo módulo de elasticidade e alta resistência à corrosão também são características das ligas de titânio.

As formas alotrópicas do titânio são:  $\alpha$ , formada a baixas temperaturas, com estrutura hexagonal cristalina; e  $\beta$ , formada acima de 883°C, com estrutura cúbica centrada. Elementos estabilizadores  $\alpha$  aumentam a temperatura de transição para a fase  $\beta$ , enquanto que os estabilizadores  $\beta$  diminuem essa temperatura. As ligas de titânio são classificadas em:  $\alpha$ , quando há apenas estabilizadores  $\alpha$  e essa fase é predominante;  $\alpha + \beta$ , ligas com mais de 2% de estabilizadores  $\beta$  resultando em 10%-30% dessa fase; e  $\beta$  metaestáveis, em que as ligas possuem altas quantidades de estabilizadores  $\beta$ , podendo essa fase predominante ser retida com resfriamento rápido (GEETHA et al., 2009).

Em geral, ligas  $\alpha + \beta$  são mais dúcteis, resistentes e possuem maiores módulos de elasticidade, enquanto que estruturas  $\beta$  possuem maior tenacidade à fratura. Para evitar a perda do implante, ligas que retêm a fase  $\beta$  em suas estruturas são cada vez mais pesquisadas. Estudos demonstram que a adição de elementos como Nb, Zr, Mo e Ta é efetiva na diminuição do módulo de elasticidade em ligas de titânio, sem comprometer sua resistência (GEETHA et al., 2009). A liga mais comum usada em implantes ortopédicos é a Ti6Al4V, com estrutura  $\alpha + \beta$ , sendo o Al e o V,  $\alpha$  e  $\beta$  estabilizadores, respectivamente.

A diminuição no módulo de elasticidade é uma das estratégias em reduzir o fenômeno de *stress shielding* (detalhado na seção 2.3.1). Reduzir a densidade e rigidez do material aumentando sua porosidade é uma alternativa de diminuir o efeito do *stress shielding* e

promover uma melhor osseointegração. A porosidade do osso cortical varia entre 5% e 30%, enquanto que a do osso esponjoso (ou trabecular) pode chegar a 90%. Assim, estruturas porosas em implantes podem servir como um modelo de ponte inicial entre osso e implante e promover uma melhor osseointegração (MAJUMDAR et al., 2018). A Figura 3 mostra a secção de um osso femoral saudável, indicando a estrutura dos ossos cortical e trabecular.

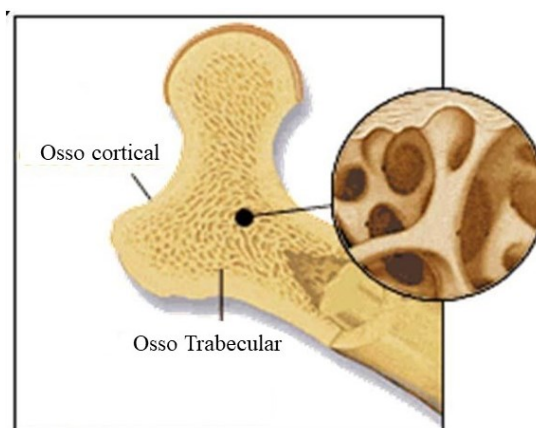


Figura 3 - Estruturas ósseas cortical e trabecular, para um osso saudável.  
Fonte: Simões et al. (2020).

### 2.3 EVENTOS ADVERSOS

De acordo com o *Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry: 2019 Annual Report (2019)*, as causas mais comuns de revisão da artroplastia total de quadril são o afrouxamento asséptico (24,6%), o deslocamento da prótese (20,8%), fratura (20,7%) e infecção (18,2%) (Tabela 2). De acordo com o relatório, essas causas variam com o tempo de implantação, sendo nos primeiros 5 anos a predominância do deslocamento da prótese, enquanto o afrouxamento asséptico é mais comum depois de 7 anos da implantação. A Tabela 2 mostra as principais causas de revisão de artroplastia de quadril atualmente, já a Figura 4 ilustra a incidência dessas revisões ao longo dos primeiros 18 anos de implantação.

Tabela 2 - Causas de revisão de artroplastias total de quadril.

<b>Razão para revisão</b>	<b>Número de revisões</b>	<b>Porcentagem [%]</b>
Afrouxamento asséptico	3579	24,6
Deslocamento da prótese	3030	20,8
Fratura do implante	3006	20,7
Infecção	2647	18,2
Fratura do osso	310	2,1

Dores	279	1,9
Discrepância do tamanho da perna	227	1,6
Má posição do implante	209	1,4
Instabilidade	192	1,3
Fratura da haste femoral	163	1,1
Fratura do inserto acetabular	131	0,9
Desgaste do inserto acetabular	121	0,8
Patologia relacionada ao metal	120	0,8
Tamanho incorreto	96	0,7
Fratura do copo acetabular	92	0,6
Fratura da cabeça femoral	45	0,3
Outros	14533	2,0
Total		100,0

Fonte: Adaptado de Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry: Annual Report, 2019

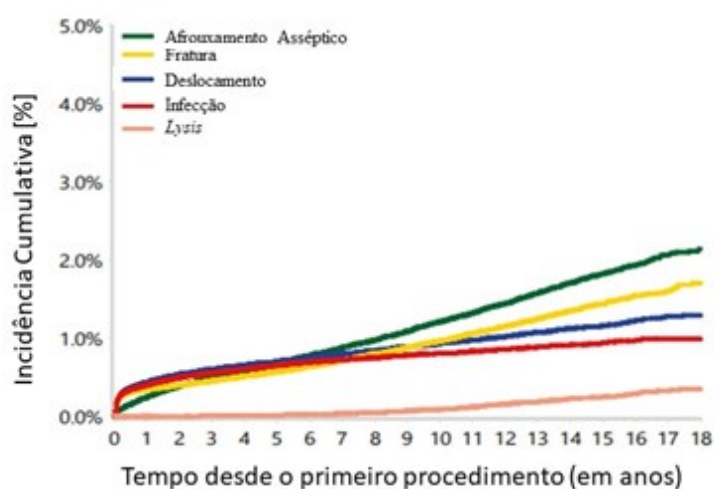


Figura 4 - Incidência de Revisão em Artroplastia de Quadril.

Fonte: Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry: Annual Report, 2019

Atualmente, cerca de 70 a 80% dos implantes usados clinicamente são fabricados em materiais metálicos (aço inoxidável, ligas de cobalto cromo, ligas de titânio e tântalo) (NI et al., 2019). O uso de implantes metálicos para substituir tecidos ósseos rígidos (articulações de quadril, joelho, placas ósseas, implantes dentários) provém da capacidade desses materiais suportarem altas demandas de cargas mecânicas. O titânio e suas ligas ganham atenção especial

nessas aplicações, graças, entre outros aspectos, à sua biocompatibilidade, baixa massa, balanço entre propriedades mecânicas e elevada resistência à corrosão (NIINOMI, 2002).

De acordo com a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), um evento adverso é qualquer ocorrência médica desfavorável, que pode ocorrer durante um tratamento, mas que não possui relação causal com esse tratamento, ou seja, não são atribuídas à evolução natural da doença a ser tratada. Em relação a implantes, esses eventos podem ocorrer devido à interação do componente implantado e o ambiente circundante.

Fatores que devem ser levados em conta na diminuição de eventos adversos são o tipo de material utilizado, o processo de fabricação e o *design* do implante, o qual estará sujeito às cargas cíclicas do movimento do quadril. A Figura 5 relaciona as causas de falha de um implante, levando à necessidade de revisão.

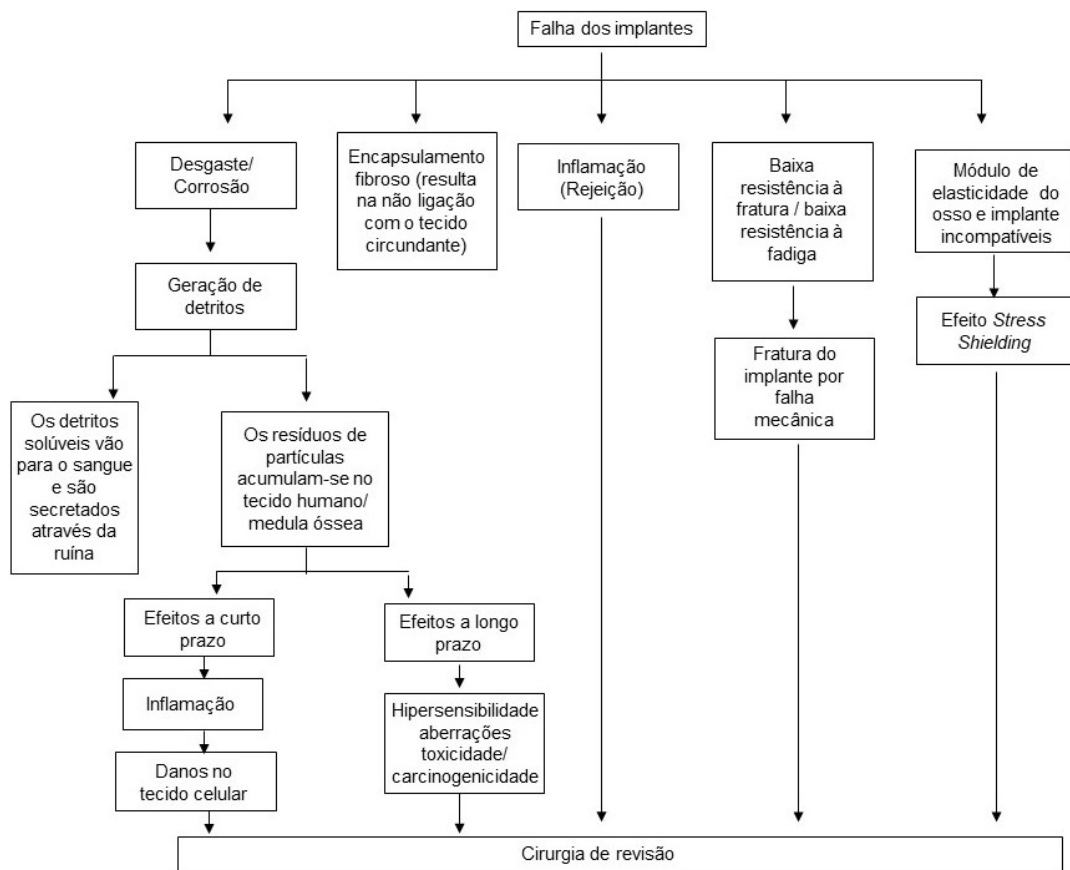


Figura 5 - Causas de revisão em implantes ortopédicos.

Fonte: Geetha et al. (2009)

### 2.3.1 Afrouxamento Asséptico

Uma das maiores complicações em implantes de articulação de quadril é o afrouxamento asséptico, ocorrendo nas regiões da haste femoral e do copo acetabular, levando a falhas desses componentes. O termo está relacionado com uma instabilidade mecânica na região de interface entre osso e implante, sendo resultado de uma combinação de eventos biológicos e mecânicos. Micro movimentações e o efeito de *stress shielding* então entre os eventos mecânicos. A Figura 6 ilustra os fatores relacionados ao afrouxamento asséptico.

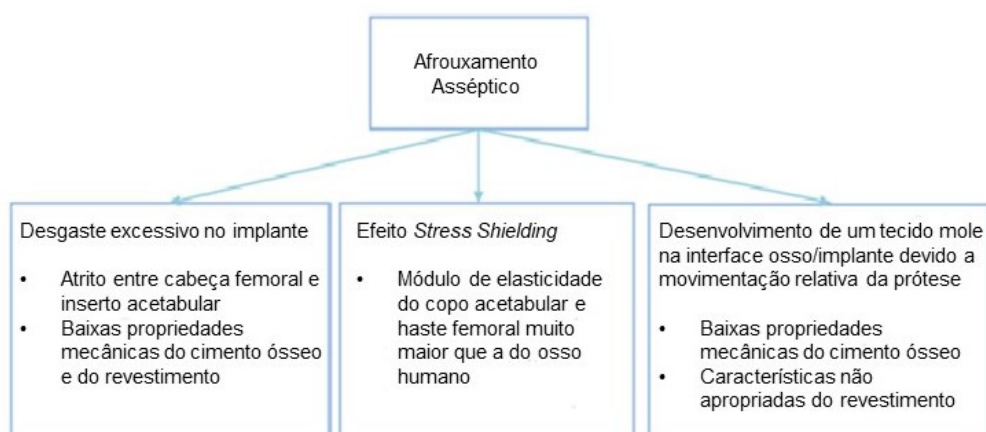


Figura 6 - Fatores que causam o afrouxamento asséptico.  
Fonte: Bahraminasab et al. (2013)

A presença excessiva de desgaste entre a cabeça femoral e o inserto acetabular podem gerar pequenas partículas do material implantado, causando uma resposta inflamatória na região e estimulando mecanismos que inibem a atuação dos osteoblastos (responsáveis pela síntese dos componentes orgânicos da matriz óssea). O resultado é a predominância da reabsorção óssea na região do implante, levando a defeitos ósseos.

De acordo com Gallo et al. (2012), o afrouxamento asséptico é uma sequência de reações biológicas decorrentes da compressão mecânica a que fica sujeita a prótese. Os movimentos naturais da marcha causam micro movimentos do implante em relação à superfície óssea e induzem à reabsorção óssea local. O *stress* repetitivo leva à hipertrofia da membrana fibrosa formada na região. A Figura 7 ilustra o mecanismo ocorrido.





Figura 7 - Processo de afrouxamento gradual na região da haste femoral como resultado da hipertrofia da membrana (branca) na interface osso/implante.  
Fonte: Gallo et al. (2012)

O problema de afrouxamento asséptico, e consequente osteólise (desgaste dos ossos, os quais se tornam fracos), pode estar relacionado tanto a consequências características do material implantado, quanto a limitações de seu *design*. Baixa resistência ao desgaste, falta de osseointegração e alto módulo de elasticidade estão entre os fatores facilitadores do processo de perda óssea.

De acordo com Majumdar et al. (2018), quanto maior a compatibilidade no módulo de elasticidade entre o material implantado e o do osso humano, menor probabilidade de ocorrer o fenômeno de *stress shielding* na interface implante/osso. Como ilustrado na Figura 8, esse mecanismo leva à reabsorção do osso hospedeiro e falha do componente implantado.

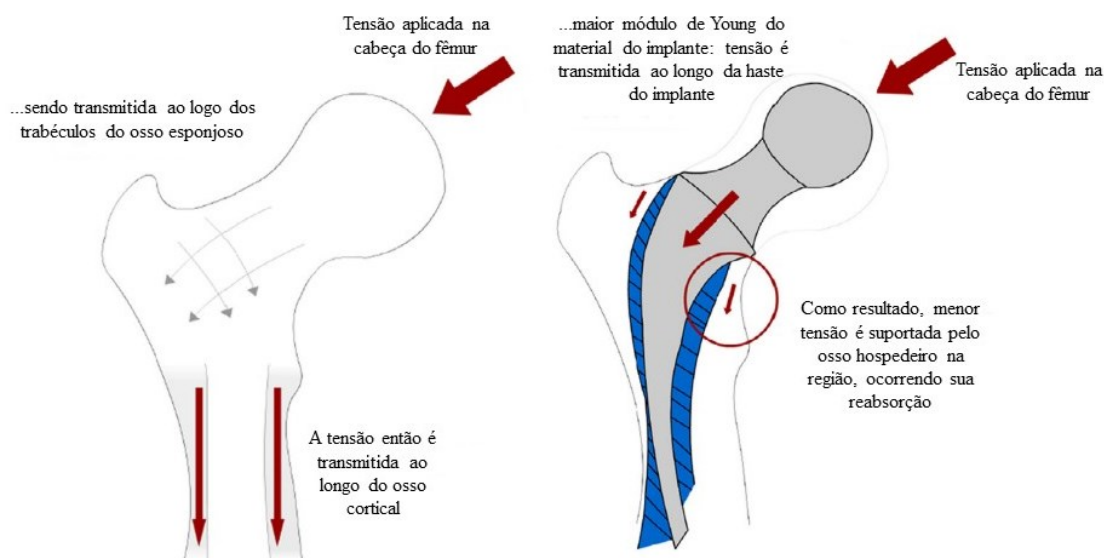


Figura 8 - Mecanismo do *Stress Shielding*  
 Fonte: Adaptado de Arifin et al. (2014)

De acordo com a Lei Wolff, proposta no século XIX pelo anatomista alemão Julius Wolff, o osso é capaz de se remodelar de acordo com os esforços a que está sujeito. Caracterizado como um tecido dinâmico, o osso é capaz de alterar sua estrutura interna ao longo do tempo, removendo o tecido velho e substituindo-o por um novo e saudável. Este processo, denominado remodelação óssea, permite a adaptação da sua estrutura de acordo com as cargas a ela aplicadas. Dessa forma, o implante de quadril suporta as cargas da articulação e, quando fabricado com características muito diferentes das do osso circundante, esse tende a perder sua densidade e se torna frágil, já que menos tensão é transmitida para esse tecido.

Entre os biomateriais metálicos, o titânio e suas ligas mais comuns têm o módulo de elasticidade mais próximo ao do osso cortical, sendo que a liga mais utilizada em implantes (Ti6Al4V) ainda possui módulo relativamente alto em relação ao osso cortical humano (10-30 GPa), como mostrado na Tabela 3. Nesse sentido, estudos buscam a adaptação estrutural de materiais metálicos existentes na diminuição do seu módulo de elasticidade (Bahraminasab et al., 2013).

Tabela 3 - Propriedades mecânicas de materiais implantáveis. YS = Tensão de escoamento, E=Módulo de Young,  $\sigma_f$  = Tensão de fadiga, %EL=Alongamento até a fratura.

Material	E (GPa)	YS (MPa)	$\sigma_f$ (MPa)	%EL
FeCrNiMo (316L)	210	450	250	40
CoCr (fundido)	200	500	300	8
CoNiCr (forjado)	220	850	500	20

Ti4Al6VA	105	900	550	13
TiAl5Fe2,5	105	900	550	15
Ti	100	300	200	40
Ta	200	300	200	40
Nb	120	250	150	70

Fonte: Adaptado de Arifin et al. (2014)

## 2.4 MANUFATURA ADITIVA

O aumento da expectativa de vida e o maior número de pessoas com obesidade tendem ao crescimento do número de pessoas com doenças articulares, e ao consequente aumento na demanda por implantes nessas regiões. A fim de reduzir o risco de revisão, cada vez mais estudos são focados em fabricar próteses que mimetizam a articulação natural humana. Geometrias complexas e características como alta resistência mecânica, baixo módulo de elasticidade, bem como tamanho de poro e porosidade adequados para facilitar o crescimento ósseo, podem ser favorecidas com a implantação da MA (LIU et al., 2016).

De acordo com os padrões de terminologia da sociedade americana de testes e materiais e da organização de padrões internacionais, de número 52900 (ISO/ASTM 52900), a MA (ou impressão 3D) pode ser definida como:

Processo de união de materiais, geralmente camada sobre camada, com o intuito de criar peças a partir de dados de um modelo 3D, ao contrário das metodologias de fabricação convencionais (ASTM 52900, 2018).

Quando comparada com as técnicas convencionais, a vantagem da MA é a liberdade no *design* durante o processo de projeto auxiliado por computador (do inglês *Computer Aided Design - CAD*), não sendo necessária a utilização de matrizes e ferramentas (CHUA, 2013). Diferentes tipos de materiais podem ser usados no processo, como, por exemplo, polímeros termoplásticos, pós, metais e resinas curáveis por ultravioleta (TAN; MANIRUZZAMAN; NOKHODCHI, 2018).

Ainda, a MA possibilita a produção de componentes com geometrias e estruturas internas complexas, de forma a aproximar o *design* e as propriedades do material do implante, das características ósseas humanas. A mimetização das estruturas ósseas torna-se mais viável com os processos de MA, deixando-os à frente dos métodos convencionais de fabricação.

A NBR ISO/ASTM 52900:2018 classifica os processos de MA em:

- Jato de aglutinante: Um jato contendo agente ligante líquido é depositado seletivamente para unir materiais em pó;
- Deposição por energia direcionada: Energia térmica é focalizada para fundir o material à medida que este é depositado;
- Extrusão de material: O material é seletivamente depositado por meio de um bico extrusor ou orifício;
- Jateamento de material: Gotas de material de fabricação são depositadas seletivamente.
- Fusão em leito de pó: A energia térmica funde seletivamente regiões do leito de pó;
- Laminação de folha: Folhas de um material são sobrepostas e unidas para formar um objeto;
- Fotopolimerização em cuba: Um fotopolímero líquido em uma cuba é curado seletivamente pela polimerização ativada pela luz

Para os materiais metálicos, as categorias de MA, segundo a ABNT/NBR 16627-4, incluem fusão em leito de pó (do inglês *Powder Bed Fusion* - PBF), deposição por energia direcionada (do inglês *Directed Energy Deposition* - DED) e laminação de folha (do inglês *Sheet Lamination* - SL). Atualmente, para metais e ligas de próteses acetabulares, são utilizados os métodos de fusão em leito de pó, em que estão inclusas as técnicas de fusão seletiva a laser e fusão por feixe de elétrons. Em ambos os processos, feixes de alta energia (feixes a *laser* ou de elétrons) são utilizados para fundir transversalmente as camadas de pó metálico, a fim de que cada camada represente parte do produto final (TAN; MANIRUZZAMAN; NOKHODCHI, 2018).

A técnica por fusão seletiva a *laser* usa a energia de um feixe de *laser* para criar peças 3D fundindo pós metálicos finos. Em um ambiente inerte controlado, o raio *laser* funde a camada fina de pó metálico aplicada à plataforma do aparato. A seguir, essa é abaixada e uma nova camada é aplicada. O processo é repetido até que a altura da peça seja concluída, tendo uma espessura de camada variando de 15 a 150  $\mu\text{m}$  (TAN; MANIRUZZAMAN; NOKHODCHI, 2018).

Em contrapartida, o processo em fusão por feixe de elétrons utiliza energia de feixe de elétrons para fundir o pó de metal. As seguintes etapas são efetuadas para obter as camadas: o

pó é espalhado, pré-aquecido e sinterizado usando um feixe desfocado (o qual confere estabilidade mecânica e condutividade elétrica à camada de pó), e um feixe focado para fundir o pó. A plataforma de construção é abaixada em uma camada de espessura, que pode variar de 50 a 200  $\mu\text{m}$  (TAN; MANIRUZZAMAN; NOKHODCHI, 2018).

Além dos metais e suas ligas, outros tipos de materiais podem compor as próteses de quadril, junto com outros métodos de MA. Combinações de componentes articulares de metal sobre polietileno (do inglês *metal on polyethylene - MoM*), metal sobre metal (do inglês *metal on metal - MoM*), cerâmica sobre cerâmica (do inglês *ceramic on ceramic - CoC*) e cerâmica sobre polietileno (do inglês *ceramic on polyethylene - CoP*) são alguns dos tipos de materiais empregados na artroplastia total de quadril. A seleção dependerá de diversos fatores, dentre os quais o atendimento às variáveis requeridas para os implantes e seu custo final.

Em particular, implantes metálicos fabricados por fusão por feixe de elétrons e fusão seletiva a *laser* apresentam microestruturas vantajosas em relação aos métodos convencionais. Características como baixa densidade, alta resistência mecânica, tenacidade e ductilidade estão presentes nos componentes porosos resultados desses processos. Com princípios parecidos, as técnicas de fusão por feixe de elétrons e fusão seletiva a *laser* diferem na fonte de energia utilizada, pressão da câmara de construção, procedimento de pré-aquecimento do material, entre outros (LIU et al., 2016). Como descrito nas seções seguintes, as diferenças entre as duas técnicas podem alterar significativamente a microestrutura dos componentes fabricados.

#### **2.4.1 Fusão Seletiva a Laser**

Executado em uma câmara de gás inerte, o processo de fusão seletiva a *laser* permite a fabricação de peças metálicas sem a necessidade de um processo intermediário. Podendo produzir uma extensa variedade de formas, a técnica permite a completa fusão do metal, proporcionando propriedades mecânicas satisfatórias e altas densidades (NI et al., 2019), unidos à habilidade de produzir peças com misturas metálicas.

Uma das aplicações do processo de fusão seletiva a *laser* está na fabricação de *scaffolds* (estruturas tridimensionais porosas) com aplicações biomédicas. Os componentes produzidos combinam alta interconectividade entre poros e propriedades mecânicas próximas às do osso natural. Os parâmetros da técnica são combinados de forma a minimizar as diferenças geométricas entre projeto e produto finalizado.

O produto oriundo da técnica por fusão seletiva a *laser* possui característica térmica

complexa, devido às altas taxas de aquecimento e resfriamento entre as camadas fabricadas. O acentuado gradiente térmico entre as partes inferior e superior de cada camada leva tanto à instabilidade na poça de fusão quanto à falta de acurácia dimensional da peça final (MAJUMDAR et al., 2018).

A rugosidade mais alta na superfície da peça bem como o risco de poros internos podem ser consequências da instabilidade térmica na poça de fusão. Com uma superfície mais rugosa, torna-se necessário o processo posterior de polimento. Ainda, o aumento das tensões residuais aumenta o risco de delaminação e distorção na peça fabricada (LAMONICA, 2013).

De uma maneira geral, o equipamento de fusão seletiva a *laser* consiste em três partes: sistema de *laser* e digitalização, sistema de controle e câmara de construção. Como ilustrado na Figura 9, situada na cavidade de escaneamento, a cavidade do *laser* possui dois espelhos, separados por um amplificador de onda. O feixe amplificado é guiado pelo segundo espelho ao sistema de digitalização, onde é opticamente focado, a fim de escanear a geometria desejada no leito de pó, dentro da câmara de construção (Figura 10).

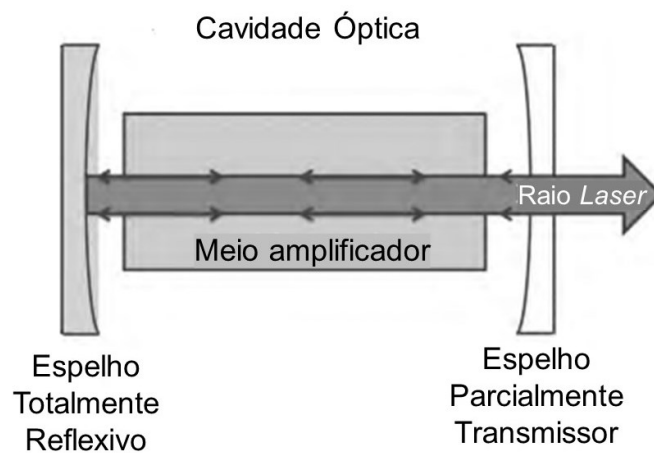


Figura 9 - Esquema simplificado do sistema de *laser*.  
Fonte: Adaptado de (LAMONICA, 2013)

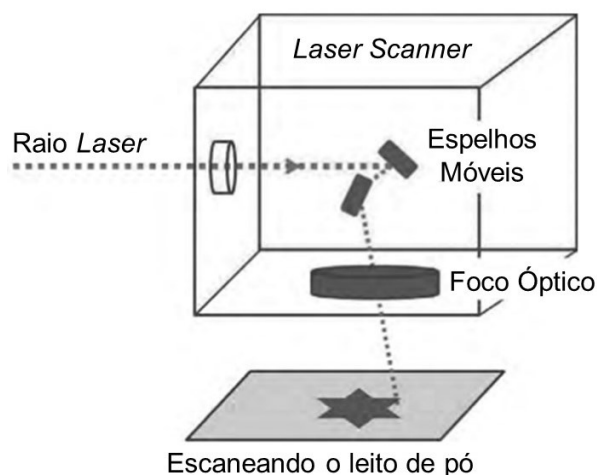


Figura 10 - Esquema simplificado do sistema de escaneamento.  
 Fonte: Adaptado de (LAMONICA, 2013)

Devido às interações entre o leito de pó e a fonte de energia, há uma rápida e heterogênea solidificação da camada de pó, com um gradiente de temperatura de  $10^2$  a  $10^4$  K/mm entre o centro da poça de fusão e a interface mais fria. Esse desvio do equilíbrio durante a solidificação oferece vantagens à peça final como: microestrutura com grãos menores, aumento da homogeneidade química e formação de fases metaestáveis (cristalina, metacristalina e amorfa).

O processo de fusão seletiva a *laser* baseia-se na diferença de temperatura, gravidade e forças capilares, não sendo exposto a uma pressão adicional externa. Como mencionado anteriormente, o principal defeito causado pelo elevado gradiente térmico entre a poça de fusão e a parte solidificada é o estresse residual gerado, podendo levar a deformações no componente final, com consequente redução de suas propriedades mecânicas.

Uma das origens da tensão residual corresponde à tensão de compressão termicamente induzida no substrato logo abaixo da camada a ser fundida. Essa tensão compressiva pode ultrapassar a resistência ao escoamento e o material sofrer deformação plástica. Uma alternativa para aliviar essa tensão é aumentar a temperatura na câmara de processo, de forma a diminuir seu gradiente de temperatura.

#### 2.4.2 Fusão por Feixe de Elétrons

O processo de fusão por feixe de elétrons usa um feixe de elétrons como fonte de energia, usando uma câmara a vácuo para a fabricação do objeto. A alta energia e velocidade do feixe de elétrons permite que o pó metálico seja bombardeado e fundido, formando os componentes tridimensionais (NI et al., 2019). O pré-aquecimento do pó metálico auxilia na melhor distribuição de temperatura durante o processo, diminuindo o gradiente térmico entre a camada fundida e a subsequente.

Uma das técnicas mais comuns na fabricação de biomateriais metálicos, a fusão por feixe de elétrons utiliza, majoritariamente, ligas como as de cobalto cromo e de titânio como matérias primas (NI et al., 2019). Essas últimas apresentam finas estruturas  $\alpha+\beta$  em combinação com a martensítica  $\alpha'$ , consequência de uma poça de fusão reduzida e rápido resfriamento das partes (LAMONICA, 2013).

A máquina do processo por fusão por feixe de elétrons está esquematicamente ilustrada na Figura 11. Acima da câmara de construção o feixe de elétrons é gerado pelo aquecimento de um filamento de tungstênio, variando de 1900 a 2200 K. O feixe de elétrons passa pelo tubo, é corrigido pela lente de astigmatismo, focado pela bobina eletromagnética em um ponto de 0,1 a 1 mm da poça de fusão e, por fim, orientado pela lente de desvio, de uma posição a outra na poça de fusão. Atingindo a camada de pó, o feixe de elétrons libera tanto energia cinética como térmica, fundindo o material depositado (ATAEE et al., 2017).



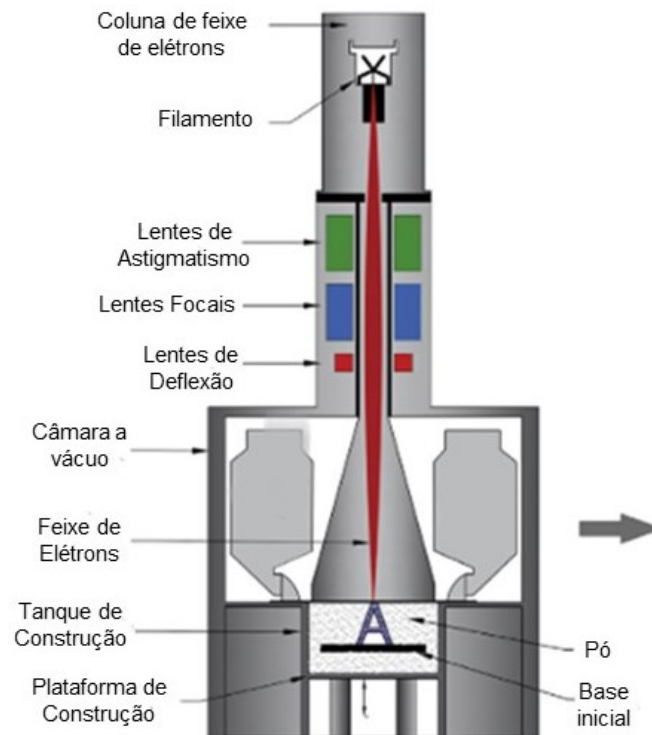


Figura 11 - Representação esquemática da fusão por feixe de elétrons.  
 Fonte: (ATAEE et al., 2017).

Na câmara a vácuo estão situados a plataforma de construção (móvel no eixo z à medida que o processo avança), dois alimentadores de pó e um sistema para espalhar o pó. De maneira geral, o processo ocorre em quatro etapas, esquematizadas na Figura 12: pré-aquecimento do pó até próximo ao seu ponto de fusão; escaneamento pelo feixe de elétrons da camada de pó, de forma a fundir o material de acordo com a forma desejada; recuo da mesa de construção; e aplicação de uma nova camada de pó.

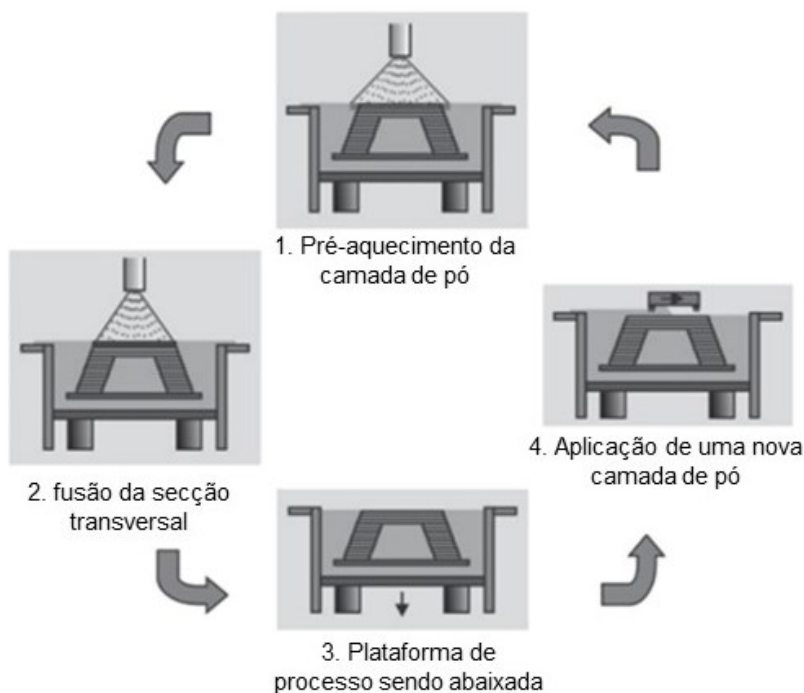


Figura 12 - Formação do componente, camada por camada, no processo em fusão por feixe de elétrons.  
Fonte: (ATAEE et al., 2017)

Similarmente ao processo de fusão seletiva a *laser*, os parâmetros analisados no processo de fusão por feixe de elétrons são: potência do *laser*, velocidade de escaneamento, espaçamento entre linhas de varredura e espessura de camada. A combinação entre a definição da seção transversal da camada e os parâmetros de processo relacionados, unidos à velocidade de escaneamento, podem afetar a microestrutura e a porosidade da peça fabricada.

Também de forma similar ao processo de fusão seletiva a *laser*, o primeiro defeito encontrado na fusão por feixe de elétrons é o estresse residual causado pelo alto gradiente de temperatura gerado. Quando esse estresse for superior à capacidade de ligação entre a camada superior da peça a ser construída e a anterior, o efeito de delaminação pode ocorrer. Ainda que o pré-aquecimento possa reduzir esse estresse residual, sua aplicação sinteriza o pó e dificulta a sua remoção da peça final fabricada.

O gás remanescente entre as camadas de fabricação, bem como os espaços não fundidos de material, pode aumentar a porosidade da peça final. Ainda, a densidade de energia do processo afeta a rugosidade da superfície do componente fabricado, produzindo peças com superfícies mais ásperas e com aparência ondulada, em comparação com a fusão seletiva a *laser*, como exemplificado na Figura 13.

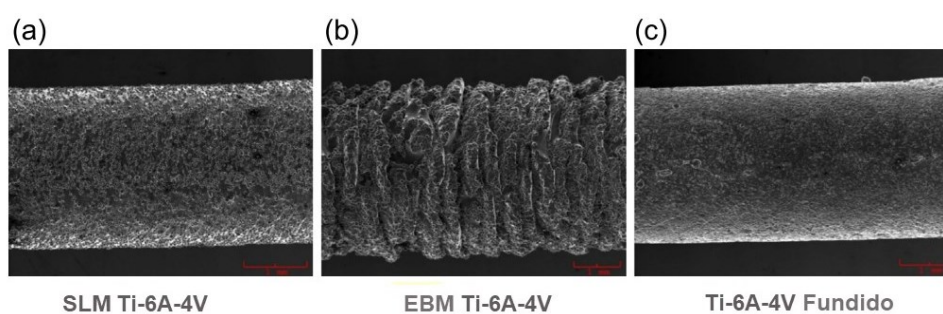


Figura 13 - Comparação da rugosidade da superfície em métodos: (a) fusão por feixe de elétrons (b) fusão seletiva a *laser* (c) fundição.  
Fonte: (ATAEE et al., 2017)

Segundo Majumdar et al. (2018), componentes fabricados em ligas de titânio Ti6Al4V em técnicas de fusão seletiva a *laser* e fusão por feixe de elétrons apresentam baixa resistência à fadiga em comparação com peças forjadas do mesmo material. Uma vez que em atividades diárias o pico de carga óssea ocorre em baixas frequências, com múltiplos ciclos por dia, implantes que substituem articulações devem possuir alta resistência à fadiga. Assim, dois dos maiores modos de falha em componentes fabricados por fusão seletiva a *laser* e fusão por feixe de elétrons são a iniciação da trinca na superfície e internamente à peça. A incompleta consolidação das partículas durante o processo, gerando maiores tamanhos de poros, bem como a presença de fases  $\alpha$  atuando como locais de crescimento de trinca, auxiliam na diminuição de resistência à fadiga na peça final.

#### 2.4.3 Parâmetros de Processo

De forma a minimizar os potenciais defeitos gerados tanto pelo processo de fusão seletiva a *laser*, quanto por fusão por feixe de elétron, bem como obter peças com maior qualidade, é necessário um ajuste correto entre os parâmetros potência do *laser*, velocidade de escaneamento, espessura das camadas de pó e o espaçamento entre linhas de varredura. Assim, a densidade de energia volumétrica (DEV) é uma combinação dos parâmetros mencionados, como mostrado na Equação (1) (ver Figura 14).

$$DEV = \frac{P}{v \cdot h \cdot t} \quad \text{Equação (1)}$$

Onde:

DEV= Densidade de Energia Volumétrica [J/mm<sup>3</sup>]

$P$  = Potência do *laser* [W]

$v$  = Velocidade de escaneamento [mm/s]

$h$  = Espaçamento entre linhas de varredura [mm]

$t$  = Espessura da camada [mm]

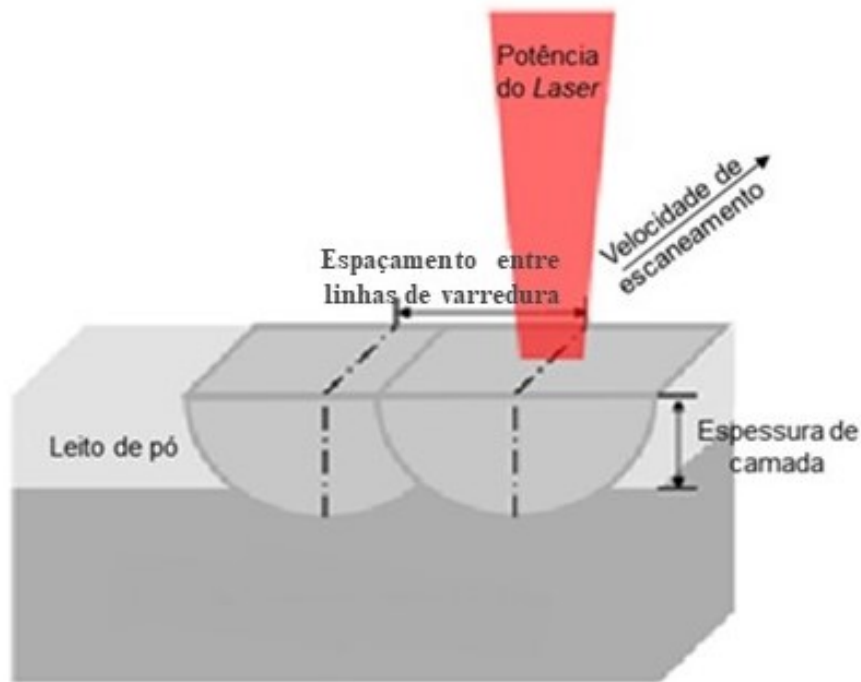


Figura 14- Parâmetros do processo: potência do laser, velocidade de escaneamento, espaçamento entre linhas de varredura e espessura da camada.

Fonte: Adaptado de Yap et al. (2015).

Ressalta-se, porém, que devido à alta complexidade, não somente os parâmetros de processo influenciam nas estruturas obtidas por MA. A equação citada trata-se de uma proposta utilizada para orientar ajustes nos parâmetros do equipamento, já que, segundo Paggi (2008), as variáveis de processo estão diretamente relacionadas às propriedades do pó. Assim, outros fatores considerados na obtenção das estruturas são:

- Temperatura de pré ativação: Temperatura mantida na plataforma;
- Estratégia de construção: Trajetórias distintas levam a diferentes taxas de transferência de calor, alterando a espessura da camada fundida e modificando as propriedades mecânicas das estruturas obtidas;

- Características das partículas: O formato da partícula, distribuição granulométrica do pó e suas características superficiais influenciam as propriedades mecânicas e morfológicas da estrutura final obtida.

## 2.5 REVISÃO SISTEMÁTICA

Tendo origem na medicina, onde é considerada um método chave no desenvolvimento de pesquisas baseadas em evidências, a Revisão Sistemática (RS) tem como objetivo identificar, analisar e interpretar as evidências disponíveis. Além da área da saúde, outros campos de estudos também adotam o método de RS, sendo eles a economia, a criminologia, a política social e a engenharia. De acordo com Kitchenham (2004):

“Uma Revisão Sistemática de Literatura é uma forma de identificar, avaliar e interpretar todas as pesquisas disponíveis que são relevantes para uma particular questão de pesquisa, ou área, ou fenômeno de interesse”

A RS consiste em uma metodologia científica específica, com objetivos bem definidos, que permitem ao pesquisador analisar criticamente os dados coletados, resolver conflitos e identificar problemas para futuras investigações. Ao contrário da revisão bibliográfica, a RS não é considerada como uma fase da pesquisa, desenvolvida como uma visão geral habitual do tema, mas sim um procedimento metodológico diferente de pesquisa por si só, com características, requisitos e procedimentos metodológicos específicos (BIOLCHINI et al. 2005). A Tabela 4 ilustra a diferença entre a RS e a revisão bibliográfica tradicional.

Tabela 4 - Diferenças entre Revisão Tradicional e Revisão Sistemática.

<b>Característica</b>	<b>Revisão Tradicional</b>	<b>Revisão Sistemática</b>
Pergunta de pesquisa	Escopo abrangente, formulação genérica	Foco definido, formulação específica
Identificação da Pesquisa	Usualmente não especificada	Fontes abrangentes, estratégia de busca definida e explícita
Seleção de Estudos	Usualmente não especificada	Baseada em critérios explícitos e uniformemente aplicados
Análise	Variável	Rigorosa nos objetivos e no método, crítica
Síntese	Geralmente um usuário qualitativo	Síntese qualitativa e/ou quantitativa

---

Inferências	Algumas vezes baseada em evidência	Usualmente baseada em evidência
-------------	------------------------------------	---------------------------------

---

Adaptado de Li; Al-Emran; Ruhe, (2007)

Em relação à revisão bibliográfica tradicional, inúmeras vantagens são citadas no desenvolvimento de uma RS, sendo elas:

- Evita vieses quando forem sumarizados os estudos primários;
- Permite responder questões de pesquisa que não foram respondidas em estudos primários;
- Identifica com maior precisão as lacunas de conhecimento;
- Os resultados dos estudos podem ser seguramente replicados por outros pesquisadores;
- Avalia hipóteses teóricas.

De acordo com Kitchenham (2004), todo o processo da RS pode ser dividido em três fases, dentro das quais são definidas as atividades a serem realizadas. A Figura 15 apresenta cada uma dessas fases e suas respectivas atividades.

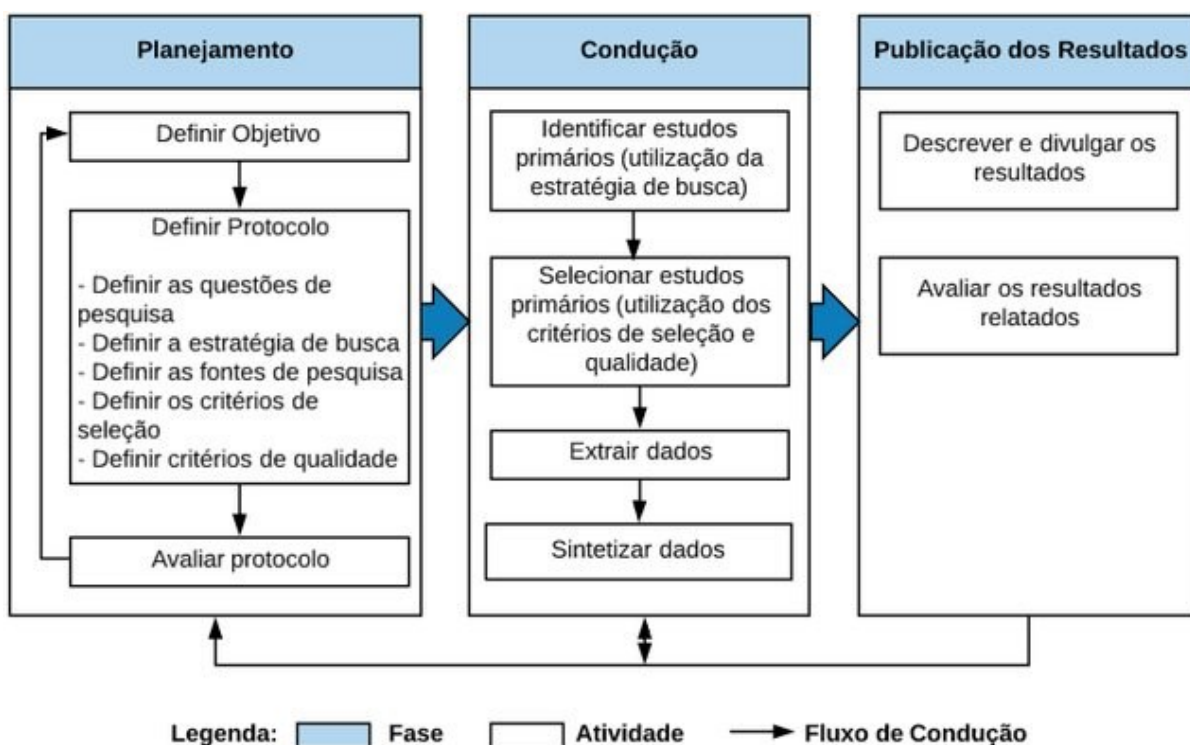


Figura 15 - Fases e Atividades do processo de Revisão Sistemática.

Fonte: Felizardo et al., 2017.

Similarmente, Ferenhof; Fernandes (2016) desenvolveram o método de fluxo de pesquisa sistemática (do inglês *Systematic Search Flow* - SSF), visando sintetizar o processo de busca às bases de dados científicas, de forma a evitar o viés do pesquisador. Conforme a Tabela 5, o método é composto por 4 fases e 8 atividades.

Tabela 5 - As 4 fases e 8 atividades do método SSF.

Protocolo de Pesquisa				Análise	Síntese	Escrita	
Estratégia de busca	Consulta nas bases de dados	Organizar e gerar os documentos	Padronizar a seleção dos documentos	Composição do portfólio de documentos	Consolidação dos dados	Deduções feitas e dados agrupados	Escrita da RS

Fonte: Ferenhof; Fernandes (2016).

### 2.5.1 Fase 1 da Revisão Sistemática: Planejamento

Segundo Kitchenham (2004), a RS surge da necessidade dos pesquisadores em sumarizar as informações sobre determinado fenômeno, de maneira completa e imparcial. Assim, para que a RS seja confiável e replicável, é necessário seguir um plano bem definido de trabalho. A primeira etapa do planejamento consiste em definir a necessidade de relevância da condução de um estudo sistematizado. Uma pesquisa prévia do tópico a ser estudado deve ser

feita, de forma a identificar a pré-existência ou não de uma RS. Com isso, o objetivo principal do estudo é traçado.

Após a definição do objetivo da pesquisa, um protocolo da revisão deve ser elaborado, a fim de diminuir a possibilidade de viés do pesquisador. Além disso, o protocolo permite o planejamento e documentação dos métodos de revisão, evita a tomada de decisão arbitrária, permite a avaliação da presença de relatório seletivo e reduz a duplicação de esforços, além de potencializar a colaboração no meio científico (Shamseer et al. 2015).

Já que um protocolo precisa facilitar a detecção de alterações não documentadas, é necessário um conjunto de padrões a serem incluídos no protocolo de revisão, de forma que o leitor possa identificar os critérios inclusos ou excluídos da pesquisa realizada, bem como possíveis mudanças ou atualizações relevantes a serem feitas.

Algumas organizações internacionais, como Cochrane e PROSPERO, contêm metodologias para a apresentação da melhor evidência científica em todo o mundo, com o intuito de guiar a tomada de decisão em diversas áreas da saúde. Assim, para serem devidamente reportadas por órgãos confiáveis, um protocolo bem descrito precisa ser estruturado.

Até o momento, não há protocolos nem base de dados para reportar exclusivamente RS na área da engenharia, tão quanto as bases existentes aceitam apenas registros de estudos da área da saúde. Assim, ainda não é possível o registro oficial de RS em área da engenharia. Logo, uma adaptação deve ser feita no protocolo de pesquisa de forma a considerar os aspectos intrínsecos na área de estudo pretendida.

Na abordagem de Ferenhof; Fernandes (2016), o protocolo de pesquisa é dividido em: estratégia de busca, consulta na base de dados, organizar os documentos encontrados, padronização da seleção dos documentos, composição de um portfólio de documentos. Já Kitchenham (2004) coloca o protocolo como uma etapa dentro da fase de planejamento.

De maneira mais detalhada, o guia de protocolo PRISMA (do inglês *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-analyses*) disponibiliza um conjunto de itens com base em evidências para relatórios em revisões sistemáticas e meta-análises. O PRISMA pode tanto ser concentrado no relato de revisões que avaliam estudos randomizados, como ser usado como base para relatar outras revisões de outros tipos de pesquisas, particularmente avaliações de intervenções médicas.

O PRISMA dispõe de uma lista de verificação para guiar o pesquisador na elaboração de todos os passos a serem seguidos durante a seleção dos estudos, desde a identificação da



pesquisa, passando pelos autores envolvidos e suas contribuições, justificativa, objetivos e metodologia a ser guiada. As questões e fontes de pesquisas, estratégias de busca, critérios de seleção e de qualidade estão inseridos nessa lista de verificação, disponível na íntegra no Apêndice A 1, explicado um a um adiante.

#### *2.5.1.1 Informações administrativas*

As informações administrativas contidas no protocolo de pesquisa têm função de identificar o estudo, registrar os autores e suas contribuições, bem como suas instituições financiadoras, se existentes. Assim, os seguintes tópicos são levantados:

- **Título:** É primordial que a RS seja intitulada como tal. De acordo com Shamseer et al. (2015), dados indicam que cerca de 50% das RS são assim descritas em seus títulos ou resumos, o que dificulta a identificação desses estudos.
- **Atualizações:** É necessário que esteja claro caso se trate de uma nova RS ou uma atualização de outra já existente.
- **Registro:** Com o intuito de manter a transparência do estudo e evitar duplicações, é feito o registro da RS no PROSPERO ([www.crd.york.ac.uk/prospero/](http://www.crd.york.ac.uk/prospero/)), o qual aceita apenas registros com abordagens na área da saúde. Na engenharia não há plataforma disponível até o presente momento.
- **Autores e Contribuições:** Todos os autores e contribuintes do estudo devem ser identificados, de forma a facilitar a transparência e imparcialidade da pesquisa.
- **Suporte:** O financiamento da pesquisa e os recursos disponíveis para tal devem ser listados.

#### *2.5.1.2 Introdução de uma Revisão Sistemática*

Dois tópicos devem estar presentes na etapa de introdução: justificativa e objetivos. No primeiro, o autor deve esclarecer o contexto por trás da RS, apresentando os motivos e o conhecimento a ser adicionado ao que já se encontra na literatura. Assim, o objetivo principal do estudo é construído de forma a esclarecer ao leitor o foco da busca. O objetivo da pesquisa é elaborado com base em questionamentos baseados no acrônimo “PICO” (População, Intervenção, Comparação, Resultados).

Como já mencionado, o protocolo de RS é elaborado para pesquisas na área da saúde, sendo necessárias adaptações para a sua implementação na engenharia. Dessa forma, o acrônimo PICO foi reformulado por Biolchini et al. (2005) e está esquematizado na Tabela 6.

De duas a três questões de pesquisa são estruturadas com base no que foi pautado em cada item do PICO, gerando os objetivos principal e adjacentes ao estudo.

Tabela 6 - Adaptação do acrônimo PICO.

<b>Item do PICO</b>	<b>Adaptação feita</b>
População	Grupo da população que será observado (publicações que tratam do assunto investigado)
Intervenção	Aquilo que será investigado
Comparação	Parâmetro de referência ou conjunto de dados iniciais que o pesquisador já possui
Resultados	Tipos de resultados esperados ao final da RS

Fonte: Adaptado de Biolchini et al. (2005)

### 2.5.1.3 Método de uma Revisão Sistemática

O método definido na RS deve identificar desde critérios de elegibilidade, passando pelas fontes escolhidas para os dados, estratégias a serem utilizadas durante a pesquisa até o processo de seleção e sintetização dos dados coletados:

- **Crítérios de Elegibilidade:** Também denotado como critérios de inclusão e exclusão. O autor deve deixar disponível quais critérios foram estabelecidos na inclusão dos estudos e a razão dos excluídos, transparecendo aplicabilidade e facilitando a compreensão da pesquisa pelo leitor.
- **Fonte de Dados:** As bases dos dados encontrados devem estar claras, a exemplos *PubMed, Web Of Science*.
- **Estratégia de Pesquisa:** Os termos de busca são elaborados partindo das questões de pesquisa. No geral, englobam-se 3 principais frentes a serem discutidas e partir daí, são construídos os termos e separados por operadores booleanos, sendo eles: AND quando se deseja encontrar os dois termos ao mesmo tempo; OR quando basta ser identificado um dos termos nos estudos; e AND NOT se quer eliminar um termo específico.
- **Gerenciador de Referências:** É necessário escolher um *software* para armazenar e selecionar os estudos encontrados. Exemplos de programas são: *Mendeley, StArt, Endnote*.

### 2.5.2 Fase 2 da Revisão Sistemática: Condução

As fases 2 e 3, correspondentes à análise e síntese dos artigos, proposta por Ferenhof; Fernandes (2016), é similar à etapa de condução da RS, relatada por Kitchenham (2004). Assim, a RS é conduzida a partir da seleção e posterior avaliação dos estudos obtidos com as palavras chaves definidas, de acordo com a metodologia estabelecida no protocolo. No gerenciador de referências, o autor irá aplicar os critérios de elegibilidade e qualidade dos artigos encontrados. Esses critérios são estabelecidos durante o planejamento da pesquisa e explicitados em seu protocolo. As etapas de seleção dos estudos, explicadas na Figura 16, devem estar arrançadas claramente, permitindo sua reprodutibilidade.

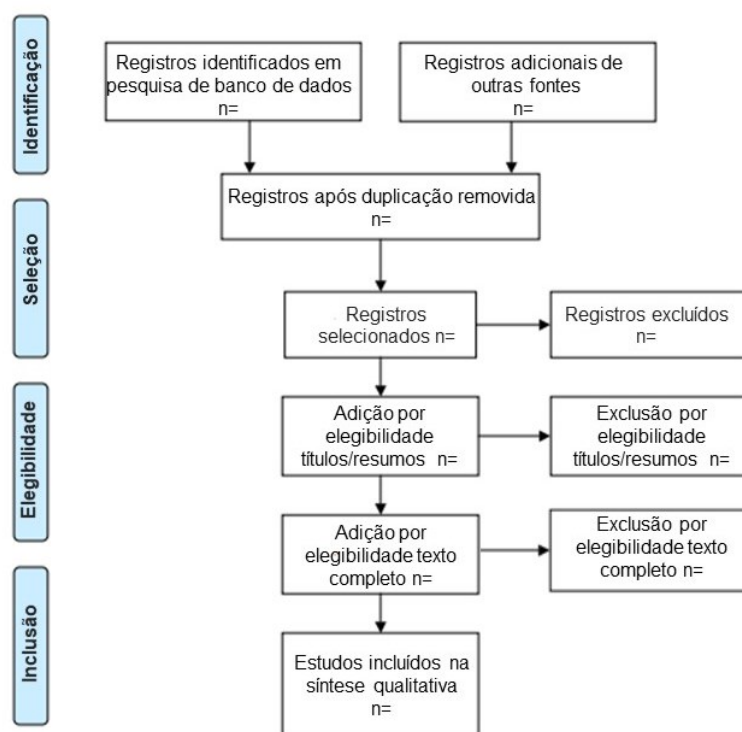


Figura 16 - Etapas para seleção dos estudos.

Fonte: Adaptado de PRISMA, 2009.

Como mostrado na Figura 16, durante a seleção inicial, todos os estudos são avaliados em seus títulos e resumos, por meio dos critérios de inclusão e exclusão. Já que muitos artigos não explicitam a metodologia e os resultados alcançados em seus títulos e resumos, na dúvida sobre sua inclusão ou não, opta-se pela inclusão. Na segunda etapa são aplicados os critérios de elegibilidade aos trabalhos incluídos durante a primeira etapa, sendo lidos os estudos na íntegra.

Todas as etapas da seleção dos estudos devem ser documentadas, podendo ser usadas planilhas como auxílio. Inicialmente, todos os artigos e trabalhos devem ser catalogados em

uma planilha geral. Em seguida, os estudos selecionados de acordo com a exclusão de duplicatas e com os critérios de elegibilidade aplicados a títulos e resumos, são ordenados em uma próxima planilha. Finalmente, os artigos e trabalhos finais são organizados em uma tabela final, com os estudos selecionados para a análise qualitativa. Todas as planilhas devem conter informações como título, autores, ano, base de dados e o motivo de inclusão e exclusão dos trabalhos.

### **2.5.3 Fase 3 da Revisão Sistemática: Publicação dos resultados**

A extração dos dados é feita mediante a leitura completa dos estudos incluídos na RS. A sintetização desses dados tem como objetivo combinar as informações e estruturar, de forma lógica, a relação entre os estudos primários. Há diferentes métodos na atividade de sintetização de uma RS, pautados em suas características, como o tipo de estudos primários (estudos de caso, entrevistas, dados a serem extraídos, textos, figuras, números), e quantidade de estudos disponíveis sobre o tema a ser abordado.

De acordo com Felizardo et al. (2017), há quatro principais métodos de síntese dentro de uma RS: meta-análise, narrativa, temática e comparativa qualitativa. A meta-análise trata-se de um método quantitativo empregado para sintetizar dados provenientes de experimentos controlados, utilizando ferramentas estatísticas para detectar a existência de determinado efeito. Já métodos qualitativos são utilizados para extrair as evidências que foram obtidas em estudos de tipos diferentes. A abordagem mista é bastante discutida atualmente, levando em conta análises tanto quantitativas quanto qualitativas (TORE; GEIR KJETIL; TORGEIR, 2014).

Caracterizada como uma análise mista, a síntese narrativa constrói uma história com base nas evidências encontradas nos estudos incluídos. Quatro elementos principais são recomendados para conduzir a síntese narrativa, sendo eles: desenvolvimento de uma teoria, desenvolvimento de uma síntese preliminar dos estudos incluídos, explorar a relação dentro e entre os estudos e acessar a robustez do produto da síntese (POPAY et al., 2006).

Vale ressaltar que, independentemente do método de síntese utilizado na apresentação dos resultados de uma RS, é importante documentar qual método empregado e quais etapas foram seguidas, permitindo a avaliação e replicação do processo de síntese, e aumentando a confiabilidade dos resultados obtidos.

Salienta-se que, na abordagem de Ferenhof; Fernandes (2016), a publicação dos resultados é feita na última fase do SSF, por meio da escrita científica. São resgatados os

objetivos da RS e, com base nas duas fases anteriores, será fundamentada a escrita dos resultados.

### 3 METODOLOGIA

O estudo de RS apresentado neste documento baseia-se em um conjunto de itens com base em evidências para relatórios e revisões sistemáticas e meta-análises: PRISMA. Para estudos em engenharia, algumas adaptações são necessárias para a aplicação dos itens contidos no protocolo PRISMA.

Com o intuito de identificar, selecionar e avaliar criticamente as pesquisas relevantes, foi utilizada a recomendação de protocolo PRISMA, uma lista com 27 itens, e um fluxograma, com o objetivo de auxiliar a autora na melhoria da qualidade das revisões sistemáticas. Lista de itens está mostrada no Apêndice A 1.

De forma a garantir coerência e credibilidade ao presente estudo, foi determinado um fluxo de trabalho, proposto por Felizardo et al. (2017). Como descrito no item 2.5 e ilustrado na Figura 15 deste trabalho, o fluxo apresenta as 3 fases dentro da RS.

#### 3.1 FASE 1: PLANEJAMENTO

O presente estudo tem como objetivo investigar sistematicamente a influência dos parâmetros de fabricação por MA pelo processo de fusão em leito de pó na obtenção de diferentes estruturas de Ti6Al4V, as quais têm potencial de diminuir o índice de ocorrência do evento adverso mais comum na artroplastia de quadril: afrouxamento asséptico. Todas as informações referentes à etapa de planejamento estão detalhadas no Apêndice A 1. Assim, os questionamentos que norteiam a presente revisão são:

- Quais são os parâmetros de processo de MA que favorecem a aproximação das propriedades mecânicas e morfológicas de implantes de Ti6Al4V com aquelas requeridas para implantes de quadril?
- De que forma esses parâmetros de processo podem influenciar na diminuição da ocorrência do afrouxamento asséptico em artroplastias de quadril?

As questões de pesquisa acima foram estruturadas a partir de um conjunto de critérios, decompostos e estrategicamente organizados com base no acrônimo PICO. Do inglês: *population, intervention, comparision e outcomes*, a sigla se refere a população/paciente estudados, quais intervenções médicas a que os pacientes são submetidos, comparações ou controles a serem feitos dentro ou fora dessas populações e, por fim, os resultados esperados.

Para o presente estudo, as adaptações para cada item do acrônimo PICO foram feitas de acordo com Biolchini et al. (2005), e são detalhadas na Tabela 6 desta dissertação. Assim, cada etapa do PICO é descrita abaixo.

- (População): Estudos relacionados à fabricação por MA de estruturas de titânio
- (Intervenção): Influência dos parâmetros de fabricação por MA na obtenção de diferentes propriedades mecânicas e morfológicas de estruturas de Ti6Al4V;
- (Comparação): Comparar as estruturas e propriedades encontradas com as ideais requeridas para um implante de quadril;
- (Resultados): Relevância dos resultados encontrados, na diminuição da ocorrência de eventos adversos de implantes de quadril.

Além da elaboração de cada etapa do acrônimo PICO, dentro dos critérios de elegibilidade, encontram-se ainda os critérios de inclusão e exclusão dos estudos primários encontrados, também baseados no PICO. O delineamento de quais artigos serão incluídos ou excluídos na presente análise está apresentado nas Tabela 7 e Tabela 8 a seguir.

Tabela 7 - Critérios de Inclusão.

<b>Critério</b>	<b>Descrição do Critério de Inclusão</b>
CI1	Parâmetros de processos de fabricação por MA
CI2	Obtenção de estruturas de Ti6Al4V
CI3	Obtenção de materiais metálicos implantáveis
CI4	Descrição de propriedades mecânicas das estruturas obtidas no processo de fabricação
CI5	Descrição de propriedades morfológicas das estruturas obtidas no processo de fabricação

Tabela 8 - Critérios de Exclusão.

<b>Critério</b>	<b>Descrição do Critério de Exclusão</b>
CE1	Fabricação por processos convencionais
CE2	Obtenção de estruturas não metálicas
CE3	Utilização do processo de MA como planejamento de pré-operatório
CE4	Utilização do processo de MA para obtenção de instrumentais cirúrgicos

Os itens 9 e 10 (Apêndice A 1) da metodologia utilizadas dentro da RS, descritas pelo protocolo recomendado pelo PRISMA, tratam das fontes de informações e estratégias de pesquisa utilizadas, respectivamente. Sendo assim, foram consultadas as bases de dados *Scopus*,

*Pubmed e Web of Science*. Para garantir a saturação da literatura, foram analisadas as listas de referência de estudos incluídos ou revisões relevantes identificadas por meio da pesquisa. Também foram pesquisados os arquivos pessoais dos autores para garantir que todo o material relevante tenha sido capturado. Vale ressaltar que as revisões encontradas nas referências dos estudos incluídos não foram adicionadas na presente revisão sistemática, servindo estas como materiais complementares.

A presente avaliação sistemática inclui estudos primários, não sendo considerados artigos que não são resultados de pesquisa. Editoriais, resumos de palestras, sumários de anais de eventos científicos (conferências, *workshops*, simpósios, etc.) e tutoriais não foram adicionados. Ainda, estudos de caso, estudos clínicos e revisões sistemáticas também não se enquadram na presente avaliação.

Como estratégia de busca, as palavras-chave (do inglês *strings*) foram definidas de forma a abranger o máximo de estudos possíveis, de acordo com o objetivo da pesquisa. Separadas em três partes, a primeira referente ao processo de fabricação por MA, a segunda relacionada aos implantes e a terceira se referindo à articulação quadril. Desta forma, as palavras-chave ficam dispostas como abaixo:

((“*additive manufactur*” OR “*3D print\**” OR “*rapid prototyping\**” OR “*additive fabrication*” OR “*additive techniques*” OR “*layer manufacturing*” OR “*freeform fabrication*” OR “*electron beam melting*” OR “*selective laser melting*” OR “*selective laser sintering*”) AND (*replacement* OR *orthopaedic* OR *orthopedic* OR *implant\** OR *prostheses* OR *prosthetic* OR “*artificial joint*”) AND (“*hip*” OR “*arthroplasty*” OR “*hip joint*”))

### 3.2 FASE 2: CONDUÇÃO

Os resultados da busca foram enviados ao *Mendeley*, um *software* gratuito que auxilia nos trabalhos acadêmicos, com a finalidade de gerenciar arquivos eletrônicos e ajudar na normalização de citações e referências geradas automaticamente. Primeiramente, foram excluídos todos os estudos duplicados dentre as três bases. Em seguida, foram aplicados os critérios de elegibilidade aos títulos e resumos dos artigos restantes. Feitas essas duas primeiras triagens, foi feita a leitura na íntegra dos estudos que sobraram. Assim, uma terceira seleção foi realizada, de forma a excluir qualquer estudo que não estivesse incluído nos critérios de elegibilidade da pesquisa. Por último, foi feita uma busca nas referências e autores dos estudos incluídos, sendo adicionados manualmente estudos que se enquadraram nos requisitos. O



diagrama do PRISMA foi utilizado como base na seleção dos estudos, como indicado na Figura 16 da presente dissertação.

### 3.3 FASE 3: PUBLICAÇÃO DOS RESULTADOS

Como resultados, era esperado que os estudos encontrados apresentassem os parâmetros de fabricação aplicados, de acordo com cada tipo de processo de MA, bem como as propriedades mecânicas e morfológicas das estruturas de titânio pós-fabricação. Assim, foram lançadas as hipóteses válidas e nulas como H1 e H0, respectivamente:

- H1: Os estudos apresentam os parâmetros de fabricação e as propriedades mecânicas e morfológicas do material pós-fabricação;
- H0: Os estudos não apresentam os parâmetros de fabricação nem as propriedades mecânicas e morfológicas do material pós-fabricação.

A síntese dos dados e apresentação dos resultados se deu, em um primeiro momento, pela extração dos metadados de artigo incluso: título, autores, veículo e data de publicação. Usando uma configuração de um revisor e um avaliador, foi feita a extração dos dados de todos os estudos pelo revisor e de uma amostra aleatória pelo avaliador. O método de síntese narrativa sistemática (quantitativa e qualitativa) foi utilizado para sintetizar, extrair e apresentar os dados. As informações são apresentadas em textos e tabelas para resumir e explicar as características e resultados dos estudos incluídos. Já que a síntese narrativa explora a relação dentro e entre os artigos adicionados, os parâmetros de processo utilizados nos estudos foram comparados entre os artigos, para uma análise macro do efeito desses parâmetros nas propriedades requeridas de implantes de quadril.

Os resultados referentes a porosidade e densidade, bem como módulo de elasticidade das estruturas resultantes dos artigos analisados, foram organizados em tabelas, comparados entre si e com as faixas de valores presentes na literatura, para ossos trabecular e cortical. Ainda, os parâmetros dos processos de fabricação utilizados em cada artigo foram organizados em outra tabela, a fim de estabelecer uma relação das estruturas obtidas com os parâmetros utilizados.

#### 4 RESULTADOS DA RS APLICADA

Na busca sistemática realizada entre abril/2020 e julho/2020 foram encontrados 143 estudos na base de dados *PubMed*, 293 na base *Scopus* e 279 na base *Web of Science*, totalizando 715 estudos. A Figura 17 apresenta uma adaptação do diagrama de fluxo para a RS, publicado pelo PRISMA 2020. Como observado, 30 estudos foram excluídos por duplicação, restando 685. A leitura de títulos e resumos excluiu 663 estudos, por não atenderem aos critérios de inclusão descritos na Tabela 7 ou, ainda, por se enquadrarem nos critérios de exclusão, descritos na Tabela 8. Desta forma, 22 trabalhos foram analisados com leitura na íntegra, sendo 15 deles excluídos e 8 incluídos na análise final. A atenção nas referências dos artigos lidos por completo resultou na inclusão manual de 1 artigo. Assim, 9 estudos foram incluídos na RS.

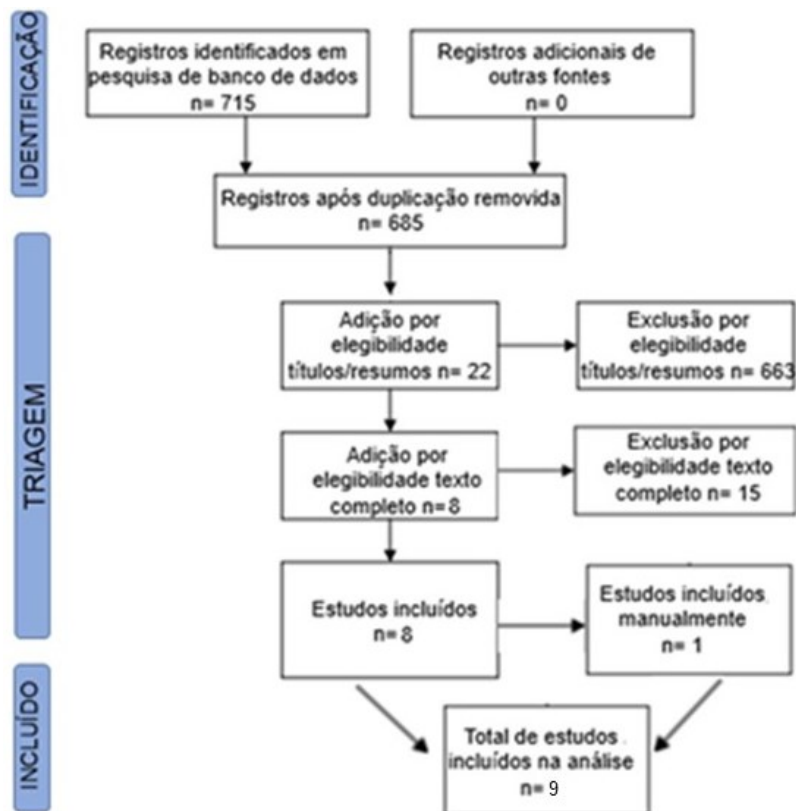


Figura 17 - Diagrama de Fluxo da Revisão Sistemática.  
Fonte: Adaptado de (PRISMA, 2020).

Os estudos selecionados são descritos na Tabela 9. A extração dos parâmetros de fabricação, bem como os resultados de rigidez e morfologia encontrados, estão detalhados nas Tabela 10, Tabela 11, Tabela 12 e Tabela 13.

Tabela 9 - Resultado da busca sistematizada e contribuições

Código	Autor	Grupo de Pesquisa	Análise
1	(BARTOLOMEU et al., 2020)	Centro de Sistemas Microeletrônicos (CMEMS-UMinho), Universidade de Minho, Portugal	<p>Os autores fabricaram estruturas celulares de poros abertos em Ti6Al4V, por meio de processo por fusão seletiva a <i>laser</i> em maquinário comercial (SLM 125HL). É feita uma combinação do módulo de elasticidade, porosidade, rugosidade superficial, molhabilidade e capilaridade, comparando os modelos projetados e os fabricados, encontrando-se uma diferença entre eles.</p> <p>As análises de morfologia e porosidade foram feitas por Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV); sendo a rigidez avaliada por meio de ensaios de flexão de 3 pontos.</p> <p>Modelos de elementos finitos foram construídos com as dimensões obtidas experimentalmente para replicar a resposta mecânica das estruturas. Os autores propõem um protótipo de implante de quadril fabricado por fusão seletiva a <i>laser</i> apresentando a melhor combinação de módulo de elasticidade, porosidade, rugosidade superficial, molhabilidade e capilaridade para promover uma estabilidade melhorada do implante.</p>

2	(CHENG et al., 2014)	Departamento de Engenharia Biomédica, Instituto de Tecnologia da Georgia, EUA.	O estudo usa osso trabecular humano como modelo para fabricar estruturas de poros abertos Ti6Al4V, porosidade variável, por meio de processo fusão seletiva a <i>laser</i> em maquinário comercial. Os componentes foram avaliados por suas propriedades estruturais e mecânicas. As análises de morfologia e porosidade foram feitas por Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV); sendo a rigidez avaliada por meio de ensaios compressão axial.
3	(HRABE et al., 2011)	Departamento de Engenharia e Ciências de Materiais, Universidade de Washington.	O trabalho apresenta uma estrutura porosa, semelhante à de cristal de diamante, fabricada em Ti6Al4V, por processo em fusão por feixe de elétrons, com maquinário comercial (EBM S12 system). Foi realizada a caracterização estrutural dos componentes, por meio de tomografia computadorizada, sendo a rigidez avaliada por meio de ensaio de compressão dinâmica.
4	(LI. et al., 2019)	Departamento de Ortopedia, Hospital Geral, China.	O trabalho apresenta estrutura porosa em Ti6Al4V, fabricada por fusão seletiva a <i>laser</i> em maquinário comercial (SLM 250HL). Ensaio de compressão axial foi realizado para avaliar a rigidez da estrutura. A microestrutura foi analisada a partir de Microscópio Eletrônico

			de Varredura (MEV). Ensaios de compressão axial foram realizados para avaliar a rigidez do material. Foram avaliadas também a biocompatibilidade e capacidade osteogênica da estrutura, por meio de testes in vitro e in vivo. O estudo obteve estruturas com 75% de porosidade, com adequada biocompatibilidade e capacidade osteogênica.
5	(VAN BAEL et al., 2012)	Departamento de Engenharia Mecânica, Divisão da Engenharia de Produção, Máquinas, Design e Automação, Universidade Católica de Leuven, Bélgica.	O estudo teve como objetivo avaliar o efeito dos parâmetros morfológicos, (forma, tamanho e permeabilidade dos poros) nos resultados biológicos in vitro (proliferação, viabilidade e diferenciação celular). Seis células unitárias com formatos triangular (T), hexagonal (H) e retangular (R), foram projetadas e fabricadas em Ti6Al4V, por processo de fusão seletiva a <i>laser</i> em maquinário não comercial. Ensaios de compressão axial e análises em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) foram utilizados para avaliar a morfologia e rigidez das células, respectivamente. Todas as avaliações feitas nas células fabricadas ficaram de acordo com o projeto, exceto para o componente H500. Os ensaios de compressão mostraram uma dependência da rigidez do formato dos

			poros e da porosidade. Os valores relataram que os valores de rigidez ficaram na faixa entre o osso cortical e o trabecular.
6	(MURR et al., 2012)	Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Universidade do Texas, EUA.	Os autores fabricaram protótipos de implantes médicos ortopédicos (quadril e joelho) em Ti6Al4V. Os componentes são fabricados por meio de processo por fusão por feixe de elétrons, em maquinário comercial (Arcam A2 EBM system). A rigidez dos componentes porosos foi estimada a partir de ensaios de micro dureza (HV) e a microestrutura foi avaliada em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). Os protótipos foram fabricados com porosidades interna e externa diferentes, de forma a conferir rigidez próximas aos ossos trabecular e cortical, respectivamente.
7	(MURR et al., 2010)	Departamento de Metalurgia e Materiais, Universidade do Texas, EUA.	O estudo avalia estruturas complexas, com densidades variáveis, em Ti6Al4V, por meio do processo por fusão por feixe de elétrons, em maquinário comercial (Arcam-EBM A2). A análise de rigidez é feita por frequência de ressonância de vibração. A morfologias das estruturas foi avaliada em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). É também avaliada a micro

			dureza do material. O autor demonstra uma diminuição da rigidez do material com o aumento da porosidade das estruturas.
8	(YAVARI et al., 2013)	Faculdade de Engenharia Mecânica, Engenharia Marítima e Engenharia de Materiais, Universidade de Delft, Holanda.	No trabalho foi estudado o comportamento à fadiga de Ti6Al4V poroso fabricado em fusão seletiva a <i>laser</i> em maquinário não comercial. As propriedades mecânicas estáticas do material foram medidas por ensaio de compressão axial. A microestrutura foi analisada em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). Os autores relataram que as propriedades mecânicas estáticas das estruturas estão dentro da faixa relatada de propriedades mecânicas do osso.
9	(LI et al., 2009)	Escola de Engenharia Mecânica, Universidade de Shanghai, China.	No estudo, estruturas em forma de favo de mel foram fabricadas em Ti6Al4V por fusão por feixe de elétrons, em maquinário comercial (S12 System). A morfologia foi analisada em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) e as propriedades mecânicas foram avaliadas com ensaio de compressão axial. Segundo os autores, os resultados de módulo de elasticidade estão próximos ao do osso esponjoso humano.

Tabela 10 - Parâmetros de Fabricação por fusão seletiva a *laser* e fusão por feixe de elétrons

Processo	Autor	Tipo de Máquina	Velocidade de Escaneamento [mm/s]	Potência do Laser/Feixe [W]	Espessura de Camada [ $\mu\text{m}$ ]	Ambiente na Câmara	Diâmetro do Feixe Laser/Elétron [ $\mu\text{m}$ ]	Espaçamento entre linhas de varredura [ $\mu\text{m}$ ]	Corrente do Feixe [mA]	DEL [J/mm]
Fusão seletiva a <i>laser</i>	1	125 HL	600	90	30	Argônio	**	80	**	0,15 <sup>a</sup>
	2	Ytterbium fiber laser system <i>EOS</i>	7000	200	**	**	100	80	**	0,028 <sup>a</sup>
	4	250 HL	1300	200	**	Argônio	100	80	**	0,154 <sup>a</sup>
	5	Não comercial	260	42	30	Argônio	80	**	**	0,162 <sup>a</sup>
	8	Não comercial	260	42	30	Argônio	80	**	**	0,162 <sup>a</sup>
Fusão por feixe de elétrons	3	<i>S12</i> System	240 e 125	Max 3500	70	Vácuo	**	**	2	0,5 e 0,96
	6	Arcam A2 EBM	400	**	100	Vácuo	**	**	6	**
	7	Arcam A2 EBM	400	**	100	Vácuo	**	**	6	**
	9	<i>S12</i> System	**	Max 4000	100	Vácuo	**	**	**	**

<sup>a</sup> Valores calculados com base na potência e velocidade de escaneamento



Tabela 11 - Propriedades morfológicas e mecânicas das estruturas.

Autor	Estrutura	Conectividade entre os poros [ $\mu\text{m}$ ]	Tamanho de Poro [ $\mu\text{m}$ ]	Porosidade [%]	Densidade [ $\text{g}/\text{cm}^3$ ]	Densidade Relativa	Rugosidade de Superfície [ $\mu\text{m}$ ]	Módulo de Elasticidade [GPa]	Tensão de Escoamento [MPa]
1	SP1	393,38	387,94	45	**	**	12,64+-2,66	39	**
	SP2	393,7	487,55	**	**	**	11,61+-1,33	**	**
	SP3	243,7	387,55	64	**	**	12,86+-2,58	21	**
	SP4	238,69	493,55	70,9	**	**	13,01+-1,37	16	**
	SP5	194	487,2	78,6	**	**	14,073,53	11	**
2	3D LP	23,5+-7,4	177+-22	15+-2,9	**	**	**	3,693	**
	3DMP	36,1+-7,4	383,15	37,9+-4	**	**	**	3,522	**
	3D HP	56,9+-5,8	653+-22	70+-3,5	**	**	**	2,579	**
3	SP1	398	525	**	1,73 <sup>b</sup>	0,39	**	**	101,39
	SP2	427	952	**	1,06 <sup>b</sup>	0,24	**	**	41,73
	SP3	444+	1428	**	0,75 <sup>b</sup>	0,17	**	**	19,1
	SP4	412	724	**	1,33 <sup>b</sup>	0,3	**	**	62,87
	SP5	530	633	**	1,77 <sup>b</sup>	0,4	**	**	112,73

Tabela 12 - Continuação: Propriedades morfológicas e mecânicas das estruturas.

Autor	Estrutura	Conectividade entre os poros [μm]	Tamanho de Poro [μm]	Porosidade [%]	Densidade [g/cm <sup>3</sup> ]	Densidade Relativa	Rugosidade de Superfície [μm]	Módulo de Elasticidade [GPa]	Tensão de Escoamento [MPa]
4	SP	**	532+-71,43	75,2+-1,40	**	**	**	4,46+-0,38	**
5	T1000	198	1020	**	**	**	**	0,453	**
	H1000	193	1005	**	**	**	**	3,881	**
	R1000	192	1009	**	**	**	**	1,3	**
	T500	197	500	**	**	**	**	2,84	**
	H500	235	445	**	**	**	**	11,256	**
	R500	197	512	**	**	**	**	2,038	**
6	SP	**	1000	**	Interna: 0,36	**	**	Interno: 0,3	**
					Externa: 1,1		Externo: 2,2	**	
7	Cross 1	900	**	88	0,52	0,12	**	0,58	**
	G6	1400	**	75	1,1	0,25	**	3,67	**
	G7	1100	**	59	1,83	0,41	**	6,74	**
	Dode Tim	300	**	64	1,59	0,36	**	6,15	**

Tabela 13 - Continuação: Propriedades morfológicas e mecânicas das estruturas.

<b>Autor</b>	<b>Estrutura</b>	<b>Conectividade entre os poros [μm]</b>	<b>Tamanho de Poro [μm]</b>	<b>Porosidade [%]</b>	<b>Densidade [g/cm<sup>3</sup>]</b>	<b>Densidade Relativa</b>	<b>Rugosidade de Superfície [μm]</b>	<b>Módulo de Elasticidade [GPa]</b>	<b>Tensão de Escoamento [MPa]</b>
8	Ti 120-500	140+-38	560+-173	93,6+-0,3	**	**	**	0,55+-0,07	**
	Ti 170-450	216+-64	486+-162	69,7+-0,3	**	**	**	2,62+-0,02	**
	Ti 170-150	218+-62	608+-182	76,8+-0,5	**	**	**	1,4+-0,03	**
	Ti 230-500	251+-76	560+-186	65,8+-0,3	**	**	**	3,49+-0,02	**
9	SP	750+-36	1108+-48	66,3+-2,1	**	**	**	2,5+-0,5	73+-8

<sup>b</sup> Valores calculados com base densidade para o Ti6Al4V denso.

Os resultados encontrados demonstrados nas Tabela 10, Tabela 11, Tabela 12 e Tabela 13, tanto para as propriedades mecânicas e morfológicas das estruturas obtidas, bem como os parâmetros utilizados na fabricação dessas, são discutidos detalhadamente na sequência, divididos entre aspectos relativos à porosidade e densidade, módulo de elasticidade e parâmetros de fabricação.

## 5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS DA RS

A presente dissertação tem como objetivo investigar sistematicamente a influência dos parâmetros de fabricação por MA, mais especificamente em processos de fusão em leito de pó, na obtenção de diferentes estruturas de Ti6Al4V. Foram investigados os parâmetros de processo utilizados nos estudos, bem como a influência desses na aproximação das propriedades mecânicas e morfológicas das estruturas, com aquelas ideais requeridas para implantes de quadril.

### 5.1 POROSIDADE E DENSIDADE

A Figura 18 mostra a sintetização sobre as técnicas de imagem que podem ser utilizadas para caracterizar o osso, em diferentes níveis de escala de observação (nanométrico, micrométrico, milimétrico). As técnicas de observação utilizadas nos estudos encontradas nesta dissertação incluíram a tomografia computadorizada (TC), utilizada para análises nas escalas micrométricas e milimétricas; e a microscopia eletrônica por varredura (MEV) (possui melhor resolução), usada em análises da escala nanométrica e micrométrica.

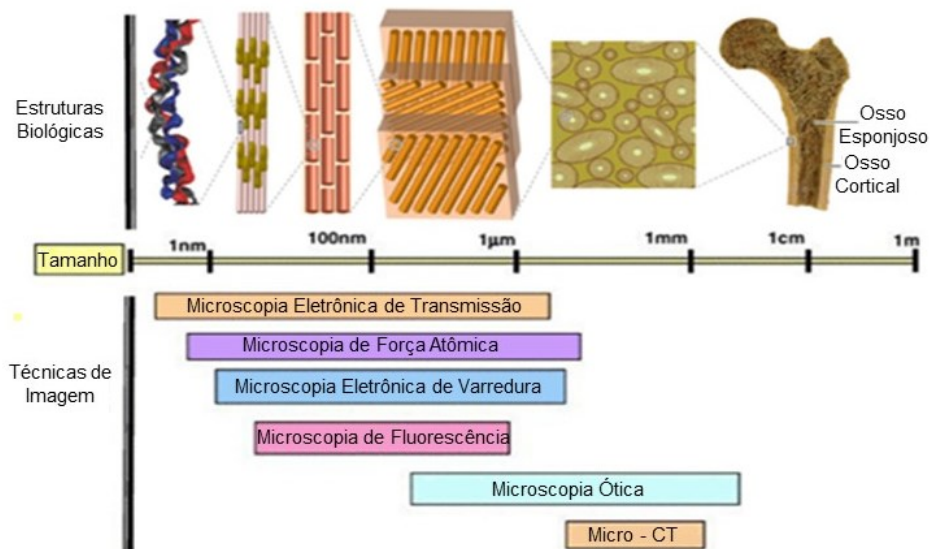


Figura 18 - Técnicas de imagem que podem ser usadas para observar características estruturais do osso em vários níveis hierárquicos.

Fonte: Novitskaya et al. (2011)

Todos os estudos desta RS avaliaram a porosidade do material por meio de microscopia eletrônica por varredura (MEV), com exceção de Hrabec et al. (2011) no artigo 3, que utilizaram a tomografia computadorizada (TC) para suas análises. Nas publicações encontradas, a porosidade das estruturas variou de 15% até 93%. Ainda, alguns estudos

avaliaram a densidade das estruturas, variando de  $0,36\text{g/cm}^3$  até  $1,83\text{g/cm}^3$ . A densidade relativa avaliada por alguns estudos corresponde à relação entre a densidade da estrutura porosa e a densidade para o Ti6Al4V denso, sendo este último  $4,43\text{g/cm}^3$ .

A porosidade e a densidade também foram estimadas em alguns artigos, em termos da mudança de conectividade entre os poros (do inglês *strut size*) das estruturas avaliadas (Figura 19). Em apenas um estudo a espessura da parede entre os poros aumentou do modelo projetado para a estrutura fabricada, ocorrendo uma consequente redução dos poros abertos, resultando no aumento da densidade e diminuição da porosidade dos componentes.

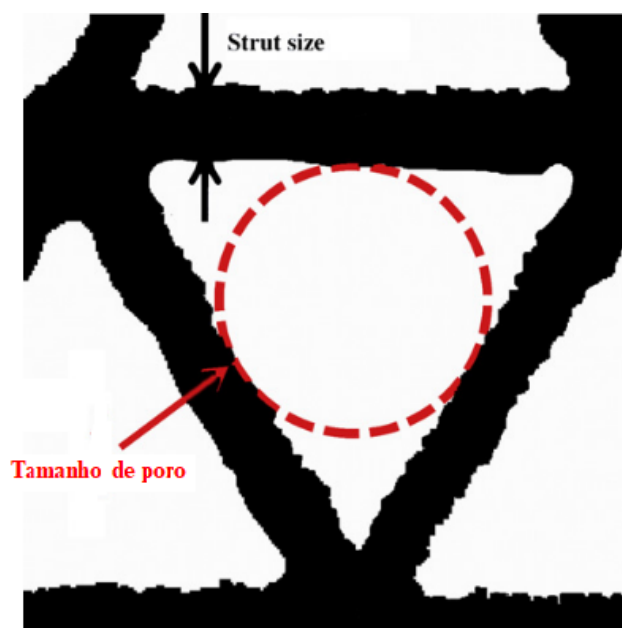


Figura 19- Representação da conectividade entre os poros.  
Fonte: Adaptado de Van Bael et al. (2012)

Segundo Ran et al. (2018), no processo por fusão seletiva a *laser*, a diferença no transporte de calor entre titânio em pó e este já solidificado faz com que haja uma aderência do pó na superfície do sólido, aumentando a conectividade entre os poros e diminuindo a tamanho de poro aberto. Bartolomeu et al. (2020), no estudo 1, reportou uma diferença significativa entre os valores obtidos no modelo projetado e nas estruturas fabricadas para conectividade entre os poros, tamanho de poro e consequente porosidade. Ainda, Van Bael et al. (2012), no 5º artigo, avaliou essa diferença como não significativa, com exceção do componente H500.

Segundo Rolando A. Gitten et al. (2012), a adesão celular pode ser afetada pela porosidade da estrutura, sendo que o tamanho dos poros e a conectividade entre eles podem afetar o acesso e distribuição das células e o fornecimento de nutrientes. Nesse sentido, no

artigo 4, Li et al. (2019) reportaram que o tamanho de poro e a porosidade da estrutura contribuíram para a adesão e proliferação celular nas estruturas avaliadas. Os autores confirmaram também a ausência de reações inflamatórias na interação entre osso e implante.

Ainda, como esperado pela literatura, Cheng et al. (2014), Hrabe et al. (2011) e Yavari et al. (2013), nos estudos 2, 3 e 8 respectivamente, reportaram um aumento na porosidade, conforme aumentou o tamanho de poro das estruturas.

Em relação à rugosidade de superfície, Wennerberg; Albrektsson (2009) reportaram em RS que implantes com rugosidade moderada (1–2  $\mu\text{m}$ ) apresentam melhor resposta ao osso hospedeiro. A rugosidade adequada aumenta a diferenciação das células formadoras de osso (osteoblastos), reduz a atividade das células de reabsorção óssea (osteoclastos) e promove a fixação do osso à superfície do implante e sua mineralização.

Entre os artigos obtidos, apenas Bartolomeu et al. (2020), no 1º artigo, reportou a rugosidade de superfície das estruturas avaliadas. Rugosidades por volta de 13 $\mu\text{m}$  foram encontradas, indicando superfícies altamente rugosas. Os valores foram superiores à faixa indicada por Wennerberg; Albrektsson (2009) para melhor resposta de osseointegração entre implante e osso hospedeiro.

## 5.2 MÓDULO DE ELASTICIDADE

A complexidade da estrutura óssea faz com que sejam reportados valores de módulo de elasticidade entre 5-34 GPa na literatura. De acordo com Novitskaya et al. (2011), o módulo de elasticidade depende, dentre outras variáveis, do tipo de osso (cortical ou trabecular), da localização do osso no corpo e da sua porosidade.

Novitskaya et al. (2011) relataram a alta dependência da porosidade da arquitetura óssea no módulo de elasticidade, como mostrado na Equação (2). A Figura 20 mostra a relação entre a densidade e módulos de elasticidade relativos, sendo  $E_s$  igual a 18 GPa e  $\rho_s$  igual a 1,8g/cm<sup>3</sup>, respectivamente, para um osso trabecular.

$$\frac{E^*}{E_s} = \left(\frac{\rho^*}{\rho_s}\right)^2 \quad \text{Equação (2)}$$

Onde:

$E^*$ : Módulo de elasticidade para o componente poroso [GPa]

$E_s$ : Módulo de elasticidade para o componente denso [GPa]

$\rho^*$ : Densidade do componente poroso [ $\text{Kg}/\text{m}^3$ ]

$\rho_s$ : Densidade do componente denso [ $\text{Kg}/\text{m}^3$ ]

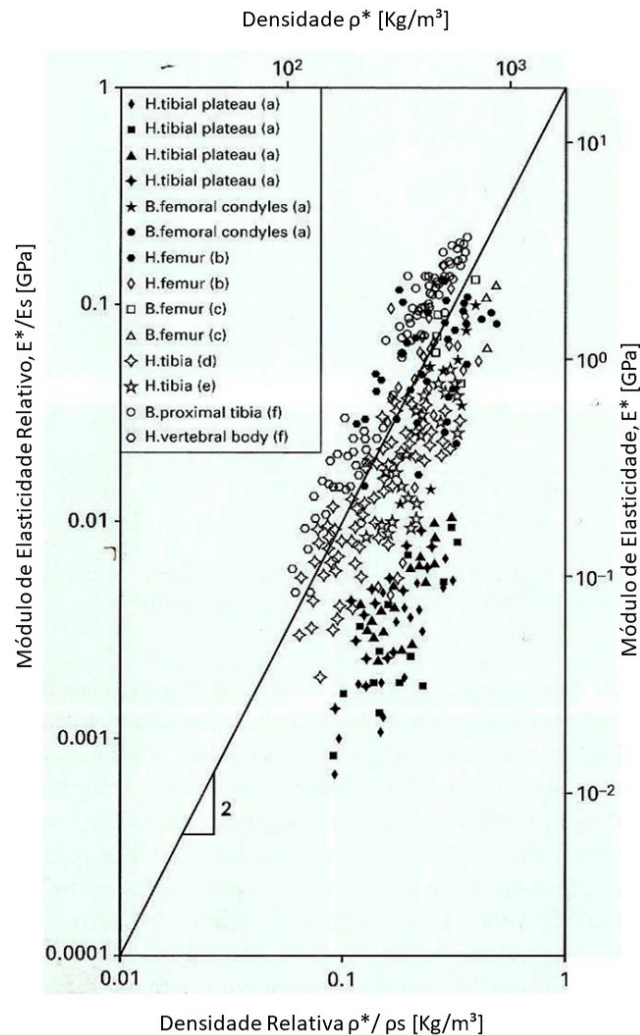


Figura 20 - Módulo de elasticidade relativo em função da densidade relativa do osso trabecular.

Fonte: Adaptado de Novitskaya et al. (2011).

Com exceção de Hrabe et al. (2011) e Van Bael et al. (2012), nos artigos 3 e 5, respectivamente, todos os autores da presente RS avaliaram o módulo de elasticidade, porosidade e/ou densidade das estruturas estudadas, sendo possível verificar a relação entre essas propriedades. Dessa forma, esses estudos confirmaram a diminuição da rigidez da estrutura com o aumento da porosidade e/ou diminuição da densidade. Ressalta-se que, em decorrência do comportamento anisotrópico do osso humano, seu módulo de elasticidade e a resistência é maior na direção longitudinal que na transversal. Os estudos não detalharam a direção avaliada.



Para a avaliação do módulo de elasticidade de um componente, tem-se métodos experimentais destrutivos (como compressão, flexão, torção e tensão) e não destrutivos (como técnicas de ultrassom e dureza). Cheng et al. (2014), Li et al. (2019), Van Bael et al. (2012), Yavari et al. (2013) e Li et al. (2009), nos artigos 2, 4, 5, 8 e 9, respectivamente, analisaram a rigidez do material com ensaios estáticos de compressão axial. No 3º artigo, Hrabe et al. (2011) fizeram a avaliação em compressão dinâmica. Ainda, no estudo 1 Bartolomeu et al. (2020) utilizaram ensaios de flexão em três pontos para suas análises, enquanto nos artigos 6 e 7, respectivamente, Murr et al. (2012) e Murr et al. (2010) realizaram ensaios não destrutivos de micro dureza (HV).

Novitskaya et al. (2011) e Oftadeh et al. (2015) reportaram as medições de módulo de elasticidade obtidas por diferentes técnicas experimentais para osso cortical e trabecular de fêmur bovino e humano. Adaptada dos autores, as Tabela 14 e Tabela 15 mostram, respectivamente, os módulos de elasticidade para ossos corticais e trabeculares do fêmur humano, com medições feitas em compressão axial, flexão em três pontos, nano dureza, ultrassom e por análise de elementos finitos.

Tabela 14 - Módulo de elasticidade do osso cortical femoral.

<b>Método de Teste</b>	<b>Módulo de Elasticidade [GPa]</b>	<b>Referência</b>
Compressão	16,2-17,0	Keller (1994)
	19,9 ± 1,8	Bayraktar et al., 2004
Flexão em 3 pontos	17,3 ± 1,3	Grimal et al.(2009)
	18,6 ±1,9	Cuppone et al. (2004)
Ultrassom	13,9	Rho et al. (1995)
	32,5 ± 0,5	Hunt et al. (1998)
	22,1 ± 1,1	Grimal et al. (2009)
	20,5 ± 0,2	Turner et al. (1999)
Nano dureza	20,1 ± 5,4	Zysset et al. (1999)
	23,5 ± 0,2	Turner et al. (1999)
Análise de Elementos Finitos	18,9-20,4	Hogan (1992)

Fonte - Adaptado de Novitskaya et al. (2011) e Oftadeh et al. (2015).

Tabela 15 - Módulo de elasticidade do osso trabecular femoral.

<b>Método de Teste</b>	<b>Módulo de Elasticidade [GPa]</b>	<b>Referência</b>
Compressão	0,44 ± 0,27	Lotz et al. (1990)
Ultrassom	1,3	Rho et al. (1995)
	17,5 ± 1,1	Turner et al. (1999)
Nano dureza	11,4 ± 5,6	Zysset et al. (1999)
	18,1 ± 1,7	Turner et al. (1999)
Análise de Elementos Finitos	1,64 ± 0,32	Harrison et al. (2008)
	0,41 -1,52	Goldstein (1987)

Fonte - Adaptado de Novitskaya et al. (2011) e Oftadeh et al. (2015).

No artigo 1, Bartolomeu et al. (2020) reportaram valores de módulos de elasticidade entre 11 GPa e 39 GPa, obtidos em ensaios de flexão por três pontos. Os autores ainda relataram que a estrutura de menor porosidade (45%) apresentou maior rigidez (39 GPa), enquanto que a de maior porosidade (78,6%) indicou menor rigidez (11 GPa), resultados consistentes com a literatura. Tirando os valores citados, Bartolomeu et al. (2020) obtiveram estruturas porosas com rigidez próxima à faixa apresentada por Novitskaya et al. (2011) para o osso cortical humano.

Cheng et al. (2014) foram coerentes com a literatura no artigo 2, demonstrando a diminuição do módulo de elasticidade com o aumento da porosidade. Os autores apresentaram valores entre 2,579 e 3,693 GPa para módulo de elasticidade, estando distantes das faixas tanto para osso trabecular quanto para osso cortical, apresentadas por Novitskaya et al. (2011). No artigo 5 (em que Van Bael et al. (2012) reportaram módulos de elasticidade entre 0,453 e 11,256 GPa), os valores de 0,45 GPa e 1,30 GPa estão de acordo com a faixa encontrada por Goldstein (1987) para osso trabecular (entre 0,41 e 1,52 GPa) e também coerentes com Novitskaya et al. (2011), nas avaliações por elementos finitos. Por outro lado, para o osso cortical, nenhum valor reportado por Van Bael et al. (2012) se encontra dentro da faixa analisada por Novitskaya et al. (2011).

Também com ensaios de compressão axial, os autores do artigo 8 (YAVARI et al., 2013) obtiveram valores para módulo de elasticidade de 0,55 GPa a 3,49 GPa, para porosidades entre 65,8% e 83,6%. Já no 9º artigo, Li et al. (2009) reportaram módulo de elasticidade de 2,5 GPa para uma estrutura 66,3% porosa. Dessa forma, tanto Yavari et al. (2013) quanto Li et al.

(2009) apresentam valores próximos do osso trabecular, quando comparados com os resultados em elementos finitos obtidos por Novitskaya et al. (2011). Ainda, os valores abaixo de 2,5 GPa estão em coerência com os relatados por Goldstein (1987), também para osso trabecular (entre 0,41 e 1,52 GPa).

Também por ensaio de compressão axial, o módulo de elasticidade 4,48 GPa, obtido por Li et al. (2019) (artigo 4) encontra-se muito acima dos valores relatados para osso trabecular, tanto por Novitskaya et al. (2011) quanto por Goldstein (1987). Ainda, o valor encontrado por Li et al. (2019) está muito abaixo do que foi relatado por Novitskaya et al. (2011) para o osso cortical.

No artigo 3, Hrabe et al. (2011) avaliaram a resistência no limite do escoamento das estruturas a partir de ensaios de compressão. Os valores obtidos ficaram entre 19,1 MPa e 112,73 MPa, estando apenas o primeiro perto do valor reportado por Hedayati; Zare (2015), para osso cortical (20 MPa).

Murr et al. (2012) e Murr et al. (2010) (artigos 6 e 7, respectivamente) avaliaram o módulo de elasticidade em ensaios de micro dureza. Os autores, em 2012, analisaram estruturas fabricadas com diferentes porosidades interna e externa, de forma que a primeira seja compatível com osso trabecular e a segunda com o osso cortical. Segundo os autores, tal estrutura promove vascularização e resistência ao implante. Assim, os valores obtidos foram de 0,3 GPa para densidade interna de 0,36g/cm<sup>3</sup>, e 2,2 GPa para densidade externa de 1,1g/cm<sup>3</sup>. Já em 2010 foram obtidos valores próximos aos encontrados em 2012, quando comparadas as densidades das estruturas. Dentre os resultados encontrados pelos autores, em 2010 e 2012, apenas o menor módulo de elasticidade (0,58 GPa) com a maior porosidade (88%), encontram-se dentro da faixa de valores de osso trabecular, apresentada por Goldstein (1987) em ensaios teóricos por análise por elementos finitos.

## 5.3 PARÂMETROS DE FABRICAÇÃO

### 5.3.1 Fusão em leito de pó

O processo de fusão em leito de pó utiliza energia (a *laser* ou por feixe de elétrons) na fusão em leitos de pó de metal depositado na câmara de construção. A partir do modelo projetado, camadas sucessivas de pó metálico são depositadas, cada uma representando uma porção do modelo a ser construído. Entre duas camadas sucessivas, o feixe funde a camada usando os parâmetros previamente definidos. Em relação aos processos convencionais, a

tecnologia apresenta a vantagem em obter materiais graduados funcionalmente, adequados para peças com requisitos funcionais locais. Contudo, os parâmetros utilizados na fabricação têm influência nas propriedades dos componentes finais.

A quantidade de fase líquida nos componentes fundidos depende da temperatura de fusão, influenciada pela energia transferida à camada de pó. A DEV (em J/mm<sup>3</sup>) é uma medida para a energia média aplicada por volume de material durante o escaneamento de uma camada, calculada pela Equação (1).

Da Equação (1), o aumento de DEV ocorre com um aumento na potência do *laser* e/ou diminuição na velocidade de escaneamento e/ou diminuição do espaçamento entre linhas de varredura e/ou diminuição da espessura de camada. O cálculo de DEV foi possível apenas no artigo 1 (6,25x10<sup>-5</sup> J/mm<sup>3</sup>), sendo o único a disponibilizar todos os parâmetros necessários para isso.

### 5.3.1.1 Velocidade de escaneamento e Potência do Laser

A potência e a velocidade de escaneamento afetam a poça de fusão individualmente. Assim, esses dois parâmetros são combinados em um único parâmetro, denominado “densidade de energia linear” (DEL), que mede a energia média aplicada por comprimento escaneado do material, expresso pela Equação (3), com P sendo a potência do *laser* e *v* a velocidade de escaneamento (MACHADO; VIEIRA, 2014).

$$DEL = \frac{P}{v} \quad \text{Equação (3)}$$

Kusuma (2016) estudou o efeito da potência do *laser*, da velocidade de escaneamento e densidade de energia do *laser* nas propriedades mecânicas de Ti6Al4V, estabelecendo potências de *laser* de 91, 194, 297 e 400W, combinadas com velocidades de escaneamento de 200, 500, 800 e 1100 mm/s. O autor concluiu que a combinação das potências maiores com as menores velocidades levou a poças de fusão mais amplas, enquanto que baixas potências combinadas com velocidades maiores resultaram em poças de fusão estreitas. Ou seja, a amplitude das poças de fusão aumentou com o crescimento da densidade de energia linear na camada de pó.

Hanzl et al. (2015) dividiram a janela de fabricação em quatro zonas de fusão: "totalmente densa" (Zona I), "fusão excessiva" (Zona II), "fusão incompleta" (Zona III) e

"superaquecimento" (Zona OH). Segundo os autores, a porosidade gerada pelos parâmetros da Zona II é atribuída ao excesso de energia, enquanto a energia insuficiente para fusão total causa defeitos na Zona III.

Choi et al. (2017) estudaram a influência da velocidade de escaneamento (valores utilizados de 100, 200, 400, 800 e 1600 mm/s) na densidade das peças em aço Inconel 718 fabricadas por fusão seletiva a *laser*, mantendo potência constante (90 W). Foi verificado que uma maior DEL, induzida por uma velocidade de escaneamento baixa, leva a uma melhor fusão do pó metálico, obtendo estruturas mais densas. Porém, em velocidades muito baixas (<200mm/s) houve diminuição significativa na densidade das estruturas. O excesso de energia resultou em uma fusão excessiva no leito do pó, causando a vaporização de materiais e criando o aprisionamento de gases dentro da poça fundida, levando ao aumento da porosidade do componente.

Ainda no estudo de Choi et al. (2017), foi observado que em velocidades de escaneamento muito elevadas (>1600mm/s) há descontinuidade dos filetes fundidos e uma grande quantidade de pó não fundido ou parcialmente fundido. A baixa DEL causada pela alta velocidade de escaneamento faz com que a amplitude da poça de fusão diminua, causando uma solidificação mais rápida e impedindo o preenchimento completo de lacunas com o metal fundido e a ligação entre filetes ou camadas vizinhas.

Van Bael et al. (2012) e Yavari et al. (2013), nos estudos 5 e 8 da presente RS, não utilizaram máquina comercial para seus estudos com o processo por fusão seletiva a *laser*. Por outro lado, Bartolomeu et al. (2020), Cheng et al. (2014) e Li et al. (2019) (artigos 1, 2 e 4, respectivamente) efetuaram os experimentos nas seguintes máquinas: SLM 125 HL, SLM 250 HL e *laser system* EOS, respectivamente. As velocidades foram de 600 mm/s a 7000 mm/s para as opções comerciais, e 260 mm/s para as não comerciais. As potências do *laser* foram de 90 W para o menor valor de velocidade e 200 W para os demais experimentos em máquinas comerciais. 42 W foi usado como potência de *laser* para os experimentos em aparatos não disponíveis no mercado.

Considerando a DEL, expressa na Equação (3), Li et al. (2019) (estudo 4) apresentou a maior densidade de energia (0,154 J/mm), tendo diferença significativa apenas em relação a Cheng et al. (2014) (2º estudo), que usaram o valor de 0,029 J/mm, dentre os processos de fusão seletiva a *laser* utilizando máquinas comerciais. Para o processo não comercial, a velocidade e potência de *laser* utilizadas pelos autores dos estudos 5 e 8 resultaram em uma densidade de

energia linear igual a 0,162 J/mm, sendo essa a maior densidade de energia entre processos por fusão seletiva a *laser*.

Para os processos de fusão por feixe de elétrons, todos os autores desta RS analisaram estruturas em máquinas comerciais. As velocidades de escaneamento variaram de 125 a 400 mm/s, com potências máximas de 3500 e 4000W, não tendo sido informadas em nenhum dos quatro estudos as potências precisas utilizadas nos processos. Hrabe et al. (2011) e Li et al. (2009), nos artigos 3 e 9, utilizaram o sistema S12 *System*, enquanto que Murr et al. (2012) e Murr et al. (2010) (estudos 6 e 7 respectivamente) fizeram seus experimentos no sistema Arcam A2 EBM.

Com relação ao processo referente à máquina EBM S12 *System*, no artigo 3 foi diretamente disponibilizado os valores de DEL iguais a 0,5 J/mm e 0,96 J/mm para velocidades de escaneamento de 240mm/s e 125mm/s, respectivamente. Já nos estudos 6 e 7 não foi fornecida a informação de potência utilizada, assim como no artigo 9 os autores não disponibilizaram a velocidade de escaneamento utilizada no experimento.

De acordo com a literatura, a diminuição da DEL devido a velocidades muito altas, resulta em componentes com maior porosidade e, portanto, menos densos. Dessa forma, esperou-se que os componentes fabricados por fusão seletiva a *laser* apresentassem maiores porosidades que aqueles fabricados em fusão por feixe de elétrons. No entanto, não foi possível afirmar tal comportamento nos estudos da presente RS, já que, entre os estudos em que foram possíveis calcular o DEL (1,2,3,4,5 e 8), aqueles em processo por fusão seletiva a *laser* não analisaram as densidades das estruturas obtidas, bem como o 3º estudo (único com valor para DEL em processo de fusão por feixe de elétrons), não avaliou a porosidade das amostras.

Entre os estudos com fusão seletiva a *laser*, nos processos comerciais, a porosidade variou de 45% a 78% para as maiores densidades de energia (entre 0,154 e 0,162 J/mm), e de 15% a 70% para a menor densidade de energia (aproximadamente 0,029 J/mm). Nos estudos em maquinário não comercial foram obtidas porosidades na faixa de 65% a 83% (DEL = 0,162). Já nos estudos em fusão por feixe de elétrons, no que se refere ao artigo 3, a diferença entre a maior densidade da estrutura (1,73 g/cm<sup>3</sup>) para um DEL de 0,5 J/mm não diferiu de forma significativa em relação à densidade para um DEL 0,96 J/mm, igual a 1,77 g/cm<sup>3</sup>. Portanto, não foi possível afirmar a relação entre densidade de estrutura fabricada e energia depositada, tanto nos estudos relacionados ao processo de fusão seletiva a *laser*, quanto nos de fusão por feixe de elétrons.

### 5.3.1.2 Espessura de camada, diâmetro de feixe, espaçamento entre linhas de varredura e Ambiente de escaneamento

Para os processos por fusão seletiva a *laser*, em maquinários comerciais, apenas o artigo 1 forneceu a espessura de camada fabricada (30  $\mu\text{m}$ ), enquanto que em todos os outros estudos o diâmetro de feixe a *laser* foi de 100  $\mu\text{m}$ , em ambiente na câmara a gás argônio, e com espaçamento entre linhas de varredura de 80  $\mu\text{m}$  nos estudos 1, 2 e 4. Nos casos dos aparatos não comerciais, a espessura de camada foi de 30  $\mu\text{m}$ , com diâmetro de feixe 80  $\mu\text{m}$ , em gás argônio.

Já no processos de fusão por feixe de elétrons, em Murr et al. (2012), Murr et al. (2010) e Li et al. (2009), nos estudos 6, 7 e 9 respectivamente, a espessura de camada de fabricação foi de 100  $\mu\text{m}$ , enquanto que em Hrabe et al. (2011), no 3º artigo, a espessura foi de 70  $\mu\text{m}$ . Ainda, nenhum autor apresentou o valor do espaçamento entre linhas de varredura do processo.

Pattanayak et al. (2011) examinaram a interação da velocidade de escaneamento a *laser* e o padrão de escaneamento, mostrando que placas finas e densas podem ser obtidas ao manter uma relação de potência do laser para velocidade de escaneamento acima de 0,5, com um espaçamento entre linhas de varredura menor que o diâmetro do *laser*. Nos artigos da presente RS, somente o 3º apresentou essa relação igual ou maior que 0,5, já que todos os outros autores obtiveram valores muito abaixo dessa razão. No entanto, Hrabe et al. (2011) não apresentaram as porosidades obtidas das amostras estudadas, não sendo possível fazer a comparação com os estudos de Pattanayak et al. (2011).

## 6 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos na presente RS, observou-se que, em geral, os estudos não apresentaram todas as informações necessárias para uma melhor avaliação do processo de fabricação de seus componentes, seja por não utilizarem aparatos comerciais para a fabricação, por não disponibilizarem todos os parâmetros do processo, ou, ainda, por resultarem em estruturas com propriedades não compatíveis com o osso humano.

Ressalta-se que quase todos os autores confirmaram a diminuição da rigidez da estrutura com o aumento da porosidade e/ou diminuição da densidade, estando de acordo com a alta dependência da porosidade da arquitetura óssea no módulo de elasticidade, relatado na literatura.

Com relação às propriedades dos componentes, e em comparação aos estudos feitos por Novitskaya et al. (2011), Oftadeh et al. (2015) e Hedayati; Zare (2015), as estruturas obtidas por Bartolomeu et al. (2020) e Hrabe et al. (2011), nos artigos 1 e 3, respectivamente, mostraram valores coerentes com a rigidez para o osso cortical humano. Já os autores Van Bael et al. (2012), Murr et al. (2010), Yavari et al. (2013), Li et al. (2009), nos estudos 5, 7, 8 e 9, respectivamente, a rigidez foi relacionada ao osso trabecular humano. Já os resultados encontrados de rigidez por Cheng et al. (2014), Li et al. (2019) e Murr et al. (2012), nos estudos 2, 4 e 6, respectivamente, não foram coerentes com os valores encontrados para nenhum dos dois tipos de osso.

Em relação aos parâmetros de fabricação, os artigos 6, 7 e 9 não apresentaram informação de potência ou velocidade de escaneamento, não sendo possível a avaliação da DEL das estruturas fabricadas. Ainda, os estudos 8 e 5 utilizaram de aparatos não comerciais para a obtenção dos componentes, dificultando a comparação com o maquinário disponível no mercado.

Em suma, apenas no artigo 1 foi possível fazer uma avaliação mais aprofundada das estruturas obtidas, coerentes com o osso cortical humano. A relação de potência do *laser* para velocidade de escaneamento no estudo 1 foi de 0,15 J/mm, bem abaixo do valor mínimo (0,5 J/mm) para serem obtidas estruturas densas, segundo Pattanayak et al. (2011), confirmando a obtenção de estruturas porosas. Ainda, no estudo 1 foi possível obter DEV de fabricação, não sendo possível fazer a comparação com os demais estudos.

Portanto, a hipótese H1 da presente dissertação foi parcialmente comprovada, já que, apesar de os artigos apresentarem as propriedades mecânicas e morfológicas do material pós



fabricação, a maior parte dos estudos não informou todos os parâmetros de fabricação utilizados nos processos.

De acordo com a literatura consultada, o aumento na velocidade de escaneamento (acima de 1600mm/s) para uma potência de *laser* constante favorecem o aumento da porosidade dos compostos obtidos, aproximando a rigidez de implantes de Ti6Al4V com a do osso hospedeiro (nas regiões do fêmur e do quadril). No entanto, não foi possível confirmar tal afirmação entre os estudos da presente RS, já que foram encontrados tanto componentes com alta quanto com baixa porosidades para velocidades acima de 1600 mm/s. Ainda, relações entre potências abaixo de 50 W e velocidades abaixo de 300 mm/s elevaram o DEL e obtiveram estruturas com porosidade maior que 65%, contradizendo a relação com peças densas, relatado na literatura.

Em relação aos demais parâmetros de fabricação, para as maiores espessuras de camadas foram obtidas peças com porosidades acima de 59%, enquanto que as menores espessuras resultaram em peças mais densas. Ademais, os estudos não apresentaram informações suficientes para comparação dos parâmetros espaçamento entre linhas de varredura, diâmetro do feixe e ambiente de escaneamento, com as estruturas obtidas entres os artigos.

Os questionamentos da presente RS tratam da influência dos principais parâmetros de fabricação na diminuição do afrouxamento asséptico em artroplastia de quadril. Sabe-se que o aumento da porosidade favorece a diminuição da rigidez da estrutura obtida, resultando em implantes com rigidez mais próxima à do osso hospedeiro, evitando que este diminua sua densidade no remodelamento ósseo e seja enfraquecido.

A primeira pergunta da RS não foi respondida a partir dos resultados obtidos, já que não foi possível estabelecer uma relação entre os principais parâmetros de fabricação e a aproximação das propriedades mecânicas e morfológicas de implantes de Ti6Al4V com aquelas requeridas para implantes de quadril. Dessa forma, a influência desses parâmetros na diminuição da ocorrência do afrouxamento asséptico em artroplastias de quadril também não é esclarecida, entre os estudos da presente RS.

Como limitações, houve falta de descrição dos objetivos dos estudos nos resumos dos artigos, fazendo com que alguns artigos não tenham sido inseridos na RS. Ainda, sabe-se que, devido à sua alta complexidade, não somente os parâmetros de processo influenciam nas estruturas obtidas por MA. Os estudos encontrados na presente RS não detalharam outros

fatores que influenciariam na obtenção das estruturas, como a temperatura mantida na plataforma, estratégia de construção, granulometria do pó utilizado e suas características de superfície. Desta forma, a incoerência encontrada na maioria dos resultados, quando comparados com os valores presente na literatura para ossos trabecular e cortical, pode ter sido ocasionada pela falta de informação, nos artigos avaliados, desses outros fatores influenciadores na estrutura final.

Logo, para estudos futuros, propõe-se a fabricação de componentes por fusão seletiva a *laser*, parâmetros próximos aos do artigo 2 para estruturas mais porosas, e do artigo 1 para mais densas, de forma a fabricar estruturas diferentes interna e externamente, próximas ao osso trabecular e cortical, respectivamente. A proposta pode favorecer a melhor mimetização do osso humano, sendo obtidos componentes com altas resistência e proliferação celular, simultaneamente, quando considerados tanto os parâmetros de processo quanto os fatores como características do pó e estratégia de fabricação utilizados.

Ressalta-se, ainda, que os índices de ocorrência dos eventos adversos abordados na presente dissertação são baseados em dados fornecidos por órgãos internacionais, já que o Brasil não possui base de dados que reúna informações sobre as possíveis razões de necessidade de cirurgia de revisão em artroplastia de quadril. Neste sentido, observa-se uma limitação das pesquisas no tema, já que o embasamento bibliográfico considera outros grupos que não o brasileiro.

Por fim, propõe-se, também para estudos futuros, a criação de uma plataforma que possibilite a coleta e organização de informações sobre os procedimentos de artroplastia que ocorrem em território nacional. Similarmente a plataformas internacionais já existentes, dados como implante utilizado, descrição do evento adverso e a causa de sua ocorrência, facilitarão o entendimento geral de quais as principais falhas dos implantes, direcionando as pesquisas futuras para melhorias dentro da realidade brasileira.

## REFERÊNCIAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **16627-4**: Implantes para cirurgia — Projeto de implantes fabricados por manufatura aditiva Parte 4: Componentes de Ti6Al4V obtidos por fusão em leito de pó. 2 ed. Rio de Janeiro, 2020.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **52900**: Manufatura Aditiva — Princípios Gerais — Terminologia. 1 ed. Rio de Janeiro, 2018.

AMSTUTZ, H. C.; LE DUFF, M. J. Hip resurfacing for osteonecrosis two- to 18-year results of the conserve plus design and technique. **Bone and Joint Journal**, v. 98B, n. 7, p. 901–909, 2016.

ARIFIN, Amir et al. Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review. **Materials and Design**, v. 55, n. September, p. 165–175, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2013.09.045>>.

ATAEE, A. et al. Metal scaffolds processed by electron beam melting for biomedical applications. **Metallic Foam Bone: Processing, Modification and Characterization and Properties**, p. 83–110, 2017.

Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry: 2019 Annual Report. 2019. Disponível em: <<https://www.johnlewispartnership.co.uk/content/dam/cws/pdfs/financials/annual-reports/john-lewis-partnership-annual-report-and-accounts-2019.pdf>>.

BAHRAMINASAB, Marjan et al. Aseptic loosening of femoral components - Materials engineering and design considerations. **Materials and Design**, v. 44, p. 155–163, 2013a. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2012.07.066>>.

BARTOLOMEU, F. et al. Additive manufactured porous biomaterials targeting orthopedic implants: A suitable combination of mechanical, physical and topological properties. **Materials Science and Engineering C**, v. 107, 2020.

BAYRAKTAR, Harun H. et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 1, p. 27–35, 2004.

BIOLCHINI, Jorge et al. Systematic review in software engineering. **System Engineering and Computer Science Department COPPE/UFRJ, Technical Report ES**, v.

679, n. 05, p. 45, 2005.

CHENG, Alice et al. Additively manufactured 3D porous Ti-6Al-4V constructs mimic trabecular bone structure and regulate osteoblast proliferation, differentiation and local factor production in a porosity and surface roughness dependent manner. **BIOFABRICATION**, v. 6, n. 4, 2014.

CHOI, Joon Phil et al. Densification and microstructural investigation of Inconel 718 parts fabricated by selective laser melting. **Powder Technology**, v. 310, p. 60–66, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.powtec.2017.01.030>>.

CHUA, Chee Kai. 3D Printing and additive manufacturing: Principles and applications (with companion media pack) - fourth edition of rapid prototyping. Singapore: **World Scientific**, 2013.

COLIC, K.; SEDMAK, A. The current approach to research and design of the artificial hip prosthesis: a review. **Rheumatology and Orthopedic Medicine**, v. 1, n. 1, p. 26–31, 2016.

CUPPONE, M. et al. The longitudinal Young's modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data, *Calcif. Tiss. Inter.*, 74, (2004), 302-309.

FELIZARDO, Katia Romero et al. Revisão Sistemática da literatura em engenharia de Software. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017. 125 p.

FERENHOF, Helio Aisenberg; FERNANDES, Roberto Fabiano. Passo-a-passo para construção da Revisão Sistemática e Bibliometria Utilizando a ferramenta Endnote. **Tutorial**, n. April 2014, p. 1–46, 2016. Disponível em: <[http://www.igci.com.br/artigos/passos\\_rsb.pdf](http://www.igci.com.br/artigos/passos_rsb.pdf)>.

GALLO, Jiri et al. Aseptic Loosening of Total Hip Arthroplasty as a Result of Local Failure of Tissue Homeostasis. **Recent Advances in Arthroplasty**, n. January 2012, 2012.

GEETHA, M. et al. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. **Progress in Materials Science**, v. 54, n. 3, p. 397–425, 2009. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.pmatsci.2008.06.004>>.

GOLDSTEIN, S. A. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 11–12, p. 1055–1061, 1987.

GRIMAL, Q et al. Assesment of corti- cal bone elasticity and strength: Mechanical testing and ultrasound provide complementary complementary data, **Med. Eng. Phys.**, 31, (2009), 1140-1147.

HANZL, Pavel et al. The influence of processing parameters on the mechanical properties of SLM parts. **Procedia Engineering**, v. 100, n. January, p. 1405–1413, 2015.

HARRISON, N.M. et al. Heterogeneous linear elastic trabecular bone modelling using micro-CT attenuation data and experimentally measured heterogeneous tissue properties. **J. Biomech.**, 41, (2008), 2589-2596.

HEDAYATI, Reza; ZARE, Seyyed Mohammadreza Fallah Alipour. Effect of window geometry on strength of shaft part of femur bone. **Periodica Polytechnica Mechanical Engineering**, v. 59, n. 2, p. 81–87, 2015.

HEINL, Peter et al. Cellular titanium by selective electron beam melting. **Advanced Engineering Materials**, v. 9, n. 5, p. 360–364, 2007.

HIN, Swee Teoh. **Engineering Materials for Biomedical Applications**. [S.l: s.n.], 2004. Disponível em: <<https://books.google.co.ke/books?id=ovPICgAAQBAJ>>.

HOGAN, H.A. Micromechanics modeling of haversian cortical bone properties, **J. Biomech.**, 25, (1992), 549-556.

HRABE, N.W. et al. Compression-compression fatigue of selective electron beam melted cellular titanium (Ti-6Al-4V). **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, v. 99 B, n. 2, p. 313–320, 2011.

HUNT, K.D. et al. Ultrasonic determination of the elastic modulus of human cortical bone, **Med Biol. Eng. Comp.**, 36, (1998), 51-56

KELLER, T. S. Predicting the compressive mechanical behavior of bone, **J. Biomech.**, 27, (1994), 1159-1168.

KITCHENHAM, Barbara. Procedures for Performing Systematic Reviews. **Software Engineering Group Department of Computer Science**, n. 1, p. 33, 2004.

KNIGHT, Stephen Richard; AUJLA, Randeep; BISWAS, Satya Prasad. 100 Years of Operative History of Titanium on Titanium. **Orthopaedic Reviews**, v. 3, p. 2–4, 2011.

KUSUMA, Chandrakanth. The Effect of Laser Power and Scan Speed on Melt Pool Characteristics of Pure Titanium and Ti-6Al-4V Alloy for Selective Laser Melting Repository, 2016. Disponível em: <[https://corescholar.libraries.wright.edu/etd\\_all%22](https://corescholar.libraries.wright.edu/etd_all%22)>.

LAMONICA, Martin. **Additive Manufacturing-Innovations, Advances, and Applications**. [S.l: s.n.], 2013. v. 116.

LI, J. et al. In vitro and in vivo comparisons of the porous Ti6Al4V alloys fabricated by the selective laser melting technique and a new sintering technique. **Journal of the**

**Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 91, p. 149–158, 2019.

LI, Jingzhou; AL-EMRAN, Ahmed; RUHE, Guenther. Impact analysis of missing values on the prediction accuracy of analogy-based software effort estimation method AQUA. **Proceedings - 1st International Symposium on Empirical Software Engineering and Measurement, ESEM 2007**, n. June 2014, p. 126–135, 2007.

LI, Xiang et al. Fabrication and characterization of porous Ti6Al4V parts for biomedical applications using electron beam melting process. **Materials Letters**, v. 63, n. 3–4, p. 403–405, 2009. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.matlet.2008.10.065>>.

LIU, Y. J. et al. Microstructure, defects and mechanical behavior of beta-type titanium porous structures manufactured by electron beam melting and selective laser melting. **Acta Materialia**, v. 113, p. 56–67, 2016.

Lotz, J.C. et al. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study, **J. Comp. Ass. Tomography**, 14, (1990), 107-114.

MACEDO, Carlos Alberto de Souza et al. Avaliação cintológica de artroplastia total não-cimentada de quadril. **Rev. bras. ortop**, v. 38, n. 51, p. 391–399, 2007.

MACHADO, Ana Cláudia; VIEIRA, Teresa. Influência das condições de processamento da fusão seletiva por laser ( SLM ) nas propriedades mecânicas do aço 316 L . p. 56, 2014.

MAJUMDAR, T. et al. Additive Manufacturing of Titanium Alloys for Orthopedic Applications: A Materials Science Viewpoint. **Advanced Engineering Materials**, v. 20, n. 9, 2018.

MULLEN, Lewis et al. Selective Laser Melting: A Regular Unit Cell Approach for the Manufacture of Porous, Titanium, Bone In-Growth Constructs, Suitable for Orthopedic Applications. **Journal of biomedical materials research part b-applied biomaterials**, v. 89B, n. 2, p. 325–334, 2009.

MURR, L.E. et al. Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex cellular and functional mesh arrays. **Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, v. 368, n. 1917, p. 1999–2032, 2010.

MURR, L.E. et al. Next generation orthopaedic implants by additive manufacturing using electron beam melting. **International Journal of Biomaterials**, 2012.

NI, J. et al. **Three-dimensional printing of metals for biomedical applications.**

**Materials Today Bio.** [S.l: s.n.], 2019

NIINOMI, Mitsuo. Recent metallic materials for biomedical applications.

**Metallurgical and Materials Transactions A**, v. 33, n. 3, p. 477–486, 2002.

NOVITSKAYA, Ekaterina et al. Recent advances on the measurement and calculation of the elastic moduli of cortical and trabecular bone: A review. **Theoretical and Applied Mechanics**, v. 38, n. 3, p. 209–297, 2011.

OFTADEH, Ramin et al. Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 137, n. 1, p. 1–15, 2015.

PAGGI, RODRIGO ACÁCIO. Sinterização Seletiva a Laser De Compósitos Com Gradiente Funcional Entre Poliamida 12 E Nanotubos De Carbono Aplicáveis No Setor Aeroespacial. **The Visual Computer**, v. 24, n. 3, p. 155–172, 2008.

PATTANAYAK, Deepak K. et al. Bioactive Ti metal analogous to human cancellous bone: Fabrication by selective laser melting and chemical treatments. **Acta Biomaterialia**, v. 7, n. 3, p. 1398–1406, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2010.09.034>>.

POPAY, Jennie et al. Guidance on the Conduct of Narrative Synthesis in Systematic Reviews. **Archives of Dermatology**, v. 121, n. 9, p. 1145–1148, 2006.

PRAMANIK, Sumit; AGARWAL, Avinash Kumar; RAI, K. N. Chronology of total hip joint replacement and materials development. **Trends in Biomaterials and Artificial Organs**, v. 19, n. 1, p. 15–26, 2005.

PRISMA. PRISMA 2020 explanation and elaboration: updated guidance and exemplars for reporting systematic reviews. n. 3, p. 90, 2020.

RAN, Qichun et al. Osteogenesis of 3D printed porous Ti6Al4V implants with different pore sizes. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 84, n. February, p. 1–11, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.04.010>>.

RATNER, Buddy D.; HOFFMAN, Allan S. **An Introduction to Materials in Medicine: Third Edition.** [S.l: s.n.], 2013.

RHO, J.Y. et al. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, **Med. Eng. Phys.**, 17, (1995), 347- 355.

ROLANDO A. GITTENS I et al. The effects of combined micron-/submicron-scale surface roughness and nanoscale features on cell proliferation and differentiation. **Biomaterials**, v. 32, n. 13, p. 3395–3403, 2012.

SHAMSEER, Larissa et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-

analysis protocols (prisma-p) 2015: Elaboration and explanation. **BMJ (Online)**, v. 349, n. January, p. 1–25, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/doi:10.1136/bmj.g7647>>.

TAN, D.K.; MANIRUZZAMAN, M.; NOKHODCHI, A. Advanced pharmaceutical applications of hot-melt extrusion coupled with fused deposition modelling (FDM) 3D printing for personalised drug delivery. **Pharmaceutics**, v. 10, n. 4, 2018.

TORE, Dybá; GEIR KJETIL, Hanssen; TORGEIR, Dingsoyr. Applying Systematic Reviews to Diverse Study Types: An Experience Report. **Proceedings - 1st International Symposium on Empirical Software Engineering and Measurement, ESEM 2007**, n. Junho, 2014.

TURNER, C.H. et al. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques, **J. Biomech.**, 32, (1999), 437-441.

VAN BAEL, S. et al. The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds. **Acta Biomaterialia**, v. 8, n. 7, p. 2824–2834, 2012. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2012.04.001>>.

ZYSSET, P.K. et al. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur, **J. Biomech.**, 32, (1999), 1005-1012.

WENNERBERG, Ann; ALBREKTSSON, Tomas. Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. **Clinical Oral Implants Research**, v. 20, n. SUPPL. 4, p. 172–184, 2009.

YAP, C. Y. et al. Review of selective laser melting: Materials and applications. **Applied Physics Reviews**, v. 2, n. 4, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1063/1.4935926>>.

YAVARI, S Amin et al. Fatigue behavior of porous biomaterials manufactured using selective laser melting. **MATERIALS SCIENCE & ENGINEERING C-MATERIALS FOR BIOLOGICAL APPLICATIONS**, v. 33, n. 8, p. 4849–4858, 2013.



**APÊNDICE A - PRISMA** Lista de itens

Apêndice A 1 - Lista de itens de Protocolo PRISMA

<b>Tópicos e Seções</b>	<b>Nº do item</b>	<b>Item da lista de itens</b>
Informações Administrativas		
Título		Revisão Sistemática de Parâmetros Utilizados na Fabricação Estruturas de Ti6Al4V por Fusão em Leito de Pó e sua Relação com o Afrouxamento Asséptico de Quadril
Identificação	1a	Influência dos Parâmetros na fabricação por MA de componentes de Ti6Al4V na diminuição da ocorrência do evento adverso mais comum em artroplastias de quadril – afrouxamento asséptico: Um protocolo de revisão sistemática
Atualização	1b	O presente protocolo não se refere a uma atualização de outro anterior.
Registro	2	A presente revisão sistemática não está registrada no PROSPERO, já que não se enquadra em área da saúde
Autores	3	Mônica de Souza Schneider, Professor João Carlos Ferreira Espíndola
Contato	3a	Mônica de Souza Schneider, Departamento Pós Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina E-mail: monicaschnei@gmail.com
Contribuições	3b	Mônica de Souza Schneider: Mestranda Professor João Carlos Ferreira Espíndola: Orientador
Alterações	4	O presente protocolo não é caracterizado como uma mudança de protocolo anterior
Financiador	5a	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES
Grupo de Pesquisa	5b	Grupo de Integração da Manufatura - GRIMA

## Apêndice A 2 - Continuação: Lista de itens de Protocolo PRISMA

Tópicos e Seções	Nº do item	Item da lista de itens
Introdução		
Racional	6	<p>Torna-se necessária a Revisão Sistematizada do tema, frente a escassez de estudos que reúnam de forma organizada as combinações entre parâmetros de fabricação por processos em fusão por feixe de elétrons e fusão seletiva a <i>laser</i>, as propriedades resultantes das estruturas em Ti6Al4V e suas relações com a diminuição do principal evento adverso ocorrido em implantes de quadril atualmente – afrouxamento asséptico.</p>
Objetivos	7	<p>O objetivo da presente revisão sistemática é investigar a influência dos parâmetros de fabricação por MA, na obtenção de diferentes estruturas de Ti6Al4V, que diminuem o índice de ocorrência do principal evento adverso em implantes de quadril - afrouxamento asséptico. Ao final da revisão, será possível nortear os estudos acadêmicos dentro das seguintes questões de pesquisa:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Identificar os parâmetros de processo de MA que favorecem a aproximação das propriedades mecânicas e morfológicas de implantes de Ti6Al4V, com aquelas ideais requeridas para implantes de quadril;</li> <li>• Analisar a influência dos parâmetros de processo na diminuição da ocorrência do afrouxamento asséptico em artroplastias de quadril.</li> </ul>

## Apêndice A 3 - Continuação: Lista de itens de Protocolo PRISMA

Tópicos e Seções	Nº do item	Item da lista de itens
Métodos		
Critérios de Elegibilidade	8	<p>Os estudos serão selecionados de acordo com os critérios abaixo: - Estudos Primários de cunho experimental, escritos apenas em inglês, sem pré determinação de período de publicação. As seguintes etapas do acrônimo PICO serão consideradas:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Population (População): Estudos relacionados a fabricação por MA de estruturas de Ti6Al4V;</li> <li>• Intervention (Intervenção): A influência dos parâmetros de fabricação por MA, na obtenção de diferentes propriedades mecânicas e morfológicas de estruturas de Ti6Al4V</li> <li>• Comparision (Comparação): Comparar as estruturas e propriedades encontradas com as naturais do osso humano.</li> <li>• Outcomes (Resultados): A relevância dos resultados encontrados, na diminuição da ocorrência do afrouxamento asséptico em implantes de quadril.</li> </ul>
Base de Informações	9	<p>A estratégia de busca na literatura será desenvolvida usando palavras chave (strings). As buscas serão feitas nas bases de dados SCOPUS, PUBMED e WEB OF SCIENCE. Para garantir a saturação da literatura, serão analisadas as listas de referência de estudos incluídos ou revisões relevantes identificadas por meio da pesquisa. Também serão pesquisados os arquivos pessoais dos autores para garantir que todo o material relevante tenha sido capturado. Apenas artigos em inglês serão aceitos.</p>

## Apêndice A 4 - Continuação: Lista de itens de Protocolo PRISMA

Tópicos e Seções	Nº do item	Item da lista de itens
Métodos		<p>As <i>strings</i> de busca utilizadas para a pesquisa são:</p> <p>((<i>“additive manufactur”</i> OR <i>“3D print*”</i> OR <i>“rapid prototyping*”</i> OR <i>“additive fabrication”</i> OR <i>“additive techniques”</i> OR <i>“layer manufacturing”</i> OR <i>“freeform fabrication”</i> OR <i>“electron beam melting”</i> OR <i>“selective laser melting”</i> OR <i>“selective laser sintering”</i>)) AND (<i>replacement</i> OR <i>orthopaedic</i> OR <i>orthopedic</i> OR <i>implant*</i> OR <i>prostheses</i> OR <i>prosthetic</i> OR <i>“artificial joint”</i>) AND (<i>“hip”</i> OR <i>“arthroplasty”</i> OR <i>“hip joint”</i>))</p>
Registros do Estudo		
Gestão de Dados	11a	<p>Os resultados da busca serão enviados ao Mendeley, um software gratuito que auxilia nos trabalhos acadêmicos com finalidade de gerenciar arquivos eletrônicos e ajudar na normalização de citações e referências geradas automaticamente.</p>
Processo de Seleção	11b	<p>Primeiramente, serão excluídos todos os estudos duplicados dentre as três bases. Em seguida serão aplicados os critérios de elegibilidade aos títulos e resumos dos artigos restantes. Feita essas duas primeiras triagens, será feita a leitura na íntegra dos estudos que sobraram. Assim, uma terceira seleção é realizada, de forma a excluir qualquer estudo que não esteja incluído nos critérios de elegibilidade da pesquisa.</p>
Processo de coleção dos dados	11c	<p>A extração dos dados será organizada em tabelas, de forma a comparar os dados obtidos de cada estudo e entre eles.</p>

## Apêndice A 5 - Continuação: Lista de itens de Protocolo PRISMA

Tópicos e Seções	Nº do item	Item da lista de itens
Registro do Estudo		
Dados	12	Serão extraídos os métodos de MA - fusão por feixe de elétrons e fusão seletiva a <i>laser</i> - bem como os valores parâmetros usados para a fabricação dos componentes (potência do laser, espessura de camada, velocidade de escaneamento, etc.) Os valores dos parâmetros encontrados serão relacionados com as características dos materiais obtidos, como porosidade, rugosidade e rigidez.
Resultado e Priorização	13	<p>O presente trabalho parte do princípio de que os estudos encontrados apresentarão os parâmetros de fabricação das estruturas de titânio, bem como suas propriedades mecânicas e topológicas pós fabricação. Assim, as hipóteses nula e válida são:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• H0: Os estudos não apresentam os parâmetros de fabricação e propriedades mecânicas e morfológicas do material pós fabricação;</li> <li>• H1: Os estudos apresentam os parâmetros de fabricação e propriedades mecânicas e morfológicas do material pós fabricação.</li> </ul>
Síntese dos Dados	14a  14b	<p>O presente estudo não apresentará metanálise</p> <p>O método de síntese narrativa sistemática – quantitativa e qualitativa – será utilizado para sintetizar, extrair e apresentar dos dados. As informações serão apresentadas em textos e tabelas para resumir e explicar as características e resultados dos estudos incluídos. A síntese narrativa irá ainda, explorar a relação dentro e entre os artigos adicionados</p>

