



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Ilha Solteira

RAFAEL FERREIRA GREGOLIN

**MODELAGEM TRIDIMENSIONAL DA REGIÃO DA ARTICULAÇÃO
TEMPOROMANDIBULAR A PARTIR DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
VISANDO O PROJETO, ESTUDO E ANÁLISE DE
PRÓTESE PERSONALIZADA**

Ilha Solteira

2017



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Ilha Solteira

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

RAFAEL FERREIRA GREGOLIN

MODELAGEM TRIDIMENSIONAL DA REGIÃO DA ARTICULAÇÃO
TEMPOROMANDIBULAR A PARTIR DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
VISANDO O PROJETO, ESTUDO E ANÁLISE DE
PRÓTESE PERSONALIZADA

Tese de Doutorado apresentado à Faculdade
de Engenharia - UNESP - Campus de Ilha
Solteira, para obtenção do título de Doutor em
Engenharia Mecânica.

Área de Conhecimento: Mecânica dos
Sólidos.

Orientador: Prof. Dr. João Antônio Pereira

Co-Orientador: Prof. Dr. Ruís Camargo
Tokimatsu

Ilha Solteira

2017

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

Gregolin, Rafael Ferreira.

G819m Modelagem tridimensional da região da articulação temporomandibular a partir de tomografia computadorizada visando o projeto, estudo e análise de prótese personalizada / Rafael Ferreira Gregolin. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2017
107 f. : il.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Mecânica dos Sólidos, 2017

Orientador: João Antônio Pereira

Co-orientador: Ruis Camargo Tokimatsu

Inclui bibliografia

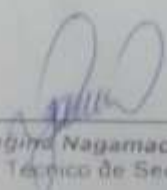
1. Modelagem tridimensional. 2. Biomodelos. 3. Elementos finitos. 4. Imagem médica. 5. Próteses personalizadas.

ATESTADO DE APROVAÇÃO - DEFESA

Atestamos que **RAFAEL FERREIRA GREGOLIN**, RA n°: 137974-2, Modelo 19 n°: 32.435.283-9, defendeu, no dia 02/05/2017, a tese intitulada **Modelagem Tridimensional da Região da Articulação Temporomandibular a partir de Tomografia Computadorizada visando o Projeto, Estudo e Análise de Prótese Personalizada**, junto ao Programa de Pós Graduação em ENGENHARIA MECÂNICA, Curso de Doutorado, tendo sido 'APROVADO'.

Atestamos ainda que a obtenção do título dependerá de homologação pelo Órgão Colegiado competente.

Ilha Solteira, 02 de maio de 2017



Márcia Regina Nagamachi Chaves
Supervisor Técnico de Seção - STPG

*Dedico esse trabalho,
À minha esposa Rosi e ao meu filho
Joaquim, por me fortalecerem para esse
estudo e aos meus pais Ary e Sônia pela
educação que me proporcionaram e por me
apoiarem em todos os momentos da vida.*

AGRADECIMENTOS

Ao Orientador Prof. Dr. João Antonio Pereira e ao Co-Orientador Prof. Dr. Ruís Camargo Tokimatsu pela oportunidade de trabalho, pela confiança e pelos conselhos cedidos.

À Prof. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia pelas orientações na área de manufatura aditiva rápida e biomateriais e por todo apoio nas viagens para UNICAMP.

Aos técnicos: Elton, Marino, Fernando e Darci pela fabricação dos corpos de prova e pela realização de ensaios mecânicos e de imagem.

Ao Mestre Paulo Afonso Franzon Manoel pela grande ajuda nos primeiros momentos de trabalho, pelo apoio constante e pela sua determinação e força de vontade.

Ao Mestre Vicente Gerlin pelo companheirismo durante os estudos, pelo conhecimento cedido e pela convivência do dia a dia.

Ao Mestre Claudemir Briguento pela história de vida e determinação, pelos cafés de sexta-feira na cantina e pelo companheirismo.

Ao projeto PROCAD por viabilizar os trabalhos entre as universidades fornecendo verba necessária.

Ao CTI pelo apoio na utilização dos softwares transferindo conhecimentos na área de modelagem tridimensional.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UNESP pelo auxílio financeiro nas participações em eventos científicos e pela estrutura disponibilizada.

À UNESP, UNICAMP e UFGD pela utilização dos laboratórios e viabilização do trabalho de pesquisa.

Ao laboratório INCT-BIOFABRIS – Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia em Biofabricação por fabricar os implantes em liga de titânio.

Aos colegas de trabalho da UFGD por incentivar a conclusão de mais uma etapa de vida dedicada à educação.

À minha família querida (Rosi e Joaquim) por suportar todas as dificuldades impostas no objetivo de concluir esse doutoramento.

Amarás teu próximo como a ti mesmo
(Mateus 22, 39).

RESUMO

O uso de ferramentas computacionais atualmente está auxiliando o aprimoramento dos processos e procedimentos de análise e simulações em inúmeras áreas do conhecimento humano. A tomografia computadorizada (TC) é uma ferramenta de diagnóstico já consolidada na área médica e atualmente começa a ser utilizada como uma ferramenta para algo ainda mais inovador, a geração de modelos tridimensionais de órgãos ou estruturas ósseas do paciente para uso na criação de biomodelos e fabricação de próteses personalizadas. Biomodelos são cópias físicas das estruturas anatômicas de regiões ou órgãos do corpo humano utilizados para diagnóstico e planejamento cirúrgico. O uso de imagens tomográficas para geração de modelos 3D tem despertado um grande interesse na área médica e de bioengenharia. Além da criação do biomodelo é possível, com o uso das imagens, a geração de modelos computacionais representativos, possibilitando com isso, a realização de diversas simulações e análises biomecânicas da região ou órgão de interesse, visando a fabricação de próteses ou órteses personalizadas. Neste trabalho é apresentada uma metodologia para a geração de modelos matemáticos tridimensionais a partir de tomografias computadorizadas com o objetivo de estudar e analisar um implante personalizado da ATM (Articulação Temporomandibular), solicitado mecanicamente e fabricado em liga de titânio (Ti6Al4V) pelo processo de manufatura aditiva rápida do tipo DMLS (Sinterização Direta de Metais a Laser). Através do modelo criado para a região da ATM foram realizadas simulações computacionais de tensões e deformações na mandíbula saudável do paciente (sem aplicação do implante) e na mandíbula implantada, considerando esforços severos da mastigação humana aplicados nos dentes frontais (incisivos) da mandíbula. A máxima tensão encontrada na mandíbula saudável foi de 27,94 MPa e a máxima deformação foi de 0,28 mm. Já na mandíbula implantada a máxima tensão, localizada na prótese, foi de 191,10 MPa e a máxima deformação encontrada na mandíbula foi de 0,28 mm.

Palavras chave: Modelagem tridimensional. Biomodelos. Elementos finitos. Imagem médica. Próteses personalizadas.

ABSTRACT

The use of computational tools is currently helping to improve the processes and procedures of analysis and simulations in many areas of human knowledge. Computed tomography (CT) is a diagnostic tool already consolidated in the medical field and is now being used as a tool for something even more innovative, the generation of three-dimensional models of organs or bone structures of the patient for use in the creation of biomodels and Manufacture of customized prostheses. Biomodels are physical copies of the anatomical structures of regions or organs of the human body used for diagnosis and surgical planning. The use of tomographic images for generating 3D models has aroused great interest in the medical and bioengineering field. Besides the creation of the biomodel it is possible, through the use of the images, the generation of representative computational models, making possible the accomplishment of several simulations and biomechanical analyzes of the region or organ of interest, aiming at the manufacture of customized prostheses or orthoses. In this work is presented a methodology for the generation of three-dimensional mathematical models from CT scans in order to build, study and analyze a custom implant TMJ (Temporomandibular Joint), requested mechanically and made of titanium alloy (Ti6Al4V) by the prototyping process of type DMLS (Direct Metal Laser Sintering). Through the model created for the TMJ region, computational simulations of stresses and deformations were performed on the patient's healthy mandible (without implant application) and on the mandible implanted, considering the severe efforts of human mastication applied to the front teeth (incisors) of the mandible. The maximum stress found in healthy jaw was 27.94 MPa and the maximum deformation was 0.28 mm. In the jaw implanted the maximum stress, located in the prosthesis, was 191.10 MPa and the maximum deformation found in the jaw was 0.28 mm.

Keywords: Three-dimensional modeling. Biomodels. Finite elements. Medical imaging. Custom prostheses.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Tomografia mostrando falha óssea pré-operatória (acima à esquerda); Prótese de poli metacrilato de metila (acima à direita); Modelo físico fabricado por manufatura aditiva (biomodelo) do crânio (abaixo à esquerda); Cranioplastia utilizando prótese pré-moldada (abaixo à direita).....	21
Figura 2 - Alguns exemplos de dispositivos metálicos para implantes ortopédicos entre eles: a) Prótese de quadril; b) Prótese de joelho; c) Placa de compressão para osteossíntese; d) Parafuso para osso cortical.....	24
Figura 3 a) Microestrutura da liga Ti-6Al-4V ELI tratada termicamente a 705°C por 2 horas e resfriada ao ambiente; b) Microestrutura da liga Ti-6Al-4V ELI tratada termicamente a 1100°C e resfriada ao forno.....	26
Figura 4 - Comparação entre os módulos de elasticidade das ligas de Ti utilizadas em aplicações biomédicas.....	29
Figura 5 - Próteses comerciais totais da ATM.....	32
Figura 6 - Articulação Temporomandibular em três condições de abertura bucal.....	33
Figura 7 - Interface do software <i>Invesalius</i>	37
Figura 8 - Malha de triângulos – à esquerda forma correta e à direita forma incorreta...	39
Figura 9 - Modelo virtual e prótese bucomaxilofacial construída em Ti-6Al-4V por DMLS.....	41
Figura 10 - Modelo virtual de prótese orbital.....	41
Figura 11 - Fabricação por manufatura aditiva da prótese e estrutura orbital do paciente.....	42
Figura 12 - Protése da ATM à esquerda e imagem tridimensional do crânio à direita.....	43
Figura 13 - Mapa de tensões de von-Mises e condições de contorno.....	44
Figura 14 - Modelo de mandíbula modularizada e mapa de tensões no modelo em elementos finitos no software <i>Ansys</i>	45
Figura 15 - Processo de criação do implante personalizado.....	46
Figura 16 - Ressecção da mandíbula defeituosa e montagem do implante em titânio....	46
Figura 17 - Elemento Sólido Tetraédrico SOLID187.....	49
Figura 18 - Varrimento do tipo banda.....	50
Figura 19 - Varrimento do tipo quadrado.....	51
Figura 20 - Estratégias de construção no processo DMLS: (a) ziguezague (sem mudança entre camadas); (b) unidirecional (sem mudança entre camadas); e (c) ziguezague (girando em 90° a cada camada).....	52
Figura 21 - Diagrama esquemático do processo DMLS.....	52
Figura 22 - Máquina de Manufatura Aditiva EOSINT M270.....	53
Figura 23 - Metodologia utilizada no estudo, análise e construção do implante personalizado em liga de titânio à partir de tomografias computadorizadas.....	55
Figura 24 - Arquivos DICOM da região Crânio-Mandibular humana.....	57
Figura 25 - Importação dos arquivos no formato DICOM.....	58
Figura 26 - Escolha das fatias para gerar imagem 3D.....	59
Figura 27 - Escolha do tipo de tecido de interesse.....	60
Figura 28 - Imagem 3D gerada pelo <i>Invesalius</i>	61
Figura 29 - Mandíbula do paciente com defeito condilar (a) e posteriormente reconstruída (b).....	62

Figura 30 - Imagem da região crânio-mandibular do paciente (a) e modelo proposto com a separação da região da ATM em três componentes, mandíbula (vermelho), fossa articular (amarelo) e disco articular (verde) (b).....	63
Figura 31 - Anatomia humana ilustrada por Netter (a) e corte do modelo virtual criado mostrando disco articular (b).....	64
Figura 32 - Principais músculos da mastigação na figura (a) e condições de contorno aplicadas ao modelo virtual na figura (b).....	66
Figura 33 - Condições de contorno aplicadas ao modelo matemático virtual. A figura (a) mostra restrições do movimento, as figuras (b), (c) e (d) mostra as posições e direções das reações dos músculos.....	67
Figura 34 - Malha tetraédrica gerada pelo software AnsysWorkbench.....	69
Figura 35 - Distribuição de tensões e distribuição de deformações no conjunto mandíbula-crânio com disco articular de material elastômero.....	70
Figura 36 - Distribuição de tensões e distribuição de deformações no conjunto crânio-mandibular com disco articular rígido.....	71
Figura 37 - Gráfico de tensão x deformação da liga comercial e do material fabricado por manufatura aditiva do tipo DMLS.....	75
Figura 38 - Gráfico comparativo de microdureza Vickers entre material comercial e fabricado por manufatura aditiva do tipo DMLS.....	77
Figura 39 - Posições de construção em equipamentos de manufatura aditiva.....	78
Figura 40 - Microestrutura da amostra fabricada por manufatura aditiva com aumento de 200x com corte no sentido transversal.....	79
Figura 41 - Microestrutura da amostra fabricada por manufatura aditiva com aumento de 1000x com corte no sentido transversal.....	80
Figura 42 - Microestrutura da amostra fabricada por manufatura aditiva com aumento de 200x com corte no sentido longitudinal.....	81
Figura 43 - Microestrutura da amostra fabricada por manufatura aditiva com aumento 1000x com corte no sentido longitudinal.....	82
Figura 44 - Pó da liga Ti6Al4V para fabricação por manufatura aditiva.....	82
Figura 45 - Ensaio por EDS da liga do implante Placa Condilar da ATM.....	83
Figura 46 - Superfície espelhada da mandíbula mostrando a espessura do implante	85
Figura 47 - Evolução do implante Placa Condilar da ATM no decorrer do estudo realizado	86
Figura 48 - Ressecção da mandíbula do paciente.....	88
Figura 49 - Modelo matemático computacional com implante em titânio.....	89
Figura 50 - Malha tetraédrica gerada pelo software AnsysWorkbench.....	90
Figura 51 - Condições de contorno do modelo Crânio-Mandíbula-Prótese.....	90
Figura 52 - Mapa de tensões e deformações do modelo Crânio-Mandíbula-Prótese.....	91
Figura 53 - Simulação cirúrgica em várias vistas com biomodelo físico da mandíbula em material polimérico e Placa Condilar da ATM personalizada em titânio.....	96
Figura 54 - Simulação cirúrgica melhorada em mandíbula completa com ressecção do côndilo no lado esquerdo.....	97
Figura 55 - Próteses em titânio fabricadas por manufatura aditiva DMLS no equipamento EOSINT M270.....	98

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Composição química de materiais para implantes metálicos em % (massa/massa).....	23
Tabela 2 - Ligas de Titânio que são aplicadas como material biomédico.....	28
Tabela 3 - Propriedades de peças da liga Ti-6Al-4V produzidas por DMLS e por forjamento.....	42
Tabela 4 - Parâmetros de construção utilizados na EOSINT M270.....	54
Tabela 5 - Direção das reações de forças, em relação à origem, nas posições dos músculos da mastigação e sua magnitude (módulo).....	67
Tabela 6 - Medidas de rugosidade em diferentes condições.....	74
Tabela 7 - Resultados do ensaio de tração em diferentes condições do material Ti6Al4V.....	76
Tabela 8 - Fatores de segurança estático e à fadiga para placa condilar em titânio fabricada por manufatura aditiva.....	94

ABREVIACOES

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
3DP	Three Dimensional Printing (impressora tridimensional)
ABS	Acrilonitrila-butadieno-estireno (termopolmero)
ASTM	American Society for Testing and Materials
ATM	Articulação temporomandibular
CAD	Computer Aided Design (computador auxiliando o desenho)
CAE	Computer Aided Engineering (computador auxiliando a engenharia)
CAT	Computed Axial Tomography (tomografia computadorizada axial)
CFC	Cimento de Fosfato de Clcio
CNC	Control Numeric Command (controle de comando numérico)
CT	Computed Tomography (tomografia computadorizada)
DICOM	Digital Imaging Communication (padrão de comunicação de dados de imagem médica digital)
DMLS	Direct Metal Laser Sintering (sinterização direta a laser de metal)
DTM	Disfuno temporomandibular
FDM	Fused Deposition Modeling (modelagem por deposio de material fundido)
HA	Hidroxiapatita
IGES	Initial Graphics Exchange Specification
IRM	Imagem de Ressonncia Magnética
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
NURBS	Nonuniform Rational B-Splines
PGA	Poli(cido gliclico)
PLA	Poli(cido ltico)
PMMA	Polimetacrilato de metila
PR	Rapid Prototyping (prototipagem rápida)
PU	Poliuretano
PVC	Poli(cloreto de vinila)
SFF	Solid Free Form (fabricação de sólido de forma livre)
SLA	Stereolithography Apparatus (estereolitografia)
SLM	Selective Laser Melting (fundição seletiva por laser)
SLS	Selective Laser Sintering (sinterização seletiva a laser)
STL	Standard Template Library ou STereoLithography (tipo de formato de arquivo)
TC	Tomografia computadorizada
TCP	Trifosfato de cálcio
TE	Tissue Engineering (engenharia de tecido)
UHMWPE	Polietileno de ultra-alto peso molecular
UV	Ultravioleta

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivo	20
1.2	Justificativa	20
2	REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1	Implantes Cranianos e Bucomaxilofaciais	21
2.2	Biomateriais Metálicos	23
2.3	Titânio e Suas Ligas	26
2.3.1	<i>Classificação das Ligas de Titânio:</i>	28
2.3.2	<i>Titânio na Medicina</i>	31
2.4	Próteses articuláveis	31
2.5	Articulação Temporomandibular (ATM)	32
2.6	Processo de elaboração de imagens tridimensionais biomecânicas	34
2.7	Modelos tridimensionais criados no software Invesalious	36
2.7.1	<i>Arquivos STL</i>	39
2.8	Sinterização direta de metais a laser – DMLS	40
2.9	Modelagem de próteses mandibulares	43
3	MATERIAL E MÉTODOS	49
3.1	Características de fabricação por DMLS	50
3.2	Metodologia utilizada para o estudo, análise e construção do Implante Personalizado	54
4	MODELAGEM DO CONJUNTO CRÂNIO-MANDIBULAR HUMANO A PARTIR DE TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS	58
4.1	Manipulação e conversão dos arquivos inicialmente em formato DICOM	58
4.2	Criação do modelo matemático e simulação dos esforços na região Crânio-Mandibular	66

5	ESTUDO, CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E MICROESTRUTURAL DO TITÂNIO FABRICADO POR MANUFATURA ADITIVA DO TIPO DMLS	74
5.1	Ensaio de Rugosidade	74
5.2	Ensaio de Tração	75
5.3	Ensaio de Microdureza Vickers	77
5.4	Ensaio por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	79
6	PROJETO, SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL E FÍSICA DO IMPLANTE PERSONALIZADO DENOMINADO PLACA CONDILAR DA ATM	86
6.1	Projeto do implante personalizado Placa Condilar da ATM	86
6.2	Criação do modelo da região Crânio-Mandibular e Implante	88
6.3	Simulação dos esforços no conjunto Crânio-Mandibular e Implante	89
6.4	Cálculos de resistência à fadiga da Placa Condilar da ATM	93
6.5	Construção do biomodelo físico da mandíbula para simulação cirúrgica da prótese personalizada	96
7	CONCLUSÕES	101
	REFERÊNCIAS	103

1 INTRODUÇÃO

Um dos grandes desafios na medicina atual é a substituição de partes do corpo humano, que não são mais funcionais devido à degradação natural, doenças e traumas, por implantes. Inúmeros problemas podem ocorrer, tanto na realização da implantação da prótese intracorpórea devido, principalmente, as dificuldades inerentes à colocação da mesma que nem sempre é igual e adequada a estrutura do paciente, como devido a incompatibilidade do material no corpo humano e mesmo o desgaste prematuro dos componentes, causado por projetos e implantações inadequadas, que pode levar a uma falha e a uma nova cirurgia.

No caso de próteses articuláveis, submetidas a cargas cíclicas impostas pelos movimentos dos pacientes no dia a dia, existem dois tipos principais de cuidados a serem tomados no desenvolvimento das próteses. O implante deve possuir alta resistência à vida em fadiga e baixo desgaste devido ao atrito que pode levar a perda de massa e conseqüentemente à falha do conjunto articulável. Segundo Trommer (1) uma das causas mais recorrentes no insucesso de cirurgias com próteses articuláveis é a inflamação crônica do local, que pode ocorrer devido às partículas de desgaste, denominadas de debris, geradas pelo atrito entre os materiais no conjunto de peças da prótese.

Estudos do comportamento das articulações substituídas por implantes, as denominadas artroplastias, são escassos e pouco realizados. O estudo de simulações experimentais das próteses em condições representativas da anatomia humana é de difícil realização e possui um custo elevado, por isso é pouco aplicado. Existem inúmeros estudos de casos de falhas, principalmente em próteses de quadril, que substitui a articulação entre o fêmur e a pelvis, o que nos leva a entender a importância de se analisar previamente o comportamento de próteses e órteses na interação com o corpo humano, para assim minimizar os casos de falhas (1, 2). Uma solução para essa questão é utilizar a modelagem tridimensional que possibilita a realização de simulações computacionais das regiões de implantação, mostrando a interação entre próteses e corpo humano e suas limitações.

Notadamente, a evolução dos computadores tem levado a um grande avanço na qualidade da modelagem e simulação computacional nas diferentes áreas do conhecimento. Na área médica, a importância da criação de modelos 3D vem da possibilidade de visualização de uma réplica anatômica do paciente, que permita a

avaliação e a simulação de técnicas cirúrgicas a partir dessa réplica e a melhoria da comunicação médico-paciente. Permite ainda o estudo do modelo buscando entender e melhorar a sua funcionalidade e também serve como base para elaboração de projetos de implantes protéticos personalizados. No entanto a obtenção de modelos tridimensionais das regiões ósseas não é uma tarefa fácil, principalmente devido à complexidade da geometria dessas regiões (3, 4).

Uma solução para esse problema de obtenção de modelos 3D das regiões ósseas do paciente pode estar no desenvolvimento de ferramentas e metodologias para a geração de imagens tridimensionais a partir da utilização de imagens tomográficas computadorizadas. Essas ferramentas tem como base softwares que possibilitam a análise das imagens bidimensionais geradas na tomografia computadorizada (TC) as quais são tratadas e posteriormente utilizadas na reconstrução tridimensional (3, 4).

A imagem bidimensional da TC representa o corte de secções do objeto (paciente) que são geradas a partir emissão de um feixe de raios-X que atravessam o objeto sensibilizando um conjunto de detectores. Esse conjunto de detectores, simplificadamente falando, transforma a energia residual captadas em forma de correntes elétricas de pequenas intensidades que são transmitidas a um dispositivo eletrônico que as convertem em valores digitais processados no computador. Nos atuais tomógrafos computadorizados, um feixe de radiação laminar é emitido em forma de leque de espessura muito fina que atravessa o paciente indo sensibilizar o conjunto de detectores.

Para que a imagem possa ser interpretada como uma imagem anatômica, múltiplas projeções são realizadas a partir de diferentes ângulos. O computador de posse dos dados obtidos nas diferentes projeções constrói uma imagem digital formada por pixels. Cada elemento da imagem (pixel) se apresentará com um tom de cinza correspondente à sua densidade radiológica. Estruturas de alta densidade radiológica, como os ossos, por exemplos, se apresentam claras, o ar, pela sua baixa densidade se apresenta escuro.

A resolução da imagem depende da disposição e número de detectores, que irão gerar as informações, formando uma matriz de dados de “n” linhas por “n” colunas. A espessura do corte de uma imagem formada pela TC está relacionada à profundidade do corte efetuado durante a tomografia computadorizada. O volume formado pelas dimensões do pixel e profundidade do corte é conhecido por voxel. Utilizando as imagens bidimensionais digitais e as informações de volume encontradas no voxel, as fatias criadas na tomografia podem ser unidas uma a outra e gerar uma superfície 3D. Essa

superfície é formada por pequenas geometrias de triângulos conhecida como formato STL (5, 6).

A utilização dessas ferramentas computacionais (tomografias computadorizadas e softwares de manipulação de imagem), que levam a transformação das imagens tomográficas em geometrias 3D, permite uma representação de organismos, através de modelos, mais representativos da região de interesse, que é o primeiro passo na geração de modelos virtuais computacionais precisos que podem ser usados para avaliação e análise do comportamento estrutural biomecânico como para a avaliação de próteses e órteses personalizadas (4).

As imagens digitais tridimensionais possibilitam a criação de próteses e órteses personalizadas a partir de uma cópia fiel da anatomia do paciente. Permite ainda o desenvolvimento de um implante, usando o próprio biomodelo gerado, buscando uma perfeita adaptação à região do tecido, órgão ou função do corpo que se deseja substituir.

Para que o processo de desenvolvimento de um biomodelo ou de uma prótese personalizada funcione adequadamente é preciso entrar no campo da multidisciplinaridade. Profissionais de áreas distintas são necessários para que todo o processo seja concluído com eficiência. É muito importante a troca de informações entre profissionais da área médica, enfermeiros, fisioterapeutas, cirurgiões, dentistas com os profissionais das ciências computacionais e engenharias. É essencial para equipe médica, em alguns casos, o planejamento da cirurgia com a utilização de um biomodelo, pois isso possibilita a verificação palpável da área que será operada e substituída pelo implante. Os médicos e profissionais envolvidos também podem manipular o objeto físico e realizar simulações da cirurgia, manuseando todos os instrumentais cirúrgicos e o próprio implante, podem ainda realizar conexões da prótese com a região de interesse da anatomia humana a ser substituída (biomodelo) (6).

A geração de modelos tridimensionais da anatomia humana e a criação dos biomodelos físicos vêm auxiliando os profissionais da área médica por mais de uma década. Inúmeros estudos relatam a criação dos biomodelos para auxiliar nas cirurgias e o sucesso dessas cirurgias com a utilização desse processo. Mais recentemente, o uso da análise computacional através dos modelos virtuais está crescendo e auxiliando tanto nas cirurgias reparatórias como no projeto dos implantes protéticos personalizados (individualizados), através das simulações computacionais (3-6).

A utilização de toda essa tecnologia no desenvolvimento de uma prótese ou na preparação de uma cirurgia agrega grande valor ao implante e à cirurgia, minimiza erros de desenvolvimento de projetos e procedimentos operatórios, propiciando ao paciente maior segurança quanto a problemas futuros pós-operatórios.

Na construção de implantes são usados alguns processos de fabricação, dentre eles, pode-se citar, a fundição, a usinagem, o forjamento e mais recentemente a manufatura aditiva ou prototipagem rápida. O processo de fabricação a ser usado depende do tipo de material escolhido para a prótese e de sua geometria. Cada processo de fabricação tem suas limitações e suas vantagens, cabe ao projetista responsável analisar a melhor opção para construção do implante pretendido. No caso de próteses customizadas (personalizadas) de material metálico é inviável a utilização da fundição, por exemplo, pois teriam que ser elaborados moldes para cada paciente a ser implantado, o que tornaria custoso utilizar esse tipo de processo de fabricação, isso também se aplica ao forjamento. Processos manuais de usinagem também são inviáveis, pois a utilização de modelos tridimensionais depende da leitura por softwares no equipamento de fabricação. Portanto para fabricação de implantes personalizados metálicos com eficiência restam apenas dois processos de fabricação, a usinagem CNC e a manufatura aditiva. A manufatura aditiva tem como vantagem não possuir restrições geométricas devido ao tipo de processo utilizado nesses equipamentos, o que não acontece na usinagem CNC (5-10).

Biomateriais já são utilizados nos equipamentos de manufatura aditiva e permitem a construção de implantes por essa inovadora tecnologia. Uma das atuais tecnologias de manufatura aditiva é conhecida como Sinterização direta de metais a laser (a sigla em inglês é DMLS), esse processo permite a construção de implantes metálicos a partir de um desenho 3D pela sinterização de um pó metálico utilizando um laser de alta potência.

O processo de manufatura aditiva DMLS usa um laser de CO₂ de alta potência. Nesse processo o metal é sinterizado diretamente sem o auxílio de aglutinantes (ligantes). A atmosfera da câmara de construção é controlada por um gás inerte, geralmente argônio ou nitrogênio. A câmara é aquecida para atenuar tensões residuais geradas durante a solidificação e o laser incide no material aquecendo-o na proporção certa para obtenção de uma poça de fusão pontual, onde o material da liga de menor ponto de fusão se apresentará liquefeito gerando uma molhabilidade adequada do sólido pelo líquido, que constituirá a peça sólida na geometria desejada para a construção do modelo físico ou implante personalizado. Todo esse processo é feito camada a camada como em todos os processos de manufatura aditiva e um rolo espalha o pó em cada movimento vertical da

câmara de construção, ao final tem-se a peça que foi elaborada em desenho 3D ou adquirida pela digitalização tridimensional através de algum processo tecnológico como tomografias computadorizadas, ressonâncias magnéticas e ultrassonografias (9).

A geração de modelos matemáticos através de tomografia computadorizada é um processo consolidado e já realizado em vários países do mundo. A melhoria dos modelos matemáticos criados por meio desse processo vem sendo estudada por vários autores, mostrando o potencial dessa técnica na análise e modelagem das regiões do corpo humano.

A inovação do trabalho apresentado nessa tese está na criação de um implante personalizado específico da região da Articulação Temporomandibular (ATM) através do modelo geométrico anatômico gerado por TC. Aliado a isso também é inovador a construção do implante personalizado da ATM pelo processo de manufatura aditiva do tipo DMLS em liga de Titânio. Como no Brasil não existe a fundição comercial do Titânio e suas Ligas o processo de manufatura aditiva utilizado nesse trabalho se torna muito interessante do ponto de vista da construção do implante em titânio. Esse processo permite produzir peças em titânio na liga do biomaterial utilizado na confecção da prótese desenvolvida nesse estudo, liga Ti6Al4V.

A construção de implantes pelo processo DMLS já é usada em alguns países em próteses funcionais sem caráter estrutural, mas ainda é incipiente e produzida em baixa escala na maioria dos países inclusive no Brasil (5, 6, 10-12). Na literatura atual ainda não existem relatos da fabricação de próteses personalizadas implantáveis de cunho estrutural pelo processo de impressão 3D do tipo DMLS. A grande maioria dos artigos e estudos existentes apenas trata da fabricação de próteses adaptativas com função de proteção das áreas degeneradas, não tendo a função estrutural do implante proposto neste trabalho.

O trabalho que será apresentado a seguir tem o objetivo de gerar um modelo computacional 3D a partir de tomografias computadorizadas da região da articulação temporomandibular (ATM) e construir uma prótese de substituição parcial da ATM denominada Placa Condilar da ATM, personalizada e produzida em liga de titânio (Ti-6Al-4V) pelo processo de manufatura aditiva conhecido como Sinterização direta de metais a laser (DMLS).

1.1 Objetivo

Analisar e estudar imagens tomográficas craniofaciais e bucomaxilofaciais visando o desenvolvimento de modelo computacional da região da ATM para o projeto de um implante personalizado;

Caracterizar a liga de construção do implante personalizado através de ensaios mecânicos e microestruturais.

Analisar o comportamento estrutural da prótese com o objetivo de projetar o implante personalizado utilizando o método de elementos finitos através do modelo tridimensional da região da ATM criado;

Construir o implante personalizado denominado Placa Condilar da ATM por manufatura aditiva em liga de titânio em equipamento do tipo DMLS e avaliar sua adaptação na mandíbula do paciente.

1.2 Justificativa

Possibilitar o entendimento do processo de desenvolvimento de implantes personalizados a partir de tomografias computadorizadas utilizando softwares de manipulação de imagens médicas, desenho tridimensional e simulação computacional.

Demonstrar que a tecnologia de fabricação por manufatura aditiva do tipo DMLS, ainda não muito difundida entre fabricantes de próteses e órteses no mercado nacional, é eficaz na fabricação de implantes personalizados solicitados mecanicamente, com funções anatômicas articulares.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo são apresentados trabalhos e conceitos relacionados ao desenvolvimento de implantes. A área de bioengenharia e dos biomateriais está citada frequentemente e desempenha um papel essencial na construção do estudo realizado nesta tese. Também está presente neste capítulo conceitos sobre ferramentas computacionais para auxílio na medicina e modelagem tridimensional que podem ajudar no projeto de próteses e na realização de cirurgias.

2.1 Implantes Cranianos e Bucomaxilofaciais

A reconstrução de defeitos ósseos da região craniomaxilofacial constitui ainda hoje um desafio para os cirurgiões. Em geral estes defeitos trazem prejuízos aos pacientes, pois geram sequelas estéticas que dificultam sua integração social, comprometem sua qualidade de vida e interferem na sua autoestima. Além disso, envolve graves sequelas funcionais, como o comprometimento mastigatório e demais funções mandibulares (10).

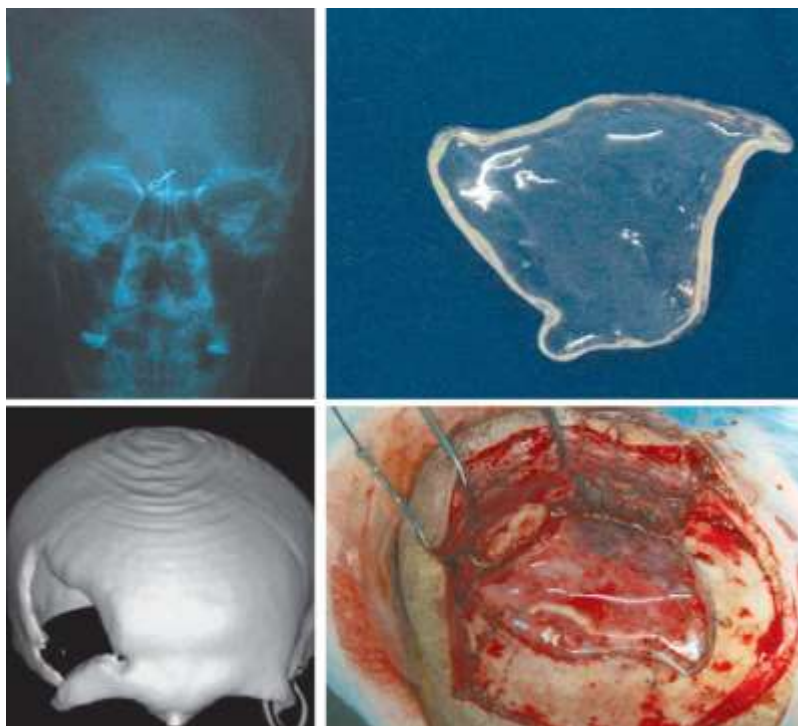
Durante a segunda guerra mundial e logo após houve a consolidação de novas especialidades na medicina, uma delas foi a cirurgia bucomaxilofacial. Essa nova especialidade tornou-se um ramo importante da medicina moderna aliada também a importância das ciências auxiliares tais como anatomia, patologia e fisiologia. Modernos métodos tecnológicos de avaliação e diagnóstico na medicina foram criados como a ressonância magnética, a tomografia computadorizada e outros. Esses métodos auxiliam a tomada de decisões dos médicos e propiciam o diagnóstico mais exato para determinadas patologias. Todos esses fatores aliados à prática favoreceram o aumento das cirurgias craniofaciais e bucomaxilofaciais (10).

A cranioplastia é um procedimento muito antigo datado de 3000 A.C. Em civilizações antigas foram encontrados ao lado de crânios artefatos como conchas, cuias e placas em ouro e prata o que, possivelmente, comprova a realização de cirurgias nesses povos já naquela época (11).

Na figura 1 é mostrada a sequência de imagens referentes às etapas do procedimento de cranioplastia de uma prótese em poli metacrilato de metila (PMMA). Na primeira imagem é mostrada a tomografia computadorizada do crânio do paciente e a partir dela foi fabricado por manufatura aditiva o biomodelo do crânio para servir de

estudo pré-operatório. Utilizando o biomodelo também foi construído um molde em cera a partir de técnicas manuais para a fabricação da prótese em biomaterial do tipo PMMA. Como conclusão, os autores indicam o uso da manufatura aditiva no auxílio da confecção de próteses em poli metacrilato de metila para correção de falhas ósseas (cranioplastia) evidenciando bons resultados (estético, de proteção e com redução das taxas de infecção).

Figura 1 – Tomografia mostrando falha óssea pré-operatória (acima à esquerda); Prótese de poli metacrilato de metila (acima à direita); Modelo físico fabricado por manufatura aditiva (biomodelo) do crânio (abaixo à esquerda); Cranioplastia utilizando prótese pré-moldada (abaixo à direita)



Fonte: (11)

Segundo Bertol (12), para se desenvolver o implante ideal deve-se perseguir as seguintes características:

- ✓ Simples de implantar;
- ✓ Possuir geometria adequada;
- ✓ Resistência à fratura similar ao osso;
- ✓ Resistência à deformação similar ao osso;
- ✓ Largamente disponível;

✓ Possuir um baixo custo.

Todas essas características são importantes, mas a essência para obter um implante funcional é a biocompatibilidade do material, onde a adequação do material no meio em que atuará prescinde como primordial. A biocompatibilidade pode ser conceituada da seguinte forma: é a propriedade do material ter uma resposta satisfatória numa aplicação específica com o mínimo de reações alérgicas, inflamatórias ou tóxicas quando em contato com tecidos vivos ou fluídos orgânicos. Outra propriedade muito importante é a resistência à fadiga. Devido ao dia a dia do paciente, são produzidos movimentos repetitivos, que geram esforços em toda parte do corpo, e esses esforços geralmente são cíclicos, de onde provém a importância da análise de resistência à fadiga.

Nas cirurgias craniofaciais e bucomaxilofaciais a escolha acertada do material primordial para obter bons resultados estéticos, de proteção e baixas taxas de infecção (11).

2.2 Biomateriais Metálicos

Atualmente poucos materiais metálicos podem ser utilizados na construção de um implante. Esses materiais são denominados biomateriais e devem possuir características específicas para serem implantados, ou mesmo, no caso das órteses funcionarem de maneira biocompatível, externamente acoplados ao corpo humano. A característica principal de um biomaterial é denominada biocompatibilidade. A definição clássica do biomaterial consiste em um sistema que trata, aumenta ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo com eficácia (7).

Os biomateriais metálicos são em sua maioria constituídos pelas seguintes ligas: os aços inoxidáveis do tipo 316L (ASTM F138), as ligas de Co-Cr-Mo (ASTM F75, F799), ligas de Co-Ni-Cr-Mo (ASTM F562), titânio puro e Ti-6Al-4V (ASTM F67 e F136). Esses materiais são muito utilizados em próteses ortopédicas e também em implantes craniianos e bucomaxilofaciais. Na tabela 1 são mostradas as composições químicas dos diversos biomateriais metálicos conforme as especificações das normas ASTM.

Tabela 1 – Composição química de materiais para implantes metálicos em %
(massa/massa)

Material	ASTM-F138	ASTM-F75	ASTM-F799 (LOW CARBON)	ASTM-F799 (HIGH CARBON)	ASTM-F799 (DISPERSION STRENGTHENED)	ASTM-F562	ASTM-F67 (GRAU 1)	ASTM-F67 (GRAU 2)	ASTM-F67 (GRAU 3)	ASTM-F67 (GRAU 4)	ASTM-F136
<i>Carbono</i>	0.030 (MAX)	0.35 (MAX)	0.14 (MAX)	0.15 a 0.35	0.14 (MAX)	0.025 (MAX)	0.08 (MAX)	0.08 (MAX)	0.08 (MAX)	0.08 (MAX)	0.08 (MAX)
<i>Manganês</i>	2.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	0.15 (MAX)	----	----	----	----	----
<i>Fosforo</i>	0.025 (MAX)	0.020 (MAX)	----	----	----	0.015 (MAX)	----	----	----	----	----
<i>Enxofre</i>	0.010 (MAX)	0.010 (MAX)	----	----	----	0.010 (MAX)	----	----	----	----	----
<i>Silício</i>	0.75 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	0.15 (MAX)	----	----	----	----	----
<i>Cromo</i>	17.00 a 19.00	27.00 a 30.00	26.00 a 30.00	26.00 a 30.00	26.00 a 30.00	19.0 a 21.00	----	----	----	----	----
<i>Níquel</i>	13.00 a 15.00	0.50 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	1.00 (MAX)	33.00 a 37.00	----	----	----	----	----
<i>Molibdênio</i>	2.25 a 3.00	5.00 a 7.00	5.00 a 7.00	5.00 a 7.00	5.00 a 7.00	9.00 a 10.50	----	----	----	----	----
<i>Nitrogênio</i>	0.10 (MAX)	0.25 (MAX)	0.25 (MAX)	0.25 (MAX)	0.25 (MAX)	----	0.03 (MAX)	0.03 (MAX)	0.05 (MAX)	0.05 (MAX)	0.05 (MAX)
<i>Cobre</i>	0.50 (MAX)	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----
<i>Ferro</i>	BALANÇO	0.75 (MAX)	0.75 (MAX)	0.75 (MAX)	0.75 (MAX)	1.00 (MAX)	0.20 (MAX)	0.30 (MAX)	0.30 (MAX)	0.50 (MAX)	0.25 (MAX)
<i>Boro</i>	----	0.010 (MAX)	----	----	----	0.015 (MAX)	----	----	----	----	----
<i>Alumínio</i>	----	0.10 (MAX)	----	----	0.30 a 1.00	----	----	----	----	----	5.50 a 6.50
<i>Tungstênio</i>	----	0.20 (MAX)	----	----	----	----	----	----	----	----	----
<i>Titânio</i>	----	0.10 (MAX)	----	----	----	1.00 (MAX)	BALANÇO	BALANÇO	BALANÇO	BALANÇO	BALANÇO
<i>Cobalto</i>	----	BALANÇO	BALANÇO	BALANÇO	BALANÇO	BALANÇO	----	----	----	----	----
<i>Lantânio</i>	----	----	----	----	0.03 a 0.20	----	----	----	----	----	----
<i>Hidrogênio</i>	----	----	----	----	----	----	0.015 (MAX)	0.015 (MAX)	0.015 (MAX)	0.015 (MAX)	0.012 (MAX)
<i>Oxigênio</i>	----	----	----	----	----	----	0.18 (MAX)	0.25 (MAX)	0.35 (MAX)	0.40 (MAX)	0.13 (MAX)
<i>Vanádio</i>	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	3.50 a 4.50

Fonte: Adaptado de normas técnicas ASTM.

Geralmente os biomateriais metálicos possuem a característica de boa resistência mecânica, o que permite que eles sejam usados em trabalhos estruturais como a fixação de fraturas ósseas (osteossínteses) (13).

Na figura 2 são apresentados exemplos de próteses e elementos de fixação comerciais já consolidados. Esses implantes são produzidos em larga escala no Brasil, atualmente a tecnologia utilizada para a produção dessas próteses está em evolução passando do modo manual e artesanal para processos de fabricação totalmente automatizados e robotizados (13).

Figura 2 – Alguns exemplos de dispositivos metálicos para implantes ortopédicos entre eles: a) Prótese de quadril; b) Prótese de joelho; c) Placa de compressão para osteossíntese; d) Parafuso para osso cortical.



Fonte: (14)

Os implantes muitas vezes são utilizados como componentes estruturais e estão sujeitos a falhas mecânicas oriundas de sobrecargas, implantação inadequada, má utilização do produto tanto pelos médicos como pelo paciente, corrosão, fadiga entre outros aspectos.

Os implantes geralmente são expostos a altas cargas e intenso desgaste. Devido à movimentação do paciente são geradas cargas cíclicas o que é a característica principal do surgimento da fadiga no material. O meio fisiológico circulante também é agressivo e

induz a corrosão. Os detritos gerados pelos processos de desgaste, devido principalmente a função articulatória de alguns implantes e ao atrito entre os materiais em conjunto com a corrosão, são nocivos aos tecidos circunvizinhos e reduzem o desempenho das próteses, pois há perda da resistência mecânica e da forma. Esses detritos podem ser carregados pela corrente sanguínea, instalando-se em órgãos e prejudicando suas funções, sendo esses detritos conhecidos como debris (13).

Assim sendo certas propriedades são de suma importância para a caracterização dos implantes, entre elas estão a resistência à corrosão, a resistência à fadiga, a resistência ao desgaste e alto valor de tenacidade à fratura (13).

2.3 Titânio e Suas Ligas

O titânio existe em duas formas cristalográficas. Em temperatura ambiente, o titânio (comercialmente puro) tem uma estrutura cristalina hexagonal compacta (hc) denominada como fase alfa (α). Na temperatura de 883 °C, este se transforma na estrutura cúbica de corpo centrado (ccc), conhecida como fase beta (β). A manipulação destas variações cristalográficas através da adição de elementos de liga e processamento termomecânico é a base para o desenvolvimento de uma ampla variedade de ligas com diversas propriedades. Estas fases também fornecem uma maneira conveniente de classificar os produtos provenientes do elemento titânio. Baseado nas fases presentes, ligas de titânio podem ser classificadas como ligas α , ligas β , ou ligas $\alpha + \beta$. Ligas do tipo alfa contêm elementos como o alumínio e o estanho, que são seus elementos estabilizadores. Geralmente ligas Alfa têm resistência à fluência superior a ligas β , e são preferidas para aplicações de alta temperatura. A ausência de uma transição dúctil-frágil, uma característica de ligas β , torna as ligas α adequadas para aplicações criogênicas. As ligas alfa são caracterizadas pela boa resistência mecânica e considerável soldabilidade, porém, mais pobres em forjabilidade do que as ligas beta. Ao contrário de ligas β , as ligas α não podem ser tratadas termicamente. Elas na maioria das vezes são fornecidas na condição recozida ou recristalizada para eliminar tensões residuais causadas pelo trabalho proveniente de sua produção (15, 16).

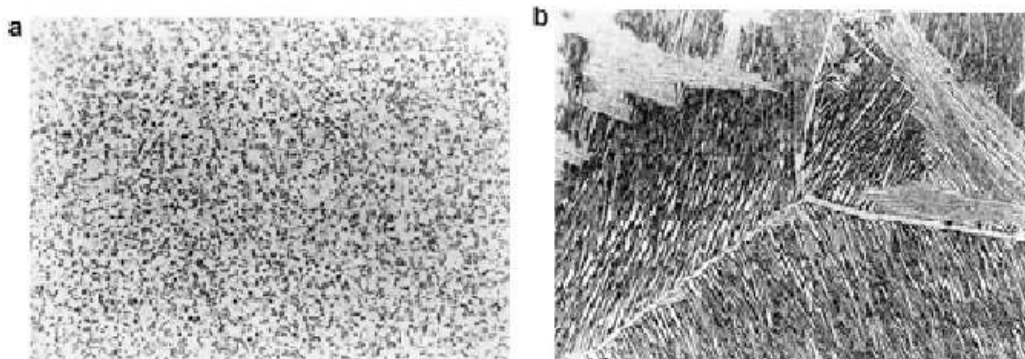
As ligas de titânio do tipo $\alpha + \beta$ são encontradas com maior facilidade dentro dos vários tipos de ligas de titânio. A Ti-6Al-4V é uma das ligas mais conhecidas por possuir estruturas cristalinas hexagonal compacta (fase alfa) e cúbica de corpo centrado (beta)

presentes a temperatura ambiente, combinando resistência mecânica e resistência a corrosão com conformabilidade e usinabilidade (17).

As propriedades das ligas $\alpha + \beta$ podem ser controladas através de tratamento térmico, que é usado para ajustar as quantidades e tipos de presença da fase β . Tratamentos de solubilização seguidos por envelhecimento entre 480 a 650 °C precipitam a fase α , resultando em uma fina mistura de $\alpha + \beta$ em uma matriz de acumulados ou de transformação da fase β . Ligas do tipo beta contêm elementos de transição, tais como o vanádio, nióbio e molibdênio, que tendem a diminuir a temperatura de transição de fase α para β e, assim, promover o desenvolvimento da fase β . Elas têm excelente forjabilidade. Ligas do tipo beta têm excelente temperabilidade, e respondem prontamente ao tratamento térmico realizado (15, 16).

Na figura 3 é mostrado micrografias do titânio que são encontradas com grande frequência na literatura (18).

Figura 3 – a) Microestrutura da liga Ti-6Al-4V ELI tratada termicamente a 705°C por 2 horas e resfriada ao ambiente; b) Microestrutura da liga Ti-6Al-4V ELI tratada termicamente a 1100°C e resfriada ao forno



Fonte: (18)

O titânio não é de fácil obtenção, no Brasil não existe fundição de titânio em escala comercial, e sua dificuldade de produção está na reação com o ar, oxigênio, níquel, carbono e hidrogênio, e necessidade de temperaturas elevadas. Em baixas temperaturas é inerte, em consequência da formação de uma película de óxido de titânio em sua superfície. Em temperatura ambiente, não é afetado por substâncias ácidas ou alcalinas, tornando-se ideal como composto de implantes no corpo humano (19).

Segundo Shimano (20), o titânio possui alta bioatividade (induz crescimento ósseo), grande flexibilidade e um menor módulo de elasticidade quando comparado a outros tipos de metais. Esses fatores combinados melhoram muito a osteointegração e a fixação mecânica de implantes produzidos em ligas de titânio.

Para Cook et al. (21), “O implante de titânio também pode ser preparado com revestimento poroso, oferecendo maior potencial para fixação biológica, pois promove o incremento de área de material de implante em contato com o tecido adjacente”.

A liga Ti-6Al-4V, quando submetida à ressonância magnética, gera uma qualidade maior de imagens médicas, produzindo uma melhor resolução do objeto implantado. Essa mesma liga quando submetida à tomografia computadorizada, também, tem a propriedade de diminuir a interferência de sinal durante a geração das imagens tomográficas. Ambas essas características quando comparadas às propriedades do aço inoxidável austenítico (21).

O titânio comercialmente puro e as ligas de titânio implantáveis possuem maior resistência à corrosão e tolerância ao tecido vivo que o aço inoxidável, tradicionalmente utilizado nos implantes. Existem muitas ligas de interesse para próteses de reposição na atualidade uma delas é a liga Ti-6Al-4V muito utilizada em artroplastias devido a sua alta resistência mecânica, baixo módulo de elasticidade, ótima resistência a corrosão. Tais aplicações incluem próteses de quadril e joelho, próteses craniofaciais, próteses bucomaxilofaciais, peças de fixação (chapas, parafusos, fios), instrumentos e implantes dentais (22, 23).

2.3.1 Classificação das Ligas de Titânio

Os elementos de liga conhecidos como estabilizadores da fase α são Al, O, N, C e, os estabilizadores da fase β possuem dois tipos, isomorfos que são Mo, V, Nb, Ta e W e os eutetóides que são Fe, Cr, Si, Ni, Co, Cu e Mn. Existem ainda os neutros tais como o Zr (22).

Sabe-se que as propriedades mecânicas estão associadas à microestrutura do material e também ao processamento termomecânico e tratamentos térmicos que estão diretamente ligados. As ligas Ti- α exibem resistência à corrosão superior, mas sua aplicação como biomaterial é limitada por possuir uma resistência mecânica relativamente baixa a temperatura ambiente. Já as ligas Ti- $\alpha+\beta$ possuem valores de

resistência mecânica mais elevados e suas propriedades dependem, além da proporção α/β das condições já citadas acima (22).

Pode-se realizar o controle do crescimento de grãos equiaxiais e de partículas α por meio de tratamento de solubilização em temperaturas acima ou abaixo da temperatura de solubilização β que são denominados tratamento de solubilização β e tratamento de solubilização $\alpha+\beta$, respectivamente. Os tratamentos de solubilização quando seguidos de envelhecimento em temperaturas mais baixas causam um aumento de resistência devido à formação de precipitados submicroscópicos α secundário (α'') (22).

Nota-se que as ligas Ti- β apresentam maiores vantagens em relação às outras ligas de titânio, no entanto sua participação comercial no mercado é inexpressiva do qual segundo Schneider (21), a liga $\alpha+\beta$ (Ti-6Al-4V) responde por 65%.

A seguir são apresentadas na tabela 2 ligas de titânio desenvolvidas e utilizadas como implantes cirúrgicos. Mostram-se as propriedades mecânicas, denominação e classificação.

Tabela 2 - Ligas de Titânio que são aplicadas como material biomédico

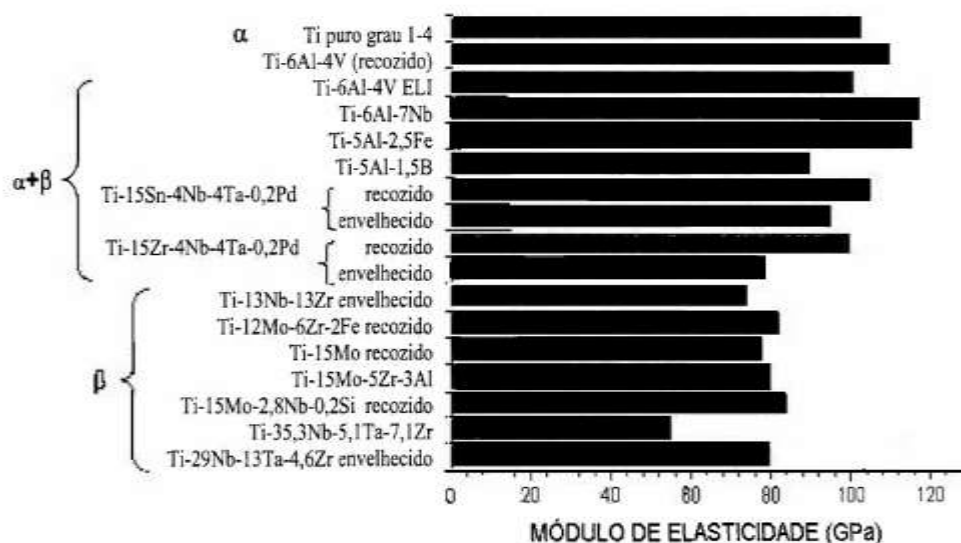
DENOMINAÇÃO	TIPO	Limite de Resistência (MPa)	Limite de escoamento (MPa)	Alongamento (%)	Módulo de Elasticidade (Gpa)
Ti puro grau 1	α	240	170	24	102,7
Ti puro grau 2	α	345	275	20	102,7
Ti puro grau 3	α	450	380	18	103,4
Ti puro grau 4	α	550	485	15	104,1
Ti-6Al-4V ELI	$\alpha+\beta$	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti-6Al-4V	$\alpha+\beta$	895-930	825-869	6-10	110-114
Ti-6Al-7Nb ^a	$\alpha+\beta$	900-1050	880-950	8,1-15	114
Ti-5Al-2,5Fe ^a	$\alpha+\beta$ rica em β	102	895	15	112
Ti-5Al-3Mo-4Zr ^a	$\alpha+\beta$	925-1080	820-930	15-17	110
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd ^a	$\alpha+\beta$	860-1109	790	21-10	89-103
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd ^a	$\alpha+\beta$	715-919	1020	28-18	94-99
Ti-13Nb-13Zr ^a	próximo β	973-1037	693-806	10-16	79-84
Ti-12Mo-6Zr-2Fe ^a	β	1060-1100	836-908	18-22	74-85
Ti-15Mo ^a	β	874	1000-1060	21	78
Ti-16Nb-10HF ^a	β	851	544-736	10	81
Ti-15Mo-5Zr-3Al	β	852-1100	838-1060	25-22	80
Ti-15Mo-2,8Nb-0,2Si ^a	β	979-999	945-987	16-18	83
Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr ^a	β	596,5	547,1	19	55,0
Ti-29Nb-4,6Zr ^a	β	911	864	13,2	80

Onde ^a refere-se as ligas desenvolvidas para aplicação biomédica.

Os módulos de elasticidade dos aços inoxidáveis e das ligas de cobalto-cromo são elevados quando comparados ao do osso humano. Sabe-se que quanto mais próximo do módulo de elasticidade do organismo a ser substituído maior eficácia obtém-se para o implante como mostrado em estudos de Niinomi (24). Nos aços inoxidáveis e ligas cobalto-cromo tem-se para o módulo de elasticidade aproximadamente e respectivamente 205 GPa e 240 GPa (20). Para as ligas de titânio os módulos de elasticidade variam entre 50 GPa e 120 GPa como verificado na figura 4. No entanto esses módulos ainda estão em uma região acima do valor do módulo de elasticidade do osso, obtido por meio do ensaio de tração, que se encontra entre 17 a 35 GPa (22, 23).

Em aplicações como biomaterial, o titânio e a liga Ti-6Al-4V tem sido usados desde 1960, com Ti-6Al-4V gradualmente substituindo o titânio comercialmente puro devido à resistência mecânica superior. A microestrutura e os processos de fabricação realizados nas ligas de titânio provocam variação das propriedades mecânicas da mesma em função da direção que se está analisando, sua anisotropia é bem acentuada. Um controle microestrutural por meio de tratamentos térmicos, processamentos termomecânicos ou termoquímicos têm sido realizados na tentativa de aumentar a resistência e a tenacidade de ligas de titânio (23).

Figura 4 - Comparação entre os módulos de elasticidade das ligas de Titânio utilizadas em aplicações biomédicas



Fonte: (25)

2.3.2 *Titânio na Medicina*

O titânio e suas ligas representam uma grande parte dos materiais utilizados na atualidade envolvendo cirurgias ortopédicas, cranianas e bucomaxilofaciais. As características do titânio e suas ligas envolvem grande resistência à corrosão devido a uma camada de óxido de titânio formada naturalmente por ação do meio ambiente, ótima relação peso-resistência o que torna esse material altamente adequado em situações de exigências estruturais, boa biocompatibilidade sendo um material inerte dentro do corpo humano não possuindo risco de hipersensibilidade ou reações alérgicas (12).

Atualmente em cirurgias cranianas são utilizadas com maior volume as malhas de titânio comercialmente puro que podem ser encontradas de diversos formatos e em espessuras de (0,15 a 2,00 mm). Elas permitem uma modelagem manual do cirurgião na superfície do crânio durante o ato cirúrgico. Sua natureza perfurada adiciona a suas características uma boa vascularização da área de implantação. As malhas de titânio são fornecidas planas ou já conformadas em certas curvaturas pré-determinadas o que por vezes pode facilitar a implantação da prótese. São fixadas por parafusos em suas extremidades e após a cirurgias deixam uma excelente aparência para o contorno craniano (12).

Essas malhas podem também formar compósitos quando unidas com cimentos ortopédicos após sua modelação. Mais recentemente elas estão sendo substituídas por calotas cranianas fabricadas por manufatura aditivas que podem ser construídas a partir da anatomia do paciente por meio do processo de aquisição de imagens tomográficas e modelagem em software 3D (12).

2.4 *Próteses articuláveis*

Existem áreas no corpo humano que possuem articulações e esses locais frequentemente apresentam algum desgaste. Essas áreas são principalmente o quadril, o joelho, o cotovelo, o ombro e a mandíbula. Nesse contexto, atualmente, são encontradas no mercado algumas próteses para substituição das articulações, totalmente funcionais, mas que nem sempre são a melhor escolha para o paciente. Recentemente próteses personalizadas estão começando a surgir no cenário mundial e nacional para acrescentar

opções de escolha de implantes no momento de se fazer uma cirurgia de qualquer região do corpo humano (13).

Quando se fala em cirurgia de quadril é comum o uso de um conjunto de implantes que é denominado prótese total de quadril (artroplastia de quadril) ou prótese parcial de quadril (hemiartroplastia de quadril). Esses dois termos se diferem, pois na artroplastia tem-se a substituição total da articulação do quadril, tanto a cabeça femoral como o acetábulo do quadril é substituído por implantes. Na hemiartroplastia apenas uma das articulações será substituída por implantes (13, 26). Os principais materiais utilizados nas superfícies das próteses de quadril são o metal-polietileno, o metal-metal e a cerâmica-cerâmica, essa última sendo a mais eficiente por possuir um menor atrito entre as partes.

Nas próteses de substituição da ATM a articulação de superfícies do tipo metal-metal não está sendo mais indicada para utilização, devido a problemas de desgaste e perda da funcionalidade da prótese (26).

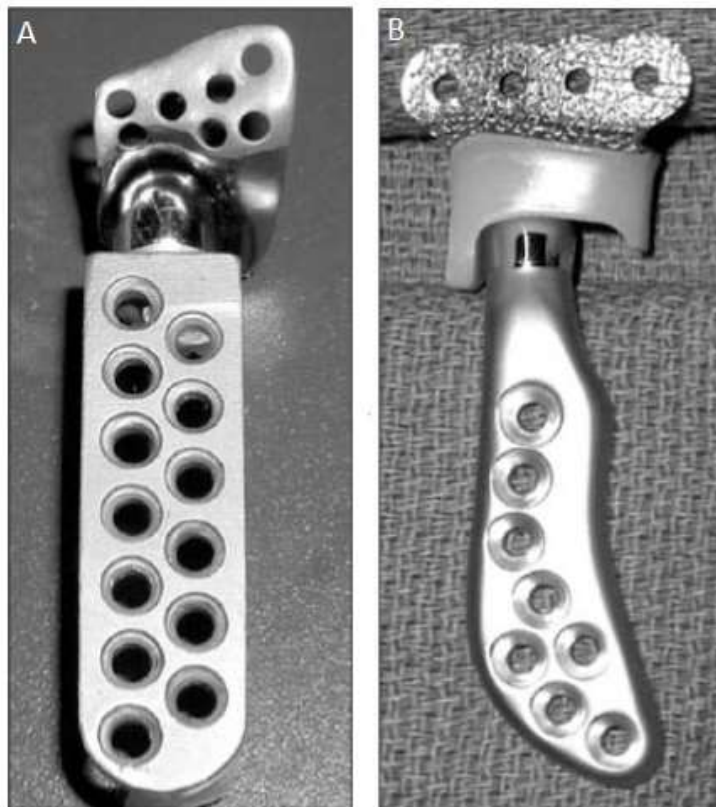
2.5 Articulação Temporomandibular (ATM)

A ATM consiste em uma articulação do corpo humano que fica situada entre o crânio e a mandíbula, tendo o papel de possibilitar o movimento da mandíbula, permitindo assim movimentos faciais e da boca. A ATM é formada por tecidos ósseos, músculos, ligamentos, disco articular e capsula articular. Possui um denso suprimento sanguíneo e nervoso e sua articulação é bilateral movimentando-se da mesma forma em ambos os lados da mandíbula (27).

Em próteses da ATM existem implantes de substituição total (artroplastia) e também de substituição parcial (hemiartroplastias). Na substituição total da ATM existem dois tipos de conjuntos de materiais utilizados nos implantes, o metal-metal e o metal-polietileno (26).

Nas figuras 5(A) e 5(B) são ilustradas próteses comerciais de substituição total da ATM. Na figura 5(A) está identificado o conjunto da ATM do tipo metal-metal e na figura 5(B) é ilustrada a prótese metal-polietileno.

Figura 5 – Próteses comerciais totais da ATM



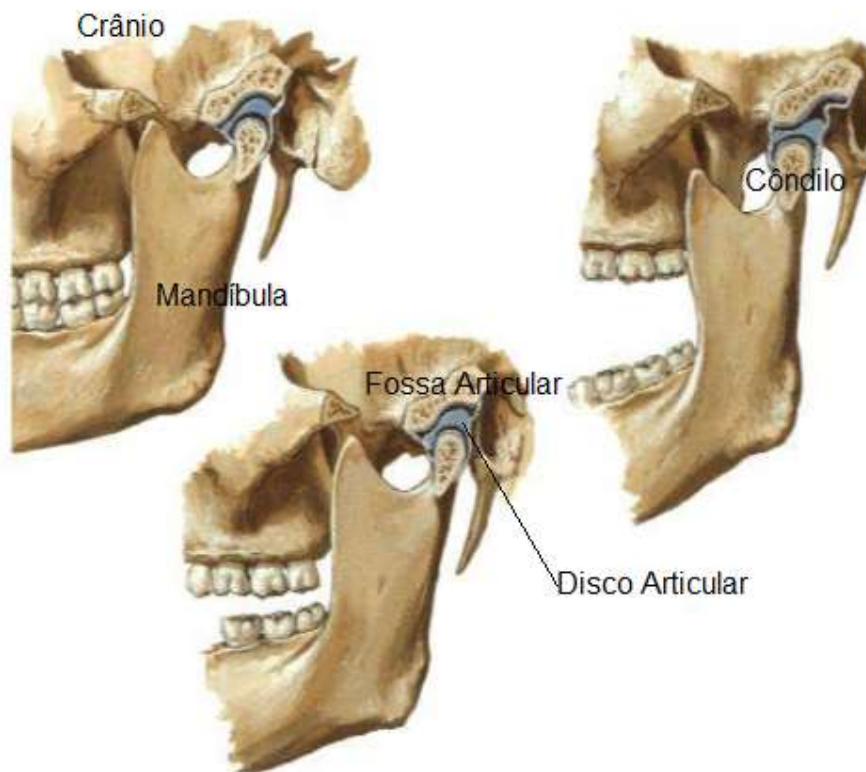
Fonte: (26)

A substituição total da ATM (Articulação Temporomandibular) é uma artroplastia que resulta, frequentemente, em limitações ao paciente após a cirurgia, como na maioria das cirurgias desse tipo. Especificamente na substituição da ATM ocorre uma redução na abertura bucal, nos movimentos de lateralidade e protrusão. Tomografias computadorizadas e escaneamento tridimensional podem ser utilizados para mapear o movimento mandibular e assim desenvolver próteses com melhor desempenho, reduzindo limitações (2).

A articulação temporomandibular (ATM) é uma das articulações mais importantes e complexas do corpo e suas patologias afetam uma grande porcentagem da população humana. A simulação do comportamento da ATM durante os movimentos de abertura, fechamento e mastigação pode ser muito útil para a compreensão desta articulação pelos médicos, ajudando-os a prevenir ou corrigir problemas devido a acidentes ou doenças (2).

Na figura 6 está ilustrada em corte a região da ATM.

Figura 6 – Articulação Temporomandibular em três condições de abertura bucal



Fonte: (27)

Entre as possíveis causas das cirurgias da ATM encontram-se as fraturas de mandíbula, doenças congênitas ou adquiridas de formação celular irregular e a anquilose. Essa última ocorrendo com maior frequência (28).

A anquilose é a fusão das superfícies articulares e seu tratamento é um verdadeiro desafio.

A ATM é uma área do crânio de altíssima dificuldade para se reproduzir biomecanicamente, e como o tratamento das patologias da ATM é complexo, a substituição desse tipo de articulação pode ser considerada um desafio e um mérito para o cirurgião (28).

2.6 Processo de elaboração de imagens tridimensionais biomecânicas

Para iniciar o processo de criação de um modelo geométrico computacional, para fins biomédicos, chamado de biomodelo, é necessária a realização de exames por

imagens médicas digitais como a tomografia computadorizada, ressonância magnética e o ultrassom. Esses exames devem ser realizados com padrões de qualidade bem definidos para que a imagem tridimensional a ser gerada possua fidelidade ao tecido vivo que irá representar. O padrão utilizado atualmente é o protocolo DICOM (padrão de comunicação de dados de imagem médica digital) que possibilita a transferência de arquivos, gerados pelos exames médicos, entre hospitais, clínicas e instituições da área com ótimo padrão de qualidade. Os arquivos em formato DICOM são exportados para softwares específicos possibilitando a geração da imagem médica tridimensional da região de interesse ao paciente e sua equipe médica (6).

Utilizando os arquivos DICOM e softwares adequados para geração de imagens tridimensionais a partir de imagens médicas, obtém-se um biomodelo virtual computacional bruto, que pode ser manipulado pela interface de um computador PC objetivando a visualização da anatomia do paciente a um médico, uma equipe médica ou mesmo ao próprio paciente. Os softwares de criação de imagens tridimensionais também possibilitam a manipulação dessas imagens, podendo-se apagar, redesenhar ou selecionar as regiões de interesse ao projeto do biomodelo. Após a geração da imagem e sua manipulação o arquivo tridimensional pode ser exportado em formato STL (4, 6).

Antes de exportar os arquivos para fabricação do biomodelo físico é necessário trabalhar a imagem, melhorando sua visualização, retirando possíveis ruídos, suavizando a geometria e verificando problemas na geração triangular específica do formato STL. Quando, ainda, o objetivo é realizar simulações computacionais é necessário transformar a superfície STL em um sólido tridimensional (4, 6, 8).

A análise da região de interesse por software de simulações computacionais permite a criação de biomodelos didáticos com representações multicoloridas, demonstrando, por exemplo, o mapa de tensões de uma região óssea específica. Os equipamentos de manufatura aditiva podem imprimir os modelos em várias cores criando peças físicas que auxiliam a equipe médica e os engenheiros projetistas através do biomodelo multicolorido (4, 6, 8).

Portanto o processo para construção de biomodelos virtuais consiste nas seguintes etapas (4, 6, 8):

- ✓ Aquisição de imagens tomográficas ou de ressonância magnética no formato DICOM com especificações detalhadas para cada software de geração de imagens tridimensionais;

- ✓ Geração e tratamento primário das imagens no software escolhido pelo profissional, gerando o arquivo na extensão STL. No exemplo esquemático da figura 7 tem-se a utilização do software *Invesalius*;
- ✓ Manipulação da imagem gerada na extensão STL em software CAD/3D realizando-se a limpeza no desenho tridimensional e, se desejado, modificações no modelo como cortes, alongamentos, suavizações, etc.

Os passos para a criação de uma imagem tridimensional a partir de arquivos no formato DICOM, na maioria dos softwares de geração de imagem 3D a partir de imagens médicas, consistem em importar os arquivos diretamente para o software e definir filtros responsáveis pelo tipo de superfície que será criada. Estes filtros possuem valores pré-fixados para ossos, peles, músculos e ainda um ajuste manual que possibilita refinar o resultado (8).

2.7 Modelos tridimensionais criados no software Invesalius

Os trabalhos de Joia Filho e Santa Barbara (4, 8) descrevem o desenvolvimento de softwares de aquisição de imagens médicas digitais e conversão em superfícies tridimensionais por malhas de triângulos conhecidas como formato STL. Essa tecnologia está sendo muito usada nos tempos atuais e possui a denominação de digitalização tridimensional. No caso das digitalizações a partir de tomografias computadorizadas e ressonâncias magnéticas o processo não é tão simples e depende de operadores especializados para converter as imagens digitais em superfícies 3D de qualidade. Durante o processo de conversão nos softwares são necessárias limpezas nas imagens bidimensionais e a escolha da área de separação adequada, por exemplo, tecido ósseo, que irá gerar as superfícies dessa região de maneira nítida. Os tipos de tecidos podem ser escolhidos diretamente nos softwares permitindo, por exemplo, a geração de órgãos como o coração ou como o osso femoral. Após a geração da superfície 3D e exportação no formato STL é necessária a utilização de filtros para diminuir a quantidade de triângulos, eliminar ruídos e suavizar os contornos da geometria (4). A construção de biomodelos tem dois objetivos principais, um deles é propiciar ao médico visualizar o órgão ou tecido do paciente em formato tridimensional na interface do computador ou mesmo construído

fisicamente por algum processo de fabricação, sendo a manufatura aditiva o mais utilizado. O segundo objetivo principal é realizar a partir do modelo criado simulações computacionais para desenvolvimento de implantes personalizados, podendo para isso melhorar o modelo já criado com o intuito de se aproximar, cada vez mais, das interações existentes na anatomia humana real.

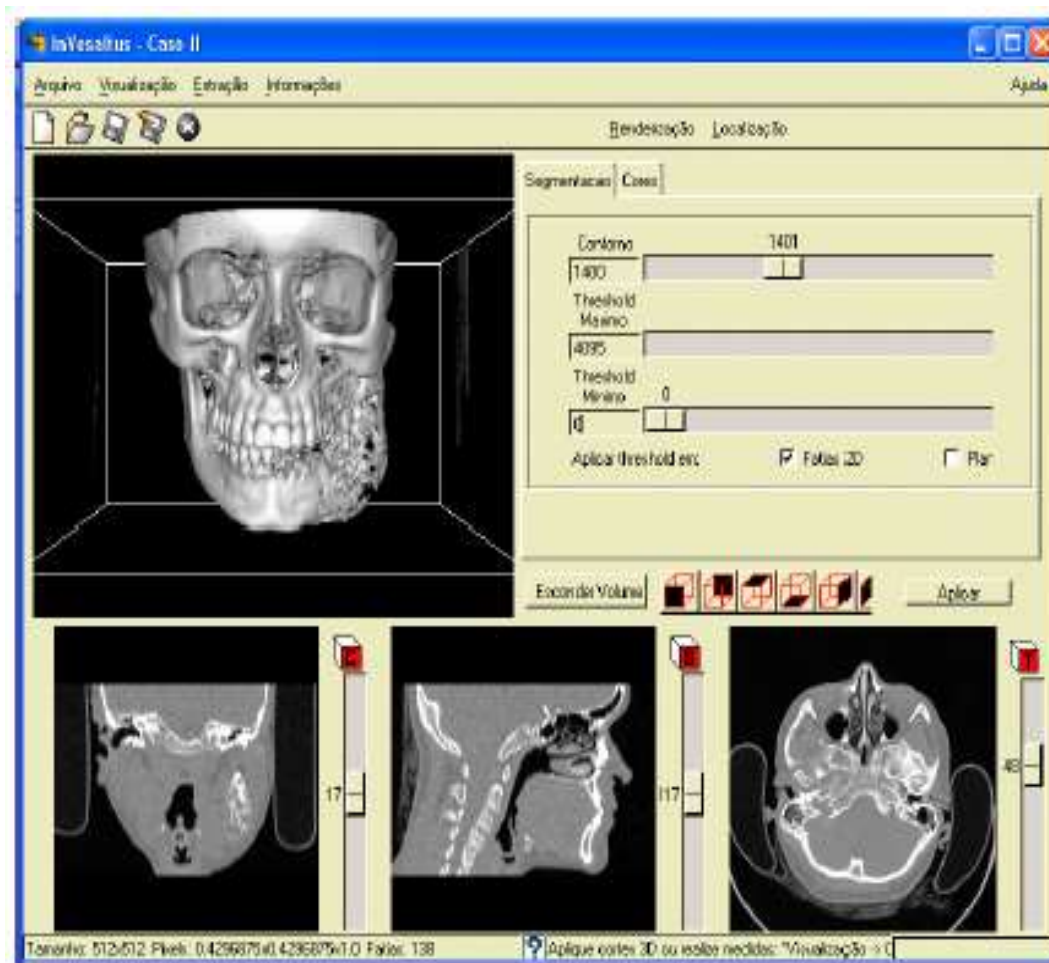
Para o entendimento da manipulação de imagens obtidas por ressonância magnética ou tomografia computadorizada é importante conhecer os formatos de arquivos que serão utilizados no processo de aquisição de imagens e assim entender como o software *Invesalius* transforma essas imagens em arquivos tridimensionais.

O formato DICOM tem o objetivo de padronizar as imagens médicas para que elas possam ser trocadas entre os laboratórios, hospitais e consultórios médicos que farão uso desse processo. Esse formato foi criado na década de 80 pelo NEMA (National Electrical Manufacturers Association) e ACR (American College of Radiologists) e possibilita até hoje a conectividade dos sistemas de saúde na transferência de imagens radiológicas (29).

Através dos arquivos DICOM pode-se fazer uso de diversos softwares para transformar as fatias de imagens bidimensionais geradas por equipamentos de tomografias, ressonâncias ou ultrassonografias em uma projeção tridimensional da estrutura desejada. Os principais softwares presentes no mercado hoje, similares ao software *Invesalius*, são: *Analyze* da empresa Mayo Foundation; *ScanIP* da empresa Simpleware; *Mimics* da empresa Materialise; *SolidView* da empresa C2C Technologies (29).

O *Invesalius* é um sistema de tratamento de imagens biomédicas criado por engenheiros do CTI (Centro de tecnologia da Informação) Renato Archer. É um programa gratuito criado no Brasil que segue a política de software livre. Ele possui a capacidade de visualização 3D, segmentação e reformatações 2D e 3D. O software *Invesalius* gera uma malha de triângulos tridimensional no formato conhecido como STL que pode ser lido por diversos equipamentos e softwares como, por exemplo, máquinas de manufatura aditiva (5).

Na figura 7 observa-se a interface do software *Invesalius*. As três imagens na parte de baixo da figura identificam as fatias bidimensionais geradas durante a tomografia computadorizada ou ressonância magnética. A imagem maior na parte de cima da figura identifica a geração tridimensional realizada pelo software.

Figura 7 – Interface do software *Invesalius*

Fonte: (5)

O principal objetivo do software *Invesalius* é reconstruir imagens tomográficas e de ressonância magnética em imagens 3D e gerar uma malha triangular sobre o sólido permitindo a exportação dos dados para outros programas.

O *Invesalius* exporta os arquivos na extensão STL que produz objetos cobertos por malhas de triângulos, este tipo de arquivo é uma ferramenta muito utilizada em geometrias computacionais. Todo o desenvolvimento do software *Invesalius* pode ser encontrado na tese de doutorado de Santa Barbara (8).

Quando o objetivo de criação da imagem tridimensional for realizar uma análise pelo método de elementos finitos nas estruturas do corpo humano, ou mesmo da interação dessas estruturas com implantes aloplásticos, a obtenção do modelo matemático tridimensional envolve as seguintes etapas (4, 8):

- ✓ Reconstruções das regiões de análise com o apoio de imagens no formato médico digital;
- ✓ Aplicação de filtros e geração da imagem tridimensional;
- ✓ Exportação da imagem em extensão adequada;
- ✓ Isolamento da região de interesse, eliminação de ruídos, suavização e exclusão de áreas não desejadas;
- ✓ Conversão para um formato compatível com software de análise por elementos finitos.

As três primeiras etapas descritas acima podem ser realizadas no software *Invesalius*, mas as duas últimas devem ser realizadas em outro software de manipulação tridimensional.

O software *Rhinoceros* realiza a leitura do arquivo no formato de malha de triângulos - STL, assim com o uso dessa ferramenta é possível em sua interface gráfica limpar a imagem de ruídos e partes indesejáveis, suavizar a imagem e transformar a malha STL em um volume no formato conhecido como NURBS (Nonuniform Rational B-Splines). Também após o tratamento da imagem pode-se exportar o arquivo na própria extensão STL, muito utilizado para reprodução em máquinas de manufatura aditiva (5, 29).

NURBS é um sistema de modelagem gráfico-computacional que utiliza um modelo matemático para gerar curvas e superfícies. É geralmente empregado em sistemas CAD para geração de superfícies complexas (4).

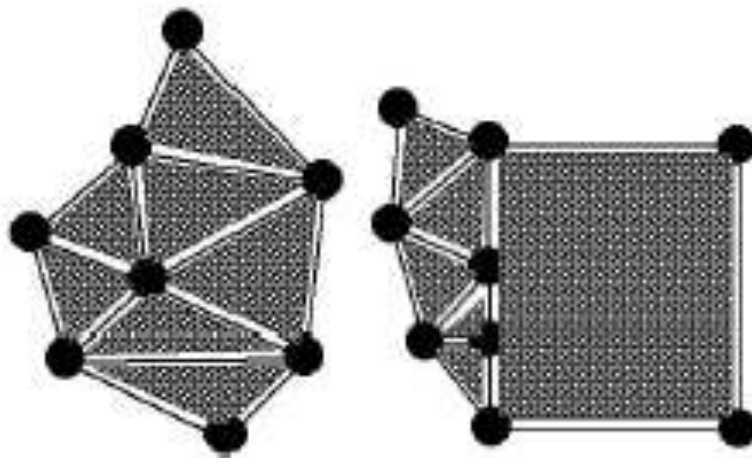
Após transformar a malha STL em um sólido NURBS no software *Rhinoceros* pode-se salvar o arquivo gerado na extensão IGES, que é utilizada por muitos softwares CAD e CAE, como por exemplo, o software *Ansys*.

2.7.1 Arquivos STL

O formato de arquivos STL é originário da empresa 3D Systems, pioneira em sistemas de manufatura aditiva. Essa extensão provém da tecnologia de impressão tridimensional do tipo estereolitografia (**ST**ereo**L**ithography). Os arquivos STL aproximam superfícies de modelos CAD usando triângulos e quanto mais complexo for a geometria a ser reproduzida, maior será a quantidade de triângulos para se obter arquivos com bom detalhamento (8).

A maior dificuldade em se gerar arquivos do tipo STL está na regra do vértice-a-vértice, ou seja, cada borda de triângulo deve ser a borda de somente dois triângulos. Graficamente isso significa que dois triângulos só podem se encontrar face a face. Se ocorrer o compartilhamento de três ou mais vértices em uma única face isso significa uma degeneração de triângulos e a malha passa a ser inválida como está representado na figura 8 (8).

Figura 8 – Malha de triângulos – à esquerda forma correta e à direita forma incorreta



Fonte: (8)

Alguns processos de fabricação são utilizados na construção de implantes e eles variam de acordo com a empresa fabricante e conforme o tipo de liga utilizada. As hastes de quadril, por exemplo, podem ser produzidas pelos processos de fabricação do tipo fundição de precisão, por usinagem CNC ou mesmo por forjamento (13).

Atualmente uma nova tecnologia está sendo utilizada para fabricação de implantes metálicos, ainda em baixa escala, porém com grande eficiência. Essa tecnologia é denominada manufatura aditiva.

2.8 Sinterização direta de metais a laser – DMLS

Para a criação do modelo físico ou do implante personalizado utilizam-se processos de fabricação como, por exemplo, a usinagem CNC ou o processo, atualmente mais utilizado, denominado nessa tese por manufatura aditiva, e popularmente conhecido como impressão tridimensional. No entanto o nome internacionalmente reconhecido e

sugerido para unificação de todas as tecnologias existentes atualmente é manufatura aditiva. Para construção do modelo físico (biomodelo) ou do implante personalizado à partir da TC, em qualquer tipo de máquina, utiliza-se manipular o arquivo 3D em formato STL em um software CAD, transformar o mesmo em um sólido tridimensional através de ferramentas computacionais permitindo assim enviar o arquivo para os softwares dos equipamentos de produção. No caso da fabricação por manufatura aditiva, não necessitando de simulações computacionais, o arquivo em formato STL tratado é suficiente para realizar a construção física do biomodelo ou implante personalizado.

Segundo Bertol (30), o processo de manufatura aditiva do tipo DMLS é uma excelente ferramenta para a construção de implantes. Em seu trabalho foi demonstrado todo o desenvolvimento de um implante mandibular oferecendo a possibilidade de construir uma prótese com estrutura interna obtida através de vazios para diminuir o seu peso e induzir o crescimento ósseo, mantendo-se uma resistência mecânica satisfatória. A comparação dimensional do desenho virtual com o modelo físico por engenharia reversa, feita no estudo de Bertol (30), mostra que o processo em questão possui boa precisão para o uso na construção de implantes personalizados.

Implantes crânicos e bucomaxilofaciais estão sendo produzidos há algum tempo pela tecnologia DMLS. Um exemplo é relatado por Ciocca (31), onde foi construída uma malha de titânio personalizada para reparação maxilar. A malha em titânio foi criada a partir de tomografia computadorizada espelhando a anatomia do paciente e construindo assim um formato específico e personalizado para o implante. Sua fixação foi realizada sem parafusos e permitiu a proteção e a introdução de substâncias que induzem o crescimento ósseo, propiciando assim a reconstrução da arcada maxilar que estava deteriorada. Posteriormente a malha foi retirada para realização da cirurgia de implantes dentais. A imagem da figura 9 evidencia essa pesquisa.

Para Ciocca (31), as três características principais de utilização da tecnologia DMLS na construção de implantes metálicos são as seguintes:

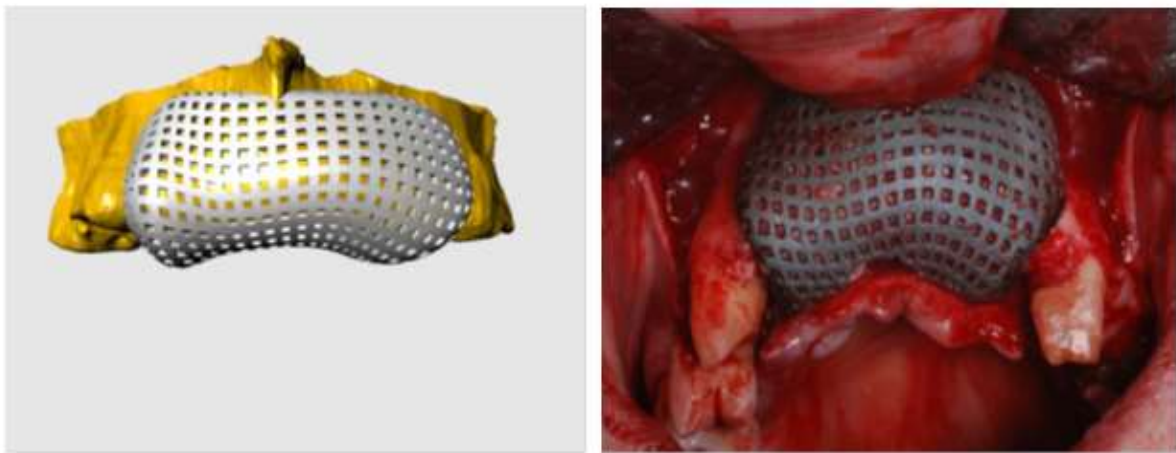
- ✓ Redução no tempo de cirurgia;
- ✓ Prótese enxuta com pequeno volume;
- ✓ Melhoria na qualidade da cirurgia.

Um caso similar ao de Ciocca (31), também é relatado por Mika Salmi (32), onde foi desenvolvida uma prótese do tipo malha para a parede orbital de um paciente (figuras

10 e 11). Nesse estudo são relatados os quatro passos para se realizar uma cirurgia de implantes personalizados com o uso da manufatura aditiva, que são:

- ✓ Imagens médicas;
- ✓ Modelagem Tridimensional;
- ✓ Manufatura aditiva;
- ✓ Aplicações Cirúrgicas.

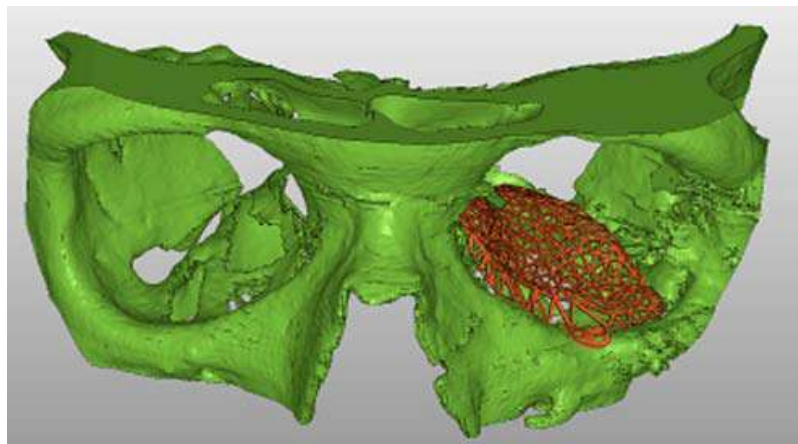
Figura 9 – Modelo virtual e prótese bucomaxilofacial construída em Ti-6Al-4V por DMLS



Fonte: (31)

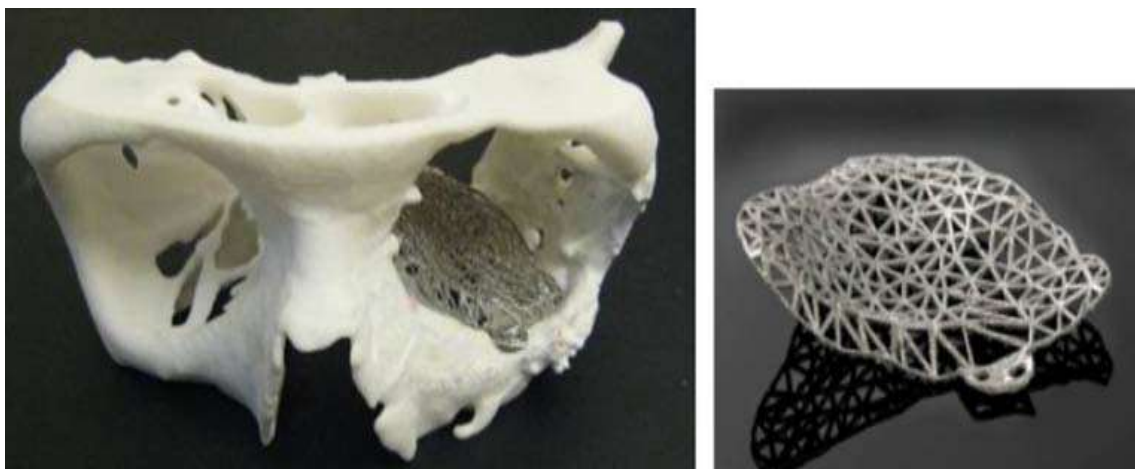
Na sequencia são mostradas ilustrações da pesquisa de Mika Salmi (32).

Figura 10 – Modelo virtual de prótese orbital



Fonte: (32)

Figura 11 – Fabricação da prótese por manufatura aditiva e estrutura orbital do paciente



Fonte: (32)

O processo de fabricação por DMLS apresenta na superfície das peças um aspecto rugoso devido ao seu caráter metalúrgico. Derivado da metalurgia do pó o processo DMLS possui certa porosidade e como se vê na tabela 3 a densificação fica em torno de 98 %. Esse aspecto pode ser benéfico quando se deseja impregnar a superfície com algum indutor de crescimento dos tecidos como, por exemplo, a hidroxiapatita que maximiza o crescimento ósseo em áreas de contato (30).

Uma comparação entre as propriedades de peças fabricadas utilizando a liga Ti-6Al-4V processadas por DMLS e por forjamento é mostrada na tabela 3. Verifica-se que ambas as ligas, processadas de maneira diferentes, apresentam propriedades mecânicas similares.

Tabela 3 - Propriedades de peças da liga Ti-6Al-4V produzidas por DMLS e por forjamento

propriedades	sinterizadas a laser	forjadas
densidade, %	98	100
dureza	415 HV 0.3	300- 400 HV 30
resistência à tração, MPa	950	930
conteúdo de oxigênio, %	0.18	max. 0.4

Fonte: (30)

2.9 Modelagem de próteses mandibulares

No Trabalho de Mahdian (33) é relatado um estudo de caso sobre a implantação de uma prótese comercial da ATM (hemiartroplastia) fabricada em titânio comercialmente puro. O objetivo buscado no artigo foi a análise tridimensional da região da ATM do paciente que passou por cirurgia de retirada do côndilo direito da mandíbula. A criação do modelo matemático adequado para análise de tensões da região mandibular concentra o maior esforço dos autores neste trabalho. Toda a geometria utilizada para análise realizada provém de tomografias computadorizadas do paciente. Utilizou-se o software *CTVolRegApp* desenvolvido pela *University of West Bohemia* para transformar os arquivos da TC no formato DICOM em malhas triangulares tridimensionais STL. A figura 12 mostra a imagem tomográfica da prótese implantada e também a geração da imagem tridimensional do crânio do paciente no software *CTVolRegApp* (33).

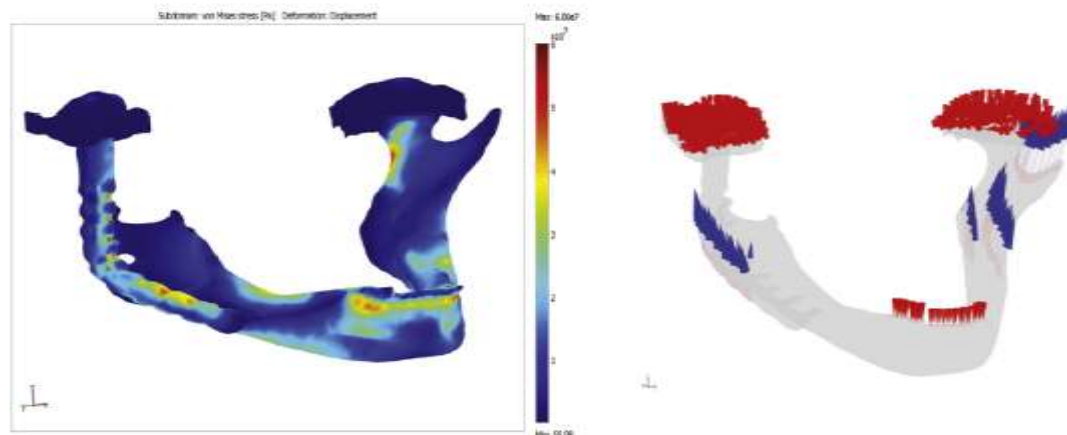
Figura 12 – Protése da ATM à esquerda e imagem tridimensional do crânio à direita



Fonte: (33)

A análise de tensões da região mandibular foi realizada no software *COMSOL Multiphysics* e apresentou máxima tensão de von-Mises da ordem de 60 MPa. Foram aplicadas forças adequadas à literatura atual nos principais músculos da mastigação. As condições de contorno e o mapa de distribuição das tensões são mostrados na figura 13. As flechas voltadas para cima são forças aplicadas nas posições musculares da região mandibular e as voltadas para baixo são restrições que limitam o movimento e permitem o cálculo estrutural das distribuições de tensões.

Figura 13 – Mapa de tensões de von-Mises e condições de contorno



Fonte: (33)

É importante salientar que implantes metálicos apresentam resistência mecânica muito superior ao do osso humano. Por isso podem receber cargas maiores que as existentes na área de implantação, porém estão sujeitos a outros tipos de falhas como, por exemplo, a quebra por fadiga. A rigidez desses implantes é algo que deve ser muito bem planejada. Essa característica precisa aproximar-se às das regiões que irão ser substituídas, para que não ocorra a artrose (enrijecimento) do local e consequente perda de massa óssea. O módulo de elasticidade tem um papel importante nesse aspecto e deve ser próximo ao da área substituída quando a geometria for razoavelmente parecida (34).

A importância da análise e modelagem para simulação de próteses da ATM está ligada ao caráter estrutural da região mandibular. Essa parte do corpo humano recebe grande quantidade de cargas e realiza uma função essencial para a vida das pessoas, o ato mastigatório. Estudos de modelagem por elementos finitos estão sendo cada vez mais utilizados para o desenvolvimento e escolha da prótese adequada para a implantação nessa região. Cada vez mais, vê-se, a importância das novas tecnologias aliadas ao auxílio da medicina e melhoria pós-operatória para os pacientes. A escolha da melhor opção de prótese pode ser feita por análise de tensões e deformações e também pelo estudo dinâmico do implante na anatomia humana.

Ying (35) estudou quatro tipos diferentes de implantes para a área mandibular. Seu trabalho relata uma modelagem matemática da mandíbula humana de maneira modular, onde vários implantes podem ser substituídos e as simulações podem ser refeitas dependendo da escolha da prótese a ser utilizada no paciente. A figura 14

apresenta o modelo desenvolvido por Ying (35) e analisado no software *Ansys*, a máxima tensão de von-Mises encontrada para a mandíbula saudável foi de 25 MPa.

Vários estudos relevantes da distribuição de tensões em mandíbulas e próteses têm sido realizados para entender e discutir o ambiente biomecânico de mandíbulas reconstruídas. Embora esses estudos forneçam conhecimento detalhado sobre as propriedades biomecânicas de mandíbulas normais, ou tensões ao redor de implantes, cada tipo de prótese apresenta suas peculiaridades que devem ser analisadas e simuladas para se desenvolver um implante de qualidade (35).

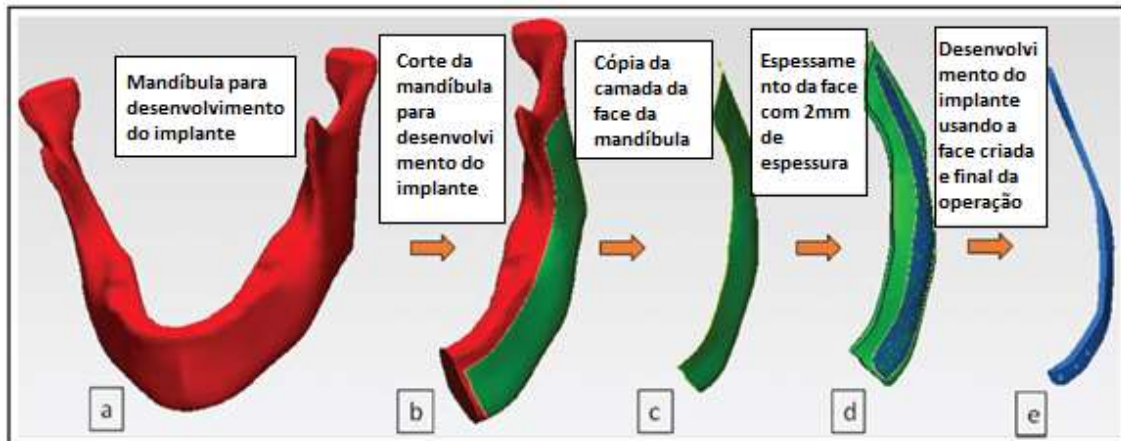
Figura 14 – Modelo de mandíbula modularizada e mapa de tensões no modelo em elementos finitos no software *Ansys*



Fonte: (35)

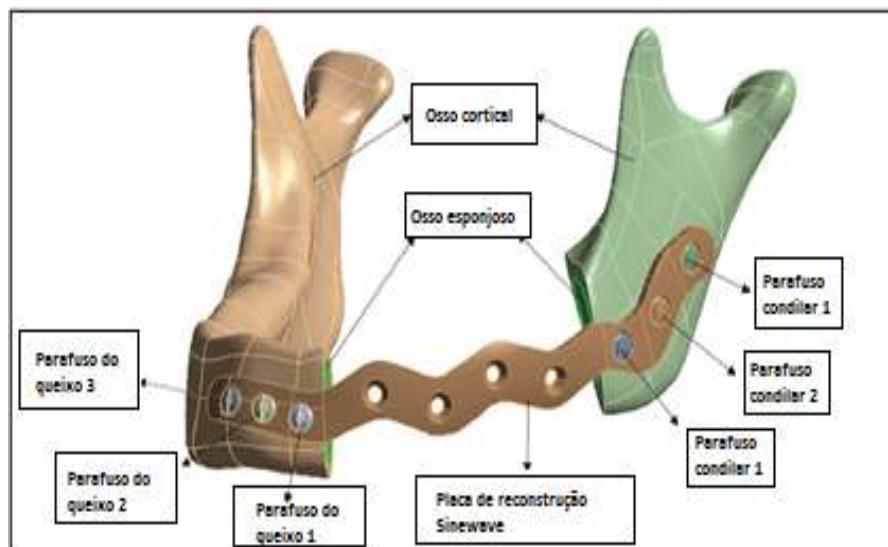
Al-Ahmari et al. (36) comparou, pelo método de elementos finitos no software *Ansys*, dois tipos de implantes, um comercial e outro produzido pelo processo de customização através da tomografia computadorizada. Em seu artigo foi gerado um modelo 3D da região mandibular e através desse modelo foram realizados estudos das tensões nos implantes. Ele sugeriu a utilização de manufatura aditiva para fabricação da prótese customizada, por ser um processo de baixa dificuldade de produção quando se trata de geometrias complexas. O implante customizado foi desenvolvido através da cópia da face da mandíbula, atribuindo um perfeito acoplamento da prótese com a anatomia humana, isso não existe no implante comercial, precisando o cirurgião realizar processos de ajustes durante o acoplamento da prótese na mandíbula. As figuras 15 e 16 ilustram o trabalho de Al-Ahmari (36).

Figura 15 – Processo de criação do implante personalizado



Fonte: (36)

Figura 16 – Ressecção da mandíbula defeituosa e montagem do implante em titânio



Fonte: (36)

Principalmente para próteses personalizadas a utilização de ferramentas computacionais, modelagem, simulações é um quesito primordial e parte constituinte do desenvolvimento desse tipo de implante.

Nesse contexto têm-se duas grandes dificuldades, a primeira é a irregularidade das formas encontradas no corpo humano e exatamente na mandíbula e a segunda é a realização de experimentos práticos para fins de comparação, sendo que, em geral, deve-se retratar organismos e tecidos vivos (2, 4). A solução encontrada para as irregularidades de forma seria a geração de imagens tridimensionais a partir de ressonâncias magnéticas

ou tomografias computadorizadas. Já para validar os modelos computacionais busca-se simular experimentalmente as mesmas condições do corpo humano utilizando-se materiais com propriedades similares como, por exemplo, materiais sintéticos específicos, materiais provindos de animais ou mesmo do próprio corpo humano (2, 3, 4). Neste caso, a análise biomecânica do modelo, envolvendo a representação com fidelidade de todas as formas e dimensões da estrutura óssea, poderia ser feita, por exemplo, pelo método dos elementos finitos, em conjunto com a validação do modelo por experimentações (4).

3 MATERIAL E MÉTODOS

Essa pesquisa enquadra-se em um projeto de maior magnitude, existente na UNICAMP, que conta com a participação de muitos pesquisadores, os quais trabalham com assuntos complementares ao apresentado nesta tese. Mais especificamente o projeto está alocado ao laboratório de biofabricação (INCT-BIOFABRIS) e aos laboratórios da UNESP/FEIS. O BIOFABRIS tem caráter multidisciplinar com o objetivo de integrar ferramentas computacionais, desenvolvimento de novos biomateriais e aplicação de técnicas de engenharia para obtenção de dispositivos biomédicos. Foram utilizados os laboratórios das universidades UNESP e UNICAMP, FEM/DEMM/UNICAMP (LABIOMECC), INCT-BIOFABRIS (UNICAMP) e DEM/FEIS/UNESP. O pó utilizado para manufatura aditiva do implante em liga de titânio Ti-6Al-4V e o equipamento de fabricação do tipo DMLS foram fornecidos pelo INCT-BIOFABRIS. O equipamento utilizado foi o modelo EOSINT M270 de manufatura aditiva por DMLS.

O estudo foi concebido a partir de arquivos da tomografia computadorizada do crânio de um indivíduo realizado em um tomógrafo *Cone Beam i-CAT*. Os arquivos tomográficos foram recebidos no formato DICOM cedidos pelo Laboratório de Biofabricação (INCT-BIOFABRIS).

Todos os parâmetros utilizados no tomógrafo seguiram procedimento padrão para geração de arquivos no formato DICOM. A tomografia computadorizada gerou 577 imagens bidimensionais em tons de cinza no tamanho de 800 x 800 pixels. O espaçamento (espessura) entre as fatias (imagens bidimensionais) do crânio foi de 0,30 mm.

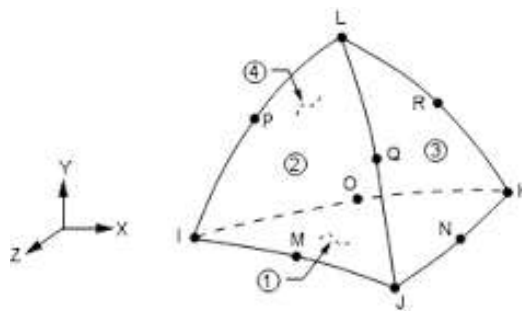
Para conversão dos arquivos da TC em um modelo geométrico 3D foi utilizado o software *Invesalious* que possibilita a exportação da superfície tridimensional na extensão STL. As correções das imperfeições da imagem gerada, suavização e separação da região de interesse foram feitas utilizando os softwares *Rhinocerus* e *Meshlab*, sendo que posteriormente a imagem foi exportada em um arquivo do tipo IGES. Utilizou-se o software *Solidworks* para realização do diagnóstico de importação e reparação da malha de triângulos STL (correção de imperfeições na malha triangular) e em seguida deu-se a montagem dos componentes do modelo no software em questão. Os softwares *Invesalious*, *Rhinocerus*, *Solidworks* e *Meshlab* foram instalados em um computador PC com

processador Intel Pentium P6200, 2.13GHz e 4.00 GB de memória RAM que utiliza o sistema operacional Windows Seven Home Basic.

O arquivo de extensão IGES foi importado no software *Ansys* na interface *Workbench* para simulação pelo método de elementos finitos do implante personalizado estudado denominado por Placa Condilar da ATM utilizando-se o elemento sólido tetraédrico (Solid187).

O elemento SOLID187 é um elemento com 10 nós e 6 graus de liberdade em cada nó, permitindo translações e rotações nos eixos x, y e z. O elemento é composto por 10 nós distribuídos conforme representação ilustrada na figura 17. Esse elemento permite simular a plasticidade, hiperelasticidade, a deformação, enrijecimento, deflexão de grande porte e capacidades de grande tensão. Usado frequentemente em análises estruturais de geometrias sólidas complexas [37].

Figura 17 – Elemento Sólido Tetraédrico SOLID187



Fonte: (37)

O software *Meshlab* é uma ferramenta gratuita desenvolvida com o apoio do projeto *3D-coform*, o software *Invesalius* é uma ferramenta livre que pode ser instalada através de links da internet. Já o software *Rhinocerus* é comercial, porém permite a instalação e o salvamento de 25 arquivos gratuitamente. As licenças dos softwares *Solidworks* e *Ansys* são de propriedade do Laboratório de Simulação Numérica da FEIS/UNESP.

As condições de contorno, propriedades dos materiais e forças musculares aplicadas no modelo para simulação foram obtidas a partir da literatura (27-30, 33-41). Essas considerações tomam como base principalmente os trabalhos de Bertol (30), Mahdian (33) e Al-Ahmari (36). No modelo matemático todos os materiais foram considerados com regime elástico linear, consideração também presente nos trabalhos

estudados. A opção de não simular a conexão da prótese por parafusos de fixação na mandíbula do paciente foi utilizada devido à hipótese de crescimento ósseo nessa região, criando uma conexão ideal entre implante e mandíbula. Como explanado por Shimano [20] o titânio induz o crescimento ósseo na região onde é introduzido e, além disso, processos de acabamento superficial podem ser utilizados induzindo ainda mais o crescimento ósseo e permitindo uma melhor conexão entre prótese e mandíbula.

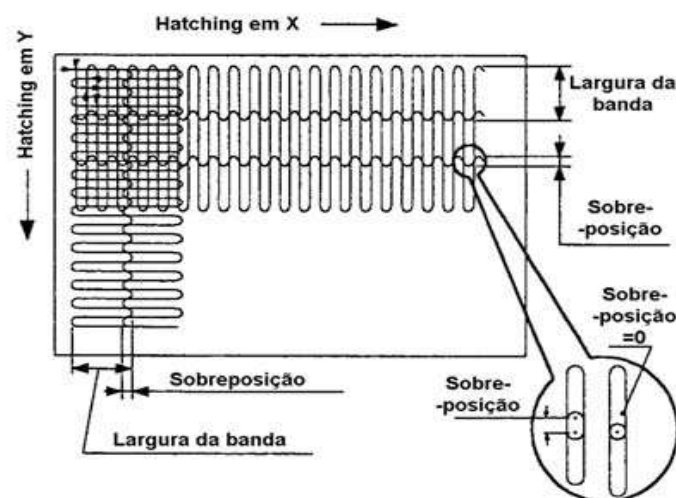
Após simulações e aceitação da geometria do implante passou-se a construção da prótese personalizada em liga de titânio através do processo de manufatura aditiva do tipo DMLS.

3.1 Características de fabricação por DMLS

O processo de fabricação por impressão tridimensional do tipo DMLS apresenta características peculiares que são descritas nos parágrafos a seguir. Todo processo de fabricação por manufatura aditiva é feito pela união de camadas, e quanto menor a espessura dessas camadas, melhor será as características dimensionais do objeto produzido. Porém o tempo de construção crescerá diretamente com a diminuição da espessura de camada, onerando o custo de produção (9).

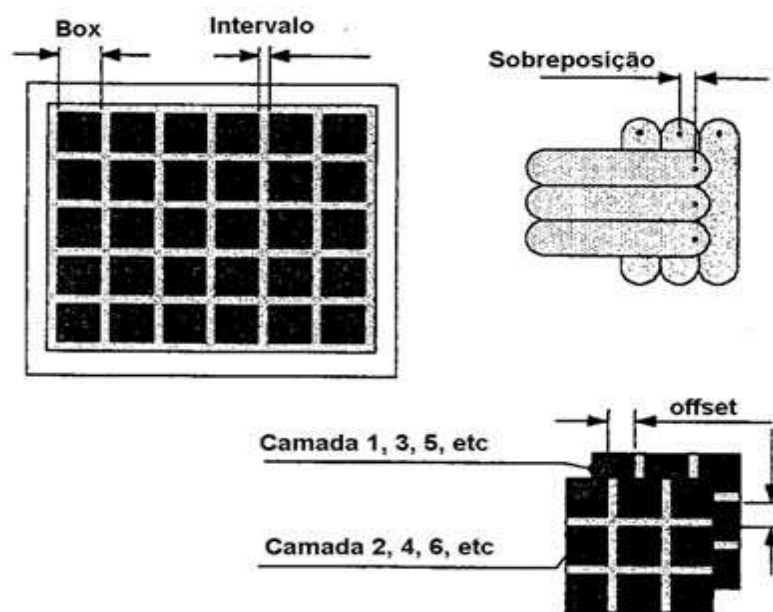
Nas figuras 18, 19 e 20 são mostrados esquematicamente os tipos de estratégias de construção que existem nos equipamentos do tipo DMLS (9, 42).

Figura 18 – Varrimento do tipo banda



Os parâmetros que influenciam no processo de fabricação por DMLS são a potência do laser, a velocidade de varrimento e a distância entre as linhas de varrimento do laser. A estratégia de construção da peça também condiciona o processo. A estratégia de construção pode ser efetuada em banda, em quadrado ou em linha. Pode-se realizar o varrimento do laser na direção x, na direção y, ou alternadamente em x e y (horizontalmente).

Figura 19 – Varrimento do tipo quadrado

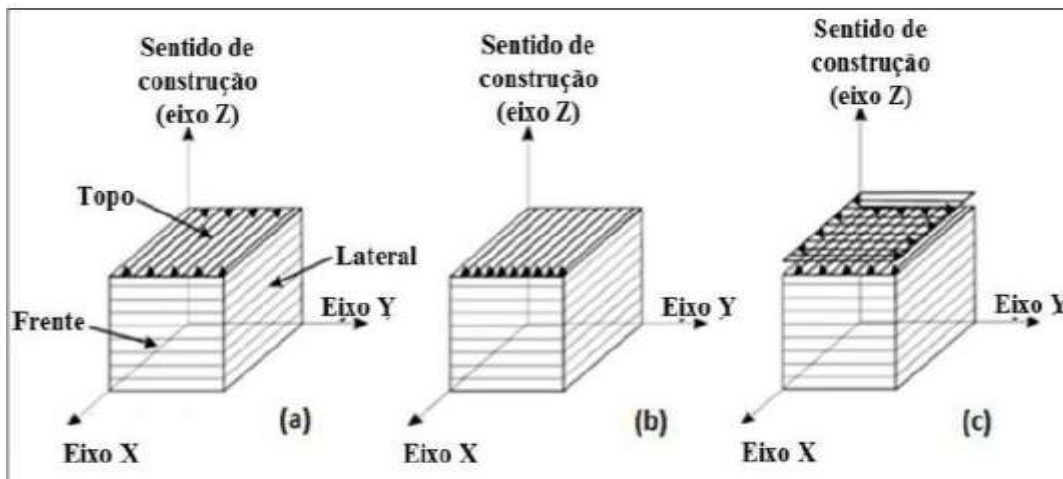


Fonte: (9)

A estratégia de construção dos componentes fabricados por DMLS influencia na porosidade, no formato dos grãos e na resistência mecânica do componente. Na Figura 49 estão representados três tipos de estratégia de fabricação em linha, sendo o primeiro em ziguezague, sem alteração entre as camadas, o segundo unidirecional, sem mudança entre as camadas e por fim em ziguezague, girando em 90° cada camada sinterizada (42).

As variáveis que condicionam o tempo de construção são o tamanho da área da camada sinterizada, a altura de construção, a velocidade de varrimento do laser, a distância entre linhas de varrimento do laser e a estratégia de construção.

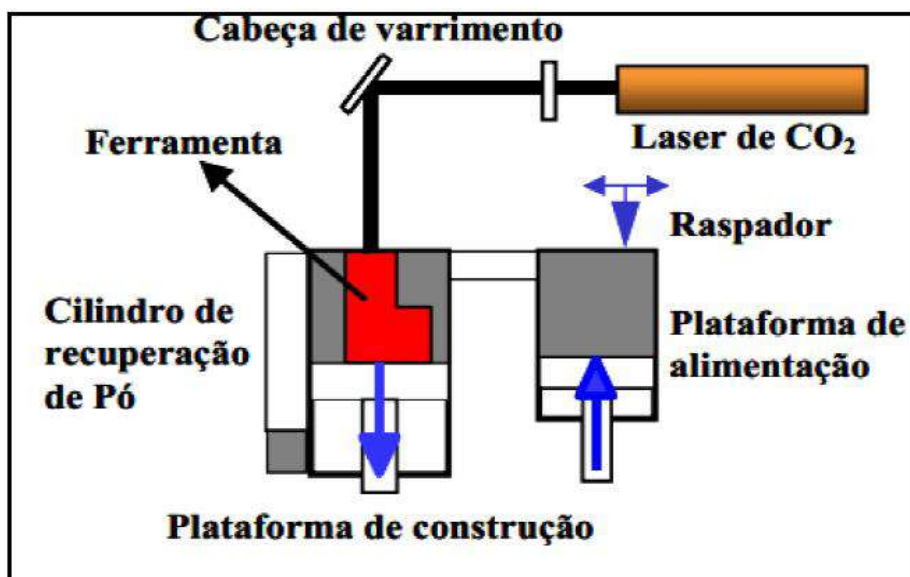
Figura 20 – Estratégias de construção no processo DMLS: (a) zigzague (sem mudança entre camadas); (b) unidirecional (sem mudança entre camadas); e (c) zigzague (girando em 90° a cada camada).



Fonte: (42)

Na figura 21 observa-se o esquema de funcionamento da tecnologia de manufatura aditiva do tipo DMLS o qual produziu o implante denominado Placa Condilar da ATM.

Figura 21 - Diagrama esquemático do processo DMLS



Fonte: (9)

As principais características do equipamento de manufatura aditiva do tipo DMLS são as seguintes (9):

- ✓ Proteção com atmosfera controlada de argônio de modo a minimizar a oxidação dos materiais;
- ✓ Plataforma de construção aquecida com o objetivo de atenuar as tensões residuais geradas durante a solidificação;
- ✓ Plataforma de construção formada por uma placa espessa de aço para aumentar a rigidez durante a construção da peça e evitar distorções de forma associadas ao processo de sinterização;
- ✓ Utiliza um laser de CO₂ de alta potência para sinterização adequada e direta do material.

A tecnologia DMLS usa uma mistura de pós especialmente desenvolvida para o equipamento. Essa mistura de pós funciona de maneira eficaz com os parâmetros de máquina bem estabelecidos para a condição do material que será utilizado na fabricação da prótese personalizada.

Na figura 22 é apresentada a máquina EOSINT M270 de manufatura aditiva por DMLS utilizada no estudo.

Figura 22 – Máquina de manufatura aditiva EOSINT M270



Fonte: Dados do próprio autor.

Em alguns casos, como do implante projetado nesse estudo, o processo por DMLS pode realizar uma densificação do material de maneira eficiente e para que isso ocorra a máquina deve possuir um ambiente propício, onde a fase líquida deve estar presente em quantidade suficiente para assegurar um rápido preenchimento dos poros, pois sabe-se que o laser gera energia ao material em frações de segundos e esse logo se resfriará uma vez que o processo é rápido e pontual. A molhabilidade do sólido pelo líquido deve ser elevada e a energia absorvida vai ser transmitida por condução durante o processo. Quanto maior for a área específica dos pós (menor granulometria do pó) maior será a densificação do material (9).

Tabela 4 – Parâmetros de construção utilizados na EOSINT M270

Parâmetros da Máquina DMLS	
Potência do Laser	170 W
Velocidade de varrimento	1250 mm/s
Espessura da camada	30 microns
Espaçamento entre Linhas	100 microns
Estratégia de construção	Ziguezague (girando em 90° a cada camada)

Fonte: Dados fornecidos pelo laboratório Biofabris.

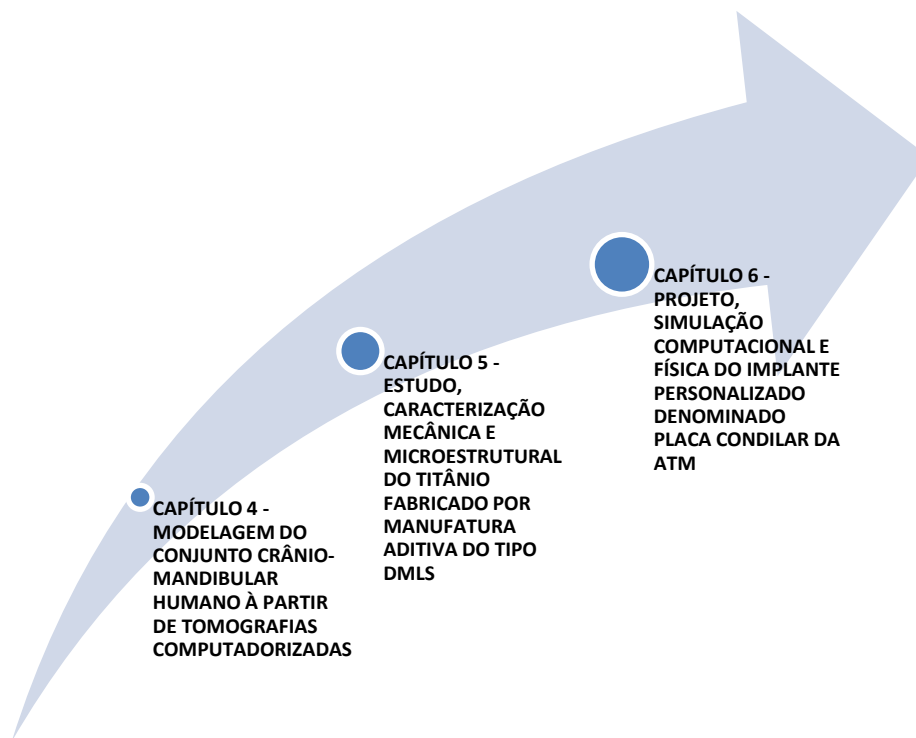
Os parâmetros definidos na construção do implante personalizado por manufatura aditiva são os recomendados pelo fabricante do equipamento para a liga de titânio Ti-6Al-4V quando o objetivo for produzir peças com máxima densificação. Os parâmetros de fabricação encontram-se na tabela 4.

3.2 Metodologia utilizada para o estudo, análise e construção do Implante Personalizado

A metodologia utilizada para o estudo, análise e construção da Placa Condilar da ATM está apresentada na figura 23.

A metodologia utilizada nesta tese segue uma sequencia ascendente de projeto iniciando com a modelagem da região de implantação da prótese, em seguida realizando a caracterização mecânica e microestrutural do material utilizado e por fim simulando os esforços e a adaptação do implante na mandíbula. Os capítulos 4, 5 e 6 são considerados resultados e discussões desse trabalho.

Figura 23 – Metodologia utilizada no estudo, análise e construção do implante personalizado em liga de titânio à partir de tomografias computadorizadas



Fonte: Dados do próprio autor.

No capítulo 4 foi iniciada uma modelagem tridimensional da região da ATM a partir de tomografia computadorizada. O modelo criado retrata uma mandíbula saudável do paciente não apresentando nenhum tipo de patologia. Além do modelo geométrico computacional foi criado um modelo matemático e realizado simulações de tensões e deformações na região da ATM.

No capítulo 5 foi realizada uma caracterização mecânica e microestrutural da liga de titânio utilizada na construção do implante personalizado. Isso se fez necessário para conhecer melhor o material e o processo de fabricação utilizado na prótese. Também foi importante para adquirir as propriedades mecânicas da liga com o intuito de utilizar esses dados nas simulações numéricas computacionais do modelo criado.

No capítulo 6 projetou-se o implante personalizado da ATM com o uso da tomografia computadorizada. O modelo computacional criado no capítulo 4 foi reestruturado para receber o implante Placa Condilar da ATM. Foram mantidas, para o novo modelo reestruturado, as mesmas condições de contorno do modelo da mandíbula saudável, ou seja, as mesmas restrições e forças aplicadas. Realizou-se nesse capítulo

simulações dos esforços referentes à mastigação humana severa. Também no capítulo 6 é relatada a construção do implante personalizado em liga de titânio no equipamento de manufatura aditiva do tipo DMLS. Foi construída, além do implante, a mandíbula do paciente em material polimérico para realização de simulações físicas com o objetivo de verificar a adaptação da prótese na anatomia do paciente.

4 MODELAGEM DO CONJUNTO CRÂNIO-MANDIBULAR HUMANO A PARTIR DE TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS

Neste capítulo foi realizado grande esforço para elaborar e descrever uma metodologia de criação de modelos geométricos computacionais a partir de tomografias computadorizadas e utilizar essa metodologia para propiciar as análises de tensões e deformações das regiões anatômicas do corpo humano através de um modelo matemático computacional.

4.1 Manipulação e conversão dos arquivos inicialmente em formato DICOM

A primeira etapa do processo de digitalização de imagens anatômicas através de tomografias computadorizadas é realizar a própria tomografia computadorizada na região desejada e importar os arquivos gerados pelo tomógrafo para o software *Invesalius*. Na figura 24 são mostrados os arquivos radiológicos de um único paciente da região Crânio-Mandibular, no formato DICOM, recebidos do laboratório INCT-BIOFABRIS.

Figura 24 – Arquivos DICOM da região Crânio-Mandibular humana

Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho
Dicomdir	27/04/2012 15:00	Arquivo	172 KB
Paciente 04_26_20120001.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120002.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120003.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120004.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120005.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120006.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120007.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120008.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120009.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120010.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120011.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB
Paciente 04_26_20120012.dcm	27/04/2012 14:56	Arquivo DCM	1.252 KB

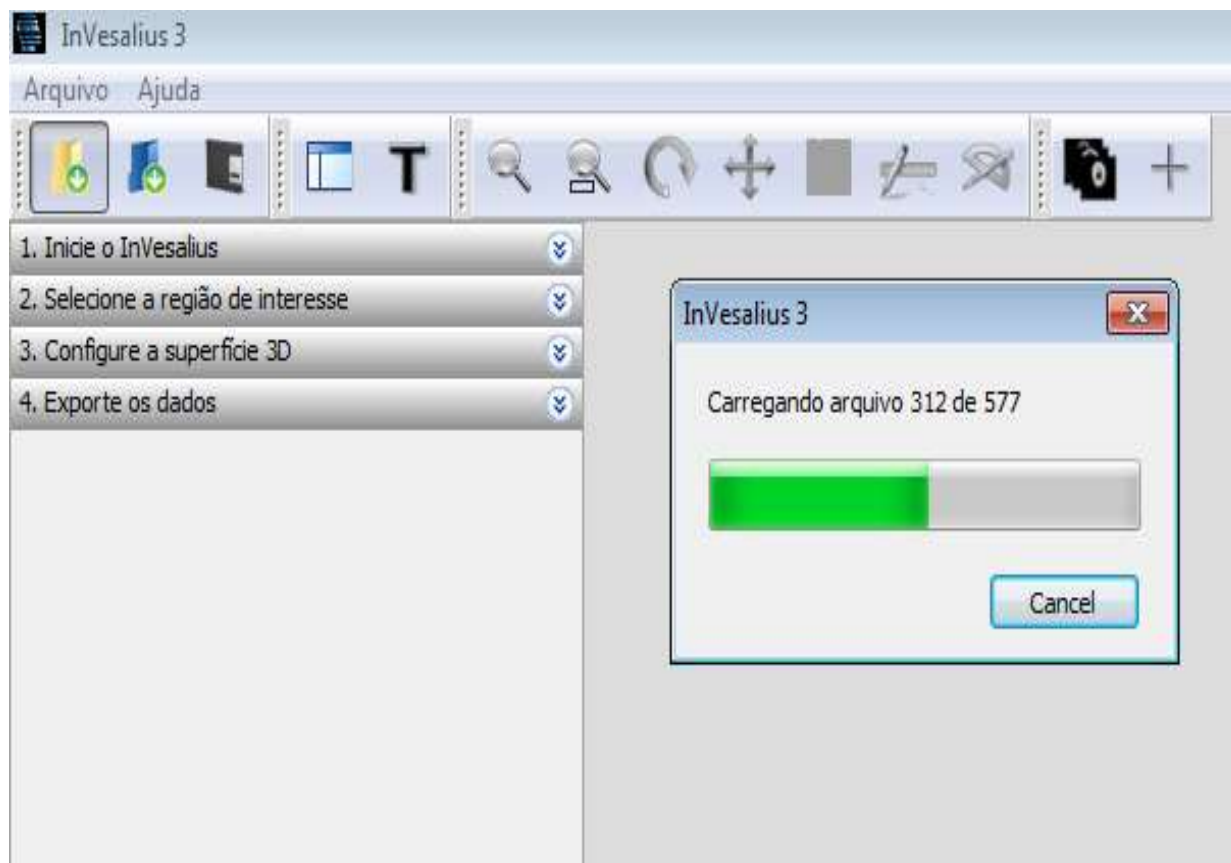
Fonte: Dados próprio autor.

A tomografia computadorizada realizada no paciente gerou 577 arquivos de extensão DCM que são as imagens do fatiamento 2D (imagens planas tomográficas) provindas do software do equipamento tomográfico na região de interesse para a pesquisa, no caso a região crânio-mandibular.

Nessa etapa de pré-processamento e tratamento dos dados da TC, os arquivos da tomografia computadorizada da região crânio-mandibular do indivíduo foram importados para o software *InVesalius* e a partir daí, passou-se a processamento.

Esta etapa é muito simples, apenas é preciso indicar a pasta onde se encontra os arquivos gerados na tomografia computadorizada. Isso está demonstrado na figura 25.

Figura 25 – Importação dos arquivos no formato DICOM

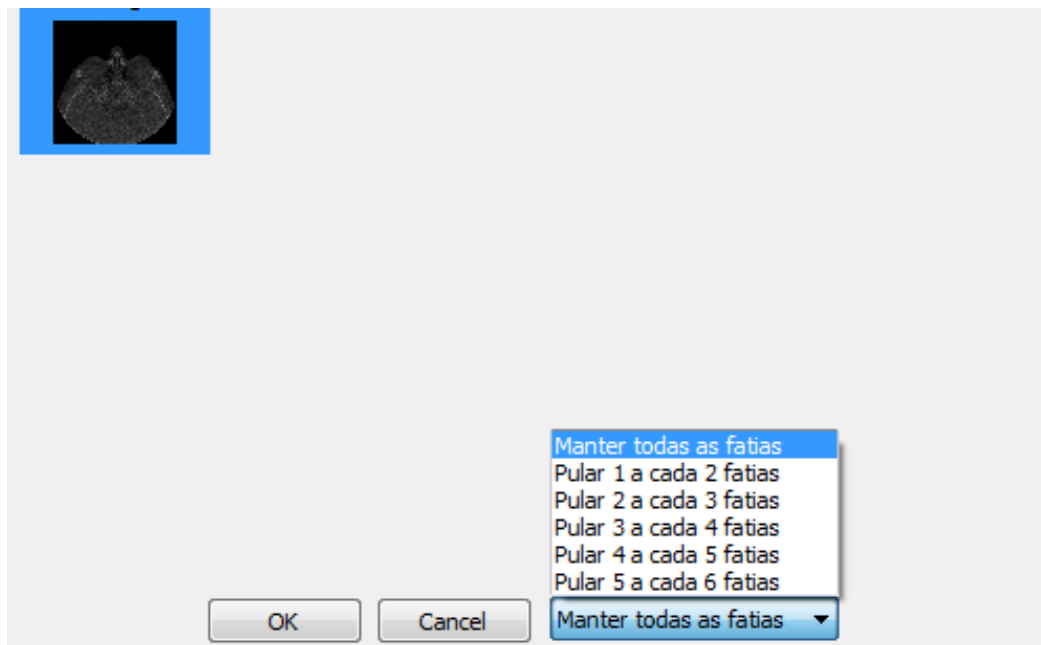


Fonte: Dados do próprio autor.

A geração da imagem 3D envolve a definição de quantas e quais as fatias (imagens planas) da TC serão usadas. Um número maior de fatias (imagens) melhora a resolução do modelo, no entanto torna o processamento mais lento. A escolha de quantas e quais fatias serão usadas depende do compromisso entre resolução e tempo de

processamento. A opção neste trabalho foi pela resolução e todas as imagens da TC foram utilizadas para criação da imagem 3D. Na figura 26 está ilustrado este processo.

Figura 26 – Escolha das fatias para gerar imagem 3D



Fonte: Dados do próprio autor.

O próximo passo é a escolha do tipo de tecido, onde foi usada a janela selecione ou edite valor de limiar (*threshold*).

Threshold é uma técnica de segmentação de imagens que se baseia na diferença dos níveis de cinza que compõe diferentes objetos de uma imagem. Estabelecendo um limiar de acordo com as características do objeto que se deseja isolar, a imagem pode ser segmentada em dois grupos. O grupo de pixels (ou voxels) com níveis de cinza abaixo do limiar e o grupo de pixels (ou voxels) com níveis de cinza acima do limiar. Quando utilizada a técnica de *Threshold* um valor fixo para todos os pixels (ou voxels) de mesmo grupo é atribuído (8).

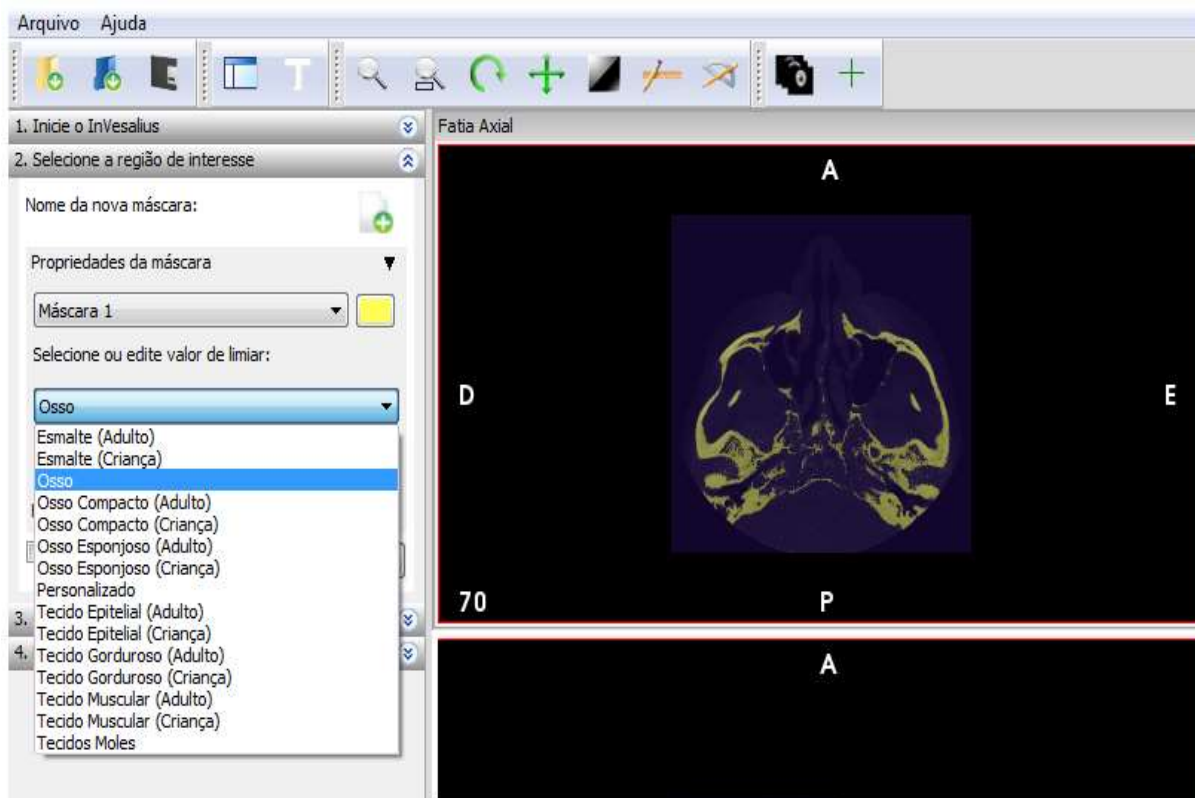
Foi utilizada a opção Osso, sem edição do limiar, ou seja, mantendo o padrão do software. A escolha do tipo de material usado no modelo está diretamente relacionada com a região a ser digitalizada, ou seja, se é desejado visualizar estruturas ósseas será escolhida a opção com o tipo de tecido ou órgão que apresente essas especificações. Os tecidos humanos são constituídos de células agrupadas que desempenham juntas uma determinada função e isso é detectado pelo software para geração da imagem tridimensional. A escolha do tipo de tecido está relacionada às características do paciente

e essa escolha pode ser editada (*threshold*) para apresentar melhores resultados durante a geração da imagem. A ferramenta de pré-processamento do software *Invesalius* permite, manualmente, limpar as imagens bidimensionais e selecionar a região de interesse para estudo, permite ainda eliminar as áreas não desejadas, realçar áreas que possam estar com falhas ou mesmo recriar áreas defeituosas, redesenhando a imagem.

Na figura 27 é mostrada a etapa de escolha do tipo de tecido. Existem opções de escolha pré-configuradas no software, ou se desejado, a opção de personalização, como explicado anteriormente. Algumas das opções estão citadas a seguir:

- ✓ Osso;
- ✓ Esmalte;
- ✓ Tecido Epitelial;
- ✓ Tecidos Moles;
- ✓ Tecidos Musculares.

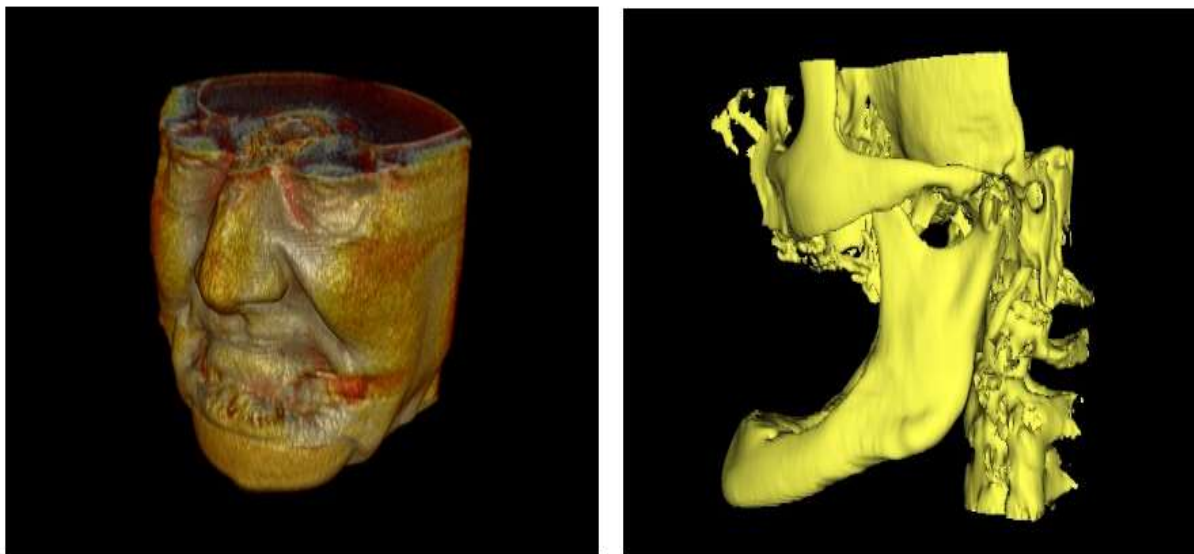
Figura 27 – Escolha do tipo de tecido de interesse



Fonte: Dados do próprio autor.

A escolha que obteve o melhor resultado foi a opção “Osso”, sem edição. Foram geradas várias imagens da região de interesse antes de se realizar a escolha adequada. Após a escolha do tipo de tecido gera-se a imagem tridimensional como está evidenciado na figura 28.

Figura 28 – Imagem 3D gerada pelo *Invesalius*



Fonte: Dados do próprio autor.

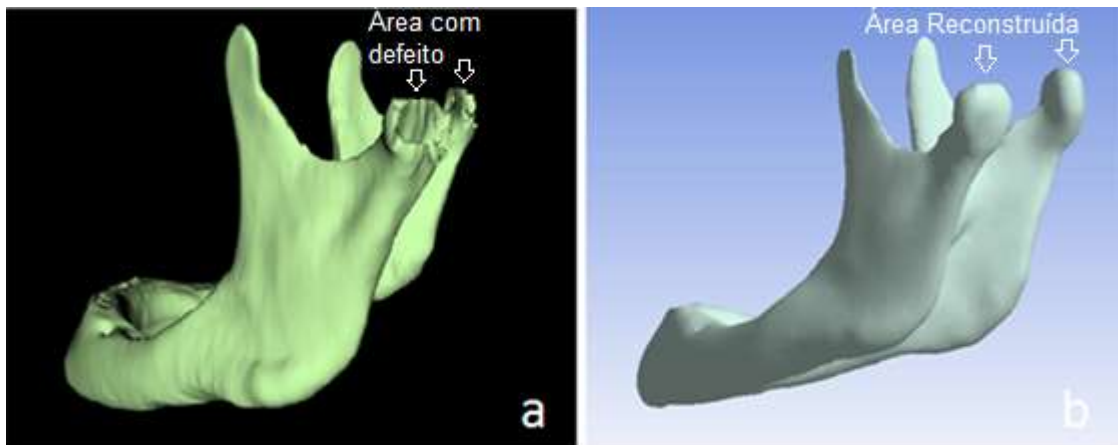
O último processo a ser realizado no *Invesalius* é exportar a imagem gerada e salvá-la em um arquivo de extensão STL.

O processo realizado no *Invesalius* exige paciência, pois geometrias complexas como as das regiões ósseas do corpo humano geram uma malha triangular muito rica e isso onera o processamento das imagens no computador PC.

No estudo aqui exposto, após gerar a imagem tridimensional, foi realizada a reconstrução do côndilo esquerdo e direito do paciente por apresentar desgaste devido a patologias da ATM. Na figura 29 é mostrado o côndilo com a presença do defeito [figura 29(a)] e após realização do trabalho de reconstrução [figura 29(b)].

A reconstrução da área do côndilo foi feita redesenhando a imagem em cada fatia plana (2D) provinda da TC no software *Invesalius*, e após esse processo foi realizada a geração da malha de triângulos tridimensionais no formato STL no *Invesalius*.

Figura 29 – Mandíbula do paciente com defeito condilar (a) e posteriormente reconstruída (b)



Fonte: Dados do próprio autor.

Depois da geometria ser gerada como uma superfície de triângulos tridimensionais foram utilizados filtros de imagem que propiciaram a melhoria do reparo do côndilo da mandíbula, além da redução do número de triângulos e suavização da superfície da mandíbula.

A aplicação de filtros ajuda a reduzir o tamanho das imagens e melhora a aparência. Porém, algumas distorções no modelo podem ser criadas devido ao uso dos filtros. No caso do processo utilizado neste estudo, o uso dos filtros foi necessário para reconstruir o côndilo do paciente, para obter uma geometria mais homogênea e também devido a limitações de software e hardware. Estes tipos de filtros devem ser utilizados com cuidado para não distorcer o modelo geométrico excessivamente e nunca devem ser usados como um procedimento padrão (4, 8).

No software *Meshlab* utilizou-se o filtro de suavização de superfície (*smoothing*) que possibilita o ajuste de posição dos pontos da malha STL e melhora a visualização da imagem. Em seguida foi usado o filtro de simplificação de malha triangular (*decimation*) que reduz o número de triângulos reorganizando a malha STL, reduzindo assim a quantidade de memória necessária para seu armazenamento e possibilitando usar o plug-in do software *Rhinocerus* para conversão em um volume no formato NURBS.

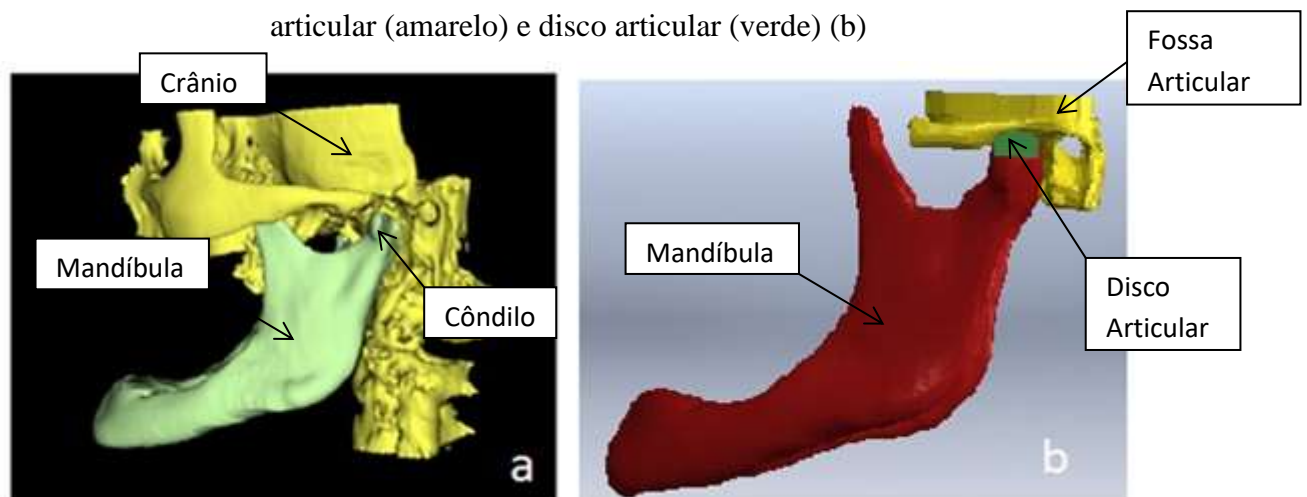
O plug-in *MeshToSolid* do *Rhinoceros* foi utilizado para conversão da malha de triângulos em um volume, formato NURBS e finalmente, o modelo 3D foi definido no formato IGES que pode ser lido na maioria dos softwares de análise pelo método de

elementos finitos. Um aspecto importante a ser ressaltado nesta etapa é observar a forma dos elementos na malha 3D, ou seja, pode haver elementos degenerados no modelo 3D. Esse problema foi resolvido utilizando uma ferramenta denominada diagnóstico de importação implementada no *Solidworks* que varre a malha de triângulos localizando áreas desconectadas e propõe soluções automáticas para a união da superfície do sólido tridimensional.

Nem sempre os elementos degenerados podem ser corrigidos com a importação de diagnóstico do SolidWorks. Para solucionar esse problema, há um plug-in gratuito do *Solidworks* chamado "*Scan to 3D*" que pode ser usado como uma opção para correção, porque ele tem algumas ferramentas para limpar e corrigir uma malha e fazer um melhor modelo NURBS. No *Ansys* a ferramenta de "topologia virtual" pode resolver geometrias com problema e possibilitar uma malha de elementos finitos de melhor qualidade. O *Ansys Designmodeler* ou o *Ansys Spaceclaim*, quando disponíveis, são ótimas ferramentas para corrigir geometrias irregulares e fornecer uma modelagem mais realista.

Na figura 30(a) é mostrada a imagem tridimensional completa da TC, gerada no *Invesalius*, envolvendo todos os elementos ósseos da região crânio-mandibular.

Figura 30 – Imagem da região crânio-mandibular do paciente (a) e modelo proposto com a separação da região da ATM em três componentes, mandíbula (vermelho), fossa articular (amarelo) e disco articular (verde) (b)



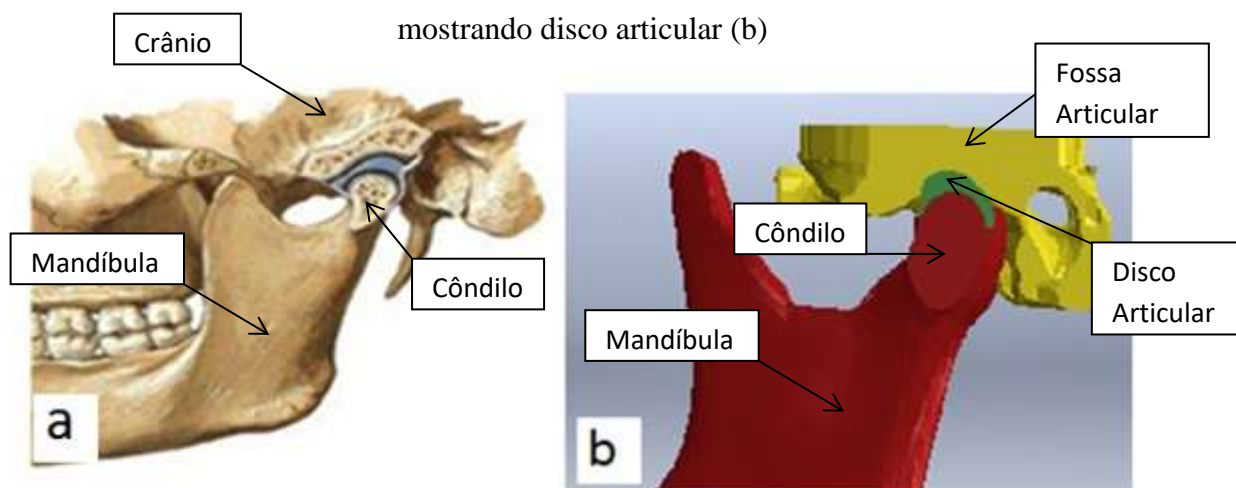
Fonte: Dados do próprio autor.

Para avaliar e analisar o conjunto da ATM foi realizado a separação e montagem dos componentes do modelo a partir da imagem da região crânio-mandibular gerada. Na

figura 30(b) é mostrado o modelo proposto em que a região da ATM foi separada em três componentes, denominados: mandíbula (realçada na cor vermelha), fossa articular (em amarelo) e disco articular (realçado na cor verde).

A separação em três componentes do modelo virtual [figura 30(b)] foi feita tomando como referencia a figura 31(a) que apresenta uma ilustração em corte da anatomia real de um paciente, em que pode ser visto os três componentes principais da região da Articulação Temporomandibular além de cavidades na parte superior e inferior do disco articular onde o líquido sinovial está presente. Na figura 31 é apresentada uma ilustração do disco articular real (anatomia humana) [figura 31(a)] e um corte da interface do modelo virtual na região da ATM [figura 31(b)].

Figura 31 – Anatomia humana ilustrada por Netter (a) e corte do modelo virtual criado



Fonte: (27)

A fossa articular foi criada a partir do crânio do paciente, onde foram realizados cortes na estrutura craniana permitindo a separação em duas peças distintas no modelo virtual que, posteriormente, foram posicionadas na região do côndilo, acima do disco articular. O disco articular representa a interface entre o crânio (fossa articular) e o côndilo da mandíbula. Para criação desse componente foram realizadas, no software *Rhinoceros*, operações booleanas entre as duas estruturas (mandíbula e crânio) e a intersecção resultante gerou o disco articular do modelo computacional. Essa estrutura foi considerada como sendo a união do disco articular existente na anatomia humana e o fluido sinovial que lubrifica a articulação da ATM.

Uma vez definido o modelo final da região da ATM formado pela mandíbula, fossa articular e disco articular o conjunto foi exportado para o programa de elementos finitos *Ansys*.

A maior dificuldade encontrada na criação do modelo foi o processo de separação, limpeza e reconstrução da geometria. Nessas etapas foram utilizados processos manuais nos softwares *Invesalious e Rhinocerus* e processos automáticos no software *Meshlab e Solidworks*. Pequenas alterações na geometria foram notadas. Outra dificuldade está no hardware utilizado que deve ser mais robusto possibilitando que o processo seja otimizado, pois como dito anteriormente, a malha STL, quando numerosa, utiliza grande quantidade de processamento e memória computacional.

4.2 Criação do modelo matemático e simulação dos esforços na região Crânio-Mandibular

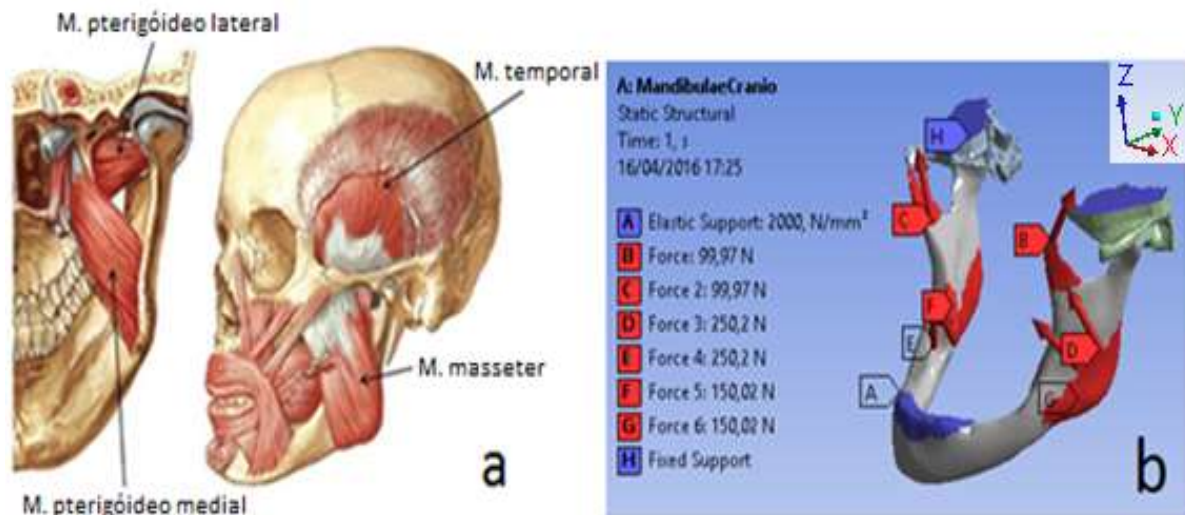
Nesta primeira análise pelo método dos elementos finitos busca-se calcular as tensões e deformações do conjunto crânio-mandibular saudável (sem a implantação da prótese) devido às forças envolvidas na mastigação, de forma que o conhecimento desses esforços possam gerar subsídios para o desenvolvimento de uma prótese personalizada da ATM. O modelo de Elementos Finitos da região da ATM produzido neste trabalho foi gerado no software comercial *Ansys*, utilizando elementos sólidos tetraédricos. Os materiais foram considerados para a simulação numérica computacional como isotrópicos, contínuos e em regime elástico linear, simplificação aceita por autores de estudos similares.

As forças aplicadas no modelo foram definidas com base na atuação dos principais músculos envolvidos na mastigação humana: masseter, pterigoideo medial e temporal. A disposição dos músculos e as terminações são ilustradas na figura 26(a). As forças inferidas foram da ordem de 1000N distribuídas nas respectivas inserções dos músculos com a mandíbula de forma simétrica em relação ao lado esquerdo e direito da mandíbula. As direções das forças aplicadas e posições dos músculos foram definidas com base no trabalho de Bertol (30), Al-Ahmari (36) e Sobotta (38). O músculo masseter recebeu uma força distribuída da ordem de 500N, o músculo pterigoideo medial recebeu uma força distribuída de 300N e o músculo temporal uma força de 200N.

As condições de restrição da mandíbula e crânio foram aproximadas por molas de alta rigidez [posição A na figura 32(b), mandíbula] de forma simétrica nos dentes

incisivos e uma fixação totalmente rígida [posição H na figura 32(b), crânio] na parte superior da fossa articular. Todas as condições de contorno aplicadas para o modelo, posições e orientações das forças musculares e restrições consideradas estão mostradas na figura 32(b) e na figura 33 de forma segmentada.

Figura 32 – Principais músculos da mastigação na figura (a) e condições de contorno aplicadas ao modelo virtual na figura (b)



Fonte: (38)

As características atribuídas às molas de alta rigidez (constante de mola) foram determinadas através da simulação e verificação dos resultados de deformação no próprio modelo da região crânio-mandibular, comparando os resultados da deformação encontrada na simulação dos suportes totalmente rígidos com as molas de alta rigidez, desta forma um valor ideal para as molas foi determinado.

Na tabela 5 são apresentadas as direções dos vetores de forças (decomposição nos eixos X, Y, Z) em relação ao eixo de coordenadas da origem, apresentado na figura 32(b). Esses vetores de força representam a reação muscular durante o ato de mastigação. Na imagem os vetores são unitários em cada posição dos músculos, em ambos os lados da mandíbula, mas para o cálculo computacional estes vetores estão distribuídos, ou seja, são vários vetores na região dos músculos da mastigação humana.

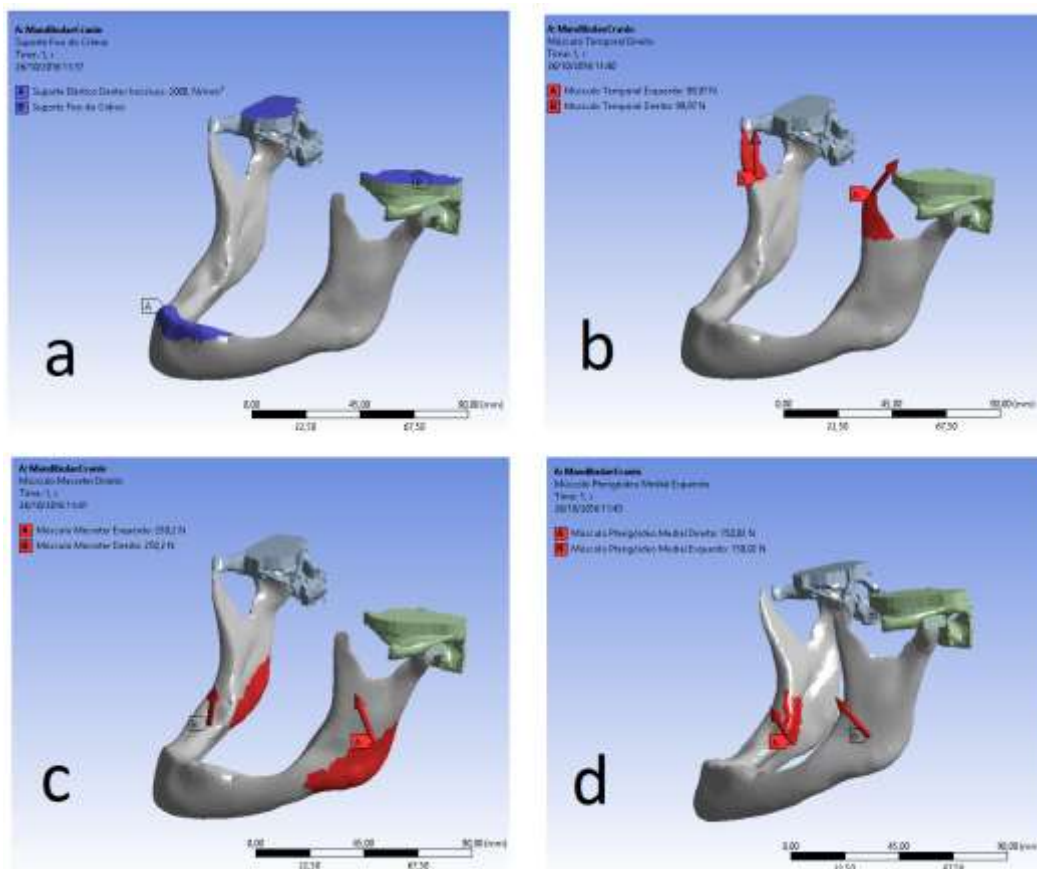
Tabela 5 – Direção das reações de forças, em relação à origem, nas posições dos músculos da mastigação e sua magnitude (módulo)

Músculos	Eixo X (N)	Eixo Y (N)	Eixo Z (N)	Magnitude (N)
Masseter Direito	104,7	-51,7	221,2	250
Masseter Esquerdo	-104,7	-51,7	221,2	250
Temporal Direito	-50,0	22,1	83,7	100
Temporal Esquerdo	50,0	22,1	83,7	100
Pterigóideo Medial Direito	55,8	-72,9	118,6	150
Pterigóideo Medial Esquerdo	-55,8	-72,9	118,6	150

Fonte: (30)

Na figura 33 é mostrado separadamente as forças e restrições criadas para o modelo virtual matemático da região crânio-mandibular humana.

Figura 33 – Condições de contorno aplicadas ao modelo matemático virtual. A figura (a) mostra restrições do movimento, as figuras (b), (c) e (d) mostra as posições e direções das reações dos músculos



Fonte: Dados do próprio autor.

Na figura 33(a) está identificada em azul a restrição rígida na posição dos dentes incisivos (dentes centrais), modelada através de molas de alta rigidez, na posição A. Na posição B está identificada a restrição de fixação totalmente rígida criada na região superior da fossa articular. Na figura 33(b) está identificado em vermelho a posição e direção de reação das forças do músculo temporal esquerdo e direito respectivamente (posição A e B na figura). Na figura 33(c) está identificado em vermelho a posição e direção de reação das forças do músculo masseter esquerdo e direito respectivamente (posição A e B na figura). Na figura 33(d) está identificado em vermelho a posição e direção de reação das forças do músculo pterigoideo medial direito e esquerdo respectivamente (posição A e B na figura).

Pequenas diferenças nas direções das reações musculares produzem alterações mínimas nos resultados dos cálculos computacionais, ou seja, podem ser desprezadas na análise de tensões e deformações da região crânio-mandibular. O estudo que corrobora essa afirmação está descrito no trabalho de Al-Ahmari (36), onde foram realizadas várias simulações com diferentes direções das reações musculares, e os resultados comprovaram a afirmação aqui exposta.

Para geração da malha de elementos finitos foi utilizada geração automática com elementos de tamanho 1,0 a 3,0 mm, formato tetraédrico e algoritmo matemático do tipo *Patch Independent*, e posteriormente, foi feita a avaliação de convergências a partir das simulações das tensões resultantes.

O algoritmo *Patch Independent* não é a melhor opção para gerar malhas de elementos finitos para análise estrutural, no entanto, devido à existência de geometrias complexas no modelo esta opção foi realmente necessária, possivelmente com correções aprofundadas na geometria do modelo o uso desse tipo de algoritmo poderia ser evitado.

Foi utilizado o elemento sólido tetraédrico (Solid187) e o tempo médio de processamento para cálculo das tensões e deformações foi de 913,54 segundos. As interações para solução do problema foram cessadas quando foi alcançado um erro na variação do cálculo computacional das tensões menor que $1,0e-08$. O número de nós e elementos do modelo foram respectivamente: 626.590,00 e 417.322,00.

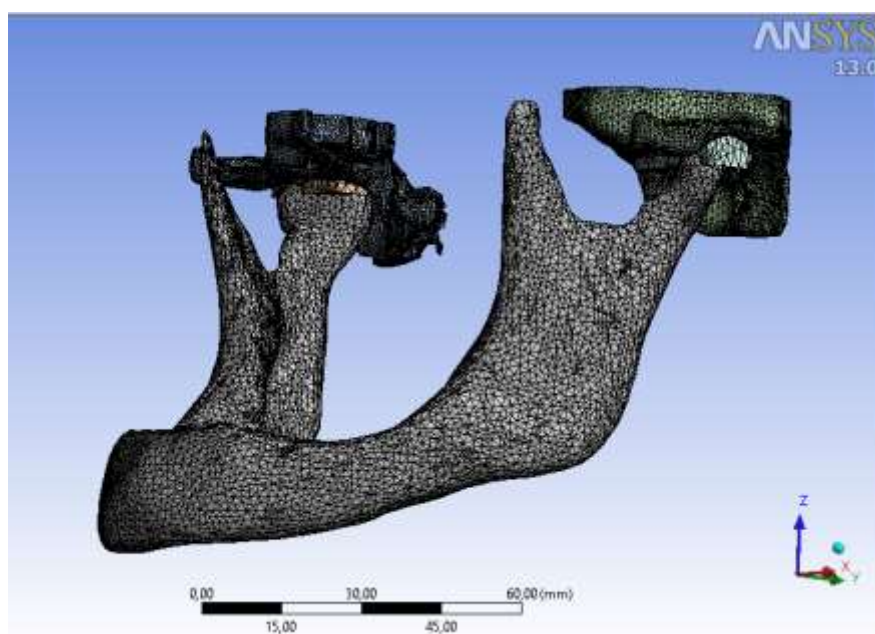
A análise aqui apresentada trata da distribuição de tensões e deformações do conjunto crânio-mandibular saudável. As conexões entre o côndilo da mandíbula, o disco articular e a fossa articular do crânio foram realizadas a partir de elementos de colagem

no software *Ansys*, não permitindo movimento entre as partes. Essa simplificação foi atribuída devido ao caráter estático da análise do sistema, aqui proposto.

É importante notar que o disco articular modelado neste trabalho não é uma representação fiel da anatomia real do disco articular humano, mas é uma condição melhor do que a simples omissão desta região em modelos que estudam os esforços na ATM.

Na figura 34 é apresentada a malha do modelo de elementos finitos do sistema crânio-mandibular.

Figura 34 - Malha tetraédrica gerada pelo software AnsysWorkbench



Fonte: Dados do próprio autor.

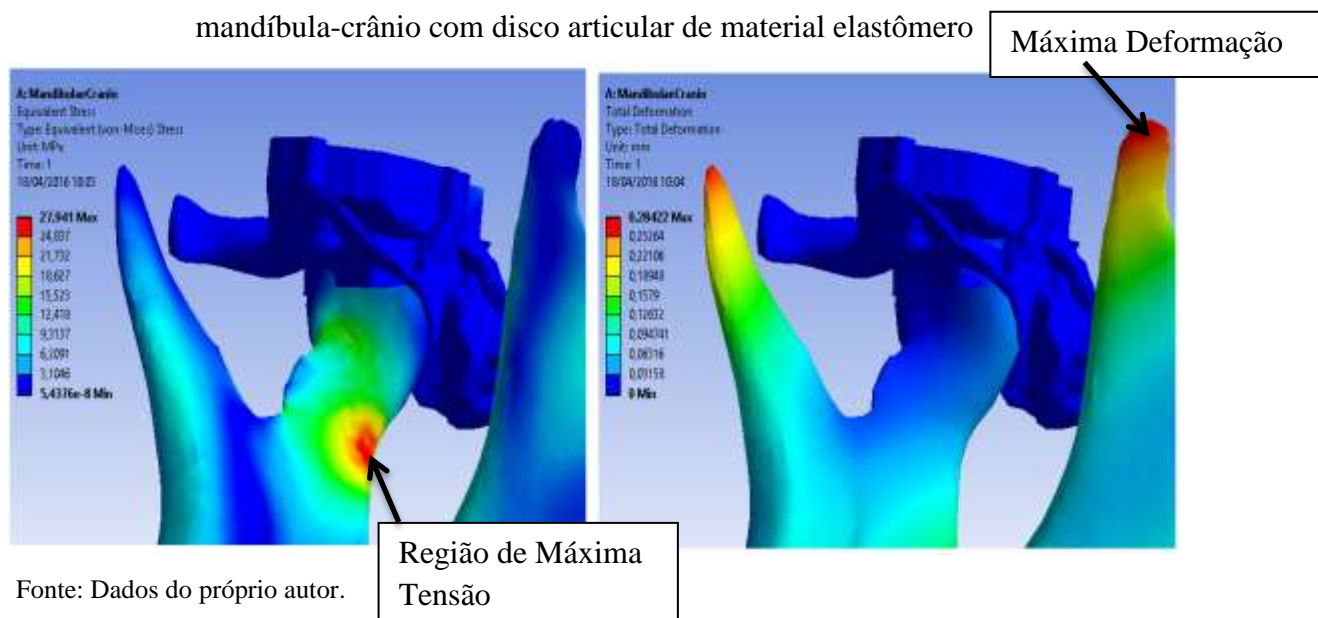
Foram realizados dois tipos de análises para o modelo virtual com o intuito de comparação das tensões e deformações resultantes. A primeira análise considera o disco articular com propriedades mecânicas similares a elastômeros, mais especificamente as propriedades mecânicas se assemelham ao material borracha rígida butílica (*Hard Butyl rubber*) (41). Essa atribuição foi considerada devido à característica elástica do disco articular que é evidenciada em livros e trabalhos publicados (27, 38). Considerando a área entre o côndilo e fossa articular como uma única interface e com propriedades de materiais elastômeros, assim foi elaborado um modelo para essa região e atribuiu-se as seguintes propriedades para o material na simulação: módulo de elasticidade igual a 150 MPa, coeficiente de Poisson igual a 0,49. Para a mandíbula e a fossa articular foram

atribuídas propriedades do osso compacto adulto, que seguem: módulo de elasticidade igual a 15 GPa, coeficiente de Poisson igual a 0,30 (30, 33-40).

A segunda análise proposta considera o material do disco articular com propriedades mecânicas similares ao osso compacto adulto. Para a simulação estática provavelmente essa consideração não trará resultados discrepantes entre as análises. Mas possivelmente para análise dinâmica, como ensaios em fadiga ou outros ensaios dinâmicos, os resultados apresentariam uma diferença representativa.

Na figura 35 são mostrados os resultados da primeira análise, evidenciando as distribuições de tensões e deformações. Nota-se uma região onde a tensão de von-Mises é máxima da ordem de 27,94 MPa e uma deformação máxima de 0,28 mm.

Figura 35 – Distribuição de tensões e distribuição de deformações no conjunto mandíbula-crânio com disco articular de material elastômero



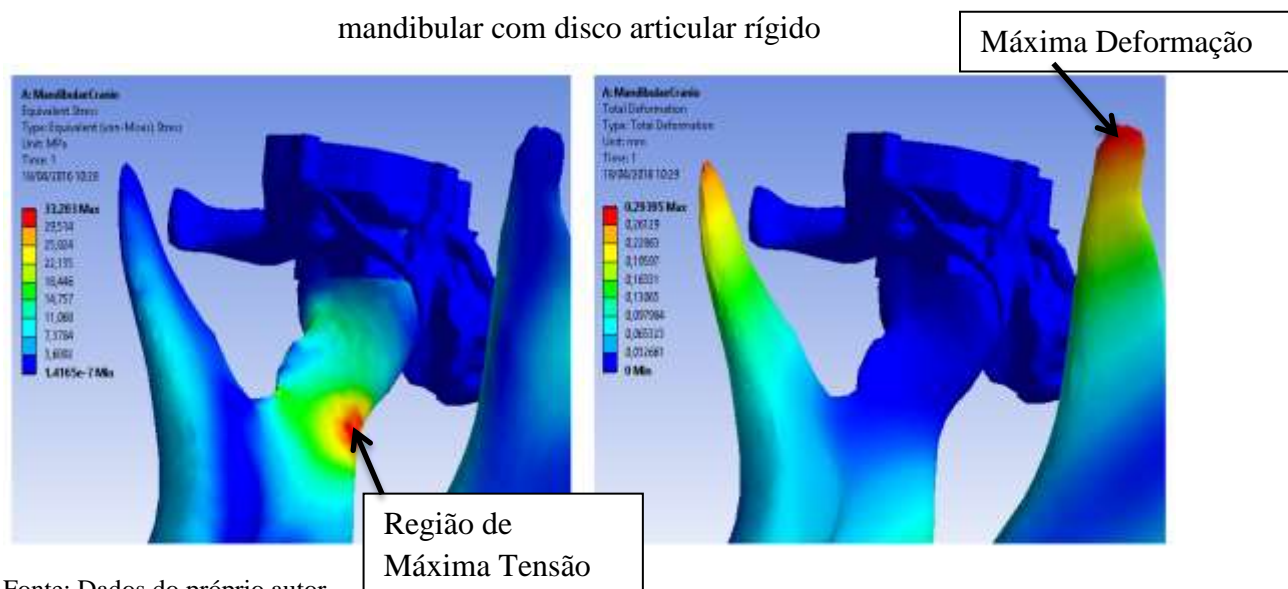
A comparação dos valores obtidos mostra que os mesmos são coerentes com os valores observados em outros trabalhos referentes à análise de tensões e deformações da mandíbula humana (30, 33, 35). No trabalho de Ying et al. (35) a máxima tensão encontrada foi de 25 MPa para o modelo de mandíbula saudável (totalmente íntegra), já para Mahdian et al. (33) as tensões máximas estão em torno de 60 MPa, porém em seu estudo o modelo contempla um implante aloplástico em titânio, aplicado na parte medial da mandíbula, o qual provavelmente gerou tensões mais altas. Para Bertol (30) a maior tensão de von-Mises encontra-se em torno de 20 MPa, considerando uma mandíbula saudável. Nos estudos citados neste parágrafo as forças musculares (cargas), aplicadas

nos respectivos modelos, estão ligeiramente abaixo das aplicadas no modelo desta tese, justificando a pequena variação positiva do resultado das tensões de von-Mises apresentadas aqui. É importante enfatizar também que cada indivíduo possui características geométricas (anatômicas) próprias para as respectivas mandíbulas e isso contribui nas diferenças dos resultados das simulações encontradas nos estudos.

A maior tensão encontrada, situada na parte posterior do ramo ascendente próximo a região do côndilo (figuras 35 e 36), não atinge o limite de escoamento do osso humano da ordem de 130 a 190 MPa (38). A máxima deformação apresentada é coerente e está localizada na área de menor rigidez da mandíbula e próxima a aplicação das forças do músculo temporal.

A segunda análise apresenta o conjunto modelado com as mesmas propriedades mecânicas para todos os componentes. Toda a estrutura foi considerada com o material osso compacto adulto. Nota-se no disco articular menores deformações, como seria de se esperar, as tensões apresentaram valores de maior magnitude comparadas com a primeira análise (disco de material elastômero) e a maior tensão foi de 33,20 MPa. A máxima deformação permaneceu inalterada na ordem de 0,29 mm. Na figura 36 estão apresentados os resultados acima descritos.

Figura 36 – Distribuição de tensões e distribuição de deformações no conjunto crânio-
mandibular com disco articular rígido



Fonte: Dados do próprio autor.

Devido à mobilidade que o disco articular de material elastômero proporciona para o conjunto, as tensões foram menores para a primeira análise. Como mencionado

anteriormente se for considerada uma análise dinâmica, provavelmente os resultados entre as análises apresentadas seriam bem mais discrepantes, pois o disco de material elastômero funcionaria como um amortecedor para a região da ATM, minimizando desgastes e reações ao impacto na região.

Tanto para o disco articular com propriedades elásticas como para o disco articular com propriedades ósseas as tensões não atingem, nem se aproximam, do limite de escoamento do material.

Após criar o modelo matemático saudável da região crânio-mandibular e comparar o resultado das simulações com a literatura atual, é necessário agora caracterizar o material da prótese da ATM para aplicar os resultados obtidos nas simulações computacionais e nas teorias de fadiga, propiciando o desenvolvimento do implante personalizado em liga de titânio denominado Placa Condilar da ATM.

O estudo mecânico e microestrutural de biomateriais produzidos por manufatura aditiva é de grande relevância para o conhecimento das propriedades e fragilidades de produtos produzidos por essa tecnologia (42).

5 ESTUDO, CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E MICROESTRUTURAL DO TITÂNIO FABRICADO POR MANUFATURA ADITIVA DO TIPO DMLS

Neste capítulo será estudado o material usado para construção do implante Placa Condilar da ATM visando principalmente utilizar as propriedades mecânicas obtidas nos ensaios para realizar simulações computacionais dos esforços aplicados no componente protético. Além disso, por se tratar de um material pouco estudado e relativamente novo no mercado de implantes as caracterizações mecânicas e microestruturais do material se fazem necessárias.

5.1 Ensaio de Rugosidade

O ensaio de rugosidade foi realizado com o objetivo de se comparar a superfície do implante fabricado por manufatura aditiva no estado bruto e após polimento. Devido ao caráter articulatório da prótese na região do côndilo é importante conhecer os parâmetros de rugosidade do implante em diferentes tipos de acabamento. Tratando-se de implantes é importante obter uma superfície rugosa para induzir o crescimento de tecido ósseo no material e para possibilitar a aplicação de indutores de crescimento como a hidroxiapatita, isso em certas regiões, geralmente em contato com o osso. Também de igual importância são superfícies polidas que se adequam melhor em contato com a pele além de permitir uma articulação menos desgastante.

Na tabela 6 são apresentados os resultados de rugosidade das superfícies do implante em duas condições:

Material Fabricado por manufatura aditiva Bruto;

Material Fabricado por manufatura aditiva Polido.

Os resultados das medidas de rugosidade demonstraram que o material fabricado por manufatura aditiva e posteriormente polido possui uma superfície de baixa rugosidade, parâmetro que indica boas propriedades articulatórias.

Tabela 6– Medidas de rugosidade em diferentes condições

Condições	1-Ra (μm)	2-Ra (μm)	3-Ra (μm)	4-Ra (μm)	5-Ra (μm)	Média (μm)	Desv. Padrão
Material Fabricado por manufatura aditiva Bruto	15,44	14,19	14,67	13,52	13,16	14,20	0,91
Material fabricado por manufatura aditiva polido	0,10	0,11	0,10	0,11	0,09	0,10	0,01

Fonte: Dados do próprio autor.

Na realização de uma cirurgia do tipo hemiartroplastia da ATM uma característica importante para o implante é aliar a superfície rugosa, da área de fixação do implante em contato com o osso, induzindo o crescimento ósseo e melhorando a fixação da prótese na mandíbula do paciente e utilizar também a característica de superfície polida para ficar em contato com o tecido mole do organismo do paciente, além disso, permitir a articulação do côndilo com a fossa articular.

No trabalho de Cooper et al. (43), foi realizada uma análise das características mecânicas de rugosidade de uma peça construída em Ti-6Al-4V pelo processo de fabricação por manufatura aditiva DMLS. As rugosidades encontradas por Cooper et al. (43) se assemelham com as apresentadas neste trabalho, comprovando os resultados aqui expostos.

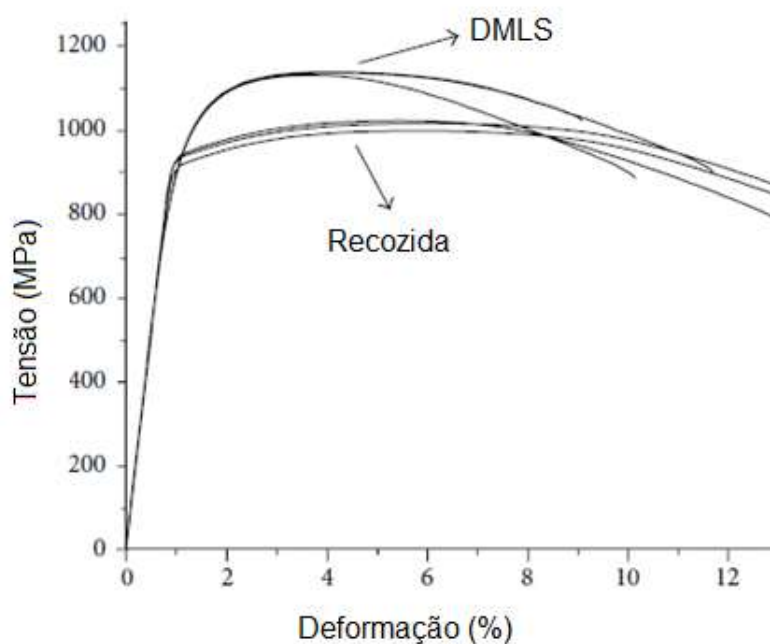
Além dos parâmetros de rugosidade da superfície do implante é importante conhecer o comportamento mecânico do material de construção da prótese. Parâmetros importantes como limite de escoamento, módulo de elasticidade e limite de resistência a tração serão utilizados nas simulações computacionais e nas teorias de fadiga utilizadas no projeto da prótese personalizada da ATM.

5.2 Ensaio de Tração

Na tabela 7 e na figura 37 são mostrados os resultados do ensaio mecânico de tração realizado no material do implante personalizado e em uma liga comercial disponível no mercado brasileiro. Foram realizados ensaios em dois materiais com o objetivo de comparar a liga comercial com a liga fabricada por manufatura aditiva. A liga

comercial Ti6Al4V ELI foi comprada no estado recozido e o material fabricado por manufatura aditiva pelo processo DMLS foi ensaiado no estado bruto. Foi constatado que não houve diferença significativa nos valores do limite de escoamento e do módulo de elasticidade entre os diferentes processos de fabricação. No entanto, as amostras produzidas por DMLS mostraram valores de limite de resistência à tração e dureza maiores do que as amostras na condição recozida (liga comercial). Por outro lado, os valores de alongamento à ruptura mostraram uma menor ductilidade no material fabricado por manufatura aditiva bruto, que pode ser explicado por uma ligeira fragilização devido à fusão a laser e resfriamento rápido (42).

Figura 37 – Curva tensão x deformação da liga comercial e do material fabricado por manufatura aditiva do tipo DMLS



Fonte: (44)

Materiais em liga de titânio que se solidificam rapidamente apresentam uma microestrutura martensítica, e devido a essa microestrutura (morfologia e constituintes), o material apresenta alta dureza e baixa ductilidade. Materiais com alta dureza, geralmente são frágeis, mas com elevados limites de escoamento, já matérias mais dúcteis apresentam o limite de escoamento mais baixo quando comparados a materiais de alta dureza, porém possuem a propriedade de se deformarem plasticamente antes da ruptura,

avisando uma possível falha. O material da Placa Condilar da ATM, por não receber nenhum tratamento térmico após sair do equipamento de fabricação apresenta ligeira fragilização devido à microestrutura martensítica (44).

Tabela 7 – Resultados do ensaio de tração em diferentes condições do material Ti6Al4V

Amostras Ti6Al4V	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Modulo de Elásticidade (GPa)	Alongamento (%)
Recozida	962	1045	106	15
Fabricado por manufatura aditiva do tipo DMLS	957	1172	108	11

Fonte: (44)

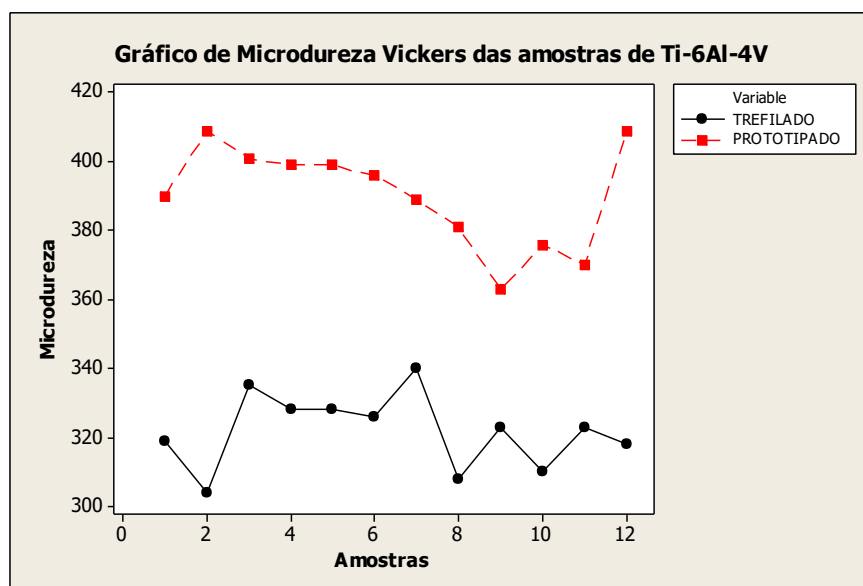
A importância de conhecer os parâmetros de dureza do implante vem da necessidade articulatória do cômulo e também por se tratar de um material pouco estudado, que não possui dados na literatura. Quanto maior a dureza do material, menor será o desgaste da prótese quanto articular na região da ATM. Desgastes do material implantável liberam partículas no organismo do paciente, conhecidas como debris, que podem ocasionar a inflamação contínua do local de implantação e uma possível falha e retirada da prótese. É importante também comparar o material do implante produzido por DMLS com ligas comerciais utilizadas na fabricação de implantes, buscando assim parâmetros de referência para a liga produzida por manufatura aditiva.

5.3 Ensaio de Microdureza Vickers

Com o ensaio de Microdureza Vickers pretende-se demonstrar comparativamente que a liga do implante personalizado possui excelente resistência mecânica e dureza, propriedades ligadas diretamente, ao analisá-la comparativamente com ligas comerciais.

Na figura 38 são mostrados os resultados de Microdureza Vickers encontrados no ensaio, onde todas as medidas do material da liga construída por DMLS no estado bruto são superiores em dureza às medidas da liga comercial (material trefilado). Isso vem comprovar os valores de resistência à tração anteriormente verificados para as ligas em questão, demonstrando que a liga produzida por DMLS apresenta valores de maiores magnitudes referentes a essa propriedade. Também é importante salientar que devido a maior dureza encontrada no material da liga produzida por DMLS ela apresentará, quando polida, propriedades articulares melhores que o material comercial, pois seu coeficiente de resistência ao desgaste será superior. No entanto o autor desta tese indica a realização de alívio de tensões no implante produzido por manufatura aditiva DMLS eliminando assim a fragilização criada pela estrutura no estado bruto de fabricação proveniente do resfriamento rápido durante o processo. No capítulo Ensaio de Microestrutura Eletrônica por Varredura será explicado com maiores detalhes a microestrutura da liga Ti6Al4V produzida pelo processo DMLS. A importância desse capítulo está no conhecimento da microestrutura do material para realização de tratamentos térmicos após a fabricação do implante. O tratamento térmico alivia as tensões residuais de fabricação além de alterar a microestrutura do implante melhorando as características das propriedades mecânicas macroscópicas da liga.

Figura 38 – Gráfico comparativo de microdureza Vickers entre material comercial e fabricado por manufatura aditiva do tipo DMLS



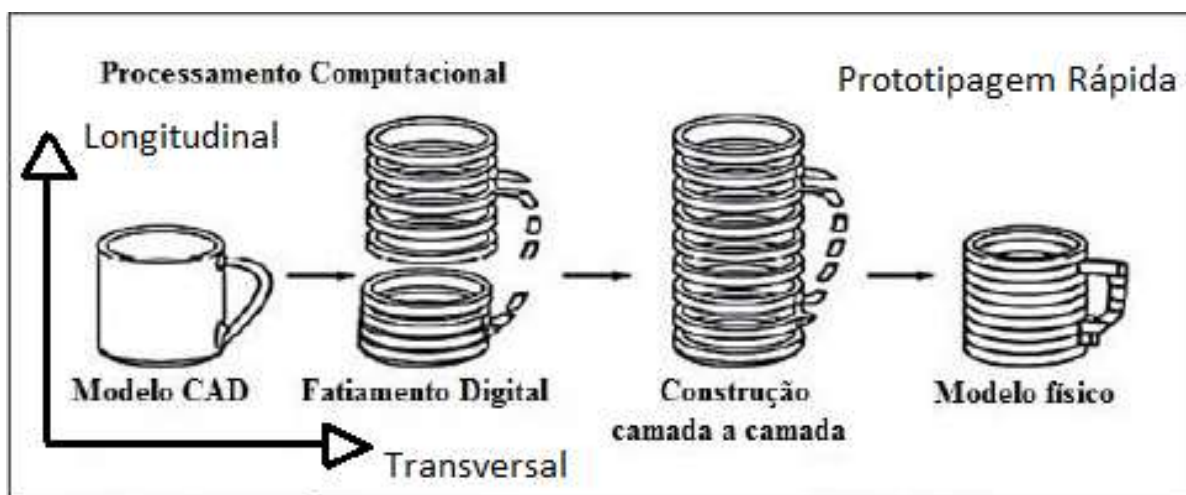
Fonte: Dados do próprio autor.

5.4 Ensaio por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A finalidade do ensaio de microscopia eletrônica por varredura é caracterizar o implante personalizado sob a perspectiva de sua microestrutura e avaliar os seus constituintes.

Foram analisadas amostras no sentido transversal e longitudinal, o sentido transversal indica a superfície do material no eixo horizontal de construção da amostra e o sentido longitudinal indica as várias camadas ou o eixo vertical de construção da peça. Na figura 39 está ilustrado o processo de manufatura aditiva e as direções transversal e longitudinal.

Figura 39 – Posições de construção em equipamentos de fabricação por manufatura aditiva



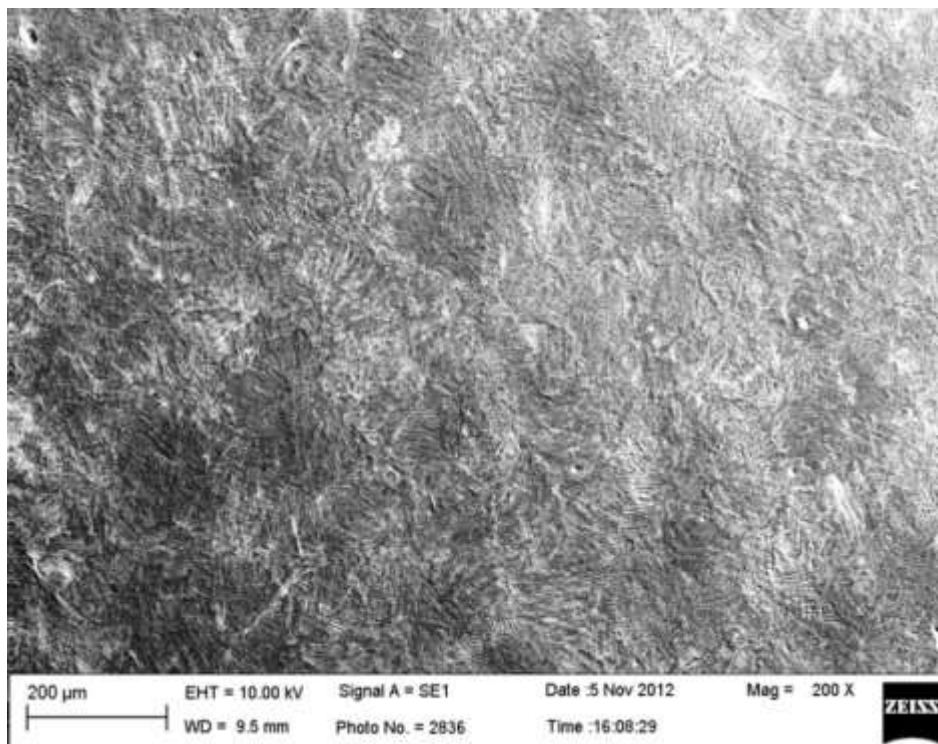
Fonte: (45)

O ensaio foi realizado em amostras da liga de titânio Ti6Al4V fabricadas por DMLS. Foram propostos os seguintes aumentos:

- ✓ 200x;
- ✓ 1000x;
- ✓ 5000x.

A microestrutura do material é classificada como uma estrutura específica do processo de manufatura aditiva por Sinterização Direta de Metais a Laser (DMLS).

Figura 40 – Microestrutura da amostra com aumento de 200x com corte no sentido transversal



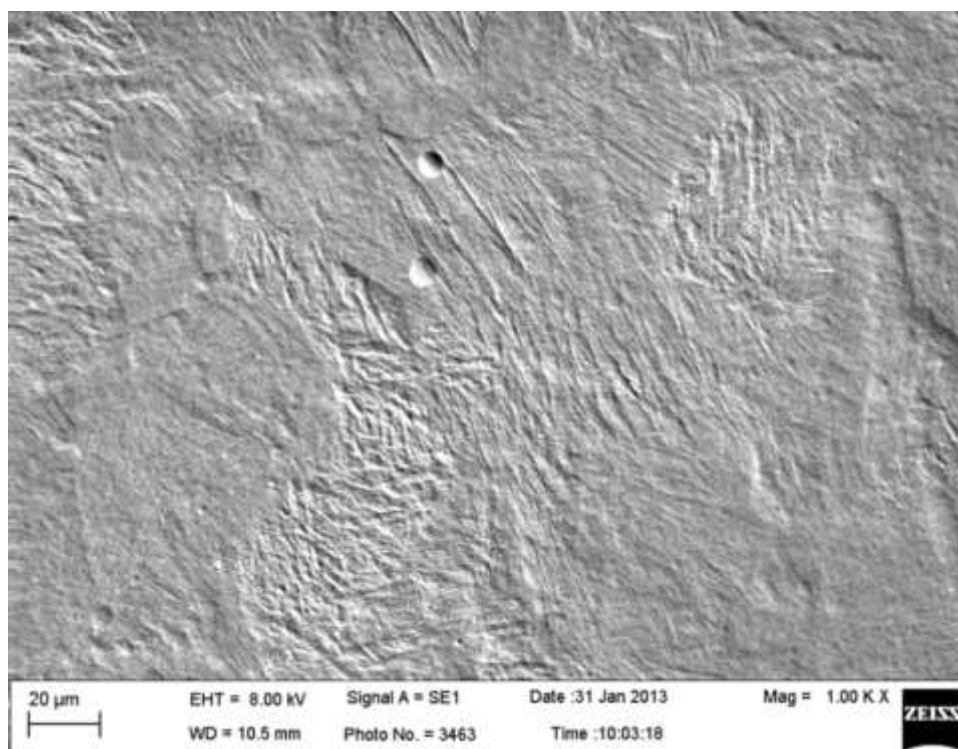
Fonte: Dados do próprio autor.

Segundo Thijs et al. (42), devido ao gradiente elevado de temperatura durante o processo a microestrutura da liga formada do pó de Ti-6Al-4V é martensítica.

A microestrutura martensítica presente na liga é acicular como verificado nas figuras 40 e 41 (formato de agulhas). O titânio pode formar dois tipos de microestrutura martensítica que é a fase α' (hexagonal compacta) e α'' (ortorrômbica). No material estudado tem-se a fase α' que possui o formato acicular, comprovada na literatura por ensaios de difração de raio-X, comparados com valores existentes para a fase hexagonal compacta do titânio.

Também se notam, nas micrografias, alguns poros provenientes do processo de sinterização, mas não se verificou nenhuma orientação preferencial da estrutura analisada no sentido transversal. Essa ausência de orientação é proveniente da estratégia de construção empregada no processo de fabricação do implante personalizado, isso se deve ao espaçamento adequado entre o varrimento do laser e a alternância dos sentidos do laser empregados na construção da amostra (construção do tipo ziguezague).

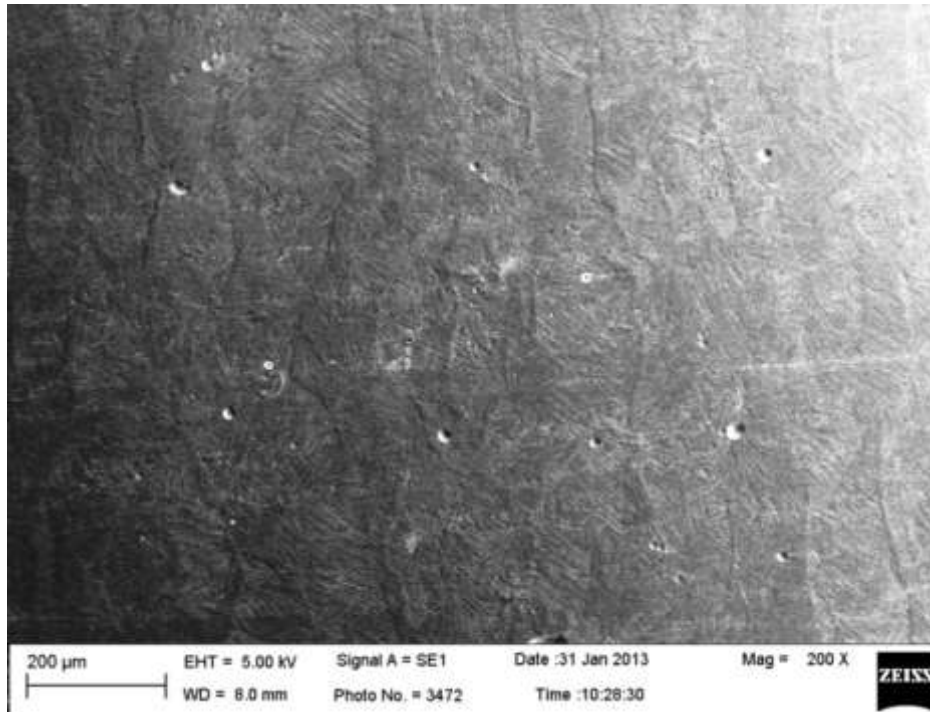
Figura 41 - Microestrutura da amostra com aumento de 1000x com corte no sentido transversal



Fonte: Dados do próprio autor

Na figura 42 as amostras ensaiadas na direção longitudinal apresentam grãos alongados. Na figura 43 a ampliação da imagem não permite visualizar os grãos alongados. As camadas da peça, que são de 30 μm , não são verificadas na amostra (figuras 42 e 43), demonstrando que o material apresenta total fusão entre as camadas, um aspecto importante na construção do implante personalizado. Os grãos alongados evidenciados nas figuras são possivelmente provenientes do espaçamento entre as linhas de varredura do laser, pois esses apresentam aproximadamente 100 μm de largura exatamente o que foi especificado no equipamento de construção para o espaçamento de linhas de varredura. Isso provavelmente tem correlação com a poça de fusão formada pelo laser e pelo gradiente de temperatura durante o resfriamento. Esse comportamento pode ser verificado com maior clareza nos estudos de Thijs et al. (42). Também é evidenciada, como nas amostras transversais, a presença da fase α' , representada pelo formato de agulhas, em toda a estrutura. Alguns poros podem ser vistos nas micrografias das amostras longitudinais.

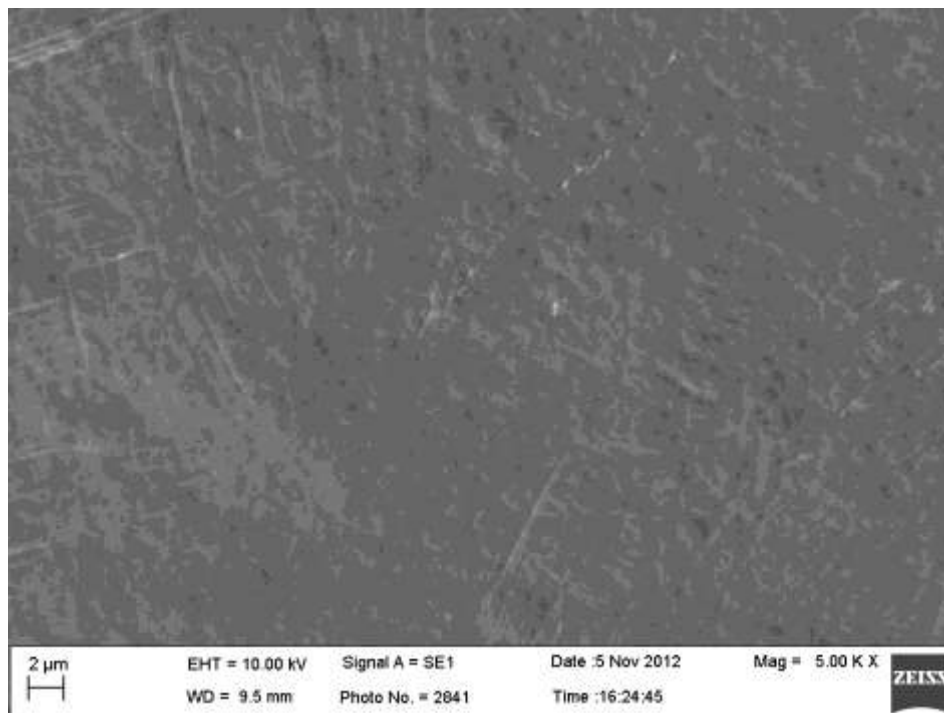
Figura 42 – Microestrutura da amostra com aumento de 200x com corte no sentido longitudinal



Fonte: Dados do próprio autor

Percebe-se nas amostras ensaiadas que existe a fusão e resfriamento rápido do material no processo por DMLS, por isso mesmo, verificou-se uma microestrutura martensítica. Possivelmente o nome dado ao processo DMLS tem origem na fabricação realizada por um pó como em processos convencionais de sinterização, no entanto o processo DMLS não realiza a compressão do pó metálico, por isso mesmo necessita da fusão do material durante a construção da peça. Por se tratar de ligas metálicas, os elementos químicos da liga possuem diferentes pontos de fusão. Em alguns casos o elemento químico de menor ponto de fusão pode funcionar como elemento de união no pó da liga que será utilizado para construção da peça pretendida. Esse elemento de união produz uma molhabilidade na região de ação do laser, unindo todos os elementos da liga metálica utilizada no processo de fabricação. Notadamente, no caso da liga de titânio, existe a fusão do pó por completo durante o processo de fabricação, um indicativo de ótima aderência entre as camadas de fabricação do implante personalizado produzido por DMLS.

Figura 43 – Microestrutura da amostra fabricada por manufatura aditiva com aumento 5000x com corte no sentido longitudinal

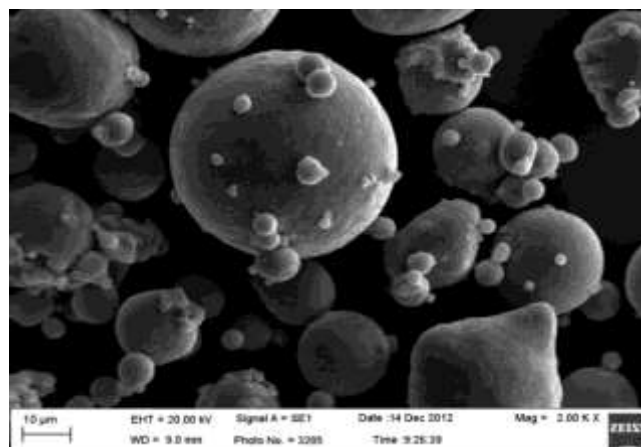


Fonte: Dados do próprio autor

O material utilizado para a produção das amostras foi o pó comercial da liga Ti6Al4V. Este pó tem morfologia esférica com um tamanho máximo de partícula de 50 μ m (Figura 44).

Durante o processamento, ou seja, construção da peça por DMLS, o gás de argônio foi usado para monitorar o nível de oxigênio no interior da câmara, atuando também como um gás de proteção.

Figura 44 – Pó da liga Ti6Al4V para fabricação por manufatura aditiva

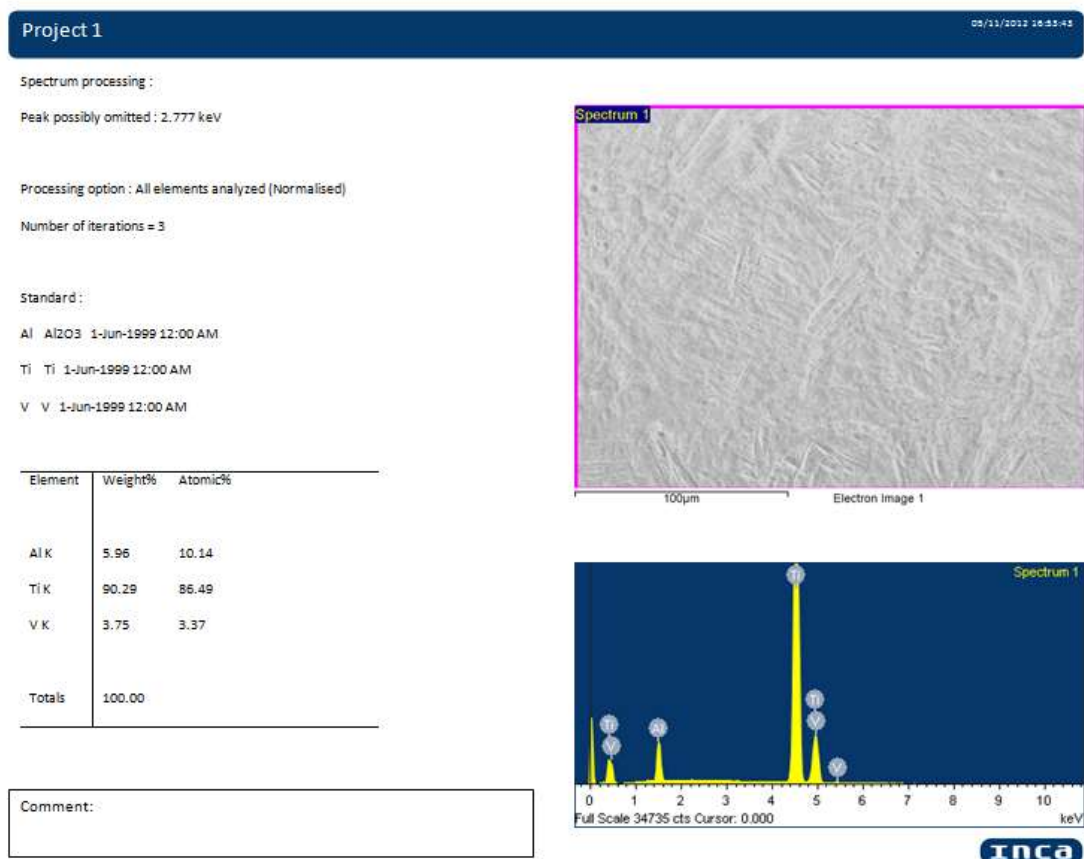


Fonte: Dados do próprio autor

Foram realizados também ensaios por EDS (espectroscopia de energia dispersiva), que consiste na captação do raio-X característico do elemento resultante da interação do feixe de elétrons com a amostra. Esses ensaios, por meio de padrões, comprovam a composição química das ligas analisadas.

Na figura 45 são apresentados os valores para peso em massa de 5,96 % de alumínio, 3,75 % de vanádio e 90,29 % de titânio. Esses valores representam perfeitamente a liga Ti-6Al-4V.

Figura. 45 – Ensaio por EDS da liga do implante Placa Condilar da ATM



Fonte: Dados do próprio autor

No ensaio por EDS são mostrados valores do peso percentual de cada componente (elemento químico) na área analisado pelo detector. Não se deve esquecer que se trata de uma análise pontual não representando a composição química da liga.

É importante conhecer e comprovar a composição química do material usado na fabricação da prótese personalizada em titânio para qualificar o processo de fabricação e

confirmar as propriedades provenientes do tipo de liga formada durante a produção. Após escolher e caracterizar o material do implante passa-se a definição da geometria e projeto da prótese.

6 PROJETO, SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL E FÍSICA DO IMPLANTE PERSONALIZADO DENOMINADO PLACA CONDILAR DA ATM

Nesse capítulo será abordada a criação do implante personalizado e a simulação das tensões e deformações em um novo modelo criado pela fixação do implante na mandíbula. Também será estudada a resistência do implante à falha por fadiga através de cálculos analíticos e do resultado da simulação numérica computacional. Por fim, será discutida a simulação física do implante personalizado da ATM relatando a fixação da Placa Condilar da ATM na mandíbula do paciente.

6.1 Projeto do implante personalizado Placa Condilar da ATM

A partir da mandíbula tridimensional gerada, foi copiada a superfície esquerda da face da mandíbula através de ferramentas computacionais, produzindo o mesmo contorno da região de implantação para a prótese. Nesse ponto deve-se aplicar uma espessura na superfície criada, pois ela é apenas uma face sem profundidade, no caso do implante Placa Condilar da ATM foi definida espessura de 2,0 mm para geração de um sólido 3D a partir da superfície. Esse processo foi realizado no software *Rhinoceros* e pode ser identificado na figura 46.

Figura 46 – Superfície espelhada da mandíbula mostrando a espessura do implante

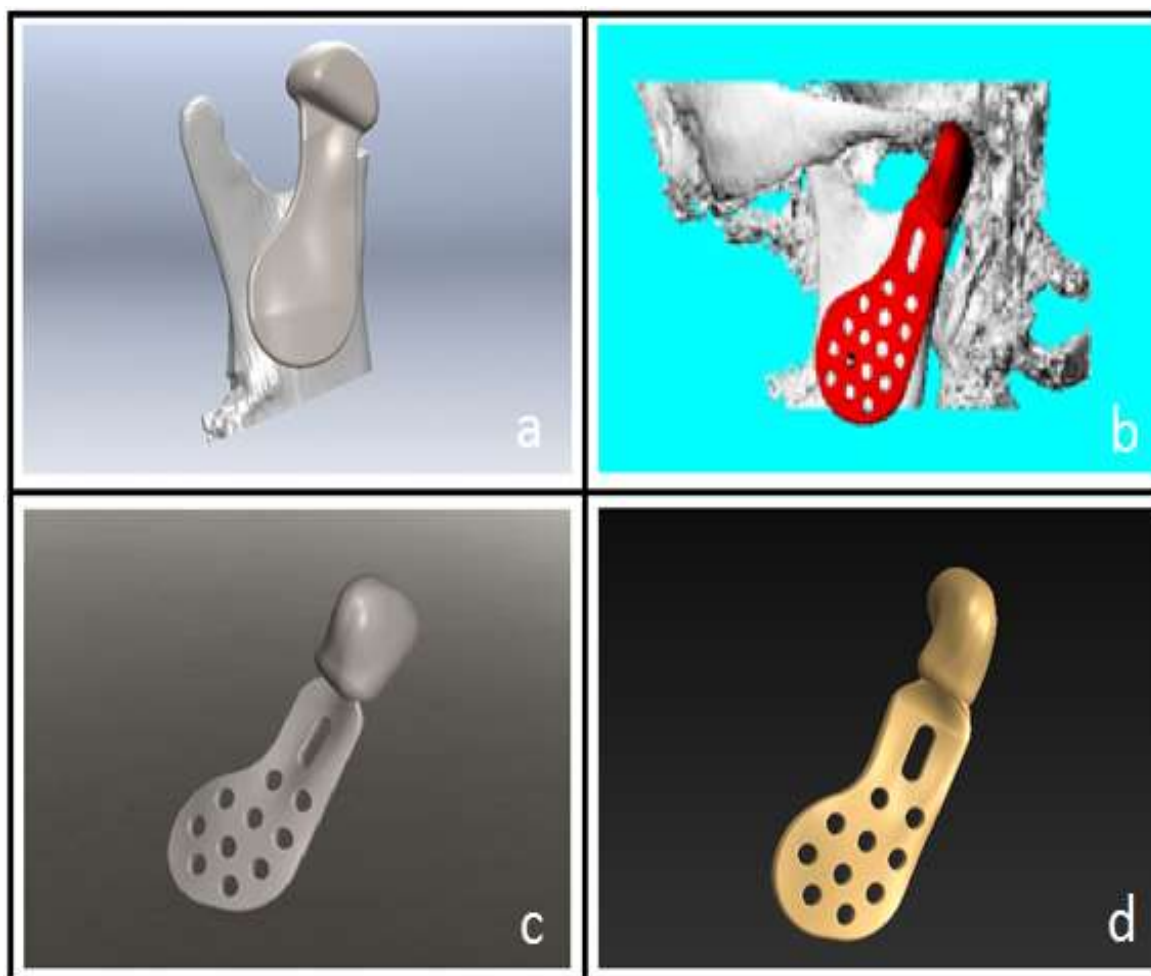


Fonte: Dados do próprio autor.

Após a geração da superfície o arquivo foi exportado em formato IGES, possibilitando a importação para o software *SolidWorks*, permitindo assim a realização da modelagem final do implante.

Com a geometria no *SolidWorks* foram realizados vários processos como cortes, furações, arredondamentos e por fim a operação booleana de união do cêndilo retirado da mandíbula do paciente com a peça desenvolvida. O diâmetro da furação para receber os parafusos de fixação foi estabelecido com dimensão de 2,8 mm permitindo o uso de parafusos comerciais produzidos em titânio e encontrados no mercado nacional. O design do implante, que também passou por otimizações da geometria através das simulações computacionais, e as melhorias no decorrer do trabalho podem ser vistas na figura 47.

Figura 47 – Evolução do implante Placa Condilar da ATM no decorrer do estudo realizado



Fonte: Dados do próprio autor.

No quadrante superior esquerdo figura 47(a) pode ser visto o primeiro implante idealizado neste estudo. Esse implante não apresenta o côndilo idêntico ao do paciente, pois inicialmente foi pensado em projetar, além da Placa Condilar da ATM, também um implante aloplástico para a fossa articular, o que foi descartado posteriormente. No quadrante superior direito figura 47(b) está representado o implante desenvolvido com o côndilo idêntico ao do paciente, porém com uma geometria diferente do projeto final, onde o implante possuía um número maior de furos de fixação e uma dimensão superior à definida no projeto final. No quadrante inferior esquerdo figura 47(c) está ilustrada a prótese quase finalizada, mas com uma pequena diferença, após simulações foi verificado que o pescoço que une o corpo do implante ao côndilo da placa apresentava altos valores de tensões, isso levou a uma reanálise e mudança da geometria. A prótese final está ilustrada no quadrante inferior direito figura 47(d), já com o pescoço apresentando reestruturação e com a geometria ideal para as cargas inerentes do processo mastigatório.

A construção do implante foi realizada em equipamento de manufatura aditiva do tipo DMLS. A liga de titânio Ti-6Al-4V foi escolhida para a fabricação da prótese por apresentar excelente resistência mecânica, ótima resistência ao desgaste e à fadiga e biocompatibilidade comprovada por décadas de uso no corpo humano (20, 30).

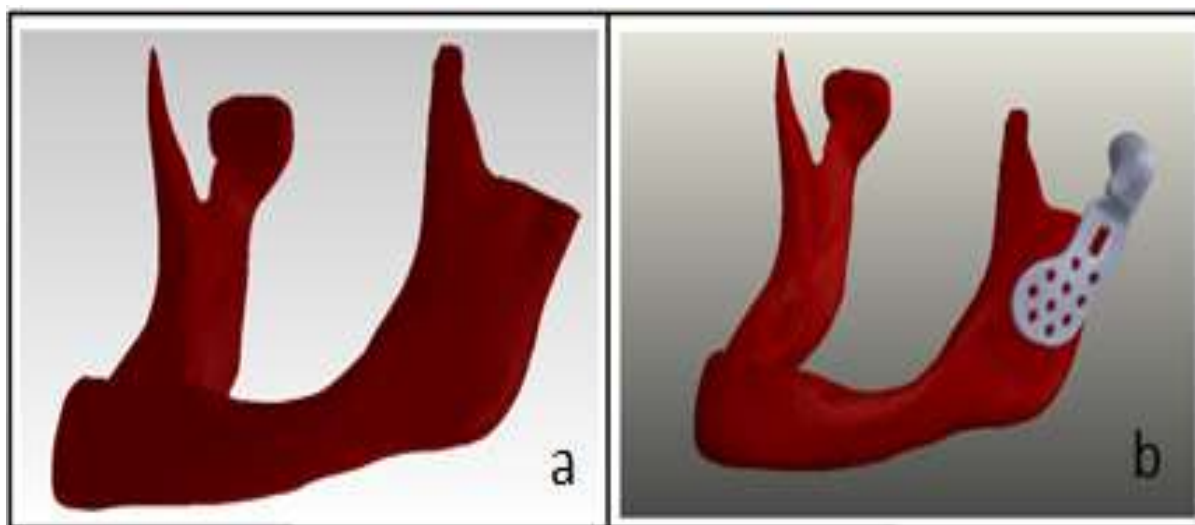
Outro aspecto importante, que deve ser considerado, é a falta do potencial articulatorio do titânio como evidenciado por Rocha (46) e Liu (47). Sobre esse aspecto pode-se realizar, como estudado pelos autores anteriormente citados, a nitretação, a carbonetação ou a carbonitretação do titânio e suas ligas. Propõe-se nessa tese o recobrimento do côndilo da placa pelo processo de nitretação, aumentando a dureza superficial do implante nessa área e permitindo que o titânio articule com disco articular de maneira satisfatória.

6.2 Criação do modelo da região Crânio-Mandibular e Implante

Utilizando o modelo computacional já criado para a mandíbula saudável com o disco articular de material elastômero, foi realizada a ressecção do côndilo esquerdo da mandíbula permitindo o acoplamento do implante projetado. Na figura 48 está ilustrada essa operação. A mandíbula apresentada em (a) ilustra a ressecção do côndilo esquerdo, onde foi realizado um corte na geometria da mandíbula através de ferramentas computacionais. Na mandíbula mostrada em (b) tem-se o conjunto mandíbula e prótese,

que foi reposicionado no modelo anteriormente criado (modelo com a mandíbula saudável) mantendo-se todas as condições de contorno definidas. Esse novo modelo computacional virtual será usado para o cálculo dos esforços no conjunto crânio-mandibular e implante através do método de elementos finitos no software *Ansys* apresentando os resultados dos mapas de tensões e deformações da área de interesse.

Figura 48 – Ressecção da mandíbula do paciente



Fonte: Dados do próprio autor.

6.3 Simulação dos esforços no conjunto Crânio-Mandibular e Implante

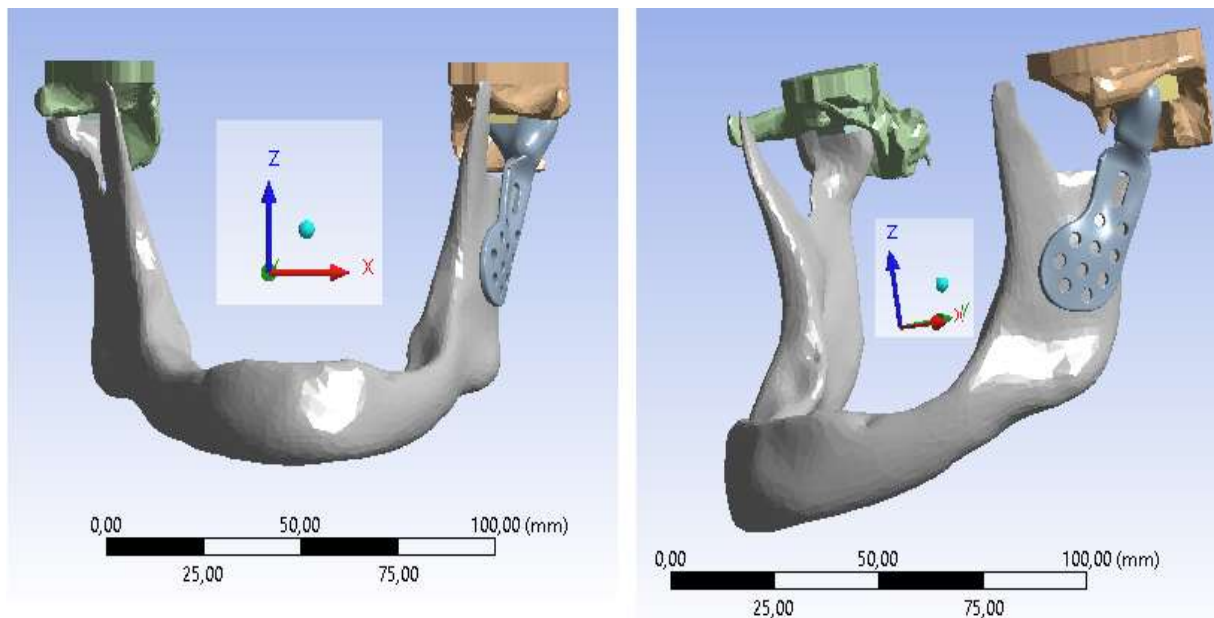
Após acoplamento do implante na mandíbula no software *SolidWorks* o novo conjunto mandíbula e prótese foi exportado para o software *Ansys* com o objetivo de criar um novo modelo matemático, substituindo a mandíbula anteriormente utilizada na simulação computacional pela mandíbula ressecada unida ao implante. Na figura 49 é mostrado o novo modelo com a introdução da Placa Condilar da ATM.

As propriedades utilizadas no modelo do *Ansys* para o material da Placa Condilar da ATM foram obtidas no ensaio de tração do titânio fabricado por manufatura aditiva e estão detalhadas na tabela 7.

O implante em titânio (Placa Condilar da ATM) foi introduzido apenas em um dos lados da mandíbula, criando assim uma assimetria no modelo matemático com o

objetivo de simular uma condição crítica de cargas, garantindo a resistência da prótese em casos extremos de carregamento.

Figura 49 – Modelo matemático computacional com implante em titânio

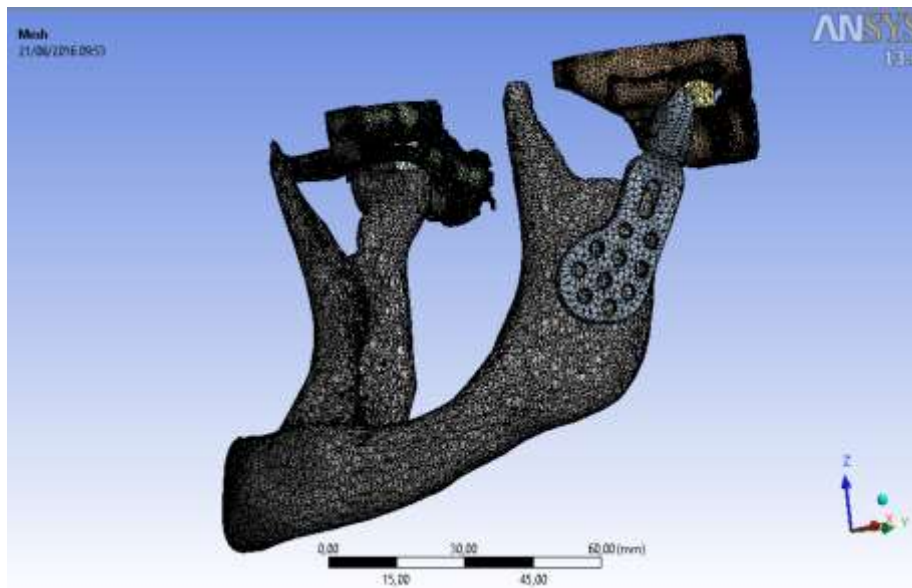


Fonte: Dados do próprio autor.

É importante ressaltar que o novo modelo apresenta três tipos de materiais diferentes, o osso compacto adulto humano, a liga de titânio Ti-6Al-4V e o material do tipo elastômero do disco articular, sendo que os valores das propriedades do osso e do disco de material elastômero são as mesmas utilizadas no modelo do indivíduo de mandíbula saudável. Após introduzir as propriedades dos materiais no software *Ansys*, a etapa seguinte é gerar a malha de elementos finitos com riqueza suficiente para apresentar, após as simulações, nítida convergência das tensões. A malha com elementos do tipo tetraédrica é mostrada na figura 50. A quantidade de nós e elementos foram respectivamente: 804.595,00 e 538.307,00.

As condições de contorno para o modelo crânio, mandíbula e prótese unidos são apresentadas na figura 51. Os valores de forças e restrições foram mantidos: 500 N para o músculo Masseter, 300 N para o músculo Pterigoideo e 200 N para o músculo Temporal.

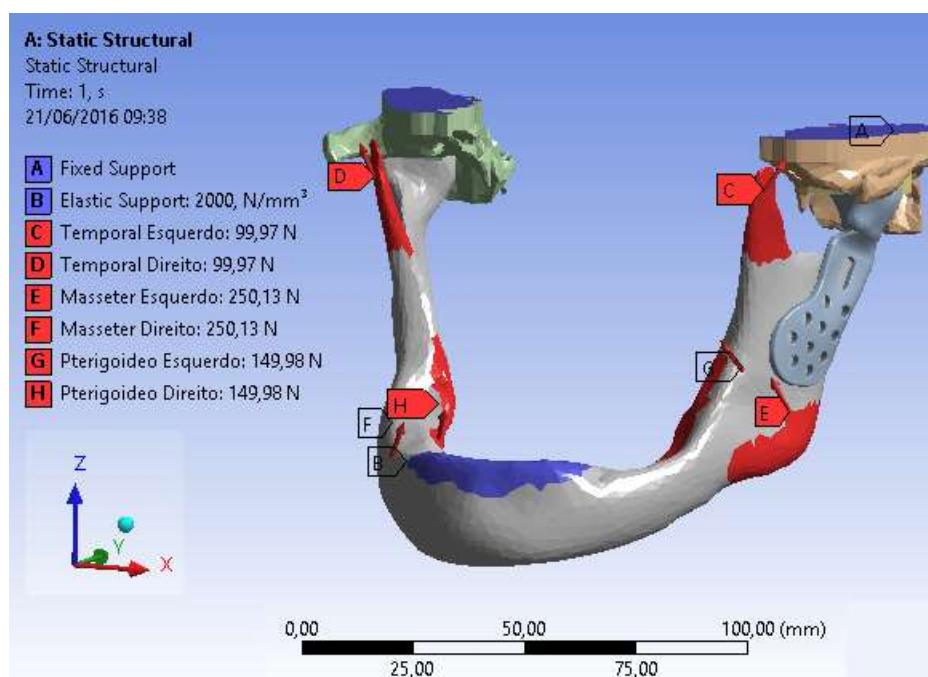
Figura 50 - Malha tetraédrica gerada pelo software Ansys Workbench



Fonte: Dados do próprio autor.

Foi aplicada também a restrição de fixação totalmente rígida na caixa craniana (posição A, figura 51) em ambos os lados da mandíbula e a restrição de movimento por molas de alta rigidez (2000 N/mm^3) na posição central dos dentes incisivos (dentes frontais – posição B, figura 51).

Figura 51 – Condições de contorno do modelo Crânio-Mandíbula-Prótese

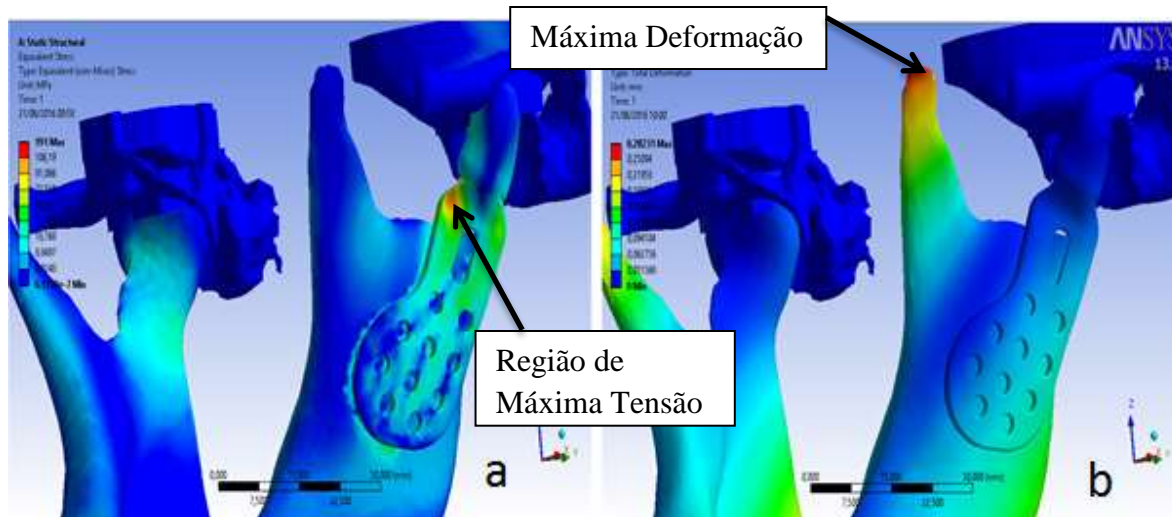


Fonte: Dados do próprio autor.

Com o modelo matemático criado e com as condições de contorno definidas passou-se para o cálculo dos esforços. Os resultados em forma de mapas de tensões e deformações estão apresentados na figura 52. Na figura 52(a) é mostrado o mapa de tensões no modelo e na figura 52(b) o mapa das deformações. No mapa de tensões da figura 52(a) foi verificado que as maiores tensões estão concentradas próximas ao pescoço do implante personalizado, região em vermelho na figura. Na figura 52(b) as maiores deformações, área em vermelho no mapa, estão próximas a região de fixação do músculo temporal. Isso já havia sido notado na simulação da mandíbula saudável e manteve-se inalterado na simulação de esforços do modelo crânio, mandíbula e implante.

A comparação dos resultados do modelo do conjunto crânio, mandíbula e implante com o modelo da mandíbula saudável mostra que as tensões são mais elevadas no modelo envolvendo o implante, porém elas se encontram concentradas na Placa Condilar da ATM em titânio, muito provavelmente devido à assimetria criada pela introdução do implante da ATM e pela ressecção da área. Outro aspecto importante a ser notado é que o valor da deformação máxima não se alterou mostrando que a rigidez do conjunto permaneceu próxima da rigidez encontrada na mandíbula saudável.

Figura 52 – Mapa de tensões e deformações do modelo Crânio-Mandíbula-Prótese



Fonte: Dados do próprio autor.

Nota-se na figura 52(b) que a Placa Condilar da ATM apresenta deslocamentos em conjunto com a mandíbula, condição criada através de modificações na rigidez do implante para minimizar o enrijecimento da região (diminuição da espessura do corpo da

Placa Condilar da ATM). Essa condição é de extrema importância, pois tem como consequência diminuir a artrodese (enrijecimento) da região, permitindo movimentação da área que recebeu o implante da ATM, e assim evitando a perda óssea do local por inatividade biomecânica (34).

A maior tensão de von-Mises atingiu o valor de 191,10 MPa e a máxima deformação total foi de 0,28 mm.

É importante salientar que dependendo da forma de construção do implante, ou seja, em qual direção foi fabricada a peça, a resistência da prótese pode sofrer alterações, devido a anisotropia criada pelo processo de manufatura aditiva. O trabalho de Britto (48) descreve a influência da orientação de fabricação por manufatura aditiva no comportamento mecânico da liga Ti6Al4V produzida por sinterização direta de metais a laser. É essencial conhecer a direção de fabricação do implante para poder calcular a resistência da prótese através de propriedades mecânicas bem definidas.

6.4 Cálculos de resistência à fadiga da Placa Condilar da ATM

Verifica-se na tabela 7 que o limite de escoamento do material fabricado por manufatura aditiva em titânio, ensaiado em tração, é de 957,00 MPa bem acima da tensão máxima encontrada na simulação computacional da Placa Condilar da ATM que foi de 191,10 MPa. Estaticamente o fator de segurança para o carregamento aplicado na simulação é de $S_y = 957,00 \text{ MPa} / S_{\max} = 191,10 \text{ MPa} = 5,01$. Um fator aceitável para um implante em titânio, que pode ser considerado um material com características seguras para funções estruturais biomecânicas.

Para o cálculo da resistência à fadiga deve-se utilizar o limite de resistência à tração como segue (49).

Da tabela 7: $S_{ut}=1172,00 \text{ MPa}$ (Limite de resistência à tração)

$$S_e' = 0,5xS_{ut} \text{ para } S_{ut} \leq 1400\text{MPa} \text{ (Limite de resistência à fadiga)} \quad (\text{eq. 1})$$

$$S_e' = 700\text{MPa} \text{ para } S_{ut} > 1400\text{MPa} \text{ (Limite de resistência à fadiga)} \quad (\text{eq. 2})$$

Utilizando a equação (1) e o limite de resistência à tração encontra-se o limite de resistência à fadiga da ordem de 586,00 MPa.

Agora aplicando os fatores modificadores do limite de resistência à fadiga o novo valor de tensão será (49).

$$S_e = k_a \times k_b \times k_c \times k_d \times k_e \times k_f \times S_e' \quad (\text{eq. 3})$$

em que

- k_a =fator de modificação de condições de superfície
- k_b =fator de modificação de tamanho
- k_c =fator de modificação de carga
- k_d =fator de modificação de temperatura
- k_e =fator de confiabilidade
- k_f =fator de modificação por efeitos variados
- S_e' =limite de resistência à fadiga de corpo de prova de teste da viga rotativa

Para o implante proposto nessa tese os fatores k_d e k_f foram considerados igual a unidade, pois não existem altas variações de temperatura e também foram desconsideradas modificações devido a efeitos variados.

O fator K_a é calculado da seguinte forma (49).

$$k_a = a S_{ut}^b \quad (\text{eq. 4})$$

Em que a e b são parâmetros para o fator de modificação de superfície de Marin. Como o cálculo do limite de resistência à fadiga será realizado para região mais crítica, ou seja, de maiores tensões de von-Mises, essa área apresenta um acabamento superficial polido. Para esse tipo de acabamento o valor de k_a é considerado igual a 1.

O fator K_b é calculado da seguinte forma (49).

$$k_b = \left(\frac{d_e}{7,62} \right)^{-0,107} \quad (\text{eq. 5})$$

Onde, d_e é calculado como segue na equação de numero seis (45).

$$d_e = 0,808x(hxb)^{0,5} \quad (\text{eq. 6})$$

Onde, hxb é a área de seção transversal da máxima tensão de von-Mises, ponto de maior criticidade. Mensurando as dimensões do modelo geométrico tem-se o valor de $hxb = 18,80 \text{ mm}^2$.

Aplicando o valor de $18,80 \text{ mm}^2$ na equação (6) e em seguida recalculando para equação (5) tem-se o valor de $k_b = 1,08$.

Considerando um carregamento axial de tensão repetida o valor de k_c será igual a 0,85. E estipulando uma confiabilidade de 95% para o resultado do limite de resistência a fadiga o valor do coeficiente k_e será igual a 0,87. Assim o resultado final do valor da tensão de resistência à fadiga calculado utilizando a equação (3) é apresentado a seguir.

$$S_e = 1 \times 1,08 \times 0,85 \times 1 \times 0,87 \times 1 \times 586 = 468,01 \text{ MPa}$$

Aplicando o critério de falha de **Goodman modificado** o valor do coeficiente de segurança à fadiga para o implante da ATM desenvolvido deve ser calculado a partir da equação (7).

$$n_f = \frac{1}{\frac{\sigma_a + \sigma_m}{S_e + S_{ut}}} \quad (\text{eq. 7})$$

Onde, σ_a e σ_m são respectivamente as tensões de amplitude e média. Como o carregamento simulado nesta análise é repetido, ou seja, vai de zero a carga máxima e retorna ao zero ciclicamente, as tensões de amplitude e média são iguais e podem ser calculadas da seguinte forma: $\sigma_a = \sigma_m = 191,10 \text{ MPa} / 2 = 95,55 \text{ MPa}$.

Assim aplicando todos os valores na equação (7) obtém-se o resultado para o coeficiente de segurança à fadiga por **Goodman modificado** igual a $n_f = 3,55$.

Calculando os fatores de segurança para os critérios de **Soderberg**, **Gerber** e **ASME-elíptico** obtém-se os seguintes resultados ilustrados na tabela 8.

Tabela 8 – Fatores de segurança estático e à fadiga para Placa Condilar em Titânio

Condição	Critério de falha	Fatores de Segurança
Estático	von-Mises	5,01
Fadiga	Goodman modificado	3,55
Fadiga	Soderberg	3,29
Fadiga	Gerber	4,37
Fadiga	ASME-elíptica	4,47

Fonte: Dados do próprio autor.

Note na tabela 7 que todos os fatores de segurança ficaram acima do valor dois (2) demonstrando que a resistência da prótese projetada possui proteção à falha estática e por fadiga acima de 100%. É importante lembrar também que os cálculos foram realizados para uma situação de cargas altamente críticas e que as condições reais de mastigação da mandíbula humana são inúmeras vezes mais suaves.

6.5 Construção do biomodelo físico da mandíbula para simulação cirúrgica da prótese personalizada

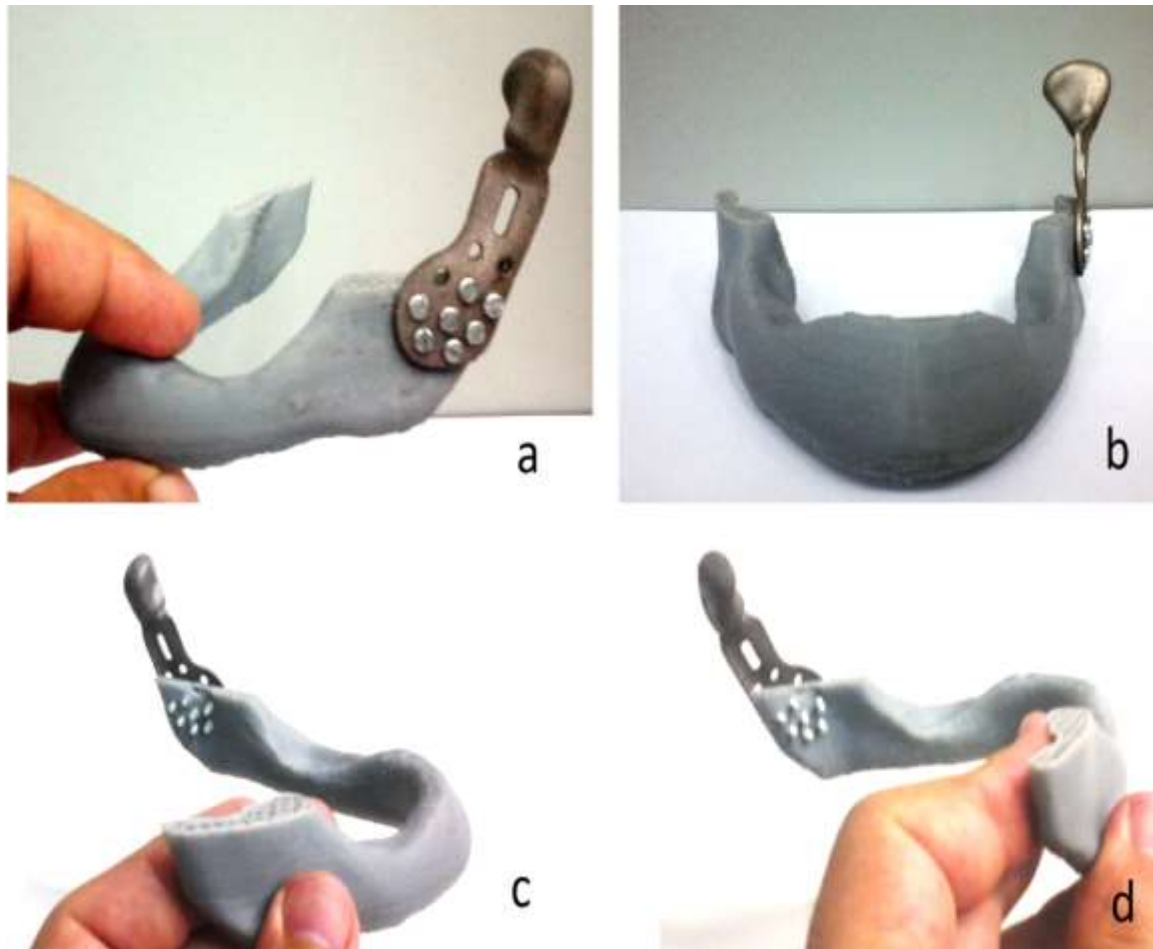
Na construção do modelo físico personalizado para verificação e simulação da implantação da prótese foi utilizado o próprio implante fabricado em titânio, produzido por impressão tridimensional do tipo DMLS, acoplado à mandíbula do paciente construída em material polimérico do tipo ABS (Acrilonitrila-butadieno-estireno), também em impressora tridimensional. A imagem do procedimento de verificação de acoplamento da prótese e simulação cirúrgica está evidenciada na figura 53.

A simulação cirúrgica foi realizada com a utilização de parafusos comerciais de aço inoxidável de diâmetro de rosca de 2 mm e broca de aço rápido de diâmetro de 1,5 mm. Na tentativa de introduzir os parafusos sem a perfuração com a broca notou-se o aparecimento de algumas trincas na mandíbula, procedimento não indicado durante o ato cirúrgico pelo autor desse trabalho.

Na simulação da implantação o encaixe da placa na mandíbula funcionou perfeitamente, a geometria do corpo de fixação da placa personalizada acoplou com facilidade na geometria da mandíbula. Nas figuras 53(c) e 53(d) verifica-se que os parafusos ultrapassaram a espessura da mandíbula, sendo necessária a utilização de parafusos com um comprimento menor na área roscada para evitar esse tipo de problema.

Na figura 54 é mostrado o biomodelo físico completo com a ressecção do côndilo no lado esquerdo da mandíbula e no lado direito com o côndilo totalmente íntegro. Na figura 54(a) é mostrado o biomodelo com o acoplamento da prótese em titânio, evidenciando o perfeito encaixe entre prótese e mandíbula.

Figura 53 – Simulação cirúrgica em várias vistas com biomodelo físico da mandíbula em material polimérico e Placa Condilar da ATM personalizada em titânio



Fonte: Dados do próprio autor.

Na figura 54(b) está ilustrado o biomodelo físico sem o acoplamento com a Placa Condilar da ATM. Na figura 54(c) está ilustrado o implante personalizado acoplado com a mandíbula em vista de perspectiva. Na figura 54(d) estão evidenciados todos os componentes da montagem realizada na simulação cirúrgica. Os parafusos foram adaptados ao comprimento da mandíbula e não ultrapassam a espessura do modelo.

Figura 54 – Simulação cirúrgica melhorada em mandíbula completa com ressecção do côndilo no lado esquerdo



Fonte: Dados do próprio autor.

Além do implante utilizado no procedimento acima descrito foram fabricadas mais quatro réplicas da prótese com o objetivo de possibilitar, em trabalhos futuros, a validação do modelo computacional através de experimentações.

Na figura 55 estão identificados os cinco implantes em titânio fabricados no equipamento de manufatura aditiva.

Figura 55 – Próteses em titânio fabricadas por manufatura aditiva DMLS no equipamento EOSINT M270



Fonte: Dados do próprio autor.

O diâmetro dos furos de fixação da prótese foi idealizado com dimensão de 2,8 mm, proporcionando o acoplamento na mandíbula por parafusos comerciais em titânio de diâmetro externo de rosca de 2,7 mm. É proposto pelo autor acabamento polido e recobrimento por nitretação no cône do implante. No corpo do implante o autor desse trabalho indica o jateamento por granalha de aço inoxidável. O polimento da cabeça tem o objetivo de proporcionar perfeita articulação para a região da ATM diminuindo o atrito. O recobrimento por nitretação diminui o desgaste na articulação da prótese, evitando a soltura de partículas na região. O jateamento do corpo por granalha de aço inoxidável induz a uma maior rugosidade na superfície do implante proporcionando uma região adequada para o crescimento ósseo que ajudará na fixação da prótese.

São sugestões do autor para trabalhos futuros o ensaio do modelo físico da prótese (implante personalizado em titânio) em máquina universal de tração com dispositivos especialmente construídos e aplicação de carga em compressão até a ruptura da prótese para verificação da carga limite de ruptura e também a realização do ensaio em fadiga

com carga cíclica de 0 a 1000N em compressão até a ruptura determinando assim o limite de fadiga experimental. É também sugestão do autor um estudo experimental das tensões e deformações no implante para validar o modelo matemático criado e comprovar a eficiência da prótese.

7 CONCLUSÕES

Neste trabalho foi apresentada uma modelagem tridimensional do conjunto da ATM de um indivíduo obtida a partir de uma tomografia computadorizada do sistema crânio-mandibular e posteriormente foi feita a análise estrutural pelo método de elementos finitos e análise de resistência à fadiga por métodos convencionais analíticos.

Foi realizada também a recuperação virtual do côndilo do paciente através do processo de reconstrução computacional. Isso foi utilizado para realizar o estudo e análise de um implante reparatório para área degenerada do paciente e para realizar a simulação da mandíbula saudável criando um modelo computacional adequado.

Para geração do modelo tridimensional foi necessária à superação de vários obstáculos, relacionados principalmente, com a importação e exportação dos arquivos. Inicialmente em formato DICOM, transformado em um arquivo STL e retrabalhado com ferramentas gráficas e matemáticas para gerar um sólido 3D na extensão IGES, possibilitando que o modelo virtual fosse analisado estruturalmente pelo método de elementos finitos.

Uma limitação do modelo não é considerar as diferentes densidades e tipos de estruturas do osso da mandíbula e do osso do crânio. O modelo criado no software *Invesalious* e exportado na extensão STL assume uma estrutura totalmente homogênea de densidade compacta do osso humano.

No modelo da mandíbula saudável optou-se por realizar dois tipos de simulações, onde se alterou as propriedades mecânicas da interface entre o côndilo e fossa articular, ou seja, o disco articular. A simulação de duas condições para representação da interface entre o côndilo e a fossa articular (disco articular) mostrou a versatilidade que o projetista disporia para desenvolvimento de próteses personalizadas, podendo retratar o fluido sinovial e disco articular real com características elásticas, que pode levar a várias reanálises envolvendo diferentes esforços. Também é importante salientar que comparando os dois modelos criados nesta etapa do trabalho (disco articular de material elastômero e disco articular ósseo) foram verificadas pequenas diferenças nos resultados das tensões e deformações, indicando que modelos mais simples, utilizados em trabalhos presentes na literatura atual, também fornecem resultados coerentes e podem ser utilizados nas simulações.

Notadamente verifica-se maior realidade na simulação onde o disco articular apresenta propriedades elásticas, pois essa área retrata a união entre fluido sinovial e

disco articular real, que aproxima-se das características elásticas dos materiais. A máxima tensão nessa condição foi de 27,94 MPa bem abaixo do limite de escoamento do osso humano, isso para uma condição severa de mastigação. É importante também lembrar que foi desconsiderada, na simulação, a propriedade bioativa do osso humano, que lhe confere maior resistência devido a micro mecanismos naturais. Na simulação os materiais foram considerados inertes, ou seja, materiais que não apresentam bioatividade.

No modelo final, onde foi acoplado o implante em titânio, que substituiu a área do côndilo esquerdo da mandíbula, denominado por Placa Condilar da ATM, obteve-se um fator de segurança de 5,01 para a análise estática e para a análise de resistência à falha por fadiga a condição mais crítica se deu quando aplicado o critério de **Soderberg** obtendo-se um fator de segurança da ordem de 3,29. Como os fatores de segurança encontrados são elevados, isso leva ao entendimento de que o implante construído possui ótimos indicativos dos requisitos mecânicos para a função à que foi idealizado.

No entanto é necessário atentar-se que a função do implante Placa Condilar da ATM no corpo humano, foi comprovada por simulações numéricas e analíticas necessitando de avaliações experimentais mais profundas possibilitando o embasamento final de confiança no desenvolvimento da prótese.

Os resultados mostram que esse trabalho pode ser uma ferramenta importante de metodologia na criação de modelos matemáticos da anatomia humana e no auxílio ao processo de fabricação, estudo e análise de próteses e órteses personalizadas a partir do uso de tomografias computadorizadas.

REFERÊNCIAS

- 1 TROMMER, R. M.; MARU, M. M.; ACHETE, C. A. Simulação de desgaste em próteses de quadril. In: CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, 2012, Natal. **Proceedings...** Natal: [s. n.], 2012. p. 1-10.
- 2 CELEBI, N. et al. Development of a mandibular motion simulator for total joint replacement. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgeons**, Maryland Heights, v. 69, p. 66-79, 2011.
- 3 MEURER, M.I. et al. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 41, n. 1, p. 49-54, 2008.
- 4 JÓIA FILHO, P.; CAPELLO SOUSA, E. A. Reconstrução e geração de malhas em estruturas biomecânicas tridimensionais para análise por elementos finitos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v. 25, n. 1, p. 15-20, 2009.
- 5 ULBRICH, C. B. L. **Inspeção por digitalização em aplicações de prototipagem rápida na medicina**. 2007. 254 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.
- 6 JORGE, V. L.; SILVA, M. F. GOUVEIA, A.; SANTA BARBARA, M. C.; REIS, C.; ZAVAGLIA, A. C. Aplicación del prototipaje rápido al tratamiento de defectos cráneo faciales. **Revista CENIC Ciências Biológicas**, Havana, v. 37, n. 3, p. 1-5, 2006.
- 7 SOARES, G. A. **Fórum de biotecnologia biomateriais**. 2005. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2005. Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia. Disponível em: <http://www.anbio.org.br/pdf/2/tr10_biomateriais.pdf>. Acesso em: 12 abr. 2013.
- 8 SANTA BÁRBARA, A. **Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física – o software InVesalius**. 2006. 429 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.
- 9 ESPERTO, L.; OSÓRIO, A. Rapid tooling, sinterização directa por laser de metais. **Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões**, Lisboa, v. 15, p. 117-124, 2008.

- 10 GOUVEIA, M. de F. **Aplicação da prototipagem rápida no planejamento de cirurgias craniofaciais**. 2009. 157 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.
- 11 YACUBIAN, A. F.; LARONGA, P. R.; COELHO, R. A.; DUCATIL L. G.; SILVA, M. V. Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato. **Arquivo Neuropsiquiatria**, Bauru, v. 62, n. 3B, p. 865-868, 2004.
- 12 BERTOL, L. S. et al. Projeto, fabricação e avaliação de implantes craniofaciais personalizados: proposta de utilização de materiais combinados. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v. 26, n. 2, p. 79-89, 2010.
- 13 ORÉFICE, R. L. **Biomateriais: fundamentos e aplicações**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2005. 538 p.
- 14 JORNAL DA UNICAMP. Edição 396, p. 7. 26 de maio a 1º de junho de 2008.
- 15 DONACHIE Jr., M. J. **Titanium: a technical guide**. Metals Park: ASM International, 1988.
- 16 COLLINGS, E. W. **The physical metallurgy of titanium alloys**. Metals Park: American Society For Metals, 1984. (ASM Series in Metal Processing).
- 17 JESUÍNO, G. A.; RIBEIRO, L. M. F.; NAKAZATO R. Z.; CODARO, E. N.; HEIN, L. R. O. Propriedades mecânicas e resistência à corrosão da liga Ti-4Al-4V obtida da reciclagem da liga Ti-6Al-4V. **Materials Research**, São Carlos, v. 4, n. 2, p. 63-69, 2001.
- 18 CHAO, J.; LÓPEZ, V. Failure analysis of a Ti6Al4V cementless HIP prosthesis **Engineering Failure Analysis**, Oxford, v. 14, p. 822–830, 2007.
- 19 LEE, J. D. **Química inorgânica: um novo texto conciso**. São Paulo: Edgard Blucher, 1980. 507 p.
- 20 SHIMANO, S. G. N. **Comportamento mecânico e análise dimensional de parafusos corticais de aço inoxidável e liga de titânio submetidos ao ensaio de torção**. 2005. 101 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.
- 21 COOK, S. D.; THONGPREDA, N.; ANDERSON, R. C.; HADDAD Jr., R. J. The effect of post-sintering heat treatment on the fatigue properties of porous coated Ti 6Al-4V alloy. **Journal of Biomechanical Materials Research**, Hoboken, v. 22, p. 287-302, 1988.
- 22 SCHNEIDER, S. G. **Obtenção e caracterização da liga Ti-13Nb-13Zr para aplicação como biomaterial**. 2001. 139 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

- 23 DUVAIZEM, J. E. **Estudo das propriedades mecânicas e microestruturais de ligas à base de titânio-nióbio-zircônio processados com hidrogênio e metalurgia do pó para utilização em implantes dentários.** 2009. 182 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.
- 24 NIINOMI, M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 243, p. 231-236, 1998.
- 25 KURODA, D.; NIINOMI, M.; MORINAGA, M.; KATO, Y. ; YASHIRO, T. Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant material. **Materials Science and Engineering A**, Lausanne, v. 243, n. 1, p. 244-249, 1998.
- 26 WOLFORD, L. M. Factors to consider in joint prosthesis systems. **Proc. Baylor University Medical Center**, Dallas, v. 19, p. 232-238, 2006.
- 27 NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana.** 2. ed. Porto Alegre: Arttmed, 1997. 525 p.
- 28 DONNARUMMA, M. D. C. et al. Disfunções temporomandibulares: sinais, sintomas e abordagem multidisciplinar. **Revista CEFAC**, Rio de Janeiro, v. 12, n. 5, p. 788-794, 2010.
- 29 ULBRICH, C. B. L. **Engenharia Reversa e Prototipagem Rápida Estudos de Casos.** 2003. 92 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.
- 30 BERTOL, L. S. **Contribuição ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados.** 2008. 131 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.
- 31 CIOCCA, L. et al. Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches. **Medical and Biological Engineering and Computing**, Stevenage, v. 49, n. 11, p. 1347-1352, 2011.
- 32 MIKA SALMI et al. Patient-specific reconstruction with 3D modeling and DMLS additive manufacturing, **Rapid Prototyping Journal**, Bingley, v. 18, n. 3, p. 209-214, 2012.
- 33 MAHDIAN, N. et al. 3D reconstruction of TMJ after resection of the cyst and the stress-strain analyses. **Elsevier: Computer Methods and Programs in Biomedicine**, Shannon, v. 110, n. 3, p. 279–289, 2013.

- 34 BENTO, D. A. **Análise de resistência mecânica em implantes de osso - um enfoque numérico e experimental.** 2003. 157 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2003.
- 35 YING, T. I. E. et al. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, London, v. 34, n. 5, p. 290-298, 2006.
- 36 AL-AHMARI, Abdulrahman et al. A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method. **Advances in Mechanical Engineering**, London, v. 7, n. 7, p. 1687814015593890, 2015.
- 37 ANSYS WORKBENCH, 2006. “Ansys 11.0 Program Documentation, SAS IP, Inc.”
- 38 SOBOTTA, J. **Sobotta atlas of human anatomy.** [S. l.]: Williams & Wilkins, 1997.
- 39 TURNER, C.H.; BURR, D.H.; Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial Bone. **Elsevier: Bone**, Philadelphia, v. 14, n. 4, p. 595-608, 1993.
- 40 PARTHASARATHY, J. 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. **Annals of Maxillofacial Surgery**, Mumbai, v. 4, n. 1, p. 9–18, 2014.
- 41 ASHBY, M. F. **Materials selection in mechanical design.** 2. ed. Butterworth-Heinemann, 1999. 513p.
- 42 THUIS, L.; VERHAEGHE, F.; CRAEGHS, T.; HUMBEECK, J.V.; KRUTH, J. P. A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti–6Al–4V. **Acta Materialia**, Oxford, v. 58, p. 3303–3312, 2010.
- 43 COOPER, D. E. et al. Technical Report: Additive manufacturing for product improvement at red bull technology. **Materials and Design**, London, v. 41 p. 226–230, 2012.
- 44 LAROSA, M. A. et al. Microstructural and mechanical characterization of a custom-built implant manufactured in titanium alloy by direct metal laser sintering. **Advances in Mechanical Engineering**, London, v. 6, p. 945819, 2014.
- 45 VOLPATO, N.; FERREIRA, C. V.; SANTOS, J. R. L. dos. **Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações.** São Paulo: Edgard Blücher, 2006. 272 p.
- 46 ROCHA, R. C. S. et al. Modificação da superfície e das propriedades tribológicas do titânio por carbonitreção a plasma. **Matéria**, Rio de Janeiro, v. 16, n. 3, p. 767-774, 2011.
- 47 LIU, X.; CHU, P. K.; DING, C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. **Materials Science and Engineering: R: Reports**, Amsterdam, v. 47, n. 3, p. 49-121, 2004.

- 48 BRITTO, C. E. S. **Influência da orientação de prototipagem no comportamento mecânico da liga ti-6al-4v produzida por sinterização direta de metais por laser (DMLS)**. 2015. 89 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2015.
- 49 BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. **Elementos de máquinas de Shigley**. [S. l.]: McGraw Hill Brasil, 2011.