

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA**

**PLACAS EM PONTE PARA TRATAMENTO DE
FALHAS SEGMENTARES EM MANDÍBULAS DE
CÃES: PROJETO E DESENVOLVIMENTO**

ELISÂNGELA PEREZ DE FREITAS

Botucatu – SP

2012

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA**

**PLACAS EM PONTE PARA TRATAMENTO DE
FALHAS SEGMENTARES EM MANDÍBULAS DE
CÃES: PROJETO E DESENVOLVIMENTO**

ELISÂNGELA PEREZ DE FREITAS

Tese apresentada junto ao Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, área de Cirurgia Veterinária, para obtenção do título de Doutor.

Orientadora: Prof^ª. Titular Dra. Sheila Canevese Rahal

Co-orientador: Prof. Dr. Alexander O. El Warrak (*Faculdade de Medicina Veterinária – Universidade de Montreal – Canadá*)

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO DE AQUIS. E TRAT. DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: *ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE*

Freitas, Elisângela Perez de.

Placas em ponte para tratamento de falhas segmentares em mandíbulas de cães: projeto e desenvolvimento / Elisângela Perez de Freitas. – Botucatu : [s.n.], 2012

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia

Orientador: Sheila Canevese Rahal

Co-orientador: Alexander O. El Warrak

Capes: 50501070

1. Cão – Cirurgia. 2. Ortopedia veterinária. 3. Ossos – Doença. 4. Próteses mandibulares. 5. Placas ósseas (Ortopedia).

Palavras-chave: Defeito ósseo; Elementos finitos; Mandíbula; Mecânica; Placa em ponte; Resistência.

Nome do Autor: Elisângela Perez de Freitas

Título: PLACAS EM PONTE PARA TRATAMENTO DE FALHAS
SEGMENTARES EM MANDÍBULAS DE CÃES: PROJETO E
DESENVOLVIMENTO

COMISSÃO EXAMINADORA

Profa. Dra. Sheila Canevese Rahal
Presidente e Orientadora
Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária
FMVZ-UNESP-Botucatu

Prof. Dr. Carlos Roberto Teixeira
Membro
Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária
FMVZ-UNESP-Botucatu

Profa. Dra. Maria Jaqueline Mamprim
Membro
Departamento de Reprodução Animal e Radiologia Veterinária
FMVZ-UNESP-Botucatu

Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano
Membro
Laboratório de Bioengenharia
FM-USP-Ribeirão Preto

Prof. Dr. Silvio Eduardo Duailibi
Membro
Departamento de Ciência e Tecnologia
UNIFESP-São Paulo

Data da Defesa: 03 de maio de 2012.

Dedicatória

Dedico este trabalho a Deus que tem me dado força para vencer os obstáculos da vida e pelas conquistas que tem me proporcionado.

A meu sobrinho (filho) tão querido que me faz ver que existem motivos para acreditar...

*Sonho, amo, vivo...
...mas acima de tudo, aprendo.*

Metáfora

*Sobe aos céus minh'alma de poeta
E com estrelas brinca.
E a Lua se faz presente
Brincando de esconder.
Nuvens passam correndo
Cuidando de não tropeçar
Nas pontas das mil estrelas
Que estão no céu a brilhar.*

*Mas eis que o Sol surgindo,
À nossa alegria dá fim.
E caindo dos céus em vertigens
Minh'alma à Terra retorna,
Voltando às lutas da vida,
Sonhando com grandes batalhas
Ainda vindouras por certo,
Ainda por certo sonhando
Com uma vitória final.*

Eda Jacques

Memória

*Amar o perdido
deixa confundido
este coração.*

*Nada pode o olvido
contra o sem sentido
apelo do Não.*

*As coisas tangíveis
tornam-se insensíveis
à palma da mão*

*Mas as coisas findas
muito mais que lindas,
essas ficarão.*

Carlos Drummond de Andrade

Agradecimentos Especiais

Ao Luis Gustavo A. de Freitas por estar sempre comigo, sendo filho, companheiro, tendo paciência com minhas ausências por conta de trabalho e pelas muitas vezes que teve compreensão de adulto, sendo apenas uma criança. Te amo muito!!!

À minha orientadora, Profa. Dra. Sheila Canevese Rahal, pela amizade, profissionalismo, confiança, mas acima de tudo, pelos ensinamentos.

Ao Jorge V. L. Silva, pela oportunidade de desenvolver minhas pesquisas junto ao CTI e por disponibilizar sua equipe, sempre muito prestativa. Obrigada pela amizade e parceria.

A Pedro Y. Noritomi pelos ensinamentos na área da engenharia, que foram primordiais no desenvolvimento desse trabalho.

À minha irmã Silvia Perez por ter cuidado do Luisinho durante todas as minhas viagens a trabalho ou participação em Congressos.

À minha madrinha Ida Jacques, pela amizade e por toda ajuda prestada.

Aos meus pets de estimação, Bob Willy, Elvira Maria, Lorinho e Coelhoinho, sempre companheiros.

Agradecimentos

A *CAPES* pela bolsa, essencial para o desenvolvimento da pesquisa.

À *FAPESP* pelo auxílio financeiro à pesquisa, tornando possível a compra dos materiais utilizados nessa pesquisa.

Ao *CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer)* pela doação dos protótipos usados neste projeto e por disponibilizar as ferramentas computacionais utilizadas.

À *FOCUS Ind. e Com. de Produtos Ortopédicos Ltda.*, pela confecção das placas e parafusos desse trabalho.

Ao *Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano* por ter cedido seu laboratório e realizado todos os ensaios mecânicos deste trabalho, além de fazer parte da minha banca.

Ao *Prof. Dr. Luiz Carlos Vulcano e Serviço de Radiologia Veterinária*, por ceder as imagens de tomografia computadorizada usadas nesta pesquisa.

Ao meu co-orientador, *Prof. Dr. Alexander O. El Warrak* pela ajuda com a análise estatística.

Aos amigos do *CTI*, *Pedro Y. Noritomi e Daniel Takanori Kemmoku*, pela colaboração com o desenho das placas e análise pelo Método de Elementos Finitos.

Aos amigos do CTI, *Airton Moreira da Silva e Anderson Aparecido Camilo*, pela colaboração com os modelos 3D, deste projeto.

À bibliotecária *Rosemeire Aparecida Vicente*, pela elaboração da ficha catalográfica.

À minha psicóloga, *Lucimaria T. Rangel*, por me ajudar nos momentos mais tristes a compreender a complexidade da vida.

À minha amiga *Ana Carolina Bulisani* pela ajuda nos momentos difíceis e pela amizade verdadeira.

A todos os *amigos* que de alguma forma me apoiaram e me auxiliaram na realização deste sonho.

Sumário

LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE TABELAS.....	xiii
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xiv
LISTA DE PALAVRAS SEM TRADUÇÃO PARA O PORTUGUÊS.....	xv
Resumo	1
Abstract	2
1 INTRODUÇÃO	3
2 REVISÃO DA LITERATURA	6
2.1 Informações sobre a revisão de literatura.....	7
2.2 Formato do crânio, anatomia da mandíbula e força mastigatória dos cães.....	7
2.3 Causas de perda óssea em mandíbula.....	8
2.3.1 <i>Doença periodontal</i>	9
2.3.2 <i>Tumores</i>	10
2.4 Métodos de reconstrução mandibular.....	11
2.4.1 <i>Enxerto autógeno em pacientes humanos</i>	12
2.4.2 <i>Distração osteogênica</i>	13
2.4.3 <i>Scaffolds</i>	14
2.4.4 <i>Placa metálica</i>	15
2.5 Bioengenharia.....	19
2.5.1 <i>Prototipagem Rápida (PR)</i>	19
2.5.2 <i>Método de Elementos Finitos (FEM)</i>	21
2.6 Propriedades mecânicas da mandíbula e do titânio.....	22
3 OBJETIVOS	24
4 MATERIAL E MÉTODOS	26
4.1 Material de estudo.....	27
4.2 Determinação dos efeitos ósseos nas mandíbulas direitas.....	27

4.3	Desenvolvimento dos implantes (placa em ponte e parafusos bloqueados).....	29
4.4	Análise pelo Método de Elementos Finitos (FEM).....	32
4.5	Confeção dos corpos-de-prova e dos protótipos das mandíbulas com o defeito ósseo pré-determinado.....	34
4.6	Fabricação das placas em ponte e parafusos bloqueados.....	36
4.7	Fixação nos protótipos das mandíbulas.....	37
4.8	Ensaio mecânicos.....	38
4.8.1	<i>Testes de tração</i>	38
4.8.2	<i>Testes de flexão</i>	39
4.8.2.1	<i>Cães de grande porte</i>	39
4.8.2.1.1	<i>Rottweiler e Doberman</i>	39
4.8.2.2	<i>Cães de médio porte</i>	39
4.8.2.2.1	<i>Boxer</i>	39
4.8.2.3	<i>Cães de pequeno porte</i>	39
4.8.2.3.1	<i>Poodle</i>	39
4.9	Análise estatística.....	41
5	RESULTADOS	42
5.1	Placa em ponte bloqueada e parafusos.....	43
5.1.1	<i>Placa para cães de porte grande e porte médio</i>	43
5.1.2	<i>Parafusos para placa de cães de porte grande e porte médio</i>	44
5.1.3	<i>Placa para cães de porte pequeno</i>	45
5.1.4	<i>Parafusos para placa de cães de porte pequeno</i>	46
5.2	Determinação dos defeitos ósseos nas mandíbulas direitas e protótipos de mandíbulas.....	46
5.3	Ensaio mecânicos.....	49
5.3.1	<i>Teste de tração nos corpos-de-prova</i>	49
5.3.2	<i>Teste de flexão nos protótipos das mandíbulas</i>	50

5.3.2.1	<i>Cães de porte grande</i>	50
5.3.2.1.1	<i>Rottweiler</i>	50
5.3.2.1.2	<i>Doberman</i>	51
5.3.2.2.	<i>Cães de porte médio</i>	52
5.3.2.2.1	<i>Boxer</i>	52
5.3.2.3	<i>Cães de porte pequeno</i>	54
5.3.2.3.1	<i>Poodle</i>	54
5.4	<i>Análise estatística</i>	55
5.4.1	<i>Comparação entre as raças de porte grande e porte médio</i>	57
5.4.1.1	<i>Força (N)</i>	57
5.4.1.2	<i>Deflexão (mm)</i>	58
5.4.1.3	<i>Rigidez relativa (N/mm)</i>	59
5.5	<i>Análise pelo Método de Elementos Finitos</i>	60
5.5.1	<i>Placa para cães de porte grande e porte médio</i>	60
5.5.1.1	<i>Estudo do comportamento mecânico</i>	60
5.5.2	<i>Placa para cães de porte pequeno</i>	62
5.5.2.1	<i>Estudo do comportamento mecânico</i>	62
6	DISCUSSÃO	64
7	CONCLUSÕES	72
8	REFERÊNCIAS	74
9	APÊNDICE	86
10	TRABALHO CIENTÍFICO	119

Lista de Figuras

Figura 1 – Imagens da tomografia computadorizada do crânio de cão da raça Poodle e sua conversão em modelo 3D pelo <i>software</i> Mimics 13.1.....	27
Figura 2 – Arquivo STL da mandíbula de cão da raça Rottweiler nas vistas dorsal (a), ventral (b), lateral direita (c) e lateral esquerda (d).....	28
Figura 3 – Desenho da placa em ponte projetada para cães de grande e médio porte desenhadas no Solidworks 2011; vistas externa (a) e interna (b).....	29
Figura 4 – Desenho da placa em ponte projetada para cães de pequeno porte; vistas externa (a) e interna (b).....	29
Figura 5 – Modelagem da mandíbula de cão da raça Doberman. Notar o cilindro (seta) desenhado na região do quarto pré-molar inferior para a aplicação da força.....	32
Figura 6 – Malha de elementos finitos mostrando placa em ponte e parafusos bloqueados estabilizando o defeito ósseo na mandíbula (a). Vista externa (b) e interna (c) da malha na placa para cães de grande e médio porte. Vista externa (d) e interna (e) da malha na placa para cães de pequeno porte.....	32
Figura 7 – Corpo-de-prova de poliamida Duraform PA.....	34
Figura 8 – Mandíbula de Doberman com bloco de fixação na região do ramo.....	34
Figura 9 – Usinagem da placa em ponte, em titânio puro, na fresadora CNC.....	35
Figura 10 – Corte transversal das mandíbulas de cães das raças Rottweiler (a) e Poodle (b), com as medidas da cortical externa do corpo mandibular.....	36
Figura 11 – Teste de tração na máquina de ensaio EMIC [®] . Observar o corpo-de-prova antes do ensaio (a) e após sua ruptura (b) (seta).....	37
Figura 12 – Ensaio mecânico de flexão em mandíbula de cão da raça Boxer, com placa em ponte estabilizando defeito ósseo segmentar.....	39

Figura 13 – Protótipo de mandíbula de cão da raça Poodle com defeito ósseo estabilizado com placa em ponte, em ensaio mecânico de flexão.....	40
Figura 14 – Modelo 3D da placa em ponte bloqueada para defeito ósseo em mandíbula de cães de porte grande e porte médio. Aspectos externo (a) e interno (b).....	42
Figura 15 – Placa em ponte de titânio para cães de porte grande e porte médio. Aspectos externo (a) e interno (b).....	43
Figura 16 – Parafuso bloqueado com 8 mm de comprimento para uso em placa em ponte para osteossíntese de mandíbula de cães de porte grande e porte médio.....	43
Figura 17 – Modelo 3D da placa em ponte bloqueada para cães de porte pequeno. Aspectos externo (a) e interno (b).....	44
Figura 18 – Aspectos externo (a) e interno (b) da placa em ponte em titânio para cães de porte pequeno.....	44
Figura 19 – Parafuso bloqueado de 6 mm de comprimento para uso em placa em ponte para osteossíntese de mandíbula de cães de porte pequeno.....	45
Figura 20 – Modelo virtual da mandíbula de cão da raça Rottweiler com placa em ponte e medida do tamanho do defeito ósseo na mandíbula direita de 15 mm.....	46
Figura 21 – Modelo virtual da mandíbula de cão da raça Doberman com placa em ponte e medida do tamanho do defeito ósseo na mandíbula direita de 11,7 mm.....	46
Figura 22 – Modelo virtual da mandíbula de cão da raça Boxer com placa em ponte e medida do tamanho do defeito ósseo na mandíbula direita de 14,1 mm.....	47
Figura 23 – Modelo virtual da mandíbula de cão da raça Poodle com placa em ponte e medida do tamanho do defeito ósseo na mandíbula direita de 7,8 mm.....	47
Figura 24 – Mandíbula de cão da raça Rottweiler com fratura na região distal do corpo mandibular esquerdo, após teste de flexão.....	50

- Figura 25** – Fratura da mandíbula esquerda de cão da raça Doberman após ensaio mecânico de flexão. Observar que o sistema placa-mandíbula não sofreu alteração..... 51
- Figura 26** – Fratura da mandíbula esquerda de cão da raça Boxer após teste de flexão e afrouxamento do primeiro parafuso da região distal ao defeito ósseo..... 52
- Figura 27** – Mandíbula esquerda de cão da raça Poodle com fratura no terço distal do corpo mandibular esquerdo e arrancamento dos parafusos da porção caudal da placa..... 54
- Figura 28** – Campo de cores representando o fator de segurança, conforme o critério de falha de Von Mises, para a placa em ponte para cães de porte grande e porte médio. Observar na vista interna os locais de maior concentração de força, na região distal da placa e nos parafusos 1 e 4 (cores verde e amarela)..... 60
- Figura 29** – Campo de cores representando o fator de segurança, conforme o critério de falha de Von Mises. Vista da face externa da placa em ponte bloqueada..... 60
- Figura 30** – Campo de cores representando o fator de segurança, conforme o critério de falha de Von Mises. Vista da face interna da placa em ponte bloqueada para cães de pequeno porte. Observar predomínio do fator de segurança 15..... 61
- Figura 31** – Campo de cores representando o fator de segurança, conforme o critério de falha de Von Mises. Vista externa da placa em ponte com concentração de esforço ao redor do parafuso 1 da região distal (fator de segurança 10, em verde) e predomínio de fator 15 (em azul)..... 62

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Categoria de peso corpóreo associado com a média de força de mordida e alcance das forças de mordida de cães (LINDNER et al., 1995).....	30
Tabela 2 – Entusiasmo da mordida dos cães e média da força e alcance da força de mordida, em Newtons (LINDNER et al., 1995).....	30
Tabela 3 – Propriedades mecânicas dos materiais que serviram de base para gerar a malha de elementos finitos nos ensaios computacionais.....	33
Tabela 4 – Resultados do teste de tração para determinação do módulo de elasticidade (E) da poliamida Duraform PA.....	48
Tabela 5 – Resultados dos testes de flexão para as mandíbulas de cão da raça Rottweiler com defeito ósseo de 15 mm e placa em ponte bloqueada.....	49
Tabela 6 – Resultados dos testes de flexão para as mandíbulas de cão da raça Doberman com defeito ósseo de 11,7 mm e placa em ponte bloqueada.....	50
Tabela 7 – Resultados dos testes de flexão para as mandíbulas de cão da raça Boxer com defeito ósseo de 14,1 mm e placa em ponte bloqueada.....	52
Tabela 8 – Resultados dos testes de flexão para as mandíbulas de cão da raça Poodle com defeito ósseo de 7 mm e placa em ponte bloqueada.....	53
Tabela 9 – Resultados do teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula de cão da raça Rottweiler.....	54
Tabela 10 – Resultados do teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula de cão da raça Doberman.....	55
Tabela 11 – Resultados do teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula de cão da raça Boxer.....	55

Tabela 12 – Resultados do teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula de cão da raça Poodle.....	55
Tabela 13 – Resultados do teste Levene para verificar a homogeneidade da variância força no sistema placa-mandíbula entre as raças Rottweiler, Doberman e Boxer.....	56
Tabela 14 – Resultados do teste ANOVA de Welch para força.....	56
Tabela 15 – Resultados do teste <i>post-hoc</i> de Tukey para o critério força.....	57
Tabela 16 – Resultados do teste Levene para verificar a homogeneidade da variância deflexão entre as raças de porte grande e porte médio.....	57
Tabela 17 – Resultados do teste ANOVA de Welch para deflexão.....	57
Tabela 18 – Resultados do teste <i>post-hoc</i> de Tukey para o critério deflexão.....	58
Tabela 19 – Resultados do teste Levene para verificar a homogeneidade da variância rigidez relativa.....	58
Tabela 20 – Resultados do teste ANOVA de Welch para rigidez relativa.....	58
Tabela 21 – Resultados do teste <i>post-hoc</i> de Tukey para o critério rigidez relativa.....	59

Lista de Abreviaturas

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine.....	1
Ti 6Al 4V – Titânio 6 alumínio 4 vanádio.....	1
CT - Tomografia Computadorizada.....	2
FEM – Método de Elementos Finitos.....	2
AO – Arbeitsgemeinschaft fur Osteosynthesefragen.....	17
rhBMP-2 – Proteína morfogenética bovina recombinante.....	18
PR – Prototipagem Rápida.....	19
RM – Ressonância magnética.....	19
SLS – Sinterização Seletiva a Laser.....	19
STL – Esteriolitografia.....	19
FDM – Modelagem Fundida por Deposição.....	19
3DP – 3D printing.....	19
N – Newtons.....	21
GPa – gigapascal.....	22
MPa – megapascal.....	22
BioCAD – Bio Computer-aided design.....	27
CTI – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer.....	28
ASTM – American Society for Testing and Materials.....	33
CNC – Controle Numérico Computadorizado.....	35
SAS – Statistical Analysis System.....	40

Lista de Palavras sem Tradução para o Português

Post-hoc.....

In vitro.....

In vivo.....

Scaffold.....

Software.....

FREITAS, E.P. **Placas em ponte para tratamento de falhas segmentares em mandíbulas de cães: projeto e desenvolvimento**. Botucatu, 2012. 118p. Tese (Doutorado em Medicina Veterinária – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O trabalho teve por objetivos desenvolver placa em ponte bloqueada para a reconstrução de defeito ósseo segmentar em mandíbula de cães e validar o projeto por meio de análise pelo método de elementos finitos e ensaios biomecânicos. Inicialmente realizou-se a tomografia computadorizada da cabeça de quatro cães das raças Rottweiler, Doberman, Boxer e Poodle. Os dados obtidos em DICOM foram convertidos em objeto tridimensional pelo *software* Mimics 13.1 e usados na confecção do projeto das placas. Foram confeccionados, para cada raça, seis protótipos de mandíbula com defeito ósseo de tamanho de 1,5 vezes o diâmetro do corpo mandibular direito na área do primeiro pré-molar. A reconstrução mandibular foi feita com placa em ponte de titânio puro e parafusos (Ti 6Al 4V) monocorticais bloqueados, sendo um modelo para os cães de porte grande (Rottweiler e Doberman) e médio (Boxer) e outro para os de porte pequeno (Poodle). Os ensaios biomecânicos mostraram que o sistema placa-mandíbula resistiu além das forças de mastigação para todos os portes de cães e validaram os projetos das placas. O método de elementos finitos mostrou que o fator de segurança foi superior a 2. Foi possível concluir que as placas em ponte projetadas com geometria diferenciada e parafusos bloqueados monocorticais apresentam resistência mecânica suficiente para suportar os defeitos ósseos induzidos e são capazes de suportar pelo menos 5 vezes o valor da força de mordida para cada porte de cão estudado.

Palavras-chave: Mandíbula; Defeito ósseo; Placa em ponte; Resistência Mecânica; Elementos finitos.

FREITAS, E.P. **Bridging plates for treatment of bone defect in the mandible of dogs: design and development.** Botucatu, 2012. 118p. Tese (Doutorado em Medicina Veterinária – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

The aim of this study was to develop locked bridging plate to be used in segmental mandible defect in dogs, and to validate the project by finite element modeling (FEM) and mechanical testing. Computed tomography (CT) of the head of four dogs from Rottweiler, Doberman, Boxer and Poodle breeds were performed. The images were reconstructed in 3D format with specialized *software* (Mimics 13.1) and used to develop the plate project. For each breed dog, six mandible prototypes with a bone defect of 1.5 times the diameter of the right mandibular body at the first molar area were made. The mandibular reconstruction was performed with bridging plate in pure titanium and locked monocortical screws, being one design to large (Rottweiler e Doberman) and medium (Boxer) breed dogs, and another to small breed dog (Poodle). The mechanical testing showed that plate-mandible system resisted biting forces for all dogs and it validated the plate designs. FEM showed the security factor was higher than 2. In conclusion, the bridging plates designed with differentiated geometry and monocortical locked screws showed mechanical resistance to support the induced bone defects and were able to support at least 5 times the value of the bite force for each evaluated dog.

Keywords: Mandible; Fracture; Immobilization; Bone plate; Mechanical Resistance.

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A reconstrução de defeito segmentar ósseo em mandíbula é uma tarefa desafiadora em medicina (MEHTA e DESCHLER, 2004; GOH et al., 2008; ESSIG et al., 2011) e ainda maior em medicina veterinária, visto a reconstrução cirúrgica não ser uma opção muito utilizada em animais (SPECTOR et al., 2007; BOUDRIEAU, 2012). Entre as causas da perda óssea em cães podem ser citados os traumas por acidentes automobilísticos, os projéteis balísticos (SMITH e KERN, 1995; GIOSO, 2007; JOHNSON, 2007), a doença periodontal severa (HARVEY e EMILY, 1993; SMITH e KERN, 1995; VERSTRAETE, 2003), e as mandibulectomias decorrentes de neoplasias ou outras afecções (HARVEY e EMILY, 1993).

Independente da causa, os principais objetivos do tratamento são o restabelecimento da continuidade óssea, a obtenção de uma oclusão dental adequada e a recuperação da função e do aspecto estético (STOSIC, 2008; GOH et al., 2008; SILVA et al., 2011). Há várias técnicas de reconstrução mandibular incluindo o enxerto autógeno, a distração osteogênica, a engenharia tecidual, e os materiais aloplásticos, que podem ser aplicados de forma exclusiva ou aliados com osso ou substitutos ósseos (MEHTA e DESCHLER, 2004; STOSIC, 2008; GOH et al., 2008).

O enxerto ósseo autógeno vascularizado geralmente é a opção primária em pacientes humanos com defeitos mandibulares maiores que 9 cm, e quando há necessidade de reconstrução simultânea dos tecidos moles ou após o paciente receber radioterapia (POGREL et al., 1997). O enxerto ósseo livre é indicado para defeitos de tamanhos menores e quando existe suficiente cobertura de tecido mole (POGREL et al., 1997; GOH et al., 2008).

A distração osteogênica por transporte é considerada um processo biológico de reconstrução, que tem sido utilizada em estudos experimentais com modelos animais e também em alguns pacientes humanos

(STUCKI-McCORMICK, 1999; GOH et al., 2008; STOSIC, 2008; ELSALANTY et al., 2009). A técnica permite a regeneração óssea sem a necessidade de enxerto, além de estimular o crescimento dos tecidos moles (MEHTA e DESCHLER, 2004; GOH et al., 2008; ELSALANTY et al., 2009). Por sua vez, a engenharia tecidual óssea utiliza-se de um ou mais elementos, ou seja, a coleta de células, moléculas recombinantes e matrizes tridimensionais (STOSIC, 2008). Embora essa abordagem seja promissora, há vários fatores a serem esclarecidos, tais como os efeitos oncogênicos de células e fatores (GOH et al., 2008; WONG et al., 2010).

As placas ósseas e parafusos são os mais comuns implantes aloplásticos empregados na reconstrução mandibular (MEHTA e DESCHLER, 2004; STOSIC, 2008). Em geral, as placas de reconstrução são implantes rígidos, aplicados na borda inferior da mandíbula, com a intenção de estabilizar os segmentos remanescentes, manter a oclusão e o contorno facial, além de auxiliar na fixação dos enxertos ósseos na posição desejada, quando usados (GOH et al., 2008; MITRA et al., 2011). Essas placas foram inicialmente feitas de aço cirúrgico, mas atualmente as placas de titânio são mais comumente utilizadas devido à biocompatibilidade (GOH et al., 2008). Um novo projeto para placas reconstitutivas é a placa bloqueada, que permite o bloqueio do parafuso à placa, criando uma estabilidade adicional (KLOTCH et al., 1999; MEHTA e DESCHLER, 2004; WONG et al., 2010).

Com relação ao uso de placa na mandíbula de cães, um conceito equivocado sobre sua aplicação é supor que a resistência do sistema placa-osso é fornecida pelo implante e, portanto, sua posição biomecânica apropriada poderia ser ignorada (BOUDRIEAU, 2012). Como a tensão da mandíbula concentra-se na borda alveolar, a estabilização por placas e parafusos deveria ocorrer nessa região, porém cuidados são necessários para evitar estruturas importantes, como as raízes dentais e canal mandibular (WIGGS e LOBPRISE, 1997).

Sendo assim, o presente trabalho visou desenvolver uma placa em ponte para o tratamento de defeito ósseo segmentar de mandíbula de cães, em posição biomecânica ideal, porém sem comprometer as estruturas adjacentes.

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Informações sobre a revisão de literatura

Este capítulo foi dividido em anatomia do crânio da espécie canina, causas que levam à perda óssea em mandíbula, métodos de reconstrução mandibular, bioengenharia e propriedades mecânicas do osso e do titânio.

Como na medicina veterinária há poucos trabalhos publicados sobre a reconstrução mandibular e os que existem foram feitos com placas e dispositivos adaptados da medicina e da odontologia humana, muitas literaturas que foram utilizadas nesta revisão são da área médica e odontológica e serviram de referência para o desenvolvimento desta pesquisa.

2.2 Formato do crânio, anatomia da mandíbula e força mastigatória dos cães

O formato do crânio afeta o posicionamento dos dentes e está relacionado com a predisposição para doenças (EMILY e PENMAN, 1994). Há basicamente três tipos de conformações do crânio em cães: dolicocefálico com focinho estreito e longo como, por exemplo, as raças Doberman e Collie; mesaticefálico caracterizado por tamanho médio do comprimento e largura do focinho, tais como as raças Labrador retriever, Rottweiler, Poodle, a maioria dos spaniels e terriers; e braquicefálicos, que possuem focinho curto com mordedura em tesoura invertida como, por exemplo, as raças Boxer, Pug e Bulldog (EMILY e PENMAN, 1994; WIGGS e LOBPRIZE, 1997).

A mandíbula desempenha um papel importante na proteção das vias aéreas, dos músculos do assoalho da boca, apoio à língua e função na

articulação, deglutição e respiração (NATH et al., 2006). Em cães, as mandíbulas, direita e esquerda, são unidas pela sínfise mandibular ou articulação intermandibular (BELLOWS et al., 2005). As estruturas mais importantes da mandíbula são: o corpo mandibular, o ramo da mandíbula e o canal mandibular (NICKEL et al., 1986; BELLOWS et al., 2005). Através do canal mandibular passam a artéria alveolar inferior, que proporciona a nutrição para toda mandíbula inferior, a veia e o nervo alveolares inferiores (HARVEY e EMILY, 1993). O forame mandibular é a abertura caudal do canal mandibular e está localizado no lado medial da mandíbula (GETTY, 1986). O nervo alveolar inferior é um ramo do nervo trigêmeo que supre a inervação motora e sensorial para a mandíbula e dentes e, juntamente com a artéria alveolar, é frequentemente lesado em casos de fratura ou perda óssea (HOWARD, 1998; JOHNSON, 2007). As raízes dentárias ocupam a maioria dos dois terços dorsais do corpo da mandíbula e o terço ventral inclui o canal mandibular, que contém o nervo alveolar inferior e vasos associados (VERSTRAETE, 2003).

Lindner et al. (1995) desenvolveram um transdutor para mensurar a força da mordida em cães. Foram estudados 22 cães, com massa corpórea de 7 até 55 kg, sendo os cães de grande porte usados: Rottweiler, Setter, Golden retriever, Belga Tervuren, Doberman e Labrador retriever (23 — 55 kg), os cães de médio porte usados: Border collie, Dálmata e Chow chow (11 — 23 kg) e os de pequeno porte: Pastor de Shetland e West Highland terrier (7 — 11 kg). O que resultado foram forças de mordida de 13 a 1394N com média geral de 256N. Houve uma tendência de aumento da força mandibular com o aumento da massa corpórea.

2.3 Causas de perda óssea em mandíbula

Em humanos, as deformidades ósseas craniofaciais são classificadas em: adquiridas, tais como os defeitos ósseos resultantes de ressecção oncológica, ou consequentes a traumas severos e síndrome micrognatia após injúria no côndilo mandibular; e congênitas (ZHOU e LIU, 2011).

Em cães prevalecem às deformidades adquiridas, devido especialmente a doença periodontal e as neoplasias orais (WIGGS e LOBPRISE, 1997). Essas últimas são bastante comuns, visto a cavidade oral ser o quarto local mais frequente de surgimento de tumores na espécie canina (GIOSO, 2007). Outras causas seriam os traumas e mandibulectomias por problemas não neoplásicos, como osteomielite crônica (HARVEY e EMILY, 1993).

2.3.1 Doença periodontal

Conforme Wiggs e Lobprise (1997), a evolução da inflamação gengival é a doença periodontal em estágio avançado, quando ocorre perda de aderência envolvendo os tecidos de suporte (periodonto), ou seja, tanto o ligamento periodontal quanto o osso alveolar. Para se determinar a perda do periodonto é feita uma medida da margem gengival até a base epitelial do sulco ou da bolsa. Essa retração tecidual geralmente provoca exposição de raiz, bolsa periodontal supraóssea ou infraóssea, ou até mesmo a combinação de exposição de raiz com a formação de bolsa.

A doença periodontal tem sido descrita como uma infecção multifatorial (WIGGS e LOBPRISE, 1997). Ao efetuarem detecção biomolecular de patógenos orais em cães, Kato et al. (2011) observaram que *Tanerella forsythia*, *Campylobacter rectus* e *Porphyromonas gulae* foram as três espécies bacterianas mais presentes, com predomínio da última. Uma vez que as duas primeiras espécies bacterianas são causadoras de periodontites em humanos, os autores sugeriram a possibilidade da transmissão de humanos para cães, quando em contato fechado um com o outro.

A perda óssea periodontal pode ser classificada como horizontal ou vertical, sendo a horizontal caracterizada pela perda óssea ao redor de várias raízes adjacentes (HARVEY e EMILY, 1993). Na perda óssea horizontal é possível visualizar, radiograficamente, a reabsorção da crista óssea e do osso na região da furca, deixando a perda óssea com aspecto de linha horizontal paralela ao corpo mandibular (HARVEY e EMILY, 1993; WIGGS e LOBPRISE, 1997). Como a retração gengival ocorre em conjunto com a perda óssea, não há formação de bolsa periodontal (EMILY e PENMAN, 1994). Em grandes animais que possuem maior distância interdental, a perda óssea

vertical é mais comum (HARVEY e EMILY, 1993). Nesta condição, a perda ocorre paralela ao longo eixo da raiz dental, formando uma bolsa infraóssea, e as raízes adjacentes podem ter a presença de osso normal (HARVEY e EMILY, 1993; EMILY e PENMAN, 1994).

A doença periodontal severa gera a perda óssea ao redor do dente afetado, proporcionando acúmulo de placa bacteriana, que contribui para osteomielite e infecção (SMITH e KERN, 1995; TURNER e SHIRES, 1995). Se o tratamento periodontal com exodontias não for realizado, pode ocorrer fratura patológica da mandíbula e união retardada ou não-união do osso mandibular, resultando em defeito ósseo (HARVEY e EMILY, 1993; SMITH e KERN, 1995; PIERMATTEI e FLO, 1997; VERSTRAETE, 2003).

2.3.2 Tumores

Os tumores orais em cães são, em geral, malignos (HARVEY e EMILY, 1993) e muitos apresentam tamanho significativo antes de serem descobertos (WIGGS e LOBPRISE, 1997). A idade mais comum do surgimento das lesões é acima de oito anos de vida (GIOSO, 2007). Os cães de raças de pequeno porte apresentam predisposição para o melanoma, e os de grande porte para o fibrossarcoma (HARVEY e EMILY, 1993; WIGGS e LOBPRISE, 1997). Os locais mais acometidos pelas neoplasias na cavidade oral são gengiva, lábio, tonsila e palato (WIGGS e LOBPRISE, 1997; GIOSO, 2007).

O melanoma apresenta alta prevalência em animais idosos e o local mais atingido é a gengiva (HARVEY e EMILY, 1993). Esse tumor apresenta coloração enegrecida, acastanhada ou não pigmentada, com invasão agressiva no tecido ósseo e alta taxa de recidiva e metástase em linfonodos (WIGGS e LOBPRISE, 1997; GIOSO, 2007). O prognóstico é de reservado a mau, sendo necessária à cirurgia radical com ressecção de osso adjacente (GIOSO, 2007). Radioterapia e quimioterapia têm sido usadas para o controle local de metástase, porém com poucos efeitos benéficos (HARVEY e EMILY, 1993).

O carcinoma de células escamosas tem sua origem no epitélio oral e apresenta-se como formação ulcerada, séssil, com crescimento normalmente lento e invasão óssea local (HARVEY e EMILY, 1993). O tumor pode metastatizar para tonsilas e linfonodos cervicais (WIGGS e LOBPRISE,

1997; GIOSO, 2007). Procedimentos cirúrgicos mais agressivos, em conjunto com radioterapia, permitem um melhor prognóstico para cães com carcinoma de células escamosas não-tonsilar e fibrossarcoma (HARVEY e EMILY, 1993).

O terceiro tumor mais comum em cães é o fibrossarcoma (WIGGS e LOBPRISE, 1997) e tem maior prevalência nos jovens adultos e de porte grande (HARVEY e EMILY, 1993). Seu aspecto pode ser ulcerado, firme, séssil e de crescimento mais lento (HARVEY e EMILY, 1993; WIGGS e LOBPRISE, 1997), sendo locais comuns de aparecimento a mucosa labial, o palato duro e a gengiva (HARVEY e EMILY, 1993; WIGGS e LOBPRISE, 1997; GIOSO, 2007).

2.4 Métodos de reconstrução mandibular

Um fato a ser considerado na perda óssea mandibular é o tamanho do defeito, já que os defeitos chamados críticos, ou sem habilidade de consolidação espontânea, requerem intervenções cirúrgicas mais ou menos complexas, conforme a extensão da perda óssea (POGREL et al., 1997).

Visando determinar o tamanho crítico do defeito segmentar da mandíbula de cães, Huh et al. (2005) avaliaram radiográfica e histologicamente o osso formado no local do defeito criado na mandíbula de cães, após 6 meses da realização da osteossíntese por placa e parafusos. Os resultados mostraram que o tamanho crítico foi dependente da presença do perióstio. Quando esse estava presente, a formação óssea ocorreu tanto pelo perióstio como pelas bordas ósseas, sendo suficiente para formação de uma ponte óssea através de um defeito de 40 mm, mas não de 50 mm. Segundo os autores, os resultados sugeriram que, em mandíbula de cães de massa corpórea variando de 15 a 20 kg, o tamanho crítico do defeito é de 50 mm quando o perióstio estiver preservado e de 15 mm se o perióstio estiver ausente. Vale ainda citar que, segundo a hipótese de Key, um defeito segmentar em osso longo de 1,5 vezes o diâmetro da diáfise, excede a capacidade regenerativa do osso em cães esqueleticamente adultos, resultando em não-união (TOOMBS et al., 1985).

Os objetivos da reconstrução mandibular são: estabelecimento da oclusão funcional da mandíbula, resultado cosmético aceitável, simetria da face, possibilidade de futura reabilitação dental e correção dos defeitos de tecidos moles (TAKUSHIMA et al., 2005; NATH et al., 2006; RAPHAEL e HERVÉ, 2011). A reconstrução mandibular é considerada um desafio na medicina (KLOTCH et al., 1999; NATH et al., 2006; ELSALANTY et al., 2009), sendo indicada para as cirurgias de ressecção de processos neoplásicos avançados da cavidade oral e orofaringe (MEHTA e DESCHLER, 2004). Salienta-se, no entanto, que os métodos atuais disponíveis de tratamento não são universalmente apropriados para aplicação nos mais diversos defeitos mandibulares (TAKUSHIMA et al., 2005). Alguns deles serão citados abaixo.

2.4.1 Enxerto autógeno em pacientes humanos

Um algoritmo foi proposto para selecionar o enxerto autógeno mais apropriado para determinado tipo de defeito mandibular, como segue: em defeitos laterais sem comprometimento de tecidos moles deve ser usado ílio; quando há defeito em mucosa ou pele é recomendada a fíbula como enxerto; se há defeito em pele e mucosa, deve-se usar enxerto de escápula; para defeitos anteriores na mandíbula sem acometimento de tecidos moles utiliza-se a fíbula, e para defeitos em mucosa e pele deve ser empregada fíbula mais enxerto de tecido mole (TAKUSHIMA et al., 2005). Pacientes com defeitos extensos em pele e tecidos moles, mas com um mínimo defeito ósseo são os melhores candidatos para enxertos de escápula (DISA e CORDEIRO, 2000).

A restauração de defeito mandibular pequeno apresenta bons resultados com o uso de enxerto autógeno esponjoso (NATH et al., 2006). Esses enxertos podem alcançar índices de sucesso em torno de 76%, desde que o leito receptor seja favorável à revascularização óssea (RIBEIRO JÚNIOR et al., 2008). Em defeitos maiores é recomendado o emprego de osso cortical vascularizado (NATH et al., 2006), que apresenta maior taxa de sucesso quando comparado às placas metálicas (SCHULLER-GOTZBURG et al., 2009; ATILGAN et al., 2010). O enxerto ósseo vascularizado atua como uma ponte para o defeito cirúrgico e suporte para a formação de novo osso (LI et al., 2007).

Adicionalmente, em ressecções tumorais com perda de tecidos moles devido à remoção em bloco, a melhor opção para reconstrução mandibular são os enxertos vascularizados cobertos por camada cutânea, unidos à mandíbula por meio de microcirurgias (TAKUSHIMA et al., 2005). Isso permite a restauração de tecidos moles e a proteção óssea contra processos infecciosos (RIBEIRO JÚNIOR et al., 2008), já que o enxerto ósseo não vascularizado tem se mostrado inadequado em casos de necessidade de irradiação pós-operatória (CHEN et al., 2000).

Apesar de o enxerto osteocutâneo com cirurgia microvascular ter um resultado cosmético e funcional mais aceitável na reconstrução de defeitos mandibulares (DISA e CORDEIRO, 2000; ZWETYENGA et al., 2002), a placa em ponte dinâmica sem enxerto ósseo é considerada como tratamento de escolha para pacientes com tumores potencialmente letais e tempo de vida limitado, a fim de reduzir o tempo cirúrgico e a morbidade pós-operatória (CHEN et al., 2000; ZWETYENGA et al., 2002). Além disso, em defeitos grandes são necessárias de 2 a 3 intervenções, aumentando a possibilidade de complicações (AGARWAL et al., 2011).

2.4.2 Distração osteogênica

O alongamento mandibular por distração osteogênica é um método aplicado no tratamento de deformidades congênitas ou defeitos ósseos pós-cirúrgicos, com resultados promissores em pacientes humanos (ANNINO et al., 1994; SAWAKI et al., 1996b). A versatilidade do dispositivo de distração tem ampla influência na qualidade da reconstrução e regeneração óssea (AGARWAL et al., 2011). O procedimento é indicado para pacientes com resultados funcionais inadequados após reconstrução mandibular, por formação de cicatriz ou comprimento do osso inadequado (MEHTA e DESCHLER, 2004). Contudo, quando o dispositivo é extra-oral há riscos de infecção, perda do distrator, parestesia e excessivo dano à pele (STOSIC, 2008).

A preservação do periósteo é importante para o alongamento mandibular, por prevenir a reabsorção óssea externa e manter a altura óssea, quando da distração osteogênica vertical da mandíbula (TAKEUCHI et al., 2010). Não está totalmente esclarecido, no entanto, se o periósteo é tão

essencial quanto o osso medular (HUH et al., 2005; TAKEUCHI et al., 2010). Contudo, a não-união óssea em defeitos na mandíbula está diretamente associada com a ausência do periósteo (HUH et al., 2005).

Gantous et al. (1994) avaliaram a eficácia da distração osteogênica na reconstrução mandibular de cinco cães, após tratamento por radioterapia. Seis meses após a conclusão da radioterapia, um defeito crítico de 2 cm foi criado na mandíbula dos cães e estabilizado por placa em aço. Um dispositivo externo de alongamento ósseo foi aplicado e, por meio da distração osteogênica bifocal, os defeitos foram preenchidos por novo osso em quatro dos cinco cães, em um período de 30 dias. A análise histológica confirmou a formação de novo osso cortical. Os resultados indicaram que a distração osteogênica pode ser bem sucedida em pacientes que forem tratados por radioterapia.

2.4.3 Scaffolds

Uma promissora técnica de medicina regenerativa na Engenharia Tecidual é a utilização de suportes porosos denominados *scaffolds*, que têm como finalidade auxiliar na regeneração óssea, complementando as estratégias de tratamento existentes (WU et al., 2006). Vários tipos de materiais têm sido utilizados na confecção de *scaffolds*, tais como os polímeros naturais derivados de proteína ou carboidratos, por exemplo, colágeno, citosan e alginato; os polímeros sintéticos, como ácido polilático, ácido poliglicólico e ácido policaprolactone; e as cerâmicas (AMOABEDINY et al., 2011). Entre os materiais metálicos passíveis de emprego como *scaffolds* estão o titânio e suas ligas, liga de cromo-cobalto e aço cirúrgico (CRUZ, 2010).

O titânio usado como *scaffolds* apresenta vantagens por ser biocompatível, não alergênico, não cancerígeno e não tóxico, ter capacidade para ser esterilizado, permite o crescimento celular sobre sua superfície, apresenta propriedades físicas e mecânicas adequadas e permite adequada fabricação do produto (CRUZ, 2010) além de estimular a diferenciação osteoblástica e a produção de matriz óssea (POPAT et al., 2007). Pieri et al. (2008) afirmaram que malhas de titânio, em combinação com osso autógeno ou com substitutos ósseos, têm sido testadas para o aumento parcial ou total

do processo alveolar em cirurgias de implante. A combinação de um *scaffold* osteocondutor com osso autógeno permite ao cirurgião reduzir o volume de osso autógeno, tratar o paciente apenas com anestesia local, além de diminuir a morbidade pós-operatória.

Para avaliar a morfologia e adesão celular em *scaffolds* de poliuretano revestidos por macroporos de hidroxiapatita, Teixeira et al. (2008) utilizaram técnicas de ensaio de citotoxicidade, microscopia eletrônica e microscopia por escâner a laser. Os resultados mostraram que para este tipo de *scaffold* a microscopia por escâner a laser é uma ferramenta poderosa para avaliar a proliferação e adesão celular.

Wu et al. (2006) avaliaram a evolução de defeitos mandibulares grandes (3 cm) tratados com aspirado de medula óssea do ílio de cães. Após a expansão e indução do fenótipo osteoblástico *in vitro*, osteoblastos derivados da medula óssea foram semeados em *scaffold* beta-TCP e o complexo célula/*scaffold* foi implantado no defeito da mandíbula de cão. Doze semanas após, o complexo célula/*scaffold* foi substituído por osso recém-formado e restaurada a continuidade da mandíbula com sucesso.

2.4.4 Placa metálica

Em cães, o uso da placa é indicado em fraturas do corpo mandibular médio e algumas fraturas do ramo, particularmente nas cominutivas ou com perda óssea (RUDY e BOUDRIEAU, 1992; PIERMATTEI e FLO, 1999; JOHNSON, 2007), sendo que nas fraturas com perdas ósseas a função deve ser de apoio ou suporte (RUDY e BOUDRIEAU, 1992).

As placas AO, de liga cromo-cobalto-molibdênio ou de titânio, apresentam vantagens como a facilidade de uso, a possibilidade de modelar o implante de acordo com a anatomia da mandíbula, ausência de morbidade de sítio doador e possibilidade de reconstrução de côndilo (NATH et al., 2006). As placas de reconstrução AO em ponte são uma boa opção para reconstrução mandibular lateral em humanos (OKURA et al., 2005) e apresentam estrutura suficientemente rígida para manter os fragmentos mandibulares em posição (CHEN et al., 2000), além de promoverem excelentes resultados funcionais e estéticos (SCHULLER-GOTZBURG et al., 2009). Porém, o uso de placa de reconstrução com parafusos monocorticais está sujeita à complicações, tais

como exposição, infecção, fratura da placa, perda de parafusos e contorno facial insatisfatório (GOH et al., 2008; SCHULLER-GOTZBURG et al., 2009).

A estabilidade da placa está diretamente relacionada à interface osso-parafusos, e a longevidade pode ser melhorada se ocorrer a osteointegração (CHEN et al., 2000). Em pacientes humanos, a ausência de osso no defeito gera preocupações sobre a fadiga do metal e impede qualquer reabilitação protética dentária (ELSALANTY et al., 2009).

Os metais mais comuns usados na fabricação de placas são o aço cirúrgico e o titânio, com variadas taxas de sucesso (STOSIC, 2008). As características do titânio que levam à osteointegração são suas propriedades de biocompatibilidade com o osso (DEE et al., 2002). Ele apresenta alta resistência mecânica e química e baixa condutibilidade térmica e elétrica (POPAT et al., 2007).

A reconstrução mandibular por placa em ponte é um procedimento que oferece ao cirurgião muitas opções para a subsequente reabilitação, visto poder ser aplicada no mesmo procedimento cirúrgico de ressecção tumoral e permitir, posteriormente, o uso de enxerto ósseo livre com implante osteointegrado para a reconstrução óssea definitiva em pacientes livres da doença (HOYO et al., 1994).

Em reconstrução mandibular primária a forma e o tamanho da placa podem ser pré-definidos, além da possibilidade de pré-moldagem antes da cirurgia (ESSIG et al., 2011). Em estudo retrospectivo para avaliar a aplicação primária de placa, ao mesmo tempo em que foi feita a ablação do tumor, foi constatado que 52 dos 60 pacientes humanos tiveram sucesso na reconstrução sem precisar remover a placa para alcançar a cicatrização dos tecidos moles, sendo fatores contribuíram de complicações a radioterapia, combinação da placa com outros materiais aloplásticos, ressecção extensa de tecido mole e extensivo trauma pós-operatório (KLOTCH e PREIN, 1987).

O conhecimento das propriedades biomecânicas da mandíbula permite ao cirurgião compreender as forças atuantes durante a mastigação e as deformações que podem ocorrer, facilitando a seleção da placa e seu local de aplicação, para neutralizar essas forças (KIMURA et al., 2006). A principal causa de falha no sistema placa-mandíbula é o excesso de estresse na fase pós-operatória e a sobrecarga de tensão, tanto na placa quanto no osso

cortical, que pode provocar a fratura da placa por fadiga ou perda de parafusos (KNOLL et al., 2006). A alta incidência de exposição observada na primeira geração de placa bloqueada para reconstrução mandibular pode ter sido resultante de uma geometria de placa favorável à extrusão, visto a incidência de falha na segunda geração da placa, agora com baixo perfil e contornos arredondados, ter sido reduzida (BLACKWELL e LACOMBE, 1999).

Segundo Klotch et al. (1999), os avanços tecnológicos diminuíram o custo da reconstrução por placa, permitindo técnicas mais rápidas e confiáveis, sem comprometer a estabilidade do sistema. Embora a incidência de fraturas da placa tenha diminuído, não houve mudanças significativas na taxa de exposição de placa, ao longo de 22 anos de estudo retrospectivo. As doenças recorrentes tiveram papel significativo no desenvolvimento das complicações.

Kudo et al. (1992) avaliaram quatro métodos de reconstrução mandibular, seguinte à ressecção de tumores malignos, em 32 pacientes humanos. No primeiro foi usado enxerto autógeno colhido da crista ilíaca fixado com fios de aço, ou miniplacas, ou placas de reconstrução; no segundo aplicou-se enxerto ósseo e retalho miocutâneo pediculado; no terceiro foi empregada placa metálica da AO; e no quarto usou-se placa metálica da AO e retalho miocutâneo pediculado. A preservação ou não dos tecidos moles circundantes foi um dos quesitos na seleção do método. A placa AO promoveu estabilidade por mais de 10 anos em alguns casos, desde que houvesse quantidade suficiente de tecido mole. Nos casos de insuficiente tecido mole ou presença de tensão na placa, essa se tornava exposta com o tempo.

O sistema de placa em ponte dinâmica de titânio foi usado em 34 pacientes humanos, por Lopez et al. (2004), após ressecção oncológica. Segundo os autores, no período de avaliação de 1 a 4 anos, os resultados cirúrgicos, estéticos e funcionais foram considerados satisfatórios, sendo uma solução rápida e segura em pacientes com prognóstico ou condições gerais ruins.

Um estudo retrospectivo (média de 70 meses), efetuado por Okura et al. (2005), avaliou o êxito do emprego da placa em ponte para a reconstrução mandibular em 100 pacientes humanos com carcinoma da cavidade oral. Em 92 deles foi usada a placa de reconstrução de titânio e em

nove a placa AO. Não foram usados parafusos bloqueados. Em 34 defeitos dos tecidos moles foi reconstruído com retalhos microvasculares. Em 66 casos não foram detectadas complicações com as placas, ao passo que em 34 casos foram notadas complicações tais como exposição da placa intraoral ou extraoral, afrouxamento do parafuso, fratura da placa e osteomielite. Os defeitos anterolaterais e a radioterapia pré-operatória emergem como um fator adverso independente para o uso da placa.

Schuller-Gotzburg et al. (2009) avaliaram histologicamente a área de defeito segmentar mandibular de dois pacientes humanos que foram tratados, após a ressecção óssea devido ao carcinoma de células escamosas, com sistema de placa em ponte dinâmica de titânio e reconstrução com transplante de crista ilíaca, combinado ou não a um biomaterial. No paciente que sobreviveu por 12 semanas, foi possível verificar uma significativa produção óssea e início da integração. Por sua vez, no que sobreviveu por 7 anos a área tinha se remodelado em uma mandíbula estruturada com cortical externa e osso esponjoso interno.

Spector et al. (2007) realizam a reconstrução imediata de um defeito de 5 cm, promovido pela excisão de um odontoma, em um cão Cocker de 4 anos de idade, com o uso de duas placas, uma maxilofacial de reconstrução bloqueada (uniLOCK) e uma placa bloqueada de mandíbula, juntamente com o emprego de proteína morfogenética recombinante (rhBMP-2). Uma das placas foi posicionada na margem mandibular ventral e a outra na margem do osso alveolar. Houve penetração de raízes dentárias com os parafusos, o que requereu pulpectomia preventiva. Ocorreu também exposição da placa intraoral por três vezes, sendo que em duas ocasiões o tratamento consistiu em retalho de avanço da mucosa bucal gengival e na última as placas foram removidas, já que havia remodelação óssea. Apesar das complicações, os autores consideraram a técnica uma alternativa viável nos casos em que somente se utilizava a mandibulectomia ou terapias de radiação.

2.5 Bioengenharia

A Engenharia Tecidual tem atraído grande atenção por ser considerada a chave tecnológica para a realização da medicina regenerativa (IWAMI e UMEDA, 2011). A combinação da tecnologia médica digital com a Engenharia Tecidual tem sido muito promissora para a reparação de defeitos craniomaxilofaciais (HAN et al., 2011). Existe variação significativa na estrutura e forma do crânio humano, por isso é difícil o tratamento de reconstrução sem customizar um protótipo baseado na anatomia individual (BAGARIA et al., 2011). Nesses pacientes, o tamanho preciso do implante que preencherá o defeito ósseo tem que ser determinado no pré-operatório, assim como a estimativa da quantidade de osso para preencher o defeito (HAN et al., 2011).

Outro aliado da bioengenharia é a análise matemática pelo Método dos Elementos Finitos, uma técnica computacional usada em sistemas biológicos na análise de tensões, determinação de estresse e deslocamentos de próteses ortopédicas e implantes dentais, constituindo uma importante ferramenta no estudo da morfologia funcional craniofacial (WANG et al., 2006; ZAMPELIS et al., 2007).

2.5.1 Prototipagem Rápida (PR)

O uso da Prototipagem Rápida é uma inovação excepcional da medicina, por construir modelos fiéis que disponibilizam informação visual e tátil dessas deformidades (HAN et al., 2011). Os passos para a produção de um protótipo incluem: aquisição de imagens usando tomografia computadorizada (TC) ou ressonância magnética (RM), conversão em formato DICOM, conversão de DICOM em arquivos STL, avaliação do modelo virtual, planejamento cirúrgico, criação e validação do modelo físico (BAGARIA et al., 2011).

Os tipos de prototipagem rápida (PR) são: sinterização seletiva à laser (SLS), usada no desenvolvimento de implantes metálicos ou de cerâmica; estereolitografia (STL), aplicada para o desenvolvimento de estruturas tridimensionais; modelagem fundida por deposição (FDM), empregada principalmente na fabricação de *scaffolds*; e 3D *printing* (3DP), usada na fabricação de moldes para implantes (IWAMI e UMEDA, 2011). Todas essas

tecnologias de prototipagem rápida criam seus modelos tridimensionais por meio da adição de camadas de um material, que será fundido para dar forma ao objeto previamente planejado (ANCHIETA et al., 2011).

As aplicações da PR na medicina são: cirurgias ortopédicas, cirurgias maxilofaciais e dentais, reconstrução após cirurgias oncológicas, próteses customizadas, instrumentação e órtese paciente-específica, teste e validação de projetos de implantes, além de ferramenta de ensino de ortopedia, defeitos congênitos, dental e maxilofacial (BAGARIA et al., 2011).

A tecnologia 3DP é uma técnica precisa para reconstrução mandibular, usando protótipos customizados (HAN et al., 2011). Este método, comparado com outras tecnologias 3D, é mais rápido e facilmente produzido com bom custo-benefício (COHEN et al., 2009). É usado na impressão de *scaffolds* para utilização em Engenharia Tecidual (IWAMI e UMEDA, 2011). Em estudo para mensurar a porcentagem de erro do protótipo na comparação entre o modelo produzido pela tecnologia 3DP com o crânio seco de humano, o resultado foi de 2,67% de diferença (SILVA et al., 2008).

A reconstrução da mandíbula constitui um desafio para os cirurgiões devido a sua geometria complicada, aos músculos aderidos à mandíbula, os quais atuam em diferentes direções, a forma e posição dos côndilos na fossa glenóide e oclusão (RAPHAEL e HERVÉ, 2011). Segundo Essig et al. (2011), a reconstrução pode ser feita por placa em ponte de titânio e o planejamento cirúrgico pode ser feito moldando a placa em mandíbula 3D feita na estereolitografia. Os modelos estereolitográficos são baseados em modelos virtuais padronizados e exportados em arquivo STL, produzidos por empresas especializadas. As placas de reconstrução dobráveis oferecem precisão confiável e por serem implante paciente-específico, facilitam a colocação do enxerto, diminuindo o tempo cirúrgico e proporcionando melhores expectativas do paciente e do cirurgião com relação ao sucesso do procedimento (ESSIG et al., 2011; RAPHAEL e HERVÉ, 2011).

Zhou et al. (2011) realizaram a reconstrução de defeitos mandibulares de 40 mm, previamente induzido em 10 cães (13 a 15 kg), usando suporte de titânio personalizado e enxerto autólogo da crista ilíaca. Os suportes de titânio foram desenvolvidos por meio de engenharia reversa, desenhos computacionais e técnicas de prototipagem rápida. A extrusão do

suporte ocorreu em três animais e a continuidade óssea em nove. As avaliações macroscópicas, por tomografia microcomputadorizada, testes biomecânicos e exames histológicos mostraram a corticalização do enxerto. De acordo com os autores, a tecnologia empregada foi adequada para reabilitar o formato mandibular e a continuidade óssea de forma simultânea.

A Engenharia Reversa, desenhos computacionais e técnicas de prototipagem rápida foram usadas, por Zhou et al. (2010), para reconstruir defeitos mandibulares consequentes à infecção ou tumores, em seis pacientes humanos. Foram produzidos suportes de titânio personalizado, aos quais foram aplicados enxerto autólogo da crista ilíaca. A simetria facial foi restaurada, porém um paciente apresentou reabsorção óssea e infecção. Segundo os autores, modificações ainda serão necessárias no implante para a reconstrução funcional. Contudo, com a combinação das técnicas houve redução do tempo operatório e erros foram eliminados.

2.5.2 Método de Elementos Finitos (FEM)

A análise por elementos finitos (FEM) é uma ferramenta matemática de investigações comparativas de estresse no campo da cirurgia maxilofacial (WANG et al., 2006). A otimização de técnicas e diferentes modelos materiais podem ser combinados com a análise de elementos finitos para reduzir o estresse na interface do osso (KAYABASI e EKICI, 2007). Este método faz simulações das possíveis falhas que podem ocorrer, a fim de obter *designs* de sistemas para osteossínteses mais eficientes (KNOLL et al., 2006).

O método analisa a distribuição de tensão de Von Mises (YANG e XIANG, 2007), que tem importante efeito sobre as propriedades mecânicas de mandíbulas reconstruídas (TIE et al., 2006). É possível calcular os fatores de segurança para fadiga sob carga tanto estática como dinâmica, já que uma forma calculada como segura para fadiga estática pode falhar contra o teste de fadiga dinâmico sob cargas repetitivas (KAYABASI e EKICI, 2007).

Knoll et al. (2006) avaliaram, por meio de análise de elemento finito, o estresse mecânico na placa de reconstrução de titânio, disponível comercialmente, e a interface osso-placa-parafuso em defeito segmentar promovido em mandíbula humana. Estudou-se também a influência da

geometria da placa e configuração e diâmetro dos parafusos. A força escolhida para teste foi de 135N e correspondeu à força vertical de mastigação. Foi observado que na placa comercial ocorreu estresse, resultante das cargas funcionais, que excedeu as forças dos componentes. Isso clinicamente pode resultar em fratura por fadiga da placa, afrouxamentos dos parafusos e perda óssea. Contudo, com o aumento do diâmetro da rosca interna do parafuso o estresse foi reduzido a menos que a metade. Além disso, os autores verificaram que, com modificações da configuração da placa com um desenho “achatado”, juntamente com a distribuição dos parafusos em configurações quadradas ou retangulares, foi possível um aumento significativo da resistência.

Schuller-Gotzburg et al. (2009) avaliaram, por meio de elementos finitos, o sistema de placa em ponte dinâmica de titânio para pacientes humanos. As porções mesiais e distais da mandíbula foram ressecadas e a área foi reconstruída com a placa em ponte, posicionada de forma bucal ou caudal, com parafusos monocorticais. O defeito foi mantido vazio ou reconstruído com transplante definido como osso. As mandíbulas foram então submetidas a cargas em ponto pré-definido. No posicionamento caudal houve menor estresse ao redor dos parafusos. Na reconstrução do defeito lateral, a posição bucal-caudal da placa mostrou menos estresse e deformação que o posicionamento puramente bucal. A posição caudal apresentou vantagens biomecânicas e facilitou a fixação da placa e a fixação do enxerto nos cotos mandibulares.

No futuro, uma análise por elementos finitos será feita para a reconstrução mandibular de cada paciente, avaliando qual a melhor geometria, comprimento e diâmetro da placa, bem como a forma e propriedades mecânicas do material que será usado na reconstrução (ATILGAN et al., 2010).

2.6 Propriedades mecânicas da mandíbula e do titânio

Algumas propriedades mecânicas dos materiais são determinadas pelo módulo de elasticidade ou módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson (ν). O módulo de elasticidade (E) é a medida da rigidez

relativa do material e o Coeficiente de Poisson (ν) é a relação da deformação transversal com a deformação longitudinal (ANUSAVICE, 1998).

As propriedades mecânicas do osso dependem tanto da densidade quanto da microgeometria óssea, por isso a análise da qualidade do osso para pacientes individuais fica restrita à análise quantitativa da densidade óssea (LENTHE e MULLER, 2006). Em estudo biomecânico para determinar as propriedades mecânicas do osso da mandíbula de cão, os resultados mostraram um módulo de elasticidade de 7,5 GPa e coeficiente de Poisson de 0,4 (ASHMAN et al., 1985).

O titânio puro apresenta módulo de elasticidade (E) de 140 MPa (MATWEB, 2008).

OBJETIVOS

3 OBJETIVOS

O trabalho teve por objetivos:

Objetivo geral:

Desenvolver placas em ponte a serem utilizadas na reconstrução mandibular para diferentes portes de cães.

Objetivos específicos:

- 1 desenvolver dois modelos de placas em ponte fixadas com parafusos monocorticais bloqueados a fim de não causar danos às raízes dentais e estruturas neurovasculares;
- 2 produzir modelos de mandíbulas de cães com defeito ósseo segmentar de tamanho definido e padronizado, usando a tecnologia de prototipagem rápida;
- 3 validar o projeto por meio de ensaios biomecânicos.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material de estudo

A metodologia adotada durante o desenvolvimento do presente projeto foi aprovada pela Comissão de Ética em Experimentação Animal da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Estadual Paulista (Unesp) - Botucatu, processo 043/2011 – CEUA (Apêndice – Documento 1).

Foram utilizados quatro imagens de tomografia computadorizada, da região do crânio, de cães das raças Rottweiler, Doberman, Boxer e Poodle, todos em idade adulta. Essas foram cedidas pelo Serviço de Radiologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP, Campus de Botucatu, cuja avaliação descartou quaisquer alterações que pudessem influenciar os resultados. As imagens serviram de modelo básico para a confecção de protótipos e desenvolvimento do conjunto placa em ponte e parafusos bloqueados para osteossíntese de defeito ósseo em mandíbula.

4.2 Determinação dos defeitos ósseos nas mandíbulas direitas

Os exames de tomografia computadorizada do crânio dos cães foram realizados por meio de imagens sequenciais transversais, empregando um escaner helicoidal (Shimadzu SCT-7800CT), com o paciente posicionado em decúbito dorsal e a cabeça posicionada sobre um suporte de material esponjoso. Os parâmetros foram 120kVp, 110 mA, cortes de 1,0 mm de espessura, distância de 1,0 mm e 1 segundo/rotação. Os dados obtidos no exame tomográfico, em DICOM, foram armazenados em pendrive com capacidade de 2 GB.

As imagens planas das fatias foram convertidas em objeto tridimensional pelo *software* Mimics 13.1¹, que pelo processo de segmentação permitiu a separação de tecido duro e mole, bem como da maxila e da mandíbula (Figura 1). Os modelos tridimensionais das mandíbulas foram salvos no formato STL (Figura 2) e importados no programa *Rhinoceros*^{®2}, usado para importação, conversão e edição BioCAD, para posterior simulação do sistema placa em ponte-mandíbula e parafusos bloqueados, pelo método dos elementos finitos.

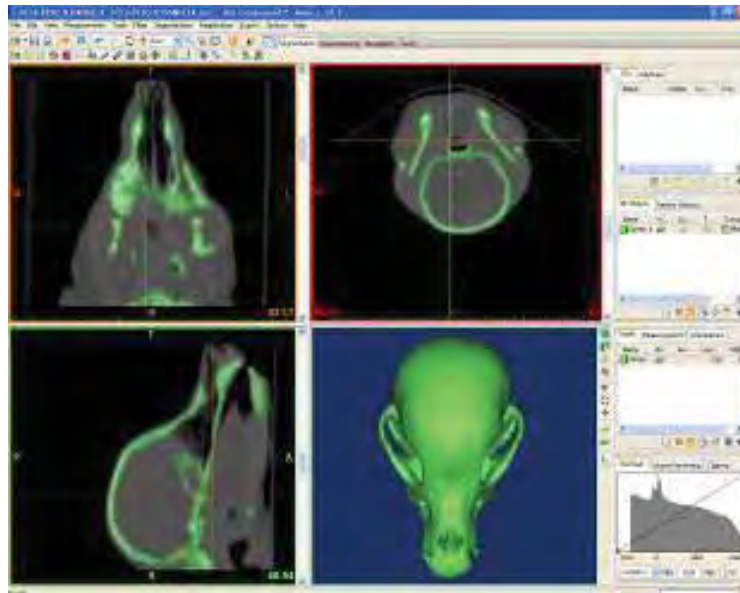


Figura 1 – Imagens da tomografia computadorizada do crânio de cão da raça Poodle e sua conversão em modelo 3D pelo *software* Mimics 13.1.

¹Mimics 13.1 – Materialise Software, Bélgica.

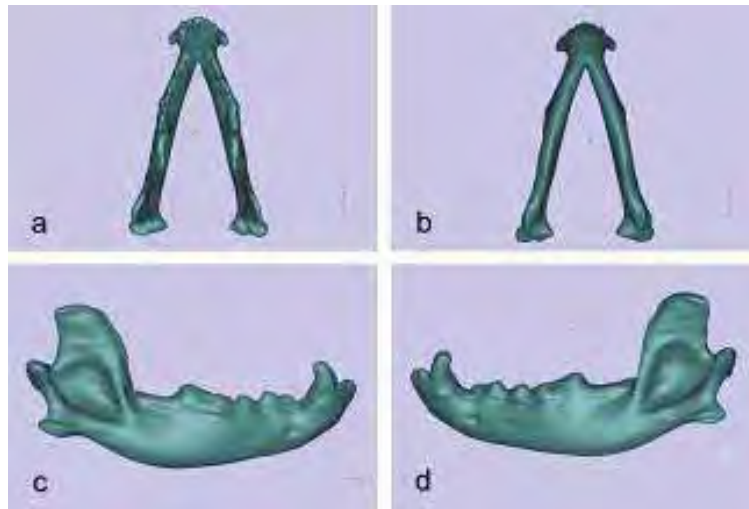


Figura 2 – Arquivo STL da mandíbula de cão da raça Rottweiler nas vistas dorsal (a), ventral (b), lateral direita (c) e lateral esquerda (d).

Utilizaram-se as imagens tridimensionais das mandíbulas para confeccionar um modelo físico preciso, com o defeito ósseo pré-estabelecido na região do primeiro molar, por meio da prototipagem rápida, realizada no CTI. O tamanho do defeito foi calculado utilizando-se a medida da cortical óssea do corpo mandibular, de cada uma das raças de cães utilizadas, multiplicada por 1,5 vezes, segundo a hipótese de Key (TOOMBS et al., 1985). A finalidade de fazer os defeitos ósseos primeiramente no computador foi de padronizar os modelos a serem ensaiados. Foram confeccionados seis protótipos de mandíbula para cada raça de cão, totalizando 24 modelos. Um protótipo de cada raça foi usado para padronizar o ensaio mecânico.

4.3 Desenvolvimento dos implantes (placa em ponte e parafusos bloqueados)

² Rhinoceros® versão 4.0 SR9 – McNeel.

As placas em ponte e parafusos bloqueados foram desenhados no SolidWorks 2011³, com presença de abertura central para fixação de *scaffold* de biomaterial (Figuras 3 e 4).

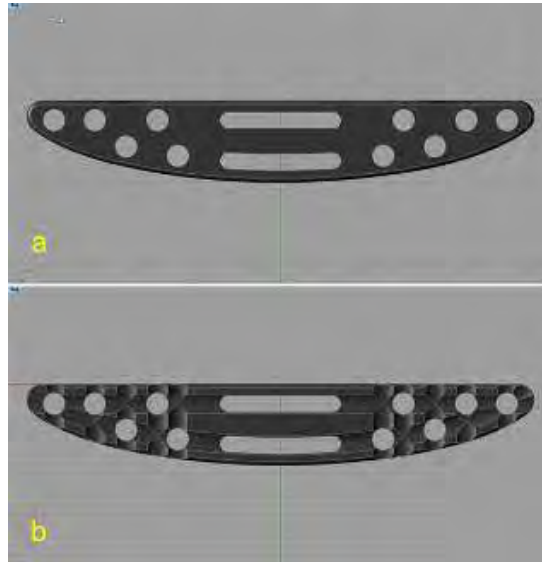


Figura 3 – Desenho da placa em ponte projetada para cães de grande e médio porte desenhadas no Solidworks 2011; vistas externa (a) e interna (b).

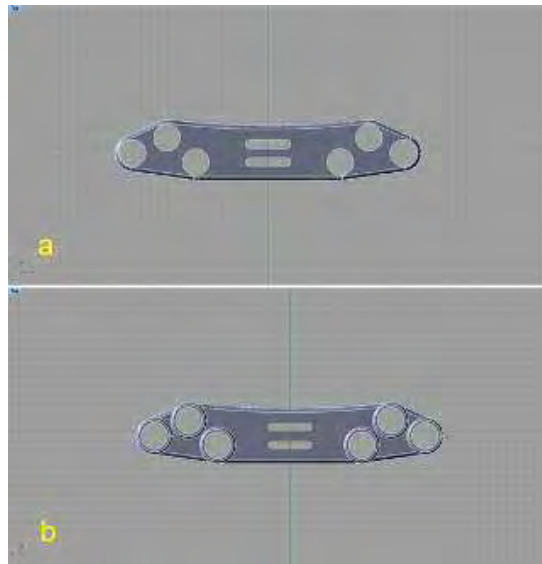


Figura 4 – Desenho da placa em ponte projetada para cães de pequeno porte; vistas externa (a) e interna (b).

³ SolidWorks 2011[®] - UGS Corporation, USA.

Os valores das forças foram expressados em Newtons, utilizadas na análise pelo método de elementos finitos no cálculo da resistência das placas às forças de mastigação, foi baseado na massa corpórea de cada porte de cão. Dessa forma, ficou estabelecido, baseado no estudo de Lindner et al. (1995), que a força de mordida dos cães menores que 11 kg correspondia aos cães de pequeno porte (representados pelo Poodle), de 11 a 23 kg aos cães de médio porte (representados pelo Boxer), de 23 a 34 kg aos cães de grande porte (representados pelo Doberman) e acima de 34 kg, também de grande porte, representados pelo Rottweiler (Tabela 1). Também foi levado em consideração o grau de entusiasmo do cão durante a mordida, isto é, para menor entusiasmo (+) e para maior entusiasmo (+++) (LINDNER et al., 1995), supondo-se que a placa deveria apresentar resistência no mínimo ao menor entusiasmo (Tabela 2).

Tabela 1 – Categoria de massa corpórea associada com a média de força de mordida e alcance das forças de mordida de cães (LINDNER et al., 1995).

Massa corpórea (Kg)	Média da Força de Mordida (N)	Variação das Forças de Mordida (N)
07 — 11	52	20 - 79
11 — 23	168	66 - 340
23 — 34	180	40 - 367
34 — 55	442	184 - 937

Tabela 2 – Entusiasmo da mordida dos cães e média da força e alcance da força de mordida, em Newtons (LINDNER et al., 1995).

Entusiasmo de mordida	Média da Força de Mordida (N)	Alcance das Forças de Mordida (N)
+	78	20 - 184
++	146	66 - 206
+++	451	254 - 937

Após esse primeiro estudo, foi necessário modificar o desenho, visto a análise mostrar que a placa não resistia ao menor entusiasmo de mordida (+), além do sistema placa-mandíbula falhar na região dos parafusos distais ao defeito. Novas análises foram realizadas no programa Ansys Workbench^{®4}, usando novamente o menor entusiasmo de mordida (+), para simulações das respostas mecânicas do sistema placa-mandíbulas até que se chegou ao modelo ideal.

4.4 Análise pelo Método de Elementos Finitos (FEM)

O arquivo STL das mandíbulas foi importado no *Rhinoceros*[®], no qual foram feitas as modelagens da mandíbula, sem a definição dos dentes. O local de aplicação da força foi estabelecido por meio de dois cilindros desenhados na região dos dentes quarto pré-molares inferiores para todas as raças. As montagens mandíbula - placa em ponte - parafusos foram feitas por meio de contato colado (Figura 5). Utilizou-se o Ansys Workbench[®] para confeccionar a malha nas mandíbulas e nas placas projetadas para os cães de grande, médio e pequeno porte (Figura 6). Essa malha foi utilizada pelo mesmo programa computacional, para fazer a análise pelo método de elementos finitos, a fim determinar se a placa tinha capacidade de resistência às forças de mastigação para os portes de cão em estudo.

⁴ Ansys Workbench v.12.1[®] - Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA.



Figura 5 – Modelagem da mandíbula de cão da raça Doberman. Notar o cilindro (seta) desenhado na região do quarto pré-molar inferior para a aplicação da força.

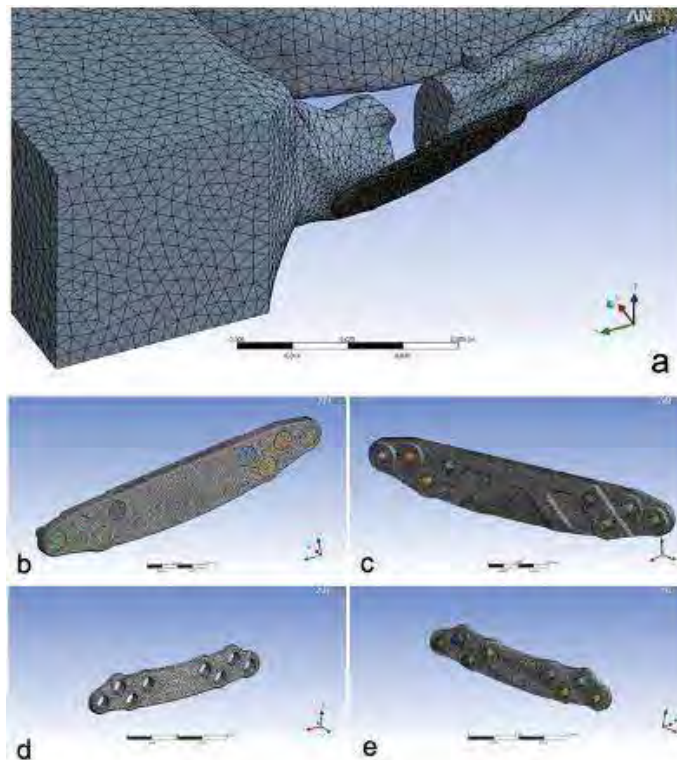


Figura 6 – Malha de elementos finitos mostrando placa em ponte e parafusos bloqueados estabilizando o defeito ósseo na mandíbula (a). Vista externa (b) e interna (c) da malha na placa para cães de grande e médio porte. Vista externa (d) e interna (e) da malha na placa para cães de pequeno porte.

Os valores das propriedades mecânicas do titânio e de sua liga (Ti 6Al 4V) foram fornecidos pelo fabricante das placas (Focus^{®5}; Apêndice – Documento 2), e o da poliamida Duraform PA, utilizada na fabricação dos protótipos, foram obtidos a partir dos ensaios mecânicos realizados nos corpos-de-prova. Os valores das propriedades mecânicas do osso da mandíbula de cão foram baseados no referido por outros estudos (ASHMAN et al., 1985; O'MAHONY et al., 2000) (Tabela 3).

Tabela 3 – Propriedades mecânicas dos materiais que serviram de base para gerar a malha de elementos finitos nos ensaios computacionais.

Matéria prima	Módulo de elasticidade (E)	Coefficiente de Poisson (ν)	Tensão limite de escoamento (MPa)
Titânio puro (Ti)	112 GPa	0,30	419
Ti 6Al 4V	115 GPa	0,30	900
Duraform PA	1682 MPa	0,39	Não se aplica
Mandíbula de cão	7,5 GPa	0,40	Não se aplica

4.5 Confecção dos corpos-de-prova e dos protótipos das mandíbulas com o defeito ósseo pré-determinado

Os corpos-de-prova foram desenhados no SolidWorks 2011[®] de acordo com as normas americanas ASTM D 1708 – 02a (Apêndice – Documento 3). Um total de 10 unidades foi produzido com as seguintes medidas: comprimento de 22,0 mm; largura de 5,0 mm e espessura de 3,0 mm (Figura 7). Esses corpos-de-prova foram ensaiados para determinar as propriedades mecânicas da poliamida Duraform PA (Apêndice – Documento 4).

⁵ Focus[®] - Ind. Com. Imp. Exp. Produtos Ortopédicos Ltda-ME, Indaiatuba-SP.

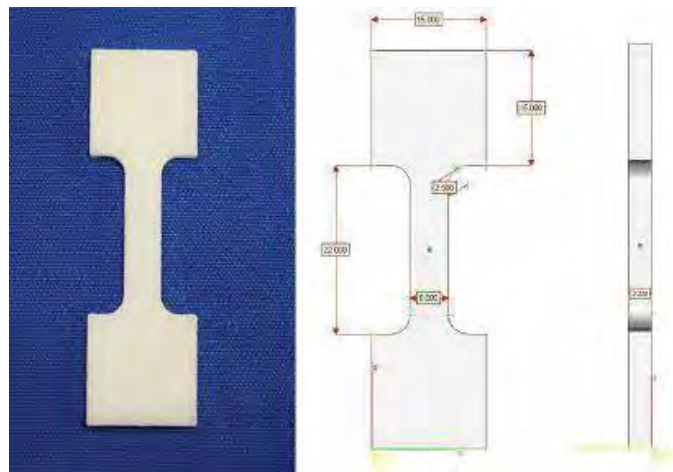


Figura 7 – Corpo-de-prova de poliamida Duraform PA.

As mandíbulas dos cães de grande, médio e pequeno porte receberam um bloco de fixação na região do ramo da mandíbula para padronizar os ensaios mecânicos (Figura 8). Todas foram confeccionados no mesmo processo de prototipagem rápida que os corpos-de-prova, pela SLS HiQ (Sinterização Seletiva a Laser). Para evitar variação das propriedades da poliamida, todos os protótipos foram produzidos em uma única etapa. A disposição do Build encontra-se na folha de processo do CTI⁶ (Apêndice – Documento 5).

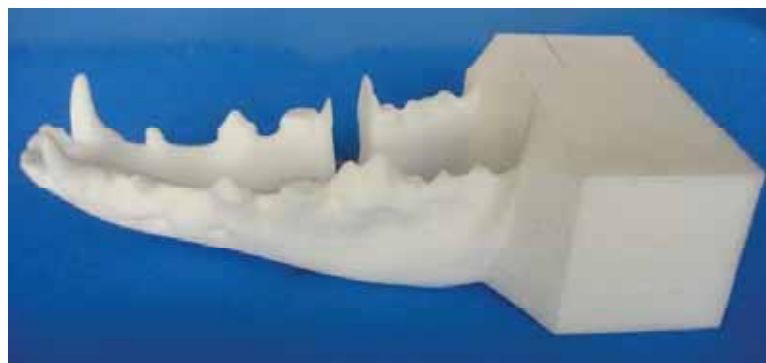


Figura 8 – Mandíbula de Doberman com bloco de fixação na região do ramo.

⁶ CTI – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas-SP.

4.6 *Fabricação das placas em ponte e parafusos bloqueados*

A partir do modelo virtual das placas em ponte foi feito o desenho industrial para os cães de grande, médio e pequeno porte, no programa SolidWorks 2011[®]. O documento foi encaminhado para o setor de projeto e desenvolvimento da Focus[®] (Apêndice – Documento 6). Algumas alterações foram efetuadas na fábrica para que fosse feita a usinagem das placas em titânio puro, utilizando a fresadora CNC (Figura 9). Os parafusos bloqueados foram fabricados no torno CNC, utilizando liga de titânio (Ti 6Al 4V). O comprimento dos parafusos foi definido a partir da medida da cortical externa da mandíbula de cada raça de cão, por meio de cortes transversais no corpo mandibular, realizados nas imagens 3D, com a finalidade de não invadir o canal mandibular (Figura 10). A prensa hidráulica foi usada para moldar as placas, de acordo com a curvatura das mandíbulas prototipadas.



Figura 9 – Usinagem da placa em ponte, em titânio puro, na fresadora CNC.

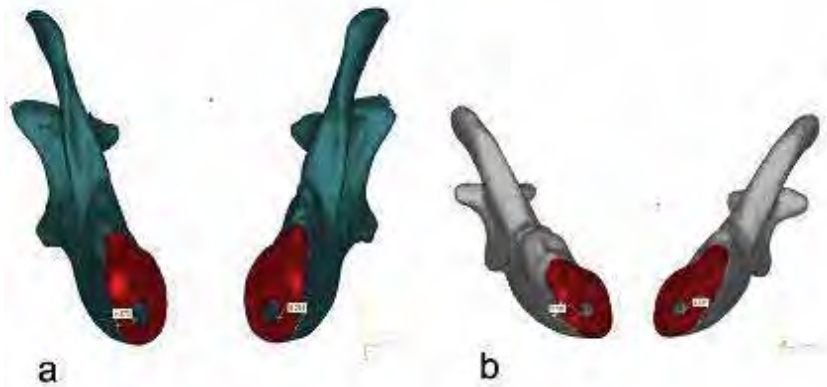


Figura 10 – Corte transversal das mandíbulas de cães das raças Rottweiler (a) e Poodle (b), com as medidas da cortical externa do corpo mandibular.

4.7 Fixação nos protótipos das mandíbulas

Foram realizadas 24 fixações em mandíbulas direitas prototipadas com defeito ósseo de tamanho pré-estabelecido, sendo 6 mandíbulas para cada raça de cão analisada, ou seja, Rottweiler, Doberman, Boxer e Poodle. A placa em ponte foi posicionada sobre o defeito e estabilizada com 4 parafusos bloqueados em cada segmento do corpo mandibular. Um guia para broca 2,0 mm, em aço inox, foi rosqueado no anel existente em cada furo da placa, para conduzir e limitar a angulação da broca. Uma broca de 1,5 mm foi utilizada para fazer os orifícios para a inserção dos parafusos. Para a colocação dos parafusos monocorticais bloqueados, 2,0 X 8,0 mm para cães de grande e médio porte e 2,0 X 6,0 mm para os de pequeno porte, foi utilizada uma chave hexagonal 1,5 mm.

4.8 Ensaios mecânicos

Os ensaios mecânicos de tração e flexão foram efetuados no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP, usando máquina universal de ensaio EMIC[®].

4.8.1 Testes de Tração

Inicialmente foram efetuados testes de tração ou estiramento nos corpos-de-prova, com a finalidade de conhecer as propriedades mecânicas da poliamida Duraform PA (Figura 11). Um corpo-de-prova foi usado como piloto para estabelecer os parâmetros do teste e os outros nove para o teste propriamente dito. Foi utilizada a velocidade de aplicação de carga de 1 mm/min, pré-carga de 50N e célula de carga de 200 Kgf (2000N), de acordo com a norma ASTM D1708. As propriedades estabelecidas para o material foram o Módulo de Elasticidade (E), Tensão limite de escoamento e Tensão máxima de ruptura.

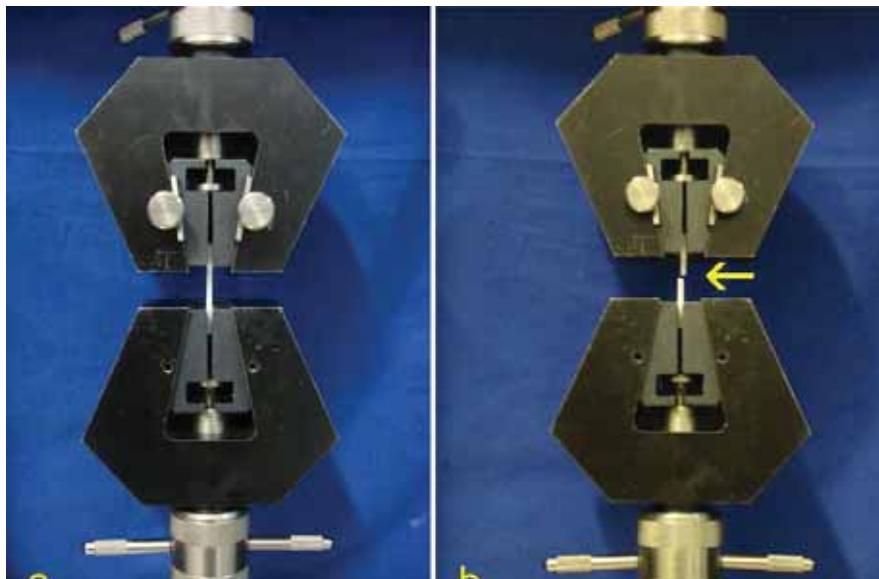


Figura 11 – Teste de tração na máquina de ensaio EMIC[®]. Observar o corpo-de-prova antes do ensaio (a) e após sua ruptura (b) (seta).

4.8.2 Testes de Flexão

Para cada raça de cão avaliada foram padronizados o tamanho do defeito ósseo no corpo mandibular, o local de aplicação da carga, a localização da placa, a célula de carga, a pré-carga, o braço de alavanca (distância entre o bloco de fixação do modelo fixado na morsa até o centro do quarto pré-molar inferior direito), o tempo de acomodação e a velocidade. Um protótipo de cada raça foi usado para padronizar o ensaio mecânico e os outros 5 compuseram o grupo (Figuras 12 e 13). Os gráficos da força X deflexão foram originados diretamente no Programa TESC[®]. Os parâmetros analisados foram: rigidez relativa e deflexão máxima.

4.8.2.1 Cães de grande porte

4.8.2.1.1 Rottweiler e Doberman

Aplicou-se célula de carga com capacidade de 1000 Kgf (\pm 10000N), com pré-carga de 40 N. O braço de alavanca foi de 80 mm, o tempo de acomodação 20 segundos e a velocidade 1 mm/minuto. O teste de flexão foi aplicado nos 5 protótipos da mandíbula até ocorrer deformação plástica ou a quebra do modelo.

4.8.2.2 Cães de médio porte

4.8.2.2.1 Boxer

Empregou-se célula de carga com capacidade de 200 Kgf (\pm 2000N), com pré-carga foi de 20 N. O braço de alavanca foi de 80 mm, o tempo de acomodação 20 segundos e a velocidade 1 mm/minuto. O teste de flexão foi aplicado nos cinco protótipos da mandíbula do boxer até ocorrer deformação plástica ou a quebra do modelo.

4.8.2.3 Cães de pequeno porte

4.8.2.3.1 Poodle

Foi usada célula de carga com capacidade de 200 Kgf ($\pm 2000\text{N}$), com pré-carga de 10 N. O braço de alavanca foi de 37 mm, o tempo de acomodação 20 segundos e a velocidade 1 mm/minuto. O teste de flexão foi aplicado nos 5 protótipos da mandíbula do poodle até ocorrer deformação plástica ou a quebra do modelo.



Figura 12 – Ensaio mecânico de flexão em mandíbula de cão da raça Boxer, com placa em ponte estabilizando defeito ósseo segmentar.

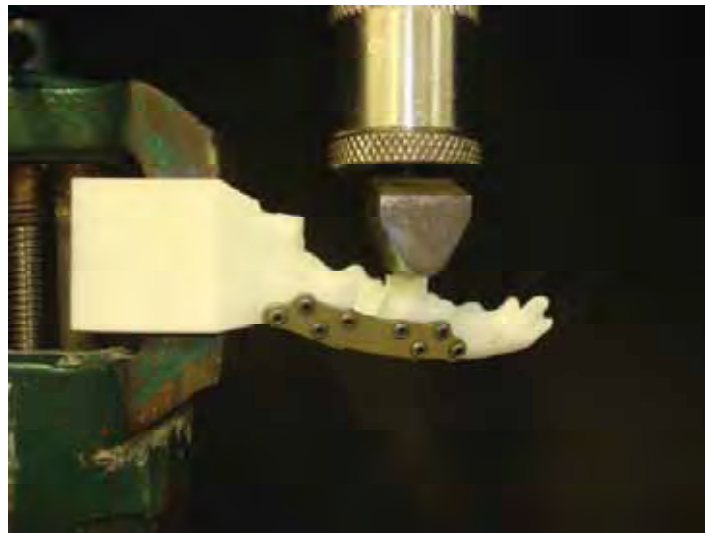


Figura 13 – Protótipo de mandíbula de cão da raça Poodle com defeito ósseo estabilizado com placa em ponte, em ensaio mecânico de flexão.

4.9 Análise estatística

Para todas as raças utilizou-se o teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula. Esse foi realizado como pré-condição para testes paramétricos. Em seguida, foi usada ANOVA de Welch para avaliar a variância da força, deflexão e rigidez relativa do sistema placa-mandíbula para as raças Rottweiler, Doberman e Boxer, e o teste *post-hoc* de Tukey para analisar se havia diferença entre essas raças. O programa empregado foi o SAS (Statistical Analysis System).

RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Placa em ponte bloqueada e parafusos

5.1.1 Placa para cães de porte grande e porte médio

A placa em ponte bloqueada para cães de porte grande (> 23 kg) e porte médio (11 a 23 kg) está representada nas Figuras 14 e 15. A placa apresentou 55,67 mm de comprimento, 10 mm de largura e 2,5 mm de espessura. Alguns ajustes nas dimensões da placa inicialmente projetada foram realizados para sua fabricação. Esses valores estão descritos no desenho técnico feito pela Focus[®] (Apêndice – Documento 7).

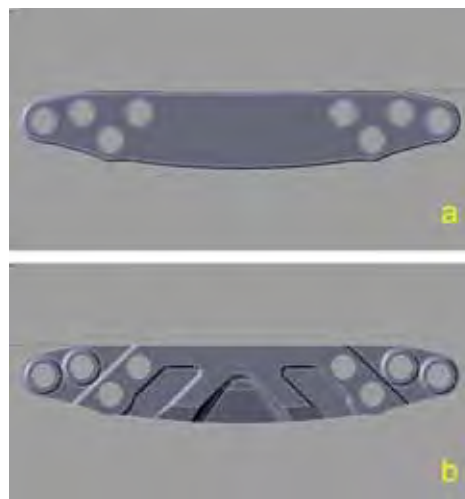


Figura 14 – Modelo 3D da placa em ponte bloqueada para defeito ósseo em mandíbula de cães de porte grande e porte médio. Aspectos externo (a) e interno (b).

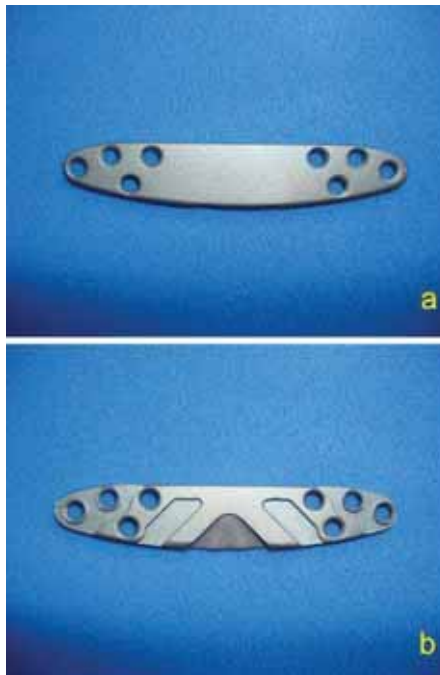


Figura 15 – Placa em ponte de titânio para cães de porte grande e porte médio. Aspectos externo (a) e interno (b).

5.1.2 Parafusos para placa de cães de porte grande e porte médio

Os parafusos bloqueados confeccionados para a placa em ponte para osteossíntese de mandíbula de cães de porte grande (> 23 kg) e porte médio (11 a 23 kg) apresentaram as seguintes medidas: 2,0 mm de diâmetro; 8,0 mm de comprimento e passo de rosca M3 x 0,35, tanto na parte bloqueada, quanto no corpo do parafuso (Figura 16).



Figura 16 – Parafuso bloqueado com 8 mm de comprimento para uso em placa em ponte para osteossíntese de mandíbula de cães de porte grande e porte médio.

5.1.3 Placa para cães de porte pequeno

A placa em ponte bloqueada para cães de porte pequeno (< 11 kg) está representada nas Figuras 17 e 18. A placa apresentou 41,90 mm de comprimento, 7,47mm de largura e 2,0mm de espessura. Os ajustes realizados nas dimensões da placa para fabricação estão descritos no Apêndice – Documento 8.

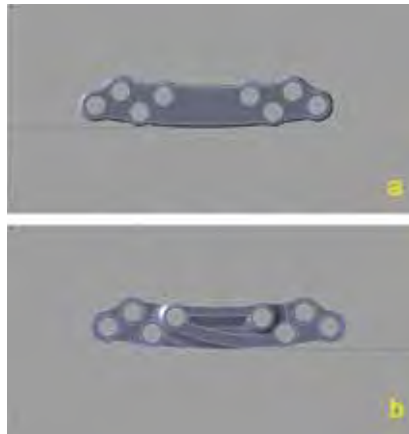


Figura 17 – Modelo 3D da placa em ponte bloqueada para cães de porte pequeno. Aspectos externo (a) e interno (b).

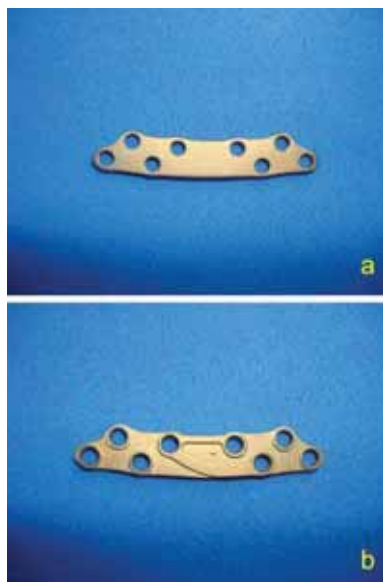


Figura 18 – Aspectos externo (a) e interno (b) da placa em ponte em titânio para cães de porte pequeno.

5.1.4 Parafusos para placa de cães de porte pequeno

Os parafusos bloqueados confeccionados para a placa em ponte para osteossíntese de mandíbula de cães de porte pequeno (< 11 kg) apresentaram as seguintes medidas: 2,0 mm de diâmetro; 6,0 mm de comprimento e passo de rosca M3 x 0,35, tanto na cabeça quanto no corpo do parafuso (Figura 19).



Figura 19 – Parafuso bloqueado de 6 mm de comprimento para uso em placa em ponte para osteossíntese de mandíbula de cães de porte pequeno.

5.2 ***Determinação dos defeitos ósseos nas mandíbulas direitas e protótipos de mandíbulas***

Os tamanhos dos defeitos ósseos segmentares calculados para a mandíbula direita dos cães das raças Rottweiler, Doberman, Boxer e Poodle foram respectivamente 15 mm, 11,7 mm, 14,1 mm e 7,8 mm. Os modelos virtuais dos protótipos das mandíbulas com o bloco de fixação para o ensaio mecânico estão apresentados nas Figuras 20, 21, 22 e 23, respectivamente, para os cães das raças Rottweiler, Doberman, Boxer e Poodle.

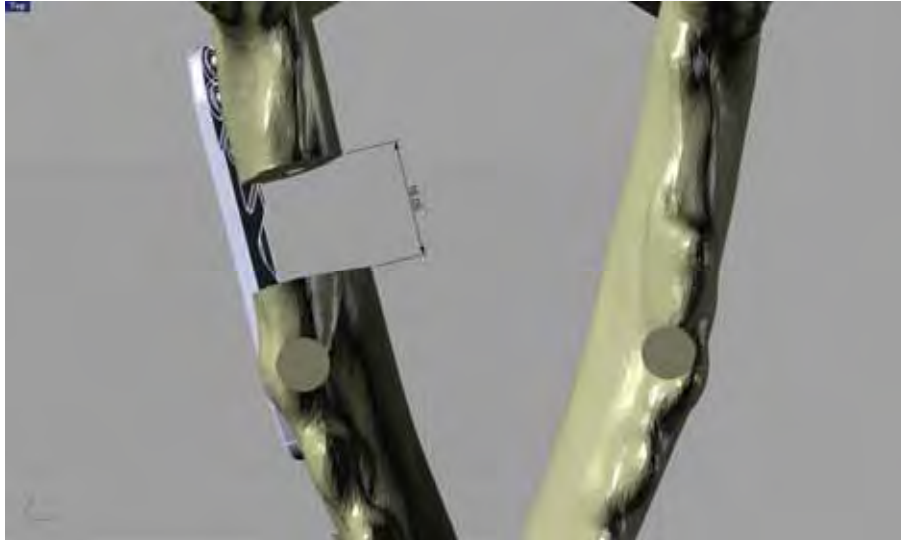


Figura 20 – Modelo virtual da mandíbula de cão da raça Rottweiler com placa em ponte e medida do tamanho do defeito ósseo na mandíbula direita de 15 mm.

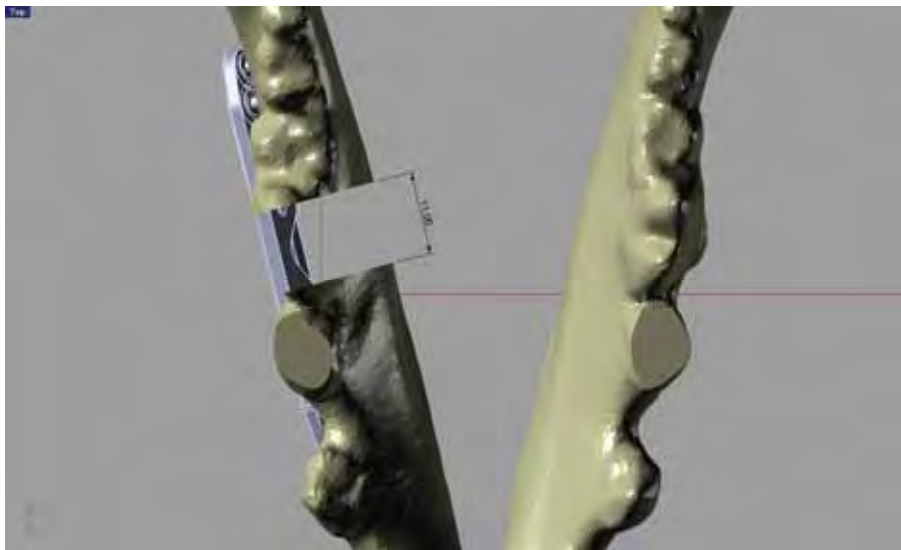


Figura 21 – Modelo virtual da mandíbula de cão da raça Doberman com placa em ponte e medida do tamanho do defeito ósseo na mandíbula direita de 11,7 mm.

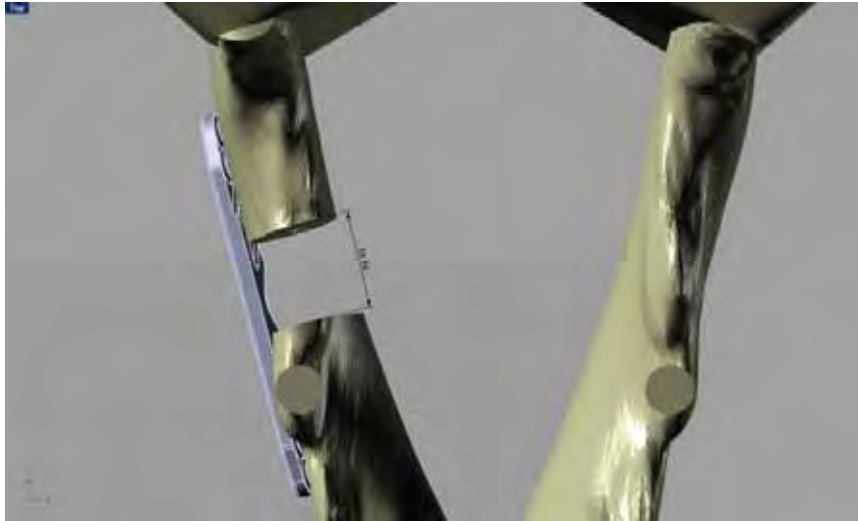


Figura 22 – Modelo virtual da mandíbula de cão da raça Boxer com placa em ponte e medida do tamanho do defeito ósseo na mandíbula direita de 14,1 mm.

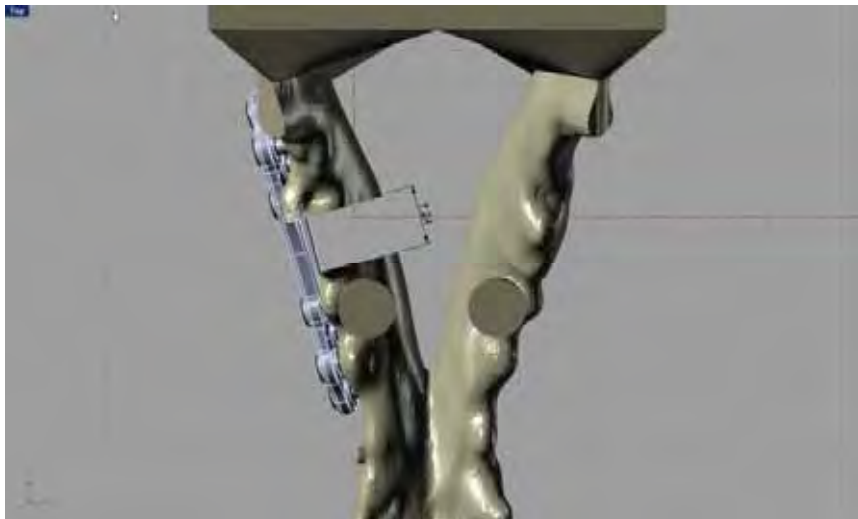


Figura 23 – Modelo virtual da mandíbula de cão da raça Poodle com placa em ponte e medida do tamanho do defeito ósseo na mandíbula direita de 7,8 mm.

5.3 Ensaios Mecânicos

5.3.1 Teste de Tração nos corpos de prova

A Tabela 4 mostra os resultados obtidos no teste de tração para os corpos de prova da poliamida Duraform PA, utilizada na fabricação dos protótipos das mandíbulas.

Tabela 4 – Resultados do teste de tração para determinação do módulo de elasticidade (E) da poliamida Duraform PA.

Corpos de Prova	Módulo de elasticidade (E) (MPa)	Escoamento (MPa)	Força Máxima (N)
CP 1	1481,33	23,05	574,54
CP 2	1731,44	25,11	635,80
CP 3	1573,57	21,13	606,42
CP 4	1614,67	23,22	582,90
CP 5	1677,59	24,94	600,78
CP 6	1553,09	24,77	603,30
CP 7	1709,86	24,27	595,14
CP 8	1765,59	26,29	632,26
CP 9	1820,15	25,33	628,66
CP 10	1893,55	25,81	645,52

A poliamida Duraform PA apresentou valores médios de módulo de elasticidade (E) igual a 1682 MPa ($\pm 127,9$ de desvio padrão; coeficiente de variação 7,6%). A média da força máxima (F) aplicada nos corpos de prova foi de 610,5 N ($\pm 23,9$ de desvio padrão; coeficiente de variação 3,9%) com média de tensão máxima (σ) de 38,16 MPa ($\pm 1,5$ de desvio padrão; coeficiente de variação 3,9%). O escoamento médio resultante foi de 24,39 MPa ($\pm 1,5$ de desvio padrão; coeficiente de variação 6,3%) e a deflexão de escoamento média de 0,86 mm ($\pm 0,04$ de desvio padrão; coeficiente de variação 4,9%) (Apêndice – Documento 9).

5.3.2 Teste de Flexão nos protótipos das mandíbulas

5.3.2.1 Cães de porte grande

5.3.2.1.1 Rottweiler

Estão descritos na Tabela 5 os valores de força máxima, deflexão máxima e rigidez relativa obtidos nos protótipos das mandíbulas de cão da raça Rottweiler com defeito ósseo de 15 mm, após osteossíntese com placa em ponte e parafusos bloqueados. Os testes foram realizados até ocorrer deformação plástica da mandíbula (Apêndice – Documento 10).

Tabela 5 – Resultados dos testes de flexão para as mandíbulas de cão da raça Rottweiler com defeito ósseo de 15 mm e placa em ponte bloqueada.

Mandíbulas de cão da raça Rottweiler	Força Máxima (N)	Deflexão máxima (mm)	Rigidez Relativa (N/mm)
1	1716,41	8,90	202,03
2	2297,93	14,57	167,26
3	2126,85	11,58	201,59
4	1691,77	8,93	187,43
5	2155,01	13,34	175,96

A média de força que o sistema placa em ponte bloqueada-mandíbula resistiu foi de 1998 N. A deflexão média foi de 11,46 mm e a rigidez relativa média de 186,90 N/mm.

Todas as mandíbulas esquerdas que estavam normais, sem defeito ósseo, apresentaram fratura no terço distal do corpo mandibular. As mandíbulas direitas não sofreram falha no sistema placa-mandíbula, uma vez que nenhum parafuso se despreendeu, apresentou mobilidade ou arrancamento (Figura 24).

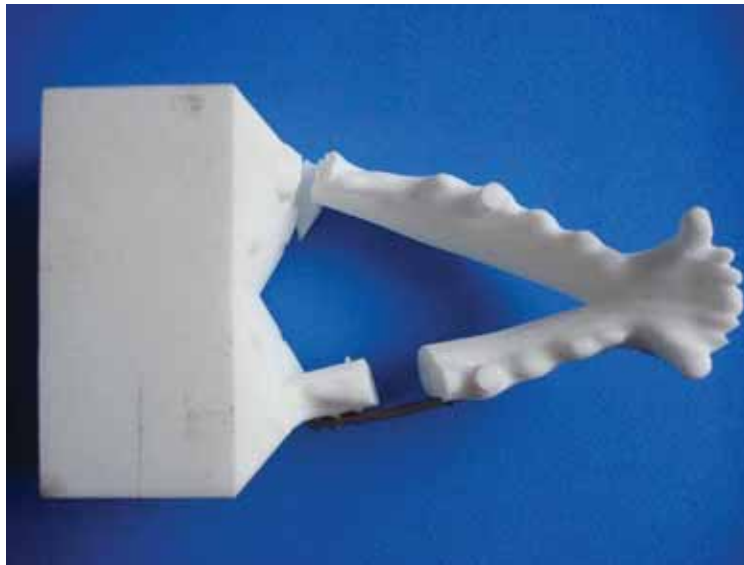


Figura 24 – Mandíbula de cão da raça Rottweiler com fratura na região distal do corpo mandibular esquerdo, após teste de flexão.

5.3.2.1.2 Doberman

Estão descritos na Tabela 6 os valores de força máxima, deflexão máxima e rigidez relativa obtidos nos protótipos das mandíbulas de cão da raça Doberman com defeito ósseo de 11,7 mm, após osteossíntese com placa em ponte e parafusos bloqueados. Os testes foram realizados até ocorrer deformação plástica da mandíbula (Apêndice – Documento 11).

Tabela 6 – Resultados dos testes de flexão para as mandíbulas de cão da raça Doberman com defeito ósseo de 11,7 mm e placa em ponte bloqueada.

Mandíbulas de cão da raça Doberman	Força Máxima (N)	Deflexão máxima (mm)	Rigidez Relativa (N/mm)
1	1879,04	9,91	181,65
2	1952,25	9,91	196,78
3	1723,45	9,34	187,35
4	1928,32	9,59	204,90
5	1736,82	9,89	173,06

A média de força que a placa em ponte bloqueada resistiu na mandíbula com defeito ósseo foi de 1844 N. A deflexão média foi de 9,73 mm e a rigidez relativa média de 188,70 N/mm.

Todas as mandíbulas esquerdas sofreram fratura no terço distal do corpo mandibular. Não houve desprendimento de parafusos e nem deformação das placas nas mandíbulas direitas (Figura 25).



Figura 25 – Fratura da mandíbula esquerda de cão da raça Doberman após ensaio mecânico de flexão. Observar que o sistema placa-mandíbula não sofreu alteração.

5.3.2.2 Cães de porte médio

5.3.2.2.1 Boxer

Estão descritos na Tabela 7 os valores de força máxima, deflexão máxima e rigidez relativa obtidos nos protótipos das mandíbulas de cão da raça Boxer com defeito ósseo de 14,1 mm, após osteossíntese com placa em ponte e parafusos bloqueados. Os testes foram realizados até ocorrer deformação plástica da mandíbula (Apêndice – Documento 12).

Tabela 7 – Resultados dos testes de flexão para as mandíbulas de cão da raça Boxer com defeito ósseo de 14,1 mm e placa em ponte bloqueada.

Mandíbulas de cão da raça Boxer	Força Máxima (N)	Deflexão máxima (mm)	Rigidez Relativa (N/mm)
1	1632,93	11,99	142,80
2	1674,32	12,06	145,34
3	1528,77	12,89	120,25
4	1583,64	11,95	138,01
5	1770,62	12,35	150,88

A média de força que a placa em ponte bloqueada resistiu na mandíbula com defeito ósseo foi de 1638 N. A deflexão média foi de 12,25 mm e a rigidez relativa média de 139,50 N/mm.

Não ocorreu fratura na mandíbula esquerda do protótipo número 1, todas as demais fraturaram. No protótipo de número 3 houve afrouxamento do primeiro parafuso da região distal ao defeito ósseo (Figura 26). A placa do protótipo de número 5 sofreu uma pequena deformação.

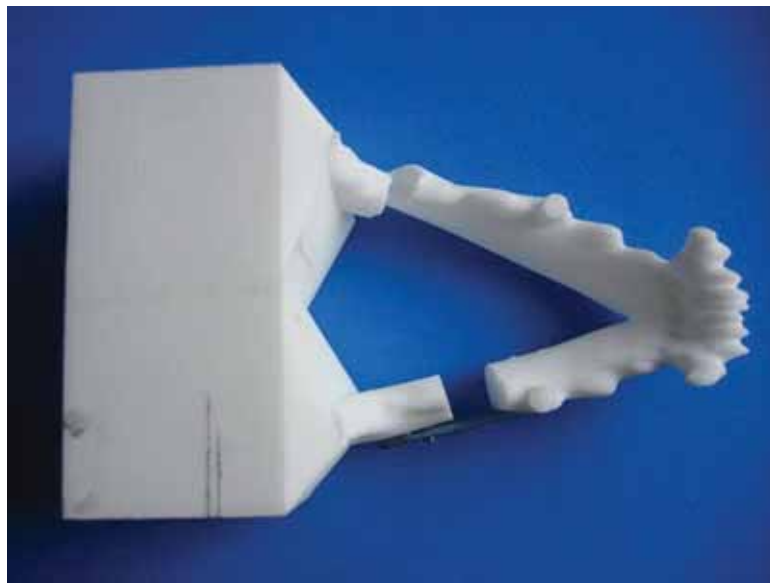


Figura 26 – Fratura da mandíbula esquerda de cão da raça Boxer após teste de flexão e afrouxamento do primeiro parafuso da região distal ao defeito ósseo.

5.3.2.3 Cães de porte pequeno

5.3.2.3.1 Poodle

Estão descritos na Tabela 8 os valores de força máxima, deflexão máxima e rigidez relativa obtidos nos protótipos das mandíbulas de cão da raça Poodle com defeito ósseo de 7,8 mm, após osteossíntese com placa em ponte e parafusos bloqueados. Os testes foram realizados até ocorrer deformação plástica da mandíbula (Apêndice – Documento 13).

Tabela 8 – Resultados dos testes de flexão para as mandíbulas de cão da raça Poodle com defeito ósseo de 7 mm e placa em ponte bloqueada.

Mandíbulas de cão da raça Poodle	Força Máxima (N)	Deflexão máxima (mm)	Rigidez Relativa (N/mm)
1	760,74	13,78	55,15
2	785,39	13,58	57,33
3	725,21	13,35	56,22
4	776,95	12,33	62,72
5	753,87	11,41	69,31

A média de força que a placa em ponte bloqueada resistiu na mandíbula com defeito ósseo foi de 760,40 N. A deflexão média foi de 12,89 mm e a rigidez relativa média de 60,15 N/mm.

Todas as mandíbulas esquerdas e íntegras apresentaram fratura no terço distal do corpo mandibular. Todas as placas sofreram deformação e os parafusos da porção distal ao defeito ósseo na mandíbula direita foram arrancados (Figura 27).

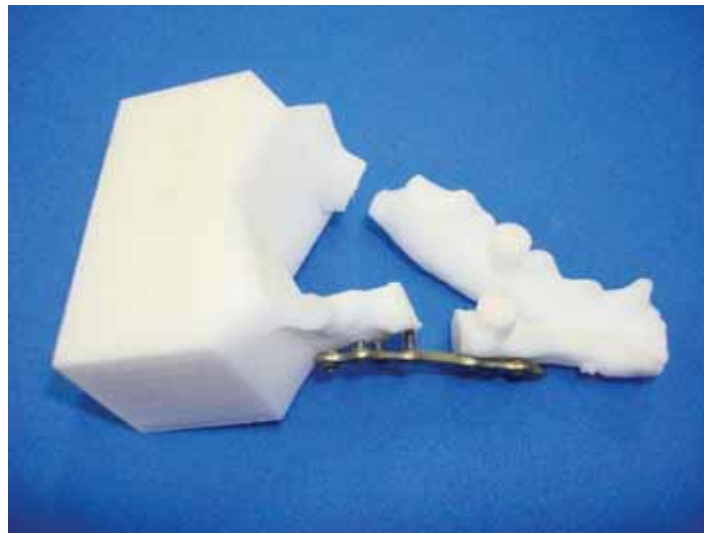


Figura 27 – Mandíbula esquerda de cão da raça Poodle com fratura no terço distal do corpo mandibular esquerdo e arrancamento dos parafusos da porção caudal da placa.

5.4 Análise estatística

Os resultados do teste Levene estão descritos nas Tabelas 9 a 12.

Tabela 9 – Resultados do teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula de cão da raça Rottweiler.

Variável	N	Média (± Desvio Padrão)	Variância	Coefficiente de Variação	Mínimo	Máximo
Força	5	1997,59 (± 275,81)	76070,35	13,81	1691,7 7	2297,93
Deflexão	5	11,94 (± 2,81)	7,87	23,49	8,97	15,26
Rigidez Relativa	5	186,85 (± 15,41)	237,60	8,25	167,26	202,03

Tabela 10 – Resultados do teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula de cão da raça Doberman.

Variável	N	Média (± Desvio Padrão)	Variância	Coefficiente de Variação	Mínimo	Máximo
Força	5	1843,98 (±107,33)	11518,89	5,82	1723,45	1952,25
Deflexão	5	9,96 (± 0,17)	0,03	1,62	9,77	10,16
Rigidez Relativa	5	188,75 (± 12,49)	155,96	6,62	173,06	204,90

Tabela 11 – Resultados do teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula de cão da raça Boxer.

Variável	N	Média (± Desvio Padrão)	Variância	Coefficiente de Variação	Mínimo	Máximo
Força	5	1638,06 (± 91,95)	8454,77	5,61	1528,77	1770,62
Deflexão	5	12,25 (± 0,43)	30,99	56,02	0	13,01
Rigidez Relativa	5	139,46 (± 11,81)	136,82	8,39	120,25	150,88

Tabela 12 – Resultados do teste de Levene para verificar a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula de cão da raça Poodle.

Variável	N	Média (± Desvio Padrão)	Variância	Coefficiente de Variação	Mínimo	Máximo
Força	5	760,43 (± 23,34)	544,87	3,07	725,21	785,39
Deflexão	5	15,11 (± 1,42)	2,03	9,43	13,58	16,57
Rigidez Relativa	5	60,15 (± 5,89)	34,73	9,80	55,15	69,31

5.4.1 Comparação entre as raças de porte grande e porte médio

Foi verificada a homogeneidade da variância no sistema placa-mandíbula entre os cães das raças Rottweiler, Doberman e Boxer para força, deflexão e rigidez relativa.

5.4.1.1 Força (N)

O teste Levene indicou que a variância foi significativamente diferente no sistema placa-mandíbula entre as raças ($p=0,002$) (Tabela 13). A variação foi maior para a raça Rottweiler.

O teste ANOVA de Welch para variâncias desiguais, aplicado ao critério raça, indicou uma heterogeneidade significativa no sistema placa-mandíbula para os cães das raças Rottweiler, Doberman e Boxer, considerando as médias ($p=0,02$) (Tabela 14).

Os testes *post-hoc* de Tukey indicaram que a média foi significativamente mais elevada no sistema placa-mandíbula para a raça Rottweiler em relação à Boxer. Não houve diferença significativa no sistema placa-mandíbula entre os cães da raça Rottweiler e Doberman, e entre os cães das raças Doberman e Boxer (Tabela 15).

Tabela 13 – Resultados do teste Levene para verificar a homogeneidade da variância força no sistema placa-mandíbula entre as raças Rottweiler, Doberman e Boxer.

Fonte	DF	Soma dos quadrados	Média do quadrado	Valor F	PR > F
Raça	2	81987,6	40993,8	11,12	0,002
Erro	12	44239,8	3686,6		

Tabela 14 – Resultados do teste ANOVA de Welch para força.

Fonte	DF	Valor F	PR > F
Raça	2,00	6,96	0,02
Erro	7,33		

Tabela 15 – Resultados do teste *post-hoc* de Tukey para o critério força.

Raça	Total de cães	Média de Força (N)
Rottweiler	5	1997,60 ($\pm 275,81$)a
Doberman	5	1844,00 ($\pm 107,33$)ab
Boxer	5	1638,10 ($\pm 91,95$)b

Médias com a mesma letra não são significativamente diferentes.

5.4.1.2 Deflexão (mm)

O teste Levene indicou que a variância foi significativamente diferente no sistema placa-mandíbula entre os cães das raças Rottweiler, Doberman e Boxer ($p=0,03$) (Tabela 16). A variação foi maior para a raça Boxer.

O teste ANOVA de Welch para variâncias desiguais feito apenas para o critério raça mostrou uma heterogeneidade não significativa entre as raças, em relação às médias ($p=0,40$) (Tabela 17).

Não houve diferença significativa no sistema placa-mandíbula entre as raças Rottweiler, Doberman e Boxer, de acordo com o teste de Tukey para deflexão (Tabela 18).

Tabela 16 – Resultados do teste Levene para verificar a homogeneidade da variância deflexão entre as raças de porte grande e porte médio

Fonte	DF	Soma dos quadrados	Média do quadrado	Valor F	PR > F
Raça	2	37,22	18,61	4,52	0,03
Erro	12	49,38	4,12		

Tabela 17 – Resultados do teste ANOVA de Welch para deflexão.

Fonte	DF	Valor F	PR > F
Raça	2,00	1,11	0,40
Erro	5,36		

Tabela 18 – Resultados do teste *post-hoc* de Tukey para o critério deflexão.

Raça	Total de cães	Média de Deflexão (mm)
Rottweiler	5	11,94 (\pm 2,81)a
Doberman	5	9,96 (\pm 0,17)a
Boxer	5	12,25 (\pm 0,43)a

Médias com a mesma letra não apresentam diferenças significantes.

5.4.1.3 Rigidez Relativa (N/mm)

O teste de Levene indicou que a variância não foi significativamente diferente no sistema placa-mandíbula entre os cães das raças Rottweiler, Doberman e Boxer ($p=0,67$) (Tabela 19).

O teste ANOVA de Welch feito para o critério rigidez relativa para variâncias iguais indicou uma heterogeneidade significativa entre as raças em relação à média ($p < 0,0001$) (Tabela 20).

Os testes *post-hoc* de Tukey para rigidez relativa indicaram que a média foi significativamente menos elevada para a raça Boxer em relação às raças Rottweiler e Doberman. Não houve diferença significativa para as raças Rottweiler e Doberman (Tabela 21).

Tabela 19 – Resultados do teste Levene para verificar a homogeneidade da variância rigidez relativa.

Fonte	DF	Soma dos quadrados	Média do quadrado	Valor F	PR > F
Raça	2	39,72	19,86	0,42	0,67
Erro	12	568,80	47,40		

Tabela 20 – Resultados do teste ANOVA de Welch para rigidez relativa.

Fonte	DF	Soma dos quadrados	Média do quadrado	Valor F	PR > F
Model	2	7799,76	3899,88	22,06	< 0,0001
Erro	12	2121,52	176,79		
Total	14	9921,28			

corrigido

Tabela 21 – Resultados do teste *post-hoc* de Tukey para o critério rigidez relativa.

Raça	Total de cães	Média de Rigidez Relativa (N/mm)
Rottweiler	5	186,85 ($\pm 15,41$)a
Doberman	5	188,75 ($\pm 12,49$)a
Boxer	5	139,46 ($\pm 11,81$)b

Médias com a mesma letra não apresentam diferenças significantes.

5.5 Análise pelo Método de Elementos Finitos

5.5.1 Placa para cães de porte grande e porte médio

5.5.1.1 Estudo do comportamento mecânico

A Figura 28 mostra a distribuição do fator de segurança na face interna da placa em ponte para mandíbula de cães de porte grande e porte médio, dadas as características de resistência mecânica do material de fabricação (titânio puro).

Todos os fatores de segurança foram superiores a 1, sendo que o valor mínimo obtido no cálculo de elementos finitos foi de 2,79. A região de maior concentração de esforços foi na parte caudal da placa, em contato com o fragmento distal ao defeito ósseo. Os parafusos mais exigidos foram 1 e 4 da parte caudal da placa. Os parafusos 2 e 3 da parte caudal não apresentaram uma exigência tão grande, mas a placa ao redor deles apresentou um nível de esforço maior (cores verde e amarela).

Na face externa da placa foi possível observar um mapa de cores proporcional à distribuição dos fatores de segurança, com uma maior concentração de esforços na região distal da placa (em verde). A maior parte da placa (em azul) apresentou um fator de segurança de 15 (Figura 29).

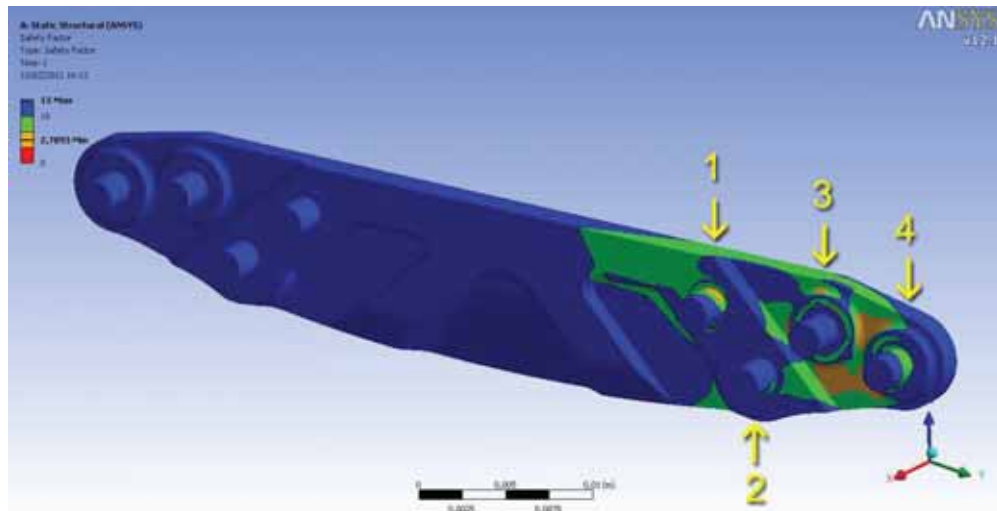


Figura 28 – Campo de cores representando o fator de segurança, conforme o critério de falha de Von Mises, para a placa em ponte para cães de porte grande e porte médio. Observar na vista interna os locais de maior concentração de força, na região distal da placa e nos parafusos 1 e 4 (cores verde e amarela).

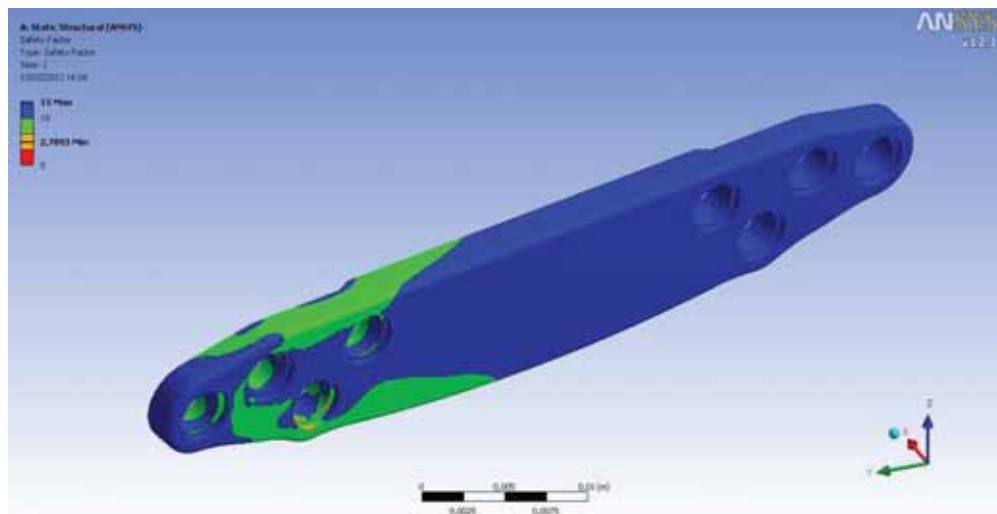


Figura 29 - Campo de cores representando o fator de segurança, conforme o critério de falha de Von Mises. Vista da face externa da placa em ponte bloqueada.

5.5.2 Placa para cães de porte pequeno

5.5.2.1 Estudo do comportamento mecânico

A distribuição do fator de segurança na face interna da placa em ponte bloqueada para cães de pequeno porte está representada na Figura 30, dadas as características de resistência mecânica do material de fabricação (titânio puro).

A análise de Elementos Finitos mostrou uma distribuição com pouca variação e todos os fatores de segurança obtidos foram superiores a 10. A região de maior concentração de esforços foi a parte central da placa (em verde). Não foram observados esforços significativos sobre os parafusos.

A face externa da placa apresentou uma maior concentração de esforços na região distal, especificamente ao redor do parafuso 1 (em verde). A maior parte da placa (em azul) apresentou um fator de segurança de 15 (Figura 31).

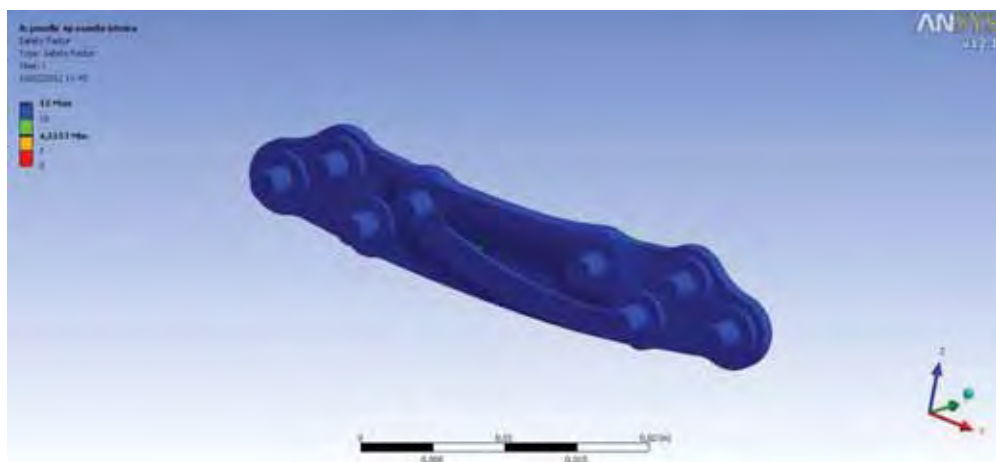


Figura 30 - Campo de cores representando o fator de segurança, conforme o critério de falha de Von Mises. Vista da face interna da placa em ponte bloqueada para cães de pequeno porte. Observar predomínio do fator de segurança 15.

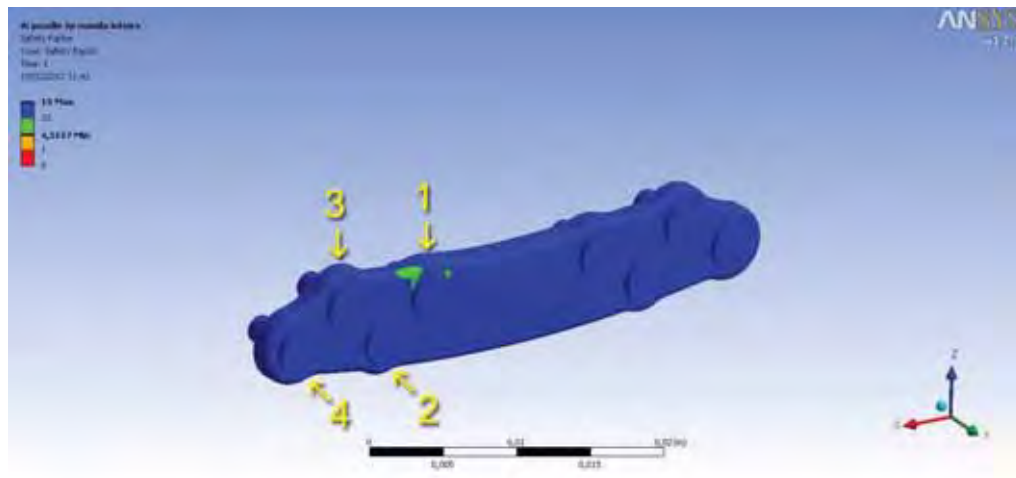


Figura 31 – Campo de cores representando o fator de segurança, conforme o critério de falha de Von Mises. Vista externa da placa em ponte com concentração de esforço ao redor do parafuso 1 da região distal (fator de segurança 10, em verde) e predomínio de fator 15 (em azul).

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A reconstrução de defeitos ósseos em mandíbula é procedimento frequente em medicina (KLOTCH et al., 1999; CHEN et al., 2000; MEHTA e DESCHLER, 2004; NATH et al., 2006; WU et al., 2006; GOH et al., 2008; ELSALANTY et al., 2009; SCHULLER-GOTZBURG et al., 2009; ATILGAN et al., 2010; ESSIG et al., 2011), porém incomum em medicina veterinária, havendo poucos relatos de casos (BOUDRIEU et al., 1994; HUH et al., 2005; SPECTOR et al., 2007; BOUDRIEU, 2012). As placas em ponte existentes comercialmente são baseadas nas desenvolvidas para pacientes humanos e oferecem pouca resistência mecânica às forças de mastigação do cão, fato que motivou o desenvolvimento da presente pesquisa. Entre as complicações associadas aos diversos tipos de placas existentes no mercado, como placa AO, placa de reconstrução, placa bloqueada e não bloqueada, placa com parafusos bicorticais ou monocorticais, podem ser citados a fratura do implante, a exposição da placa e o desprendimento de parafusos (HUH et al., 2005; NATH et al., 2006; GOH et al., 2008; SCHULLER- GOTZBURG et al., 2009; ATILGAN et al., 2010; WONG et al., 2010).

A tensão na mandíbula do cão concentra-se na borda dorsal ou alveolar (RUDY e BOUDRIEU, 1992; PIERMATTEI e FLO, 1997; WIGGS e LOBPRISE, 1997), sendo necessária a fixação da placa em posição adequada para neutralizar esse estresse, o que pode resultar em danos às raízes dentais e deiscência de pontos na região gengival (RUDY e BOUDRIEU, 1992; DAVIDSON, 1993; PIERMATTEI e FLO, 1997). Isso difere da reconstrução feita em pacientes humanos, em que o implante é aplicado na borda ventral da mandíbula, com a finalidade de estabilizar os fragmentos remanescentes e manter a oclusão (GOH et al., 2008; MITRA et al., 2011). Por isso, no desenvolvimento do sistema placa-parafuso, optou-se pelo emprego de

parafusos monocorticais, de forma a preservar as raízes dentais e estruturas neurovasculares remanescentes.

Na medicina, contribui para o sucesso do tratamento a associação da placa em ponte com enxerto autógeno vascularizado, unido à mandíbula por meio de microcirurgia (DISA e CORDEIRO, 2000; ZWETYENGA et al., 2002; TAKUSHIMA et al., 2005; NATH et al., 2006). Esse tipo de enxerto é o método de eleição para reconstrução de defeitos mandibulares, visto apresentar os melhores resultados estéticos e funcionais (POGREL et al., 1997; CHEN et al., 2000; TAKUSHIMA et al., 2005). O enxerto vascularizado é pouco utilizado em medicina veterinária (BOUDRIEAU et al., 1994), contudo pelo tamanho das falhas segmentares induzidas no presente estudo, acredita-se que seria necessário a inclusão de enxerto, ou outro material substitutivo de preenchimento da lacuna óssea.

Projetar dois modelos de placa que abrangesse os cães de porte grande, médio e pequeno, assim como seus diferentes tipos de crânio - dolicocefálico, mesaticefálico e braquicefálico (EMILY e PENMAN, 1994; WIGGS e LOBPRISE, 1997) - foi uma tarefa desafiadora. Vale referir que 75% dos cães são mesaticefálicos (EMILY e PENMAN, 1994), fazendo as placas desenvolvidas no atual estudo ter utilidade para um número significativo de animais. Os ensaios biomecânicos mostraram que ambas as placas apresentaram resistência mecânica superior às forças de mastigação, descritas na literatura, para os portes de cão estudados (LINDNER et al., 1995). Somado a isso, as análises pelo método de elementos finitos mostraram que o sistema placa-mandíbula quase não foi exigido pela tensão de Von Mises.

Adicionalmente, a geometria delgada da placa em ponte desenvolvida no presente estudo possibilita a fixação próxima à superfície alveolar, a fim de neutralizar as forças de flexão da mandíbula (PIERMATTEI e FLO, 1997; WIGGS e LOBPRISE, 1997; BOUDRIEAU, 2012). Os sulcos de alívio na face interna têm a função de evitar a compressão da placa no perióstio, seguindo o mesmo princípio das placas de baixo contato (ABEL e SUN, 1998), além de permitir que a placa seja dobrável, melhorando sua adaptação à anatomia do paciente. Vale também citar que os contornos arredondados da superfície da placa têm a função de evitar a concentração de

tensão nas regiões de ângulo da placa, o que seria importante para reduzir a possibilidade de fratura e extrusão da placa (BLACKWELL e LACOMBE, 1999). Por sua vez, a fixação da placa com o emprego de parafusos bloqueados, tem por finalidade conferir uma estabilidade adicional ao sistema, como observado em outros estudos (KLOTCH et al., 1999; MEHTA e DESCHLER, 2004; ALPERT et al., 2003; WONG et al., 2010).

A metodologia adotada no desenvolvimento do presente experimento e os ensaios de validação do projeto de placa em ponte com parafusos bloqueados serão abordados em seguida. É importante ressaltar que a mandíbula não tem osso esponjoso, apenas cortical espessa, resistência mecânica alta e comportamento mecânico de material isotrópico (ASHMAN et al., 1985; O'MAHONY et al., 2000). Da mesma forma, os materiais usados na fabricação dos protótipos (poliamida Duraform PA) e da placa (titânio puro) também podem ser considerados lineares, isotrópicos, homogêneos e elásticos.

Os ensaios mecânicos de tração realizados em corpos-de-prova, confeccionados no mesmo processo de prototipagem das mandíbulas para evitar variação nas propriedades mecânicas da Duraform PA, mostraram valores médios de módulo de elasticidade (E) de 1682 MPa. Isso está de acordo com os valores referidos na literatura (1586 MPa), mostrando que o módulo de elasticidade é uma propriedade mecânica constante do material (3D SYSTEMS, 2007). A amostra de pó usada na fabricação destes protótipos foi homogênea, os corpos-de-prova estavam bem padronizados e o processo de prototipagem pela sinterização seletiva a laser (SLS) não interferiu na resistência mecânica da Duraform PA, comprovando que este polímero utilizado é de boa qualidade. Como referido por Cruz (2010), os parâmetros de fabricação dependem muito mais do material usado do que da SLS e o tipo de polímero tem influência significativa nas propriedades mecânicas, precisão dimensional e qualidade da superfície dos produtos fabricados.

Outro cuidado tomado no processo de desenvolvimento das amostras foi a padronização do tamanho do defeito ósseo que os protótipos de mandíbula deveriam apresentar na região do 1º molar direito. Essa região foi escolhida por ser o local de maior uso pelos carnívoros, devido à oclusão em tesoura do 4º

pré-molar superior com o 1º molar inferior, conferindo ação de cisalhamento para reduzir a comida a um tamanho adequado para deglutição (HARVEY e EMILY, 1993). O tamanho do defeito foi baseado na hipótese de Key, na qual um defeito segmentar em osso longo de 1,5 vezes o diâmetro da diáfise, excede a capacidade regenerativa do osso em cães esquelicamente adultos, resultando em não-união (TOOMBS et al., 1985). Como não se trata de osso longo, seriam necessários estudos clínicos para comprovar se a falha induzida sem a presença do perióstio foi crítica ou não. Por outro lado, pesquisa efetuada em mandíbula de cães, sem raça definida, com massa corpórea entre 15-20 kg, mostrou que defeitos segmentares maiores de 15 mm podem ser considerados críticos, desde que o perióstio seja removido (HUH et al., 2005).

O motivo que levou a escolha do titânio puro e sua liga (Ti 6Al 4V) para a fabricação da placa em ponte e parafusos, respectivamente, foi sua biocompatibilidade com o osso (OLDANI e DOMINGUES, 2012). Desta forma, os parafusos têm possibilidade de se osteointegrar ao osso mandibular e o implante não precisa ser removido (POPAT et al., 2007; GOMES et al., 2010). Isso pode contribuir sobremaneira na manutenção da forma e funcionalidade da mandíbula, admitindo-se as poucas técnicas disponíveis e aplicáveis na reconstrução mandibular de cães (SPECTOR et al., 2007; BOUDRIEAU, 2012).

Optou-se pelos ensaios de flexão para avaliar a resistência mecânica da placa em ponte nos protótipos das mandíbulas, visto os cães não terem movimentos de lateralidade, protrusão ou retrusão e a articulação temporomandibular (ATM) ser como uma charneira (HARVEY e EMILY, 1993).

Os resultados do teste de flexão mostraram que para cada raça de cão, em média, quanto maior a rigidez relativa do sistema placa-mandíbula, menor a deflexão sofrida, sugerindo boa estabilidade do sistema placa-mandíbula. O teste de flexão foi feito até ocorrer deformação plástica em cada protótipo observando-se fratura em 85% das mandíbulas esquerdas íntegras, na região do terço distal do corpo mandibular. Isso indicou ser o sistema placa-mandíbula menos rígido que a mandíbula íntegra, o que possibilita uma melhor acomodação quando exposto à força.

Para os cães de porte grande não foram observadas deformação do sistema placa-mandíbula nem desprendimento de parafusos do lado direito,

e todas as mandíbulas esquerdas fraturaram. Desta forma, é possível supor que a placa poderia ser utilizada em cães de tamanhos maiores aos usados no atual estudo. Para o cão de porte médio, houve deformação plástica em todas as mandíbulas, mas uma mandíbula esquerda não sofreu fratura e observou-se desprendimento de um parafuso no fragmento distal ao defeito ósseo em outra mandíbula. O fato pode estar associado a erro de técnica no momento da aplicação deste parafuso ou, devido ao formato da mandíbula do Boxer. Por outro lado, para o cão de porte pequeno, todas as mandíbulas esquerdas sofreram fratura no terço distal do corpo mandibular, além de todas as placas sofrerem deformação plástica e arrancamento dos parafusos da porção distal da placa. O fato pode ter relação com a menor espessura da cortical óssea do cão de porte pequeno em relação aos demais.

O sistema placa-mandíbula resistiu, em média, a uma força de 1900 N para cães de porte grande, 1600 N para cães de porte médio e 760 N para cães de porte pequeno. Comparando esses resultados com o alcance da força de mordida para esses portes de cão (LINDNER et al., 1995), foi observado que ao menor entusiasmo de mordida, o sistema placa-mandíbula para cães de porte grande mesaticefálico (Rottweiler) resistiu 10 vezes o valor da força de mordida; para os de porte grande dolicocefálico (Doberman) a resistência foi de 46 vezes; nos de porte médio braquicefálico (Boxer) o sistema resistiu 24 vezes; e naqueles de porte pequeno mesaticefálico (Poodle) houve resistência de 38 vezes. Quando comparada à resistência mecânica do sistema placa-mandíbula com o alcance da força ao maior entusiasmo de mordida, os resultados mostraram que os Rottweiler resistiram 2 vezes o valor da força de mordida; os Doberman e os Boxer resistiram 5 vezes mais, enquanto que os Poodle resistiram 9 vezes o valor da força de mordida. Considerando que o pós-operatório de cães com falha segmentar mandibular requer uma alimentação controlada, para que exerçam apenas o menor entusiasmo de mordida, acredita-se ter se obtido um sistema placa-osso de adequada segurança.

A análise pelo método de elementos finitos confirmou a eficiência das placas em ponte do presente estudo, uma vez que a placa para cães de porte grande e médio apresentou fator de segurança que variou de 2,79 a 15,

com predomínio deste último na maior parte da placa. O fator de segurança expressa uma relação entre a tensão de Von Mises e o valor de tensão considerado como limite para a falha por plastificação do material, assim um fator 1 significa que a tensão de Von Mises calculada e o valor experimental da tensão de escoamento do material são iguais (ATILGAN et al., 2010). Valores maiores que 1 expressam tensões de Von Mises inferiores ao limite de escoamento, assim como valores entre 0 e 1, representam tensões de Von Mises superiores ao limite de escoamento do material (KAYABASI e EKICI, 2007; HUNTER et al., 2007; GETSOV et al., 2008).

Baseado nessas premissas, o local mais frágil da placa resistiria a um esforço 2,79 vezes maior, antes de atingir a fase plástica do titânio. Além disso, houve maior concentração de tensão de Von Mises na região caudal da placa, em contato com o fragmento da mandíbula distal ao defeito ósseo, mais especificamente sobre os parafusos ou em regiões adjacentes a eles, indicando que esta tensão pode estar relacionada à ação que os músculos da mastigação exercem sobre o fragmento distal da mandíbula, deslocando-o na direção dorsal (HARVEY e EMILY, 1993; WIGGS e LOBPRISE, 1997; HALL e WIGGS, 2005). Os parafusos de maior responsabilidade foram 1 e 4, da região caudal da placa. Já os parafusos 2 e 3 caudais, não apresentaram uma exigência tão grande, mas a placa ao seu redor apresentou um nível de esforço maior, representada no mapa de cores em verde e amarelo. Desta forma é possível supor que a disposição desigual dos parafusos na placa confere um equilíbrio maior na distribuição da tensão. Portanto, se o parafuso mais exigido se soltar, os outros poderão manter a estabilidade do implante, diferente do que ocorre em placas de reconstrução com parafusos paralelos (BLACKWELL e LACOMBE, 1999). Os mapas de cores das distribuições dos fatores de segurança demonstram a capacidade de resistência do material como um todo. Na placa em ponte para cães de porte pequeno, os resultados mostraram que todos os fatores de segurança foram superiores a 10. Pelo mapa de cores foi possível observar na face interna da placa (em contato com o osso) uma concentração de esforços na região central da placa (em verde) e não foram observados esforços significativos sobre os parafusos. Já na face externa, houve uma maior concentração de tensão de Von Mises na região caudal da

placa, especificamente ao redor do parafuso 1 (em verde). Houve predomínio do fator de segurança 15 na maior parte da placa (em azul). Esse grau de resistência possibilitaria o uso dessa placa apenas com um estabilizador de espaço, sem o uso conjunto de enxerto, como o empregado em algumas situações de pacientes humanos com câncer avançado ou condições inadequadas de saúde (WONG et al., 2010).

A análise estatística comparou os cães de porte grande (Rottweiler e Doberman) e médio (Boxer) por terem usado o mesmo modelo de placa em ponte. Os resultados mostraram que em relação ao critério força, houve diferença significativa para os cães da raça Rottweiler em relação aos da raça Boxer. Para o critério rigidez relativa, também houve diferença significativa entre os cães das raças Rottweiler e Doberman em relação ao da raça Boxer. Esses resultados podem estar relacionados ao tamanho do osso da mandíbula para cada porte de cão avaliado.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Nas condições de realização desse trabalho e baseando-se nos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- 1 os modelos desenvolvidos de placa em ponte de titânio puro e parafusos (Ti 6Al 4V) monocorticais bloqueados, sendo uma para cães de porte grande e médio e outra para cães de porte pequeno, permitem a estabilização de defeito ósseo segmentar mandibular;
- 2 os modelos mandibulares produzidos por prototipagem rápida foram adequados para os estudos mecânicos;
- 3 os parafusos monocorticais bloqueados não comprometem as estruturas dentárias ou neurovasculares;
- 4 os ensaios biomecânicos comprovaram a resistência das placas em ponte na reconstrução mandibular para os diferentes portes de cães.

REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS*

AGARWAL, R.; AGARWAL S.; CHANDRA, R. Mandibular reconstruction using extraoral trifocal bone transport: report of a case using a new device. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, p.1-6, 2011.

ALPERT, B.; GUTWALD, R.; SCHMELZEISEN, R. New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J. Med.*, v.52, n.2, p.120-127, 2003.

AMOABEDINY, G.; SALEKI-NIK, N.; HELI, B. The role of biodegradable engineered scaffold in tissue engineering. In: PIGNATELLO, R. (Ed.) *Biomaterials Science and Engineering*. Rijeka: Intech, 2011. chap.7, p.153-172.

ANCHIETA, M.V.M.; QUARESMA, M.M.; SALLES, F.A. Rapid Prototyping applied to maxillofacial surgery. In: HOQUE, M.E. (Ed.) *Advanced applications of rapid prototyping technology in modern engineering*, Rijeka: Intech, 2011. cap. 10, p.153-172.

ANNINO, D.J.; GOGUEN, L.A.; KARMODY, C.S. Distraction osteogenesis for reconstruction of mandibular symphyseal defects. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, v.120, n.9, p.911-916, 1994.

ANUSAVICE, K.J. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: _____. *Phillips materiais dentários*. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998. p.28-43.

*ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 6023: informação e documentação - Referências - Elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 22p.
BIOSIS. Serial sources for the BIOSIS preview database. Philadelphia, 1996. 468p.

ASHMAN, R.B.; ROSINIA, G.; COWIN, S.C.; FONTENOT, M.G.; RICE, J.C. The bone tissue of the canine mandible is elastically isotropic. *J. Biomech.*, v.18, n.9, p.717-721, 1985.

ATILGAN, S.; EROL, B.; YARDIMEDEN, A.; YAMAN, F.; UCAN, M.C.; GUNES, N.; ATALAY, Y.; KOSE, I. A three dimensional analysis of reconstruction plates used in different mandibular defects. *Biotechnol. Biotechnol. Equip.*, v.24, n.2, p.1893-1896, 2010.

BAGARIA, V.; RASALKAR, D.; BAGARIA, S.J.; ILYAS, J. Medical applications of rapid prototyping – a new horizon. In: HOQUE, M.E. (Ed.) Advanced applications of rapid prototyping technology in modern engineering. Rijeka: Intech, 2011. cap. 1, p.1-20.

BELLOWS, J.E.; DUMAIS, Y.; GIOSSO, M.A.; REITER, A.M.; VERSTRAETE, F.J.M. Clarification of veterinary dental nomenclature. *J. Vet. Dent.*, v.22, n.4, p.272-279, 2005.

BLACKWELL, K.E.; LACOMBE, V. The bridging lateral mandibular reconstruction plate revisited. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, v.125, p.988-993, 1999.

BOUDRIEAU, R.J. Mandibular and maxillofacial fractures. In: TOBIAS, K.M.; JOHNSTON, S.A. *Veterinary surgery small animal*. St. Louis: Elsevier Saunders, 2012. chap. 67, p.1054-1077.

BOUDRIEAU, R.J.; TIDWELL, A.S.; ULLMAN, S.L.; GORES, B.R. Correction of mandibular nonunion and malocclusion by plate fixation and autogenous cortical bone grafts in two dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, v.204, n.5, p.744-750, 1994.

CHEN, T.M.; WANG, H.J.; CHENG, T.Y.; CHANG, K.C.; LIN, F.H. The rationale of mandible reconstruction in advanced oral cancer: alloplastic material versus autogenous vascularized bone graft. *Mat. Sci. Eng.*, v.13, n.1, p.49-58, 2000.

COHEN, A.; LAVIV, A.; BERMAN, P.; NASHEF, R.; ABU-TAIR, J. Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v.108, n.5, p.661-666, 2009.

CRUZ, F. Fabrication of HA/PLLA composite scaffolds for bone tissue engineering using additive manufacturing technologies. In: ELNASHAR, M. (Ed.) *Biopolymers*. Rijeka: Intech, 2010. chap.11, p.227-242.

DAVIDSON, J.R. Tratamiento de las fracturas mandibulares y maxilares en el perro y el gato. *Waltham Int. Focus*, v.3, n.3, p.9-16, 1993.

DEE, K.C.; PULEO, D.A.; BIZIOS, R. Biomaterials. In:__. *Tissue-biomaterial interactions*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2002. chap.1, p.1-13.

DISA, J.J.; CORDEIRO, P.G. Mandible reconstruction with microvascular surgery. *Semin. Surg. Oncol.*, v.19, p.226-234, 2000.

ELSALANTY, M.E.; ZAKHARY, I.; AKEEL, S.; BENSON, B.; MULONE, T.; TRIPLETT, G.R.; OPPERMAN, L.A. Reconstruction of canine mandibular bone defects using a bone transport reconstruction plate. *Ann. Plast. Surg.*, v.63, n.4, p.441-448, 2009.

EMILY, P.; PENMAN, S. *Small animal dentistry*. 2.ed. Oxford: Pergamon Press, 1994. p.7-53.

ESSIG, H.; RANA, M.; KOKEMUELLER, H.; SEE, C.V.; RUECKER, M.; TAVASSOL, F.; GELLRICH, N.C. Pre-operative planning for mandibular reconstruction – a full digital planning workflow resulting in a patient specific reconstruction. *Head Neck Oncol.*, v.3, p.1-7, 2011.

GANTOUS, A.; PHILLIPS, J.H.; CATTON, P.; HOLMBERG, D. Distraction osteogenesis in the irradiated canine mandible. *Plast. Reconstr. Surg.*, v.93, p.164-168, 1994.

GETTY, R. *Anatomia dos animais domésticos*. 5.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1986. 2000p.

GIOSO, M.A. *Odontologia para o clínico de pequenos animais*. 2.ed. São Paulo: Manole, 2007. 145p.

GOH, B.T.; LEE, S.; TIDEMAN, H.; STOELINGA. P.J.W. Mandibular reconstruction in adults: a review. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.37, p.597-605, 2008.

GOMES, C.; GOUVEA, A.S.; ALIEVI, M.M.; CONTESINI, E.A.; PIPPI, N.L. Miniplacas de titânio na redução de fraturas mandibulares em cães e gatos: estudo de seis casos. *Ciênc. Rural*, v.40, n.5, p.1128-1133, 2010.

HAN, D.; DONG, J.; CAO, D.J.; YU Z-Y.; XU, H.; CHAI, G.; GUO-XIONG, S.; AI, S-T. Usage of rapid prototyping technique in customized craniomaxillofacial bone tissue engineering scaffold. In: HOQUE, M.E. (Ed.) *Advanced applications of rapid prototyping technology in modern engineering*. Rijeka: Intech, 2011. cap. 6, p.91-102.

HARVEY, C.E.; EMILY, P.P. *Small animal dentistry*. St. Louis: Mosby, 1993. 413p.

HOWARD, P.E. Fraturas e deslocamentos mandibulares. In: BIRCHARD, S.J.; SHERDING, R.G. *Manual Saunders: clínica de pequenos animais*. São Paulo: Roca, 1998. p.1061-1067.

HOYO, J.A.; SANROMAN, J.F.; BUENO, P.R.; GONZALEZ, F.J.D.; USANDIZAGA, J.L.G-D.; GIL, F.M.; GIAS, L.N.; LOPEZ, A.C.; CARDOZO, R.M. Primary mandibular reconstruction with bridging plates. *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, v.22, p.43-48, 1994.

HUH, J.Y.; CHOI, B.H.; KIM, B.Y.; LEE, S.H.; ZHU, S.J.; JUNG, J.H. Critical size defect in the canine mandible. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v.100, p.296-301, 2005.

IWAMI, K.; UMEDA, N. Rapid Prototyping in Biomedical Engineering. In: HOQUE, M.E. (Ed.) Advanced applications of rapid prototyping technology in modern engineering. Rijeka: Intech, 2011. cap. 5, p.75-90.

JOHNSON, A.L. Management of specific fractures. In: FOSSUM, T.W. *Small animal surgery*. 3.ed. St. Louis: Mosby, 2007. chap.32, p.1015-1142.

KATO, Y.; SHIRAI, M.; MURAKAMI, M.; MIZUSAWA, T.; HAGIMOTO, A.; WADA, K.; NOMURA, R.; NAKANO, K.; OOSHIMA, T.; ASAI, F. Moleculardetection of human periodontal pathogens in oral swab specimens from dogs in Japan. *J. Vet. Dent.*, v.28, n.2, p.84-89, 2011.

KAYABASI, O.; EKICI, B. The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method. *Mater. Design*, v.28, n.8, p.2269-2277, 2007.

KIMURA, A.; NAGASAO, T.; KANEKO, T.; TAMAKI, T.; MIYAMOTO, J.; NAKAJIMA, T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, v.34, p.193-200, 2006.

KLOTCH, D.W.; GAL, T.J.; GAL, R.L. Assessment of plate use for mandibular reconstruction: has changing technology made a difference? *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, v.121, p.388-392, 1999.

KNOLL, W-D.; GAIDA, A.; MAURER, P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, v.34, p.201–209, 2006.

KUDO, K.; SHOJI, M.; YOKOTA, M.; FUJIOKA, Y. Evaluation of mandibular reconstruction techniques following resection of malignant tumors in the oral region. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.50, p.14-21, 1992.

LENTHE, G.H.V.; MULLER, R. Prediction of failure load using micro-finite element analysis models: toward *in vivo* strength assessment. *Drug Discov. Today Technol.*, v.3, n.2, p. 221-229, 2006.

LI, Z.; ZHAO, Y.; YAO, S.; ZHAO, J.; YU, S.; ZHANG, W. Immediate reconstruction of mandibular defects: a retrospective report of 242 cases. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.65, p.883-890, 2007.

LINDNER, D.L.; MARRETTA, S.M.; PIJANOWSKI, G.J.; JOHNSON, A.J.; SMITH, C.W. Measurement of bite force in dogs: a pilot study. *J. Vet. Dent.*, v.12, n.2, p.49-52, 1995.

LOPES, R.; DEKEISTER, C.; SLEIMAN, Z.; PAOLI, J-R. Mandibular reconstruction using the titanium functionally dynamic bridging plate system: a retrospective study of 34 cases. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.62, n.4, p.421-426, 2004.

MATWEB – Material Property Data. *Automation Creations, Inc.* Disponível em: <www.matweb.com>. Acesso em: 05 junho 2008.

MEHTA, R.P.; DESCHLER, D.G. Mandibular reconstruction in 2004: an analysis of different techniques. *Curr. Opin. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, v.12, p.288-293, 2004.

MITRA, G.V.; SUSHMITHA, R.; MOTIWALE, T.; ANDHARE, V. Reconstruction of mandibular defect with reconstruction plate and free iliac bone graft: a viable option – a case report. *JIDA*, v.5, n.3, p.415-416, 2011.

NATH, S.; JOSHI, K.D.; SHAKYA, S.; SHRESTHA, S.; KOIRALA, U. Mandibular reconstruction. *Kathmandu Univ. Med. J.*, v.4, p.497-500, 2006.

NELIGAN, P.C.; LIPA, J.E. Reconstruction of mandible, maxilla and skull base. In: BUTLER, C.E.; FINE, N.A. *Principles of cancer reconstructive surgery*. New York: Springer, 2008. chap.8, p.117-138.

NICKEL, R.; SCHUMMER, A.; SEIFERLE, E. *The anatomy of the domestic animals. The locomotor system of the domestic mammals*. Berlin: Verlag Paul Parey, 1986. v.1, 516p.

OKURA M.; ISOMURA, E.T.; LIDA, S.; KOGO, M. Long-term outcome and factors influencing bridging plates for mandibular reconstruction. *Oral Oncol.*, v.41, p.791–798, 2005.

OLDANI, C.; DOMINGUEZ, A. Titanium as a biomaterial for implants. In: FOKTER, S.K. (Ed.) *Recent advances in arthroplasty*. Rijeka: Intech, 2012. chap.9, p.149-162.

PIERI, F.; CORINALDESI, G.; FINI, M.; ALDINI, N.N.; GIARDINO, R.; MARCHETTI, C. Alveolar ridge augmentation with titanium mesh and a combination of autogenous bone and anorganic bovine bone: a 2-year prospective study. *J. Periodontol.*, v.79, n.11, p.2093-2103, 2008.

PIERMATTEI, D.L., FLO, G.L. Fractures and luxations of the mandible and maxilla. In:____. *Small animal orthopedics and fracture repair*. 3.ed. Philadelphia: Saunders, 1997. chap.20, p.659- 675.

POGREL, M.A.; PODLESH, S.; ANTHONY, J.P.; ALEXANDER, J. A comparison of vascularized and nonvascularized bone grafts for reconstruction of mandibular continuity defects. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.55, p.1200-1206, 1997.

POPAT, K.C.; LEONI, L.; GRIMES, C.A.; DESAI, T.A. Influence of engineered titania nanotubular surfaces on bone cells. *Biomaterials*, v.28, p.3188-3197, 2007.

RAPHAEL, O.; HERVÉ, R. Clinical applications of rapid prototyping models in cranio-maxillofacial surgery. In: HOQUE, M. E. *Advanced applications of rapid prototyping technology in modern engineering*. Rijeka: Intech, 2011. cap. 11, p.173-206.

RIBEIRO JÚNIOR, O.; GOUVEIA, M.M.; ALVES, C.A.F.; GUIMARÃES JÚNIOR, J. Princípios da reconstrução mandibular com enxerto ósseo vascularizado. *Rev.Cir. Traumatol. Buço-Maxilo-Fac.*, v.8, n.1, p.15-22, 2008.

RUDY, R.L.; BOUDRIEAU, R.J. Maxillofacial and mandibular fractures. *Semin. Vet. Med. Surg. (Small Anim.)*, v.7, n.1, p.3-20, 1992.

SAWAKI, Y.; OHKUBO, H.; YAMAMOTO, H.; UEDA, M. Mandibular lengthening by intraoral distraction using osseointegrated implants. *Int. Journal Oral Maxillofacial Implants*, v.11, n.2, p.186-193, 1996.

SCHULLER-GOTZBURG, P.; PLESCHBERGER, M.; RAMMERSTORFER, F.G.; KRENKEL, C. 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.38, p.1298–1305, 2009.

SILVA, A.M.; SOUZA, W.M.; KOIVISTO, M.B.; BARNABÉ, P.A.; SOUZA, N.T.M. Miniplate fixation for the repair of segmental mandibular defects filled with autogenous bone in cats. *Acta Cir. Brás.*, v.26, n.3, p.174-180, 2011.

SMITH, M.M.; KERN, D.A. Skull trauma and mandibular fractures. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Clin.*, v.25, n.5, p.1127-1174, 1995.

SPECTOR, D.I.; KEATING, J.H.; BOUDRIEAU, R.J. Immediate mandibular reconstruction of a 5 cm defect using rhbmp-2 after partial mandibulectomy in a dog. *Vet. Surg.*, v.36, p.752-759, 2007.

STOSIC, S. Mandibular reconstruction state of the art and perspectives. *Vojnosanit. Pregl.*, v.65, n.5, p.397-340, 2008.

STUCKI-McCORMICK, S.U.; FOX, R.M.; MIZRAHI, R.D. Reconstruction of a neocondyle using transport distraction onsteogenesis. *Semin. Orthod.*, v.5, p.59-63, 1999.

TAKEUCHI, S.; MATSUO, A.; CHIBA, H. Beneficial role of periosteum in distraction osteogenesis of mandible: its preservation prevents the external bone resorption. *Tohoku J. Exp. Med.*, v.220, p.67-75, 2010.

TAKUSHIMA, A.; HARI, K.; ASATO, H.; MOMOSAWA, A.; OKAZAKI, M.; NAKATSUKA, T. Choice of osseous and osteocutaneous flaps for mandibular reconstruction. *Int. J. Clin. Oncol.*, v.10, p.234-242, 2005.

TEIXEIRA, S.; FERRAZ, M.P.; MONTEIRO, F.J. Biocompatibility of highly macroporous ceramic scaffolds: cell adhesion and morphology studies. *J. Mater Sci. Mater Med.*, v.19, p.855-859, 2008.

THREE D SYSTEMS CORPORATION. Disponível em: <www.3dsystems.com>, 2007.

TIE, Y.; WANG, D.M.; JI, T.; WANG, C.T., ZHANG, C.P. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, v.34, p.290-298, 2006.

TOOMBS, J.P.; WALLACE, L.J.; BJORLING, D.E.; ROWLAND, G.N. Evaluation of Key's hypothesis in the feline tibia: an experimental model for augmented bone healing studies. *Am. J. Vet. Res.*, v.46, n.2, p.513-518, 1985.

VERSTRAETE, F.J.M. Maxillofacial fractures. In: SLATTER, D. *Textbook of small animal surgery*. Philadelphia: Saunders, 2003. chap.153, p. 2190-2207.

WANG, Q.; STRAIT, D.S.; DECHOW, P.C. A comparison of cortical elastic properties in the craniofacial skeletons of three primate species and its relevance to the study of human evolution. *J. Hum. Evol.*, v.51, p.375-382, 2006.

WIGGS, R.B.; LOBPRISE, H.B. *Veterinary dentistry: principles and practice*. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997. 748p.

WONG, R.C.W.; TIDEMAN, H.; KIN, L.; MERKX, M.A.W. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.39, p.313-319, 2010.

WU, W.; CHEN, X.; MAO, T.; CHEN, F.; FENG, X. Bone marrow-derived osteoblasts seeded into porous beta-tricalcium phosphate to repair segmental defect in canine's mandibula. *Turkish J. Trauma Emerg. Surg.*, v.12, n.4, p.268-276, 2006.

YANG, J.; XIANG, H-J. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of na FGBM dental implant in surrounding bone. *J. Biomech.*, v.40, p.2377-2385, 2007.

ZAMPELIS, A.; RANGERT, B.; HEIJL, L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The J. Prosthet. Dent.*, v.97, n.6, p.35-43, 2007.

ZHOU, L.; LIU, Y. Rapid prototyping in correction of craniofacial skeletal deformities. In: HOQUE, M. E. *Advanced applications of rapid prototyping technology in modern engineering*. Rijeka: Intech, 2011. cap. 8, p.119-128.

ZHOU, L.; ZHAO, J., SHANG, H.; LIU, W.; FENG, Z.; LIU, G.; WANG, J.; LIU, Y. Reconstruction of mandibular defects using a custom-made titanium tray in combination with autologous cancellous bone. *J Oral Maxillofac. Surg.*, v.69, p.1508-1518, 2011.

ZHOU, L-B.; SHANG, H-T.; HE, L-S.; BO, B.; LIU, G-C.; LIU, Y-P.; ZHAO, J-L. Accurate reconstruction of discontinuous mandible using a reverse engineering/computer-aided design/rapid prototyping technique: A preliminary clinical study. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.68, p.2115-2121, 2010.

ZWETYENGA, N.; PINSOLLE, J.; SIBERCHICOT, F.; MAJOUFRE-LEFEBVRE, C. Reconstruction of lateral mandibular defects with dynamic bridging plates. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.40, p.307-312, 2002.