

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a) autor(a), o texto completo deste trabalho será disponibilizado somente a partir de 02/05/2019.



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

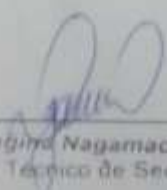
1. Modelagem tridimensional. 2. Biomodelos. 3. Elementos finitos. 4. Imagem médica. 5. Próteses personalizadas.

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 (padro 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 Magntica
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, simplificada mente 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).

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.