

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO ÓSSEA COM MINI-PLACA
OU PARAFUSOS BICORTICAIS EM OSTEOTOMIA SAGITAL DA
MANDÍBULA EM CADÁVERES DE CÃES**

Relatório final do programa de pós-doutorado aprovado pela FAPESP de
Vanessa Graciela Gomes Carvalho

N. do processo: 2008/10270-7

Supervisor: Prof. Dr. Marco Antonio Gioso

LOC - Departamento de Cirurgia

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP

São Paulo - 2011



Vanessa G. G. Carvalho



Marco Antonio Gioso

RESUMO DO PLANO INICIAL

Frente às maloclusões de ordem esquelética em cães que, em muitos casos, têm causado grande desconforto pelo contato dente a dente ou dente em tecidos moles, de forma inédita, uma técnica de cirurgia ortognática em cadáveres de cães avaliou a exeqüibilidade da osteotomia sagital da mandíbula nesta espécie como forma de tratamento das maloclusões esqueléticas, apresentando resultados favoráveis para a sua futura realização *in vivo* (CARVALHO, 2008).

A técnica cirúrgica consiste na execução de uma osteotomia em bixel, separando-se as corticais vestibular e lingual, no ângulo da mandíbula, com seu reposicionamento em oclusão normal, baseando-se na chave de oclusão entre os dentes caninos. As extremidades ósseas são então fixadas com mini-placas ou parafusos bicorticais de titânio, com 1,5mm de diâmetro, oferecendo boa estabilidade aos focos de fratura. Entretanto, no estudo de Carvalho, em 2008, esta análise de estabilidade foi mensurada manualmente, sem estudos biomecânicos que comprovassem a magnitude de força suportada por este método de fixação.

A fase pós-operatória é considerada fundamental para o sucesso de qualquer cirurgia. E, nos casos de osteotomia sagital da mandíbula, se a falta de estabilidade da fixação comprometer a cicatrização dos focos de fratura, a não união dos fragmentos poderá ocorrer, acarretando em grandes prejuízos ao paciente. Outros meios podem ser lançados a fim de se proteger a estabilidade da fratura mandibular, como por exemplo, o uso de bloqueio maxilomandibular pelo período de recuperação. Por outro lado, a ausência do bloqueio permite ao paciente retornar às funções mastigatórias imediatamente ou em poucos dias após a cirurgia. Portanto, este projeto teve como objetivo dar continuidade à pesquisa realizada no curso de doutorado e avaliar, por testes biomecânicos, a resistência dos diferentes tipos de fixação rígida mandibular em cadáveres de cães, submetidos a cirurgia ortognática

pela técnica de osteotomia sagital. Frente aos resultados encontrados, também idealizou-se avaliar a importância da associação do bloqueio maxilomandibular à fixação rígida.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS PROPOSTOS INICIALMENTE

1 Avaliar, de modo geral e comparativamente, a resistência biomecânica dos diferentes métodos de fixação estável (rígida) realizados na técnica de osteotomia sagital da mandíbula, em cadáveres de cães, com a utilização de mini-placas ou parafusos bicorticais de titânio, de 1.5mm de diâmetro.

2 Estabelecer, sob que intensidade de força empregada, inicia-se a alteração da estabilidade mandibular e, em segunda etapa, a ruptura (ou perda) total da fixação.

3 Estabelecer se a perda da estabilidade mandibular ocorre pela fadiga do material ou pela fratura das extremidades ósseas, determinando-se qual é o maior ponto de fragilidade da osteossíntese frente ao estresse que fora submetido.

4 Com os devidos resultados em mãos, indicar o método mais eficiente de fixação estável (rígida) a ser indicado para a cirurgia ortognática em cães vivos.

METODOLOGIA INICIAL PROPOSTA

Idealizou-se selecionar 15 cadáveres de cães, de tamanho mandibular e peso corpóreo semelhantes, junto à Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo portadores de maloclusão tipo II, III ou IV. Seriam descartados os animais das raças Boxer, Pug e Bulldog (cujo prognatismo relativo é considerado um padrão da raça), ou outros animais que possuíssem quaisquer alterações orais na região do ângulo mandibular que inviabilizem a osteotomia sagital (como presença de fraturas, tumores,

mal formações), assim como os edentados ou com perda de dentes caninos, incisivos laterais superiores, quarto pré-molares superiores e primeiros molares inferiores, já que estes dentes compõem a principal chave de oclusão nestes animais.

Os cadáveres selecionados seriam então submetidos à técnica de osteotomia sagital da mandíbula para correção da maloclusão existente, mimetizando uma situação real das condições operatórias *in vivo* e, após o reposicionamento mandibular apropriado para cada indivíduo, os fragmentos seriam fixados com o uso de 1 mini-placa inserida na região vestibular, ventral ao canal da mandíbula, associada a 2 parafusos bicorticais, inseridos na região vestibular, dorsal ao canal mandibular. A segunda opção de fixação seria utilizar apenas 3 parafusos bicorticais, sendo 2 parafusos colocados na região dorsal e 1 parafuso na região ventral do canal mandibular, sempre pela face vestibular. Nos casos onde houvesse pouca área de contato entre as corticais vestibular e lingual (casos com maiores movimentações de avanço mandibular) que inviabilizasse a colocação de 2 parafusos dorsais ao canal mandibular, seria adotado um terceiro método de fixação, com apenas 2 parafusos bicorticais, sendo 1 parafuso dorsal e 1 parafuso ventral ao canal mandibular. O material de fixação a ser utilizado é proveniente da empresa Tóride LTDA¹, sendo confeccionado em titânio, com parafusos de 1.5mm de diâmetro da liga Ti-6AL-4V (de acordo com ASTM F 136) e as mini-placas de titânio puro (de acordo com ASTM F 67).

Estes diferentes protocolos de fixação seriam então agrupados para a realização de análise comparativa da eficiência de cada método. Outras variações metodológicas isoladas de fixação que por ventura fossem efetuadas poderiam ser analisadas individualmente como complemento da pesquisa.

¹ Tóride Ind. e Com. Ltda., Mogi Mirim-SP, Brasil.

Terminado o procedimento, as mandíbulas seriam então removidas do crânio e separadas na região da articulação intermandibular (sínfise mandibular), compondo um total de 30 segmentos a serem analisados. A dissecação das peças permitiria a total exposição óssea e do foco de fixação para a melhor avaliação dos resultados biomecânicos.

As mandíbulas seriam então posicionadas em uma Máquina Universal de Ensaio Mecânico (Instron) do Departamento de Materiais Dentários da FO-USP e, por meio de um dispositivo, a força seria aplicada perpendicularmente ao corpo de provas, na região imediatamente rostral à osteotomia, já que nesta região encontra-se a maior concentração de forças mastigatórias do cão, pela relação oclusal entre o primeiro molar inferior e quarto pré-molar superior (dentes carniceiros, utilizados para destrinchar o alimento). Através de uma avaliação computadorizada, ao início de perda da estabilidade de fixação, a força incidente correspondente seria então gravada como força 1. Seguindo os testes, a força seria mantida até a perda total da estabilidade da fixação, no momento da fratura do material de fixação ou das extremidades ósseas fixadas. Esta nova medida de força seria também gravada como força 2. Posteriormente seriam feitas as análises estatísticas dos resultados alcançados.

RESUMO DO QUE FOI REALIZADO NO PERÍODO A QUE SE REFERE O RELATÓRIO

Inicialmente, buscou-se a formação da amostra (visto que, pela experiência anterior do doutorado, esta etapa seria uma das mais demoradas), selecionando-se 16 cadáveres de cães portadores de maloclusões esqueléticas, todos SRD e de porte médio.

Para uma melhor padronização da amostra, as mandíbulas foram mensuradas no seu comprimento segundo padronização de Carvalho

(2008), tomando-se como pontos de mensuração a face mesial do dente canino inferior e face distal do primeiro molar inferior, na linha gengival. Foram descartadas as mandíbulas de cães de porte pequeno ou grande, assim como os animais com alterações ósseas na região da osteotomia ou com ausência de dentes caninos, quarto pré-molares superiores e primeiro molares inferiores.

A técnica cirúrgica de osteotomia sagital mandibular foi realizada, bilateralmente, à medida que os exemplares eram obtidos, de acordo com a metodologia descrita por Carvalho, 2008. Seguiram-se todos os passos pré e pós-cirúrgicos, inclusive com avaliação radiográfica, especialmente após a fixação dos fragmentos para nos certificarmos de que as estruturas dentárias e o canal mandibular não haviam sido afetados.

Após a osteotomia sagital, movimentação mandibular e fixação (realizada conforme protocolo inicial), as cabeças foram mantidas em freezer com todas as estruturas adjacentes presentes, para manter a hidratação e a melhor conservação óssea.

Houve novamente grande dificuldade em se obter a amostra que satisfizesse todos os requisitos exigidos, conforme descrito anteriormente. Assim, após 1 ano e 4 meses (aproximadamente), conseguiu-se finalizar a parte experimental no que tangia as atividades cirúrgicas, iniciando neste momento o preparo das mandíbulas para os ensaios biomecânicos.

As mandíbulas foram então separadas do crânio pela ruptura dos ligamentos e cápsula articular da articulação temporomandibular, os tecidos moles foram removidos, fazendo-se uma completa dissecação mandibular. As mandíbulas direita e esquerda foram separadas na articulação intermandibular (região de sínfise mentoniana), obtendo-se 32 peças para a análise biomecânica da fixação. Para o estudo de comparação com o grupo controle, obteve-se ainda mais 3 mandíbulas de tamanhos semelhantes aos da amostra para a realização de testes biomecânicos, sob a mesma metodologia, mantendo-as íntegras.

Durante todo o período de manipulação das mandíbulas dissecadas, estas foram constantemente hidratadas, sendo mantidas posteriormente sob refrigeração (congelamento), conforme sugerido por Rahal et al. (1998).

Durante todo este processo, buscou-se a ajuda de profissionais da Faculdade de Odontologia da USP (FO-USP) e da Faculdade de Física da USP, para o desenvolvimento de um dispositivo que sustentasse as peças mandibulares durante os ensaios biomecânicos. Inicialmente, procuramos a co-orientação do Prof. Dr. Rafael Balester, do Departamento de Materiais Dentários da FO-USP, por este já ter orientado a realização de trabalhos semelhantes com mandíbulas de porco. Idealizou-se utilizar a máquina de ensaios biomecânicos Instron do próprio departamento, entretanto, a máquina a ser utilizada apresentou falhas de funcionamento sem previsão de conserto.

Baseada nas orientações obtidas e nos objetivos da pesquisa, idealizou-se um suporte metálico (dispositivo) para posicionar todas as mandíbulas de maneira estática, de característica resistente e que se adaptasse à máquina de ensaios biomecânicos Instron de forma satisfatória (figura 1).

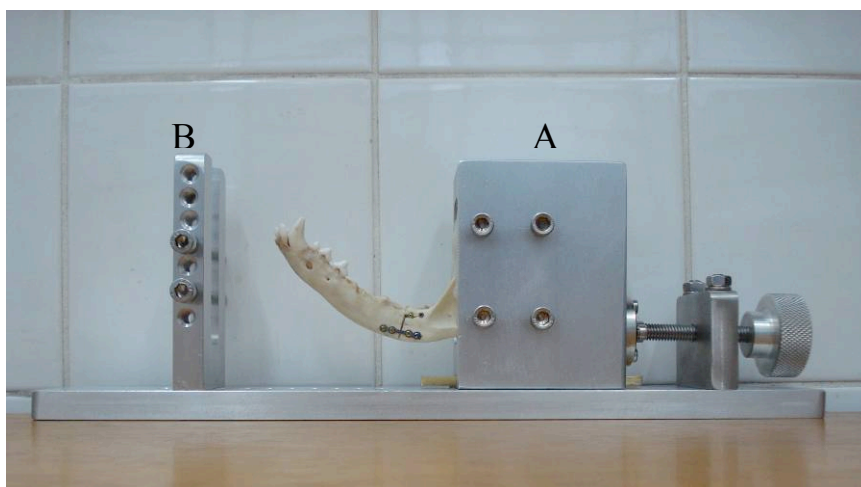


Figura 1: dispositivo metálico desenvolvido para suportar as peças mandibulares durante os ensaios biomecânicos. (A) caixa para

posicionamento da porção caudal da mandíbula; (B) suporte acessório para posicionamento rostral da mandíbula.

Este dispositivo metálico continha uma caixa oca (figura 1 - A) que era internamente revestida por vaselina em pasta para, em seguida, posicionar a porção caudal da mandíbula. Procurou-se padronizar este posicionamento no sentido vertical de forma que o processo angular e a porção ventral do ângulo da mandíbula tocassem a parede inferior interna do dispositivo (figura 2).

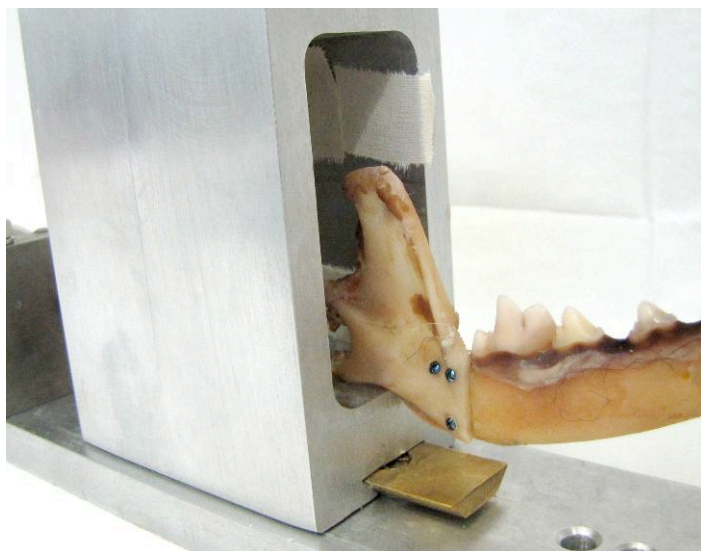


Figura 2: padronização do posicionamento mandibular, no sentido vertical.

No sentido latero-lateral, as mandíbulas eram posicionadas paralelamente às paredes da caixa metálica, evitando-se qualquer inclinação lateral, especialmente da região da fratura e fixação, sob aspecto visual (vista superior) (figura 3).

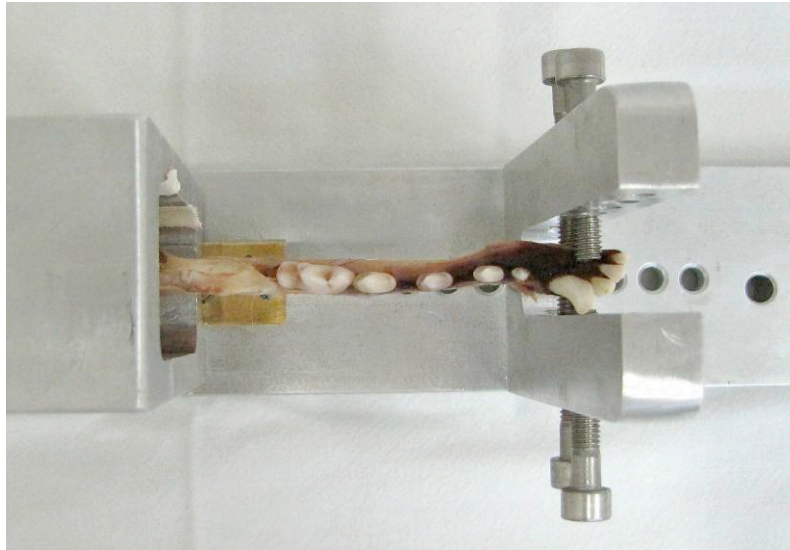


Figura 3: Posicionamento mandibular respeitando o paralelismo entre a mandíbula e a caixa metálica.

Em posição ideal, a extremidade rostral da mandíbula era fixada por um suporte acessório (Figura 1 - B), onde 4 parafusos mantinham, sob pressão, a mandíbula imóvel. Resina acrílica odontológica, quimicamente ativada, era então preparada, sendo despejada em sua fase arenosa dentro da caixa metálica e, após sua polimerização, formava um bloco muito estável e resistente de resina englobando a porção caudal da mandíbula, e que ainda encaixava-se perfeitamente ao dispositivo (figura 4).

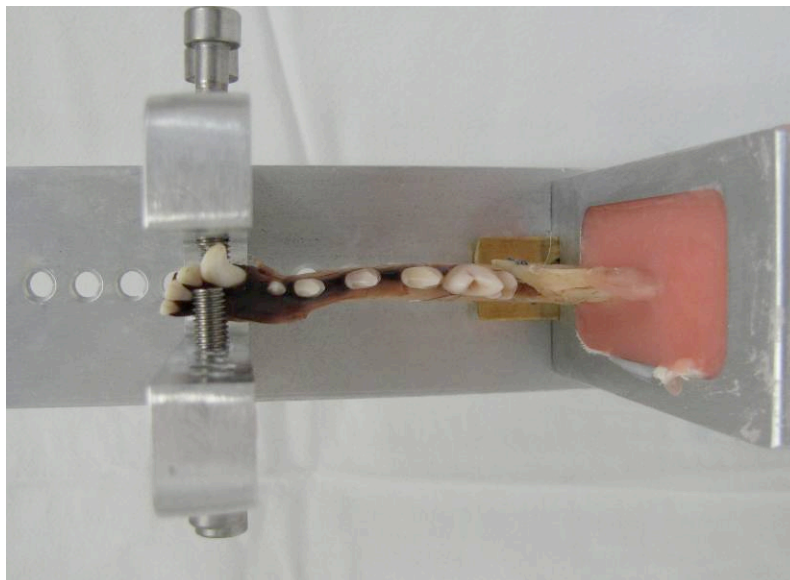


Figura 4: Preenchimento da caixa metálica internamente com resina acrílica.

Os 4 parafusos laterais da caixa metálica (figura 1 - A) eram rosqueados antes do preenchimento da resina para que suas extremidades permanecessem dentro da caixa e formassem 4 pontos de rosca e apoio no bloco de resina polimerizada, reforçando sua estabilidade durante os ensaios biomecânicos (figura 5). Como a resina, ao se polimerizar, apresenta contração, este fato poderia levar a micro movimentação entre o bloco de resina e a caixa metálica durante a aplicação de carga nos ensaios. Para a remoção do bloco de resina de dentro do dispositivo, após sua polimerização, os parafusos eram desrosqueados e o bloco se soltava facilmente pela prévia utilização de vaselina em pasta ao redor do dispositivo e parafusos.

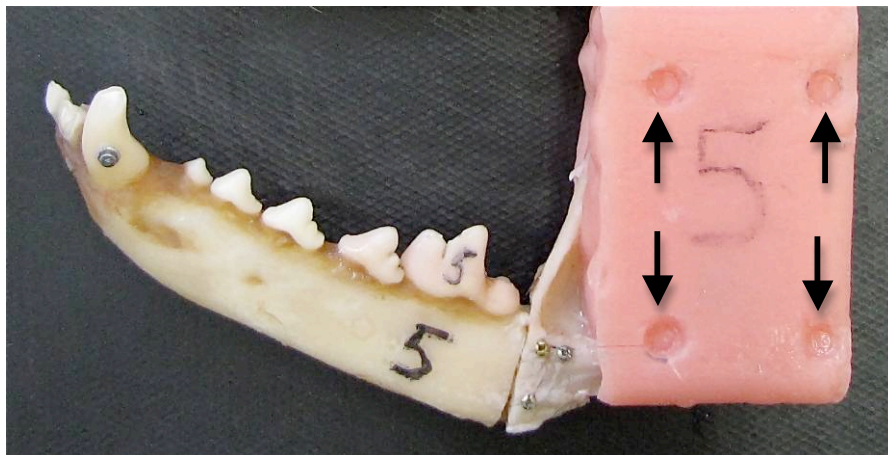


Figura 5: Mandíbula de cão engastada ao bloco de resina acrílica após a retirada do dispositivo. As setas indicam as roscas feitas pela polimerização da resina ao redor dos parafusos da caixa.

Todas as peças foram então preparadas em seus blocos de resina, uma a uma, tomando-se o cuidado de deixar as extremidades ósseas da fratura e os pontos de fixação livres para receber a carga dos ensaios biomecânicos, tanto pela face vestibular quanto pela face lingual. Desta forma, apenas parte do processo coronóide e o processo angular eram encobertos pela resina. Também foram tomadas precauções de refrigeração e rápida manipulação em temperatura ambiente para evitar o ressecamento das peças, o que poderia degenerar as fibras colágenas e supostamente alterar os resultados pela perda de elasticidade óssea.

Frente à indisponibilidade de uso da máquina Instron do Departamento de Materiais Dentários da FO-USP, entramos em contato com o Prof. Jorge Kolososki, do Departamento de Engenharia de Materiais do Centro Universitário da Faculdade de Engenharia Industrial (FEI), com o objetivo de utilizar a infra-estrutura laboratorial daquele Departamento. Após aprovação da parceria entre a FMVZ-USP e a FEI, foi desenvolvido por um técnico do próprio Centro Universitário, uma ponta metálica que se encaixasse com precisão na região do dente primeiro molar inferior do cão, ponto que idealizamos para a aplicação da carga, já que esta região suporta as maiores forças mastigatórias *in*

vivo pela oclusão com o quarto pré-molar superior, ao destrinchar os alimentos. Além disso, esta é a região imediatamente cranial à osteotomia sagital e aos pontos de fixação, levando a um estresse direto de todo o sistema (fratura x fixação) ao receber a carga (figura 6).

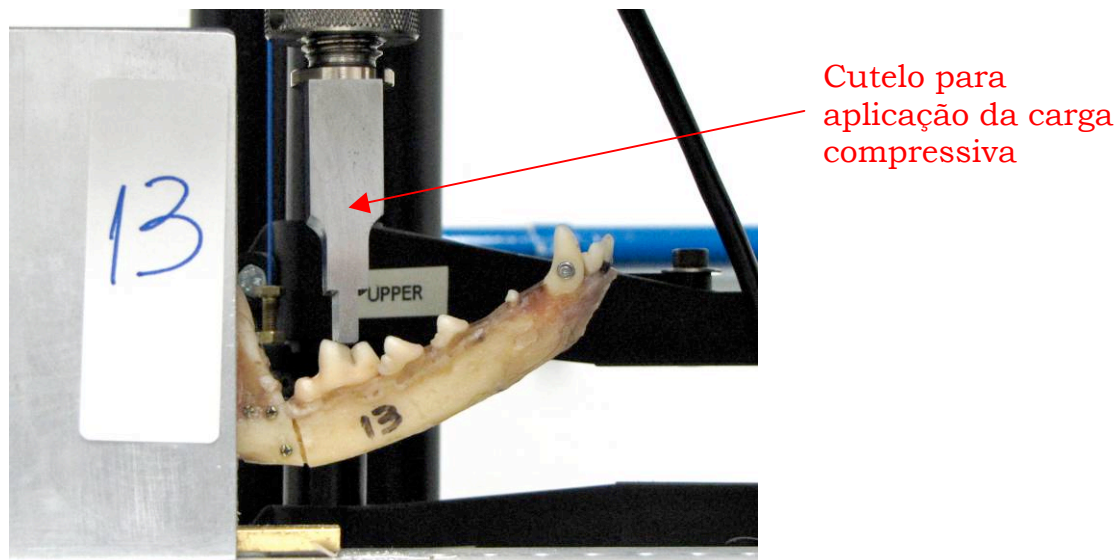


Figura 6: Mandíbula de cão engatada ao dispositivo metálico à base da máquina Instron. O cutelo, preso à célula de carga, aplica carga compressiva sobre o primeiro molar inferior.

Dois testes piloto foram realizados com mandíbulas que não pertenciam à amostra para descartar possíveis falhas durante os ensaios. O dispositivo foi fixado através de parafusos rosqueados entre ele e a mesa da Máquina Instron. O cutelo confeccionado para a célula de carga mostrou-se adequado e cumpria seus objetivos, mesmo sendo aparentemente grande para o encaixe no sulco entre as cúspides do dente primeiro molar inferior. Assim sendo, prosseguiu-se com os ensaios utilizando-se agora, a amostra preparada.

CONSTITUIÇÃO DA AMOSTRA E METODOLOGIA APLICADA NOS ENSAIOS

A amostra foi dividida em 3 grupos:

Grupo 1: composto por 13 mandíbulas com fixação pela face vestibular de 1 mini-placa ventral ao canal mandibular e 2 parafusos bicorticais, dorsal ao canal mandibular.

Grupo 2: composto por 13 mandíbulas com fixação pela face vestibular de 3 parafusos bicorticais, sendo 1 parafuso ventral ao canal mandibular e 2 parafusos dorsais ao canal mandibular.

Grupo 3: composto por 6 mandíbulas com fixação pela face vestibular de apenas 2 parafusos bicorticais, sendo 1 parafuso dorsal ao canal mandibular e 1 parafuso ventral ao canal mandibular.

Grupo 4: composto por 3 mandíbulas integras.

Os ensaios foram realizados na Máquina Universal de Ensaio Instron, com célula de carga de 500 kg, a uma velocidade de 1mm por minuto, conforme descrito por Langraf, 2008.

Inicialmente, foram realizadas em todas as mandíbulas, um teste cíclico de histerese com 3 deslocamentos, onde o primeiro deslocamento foi de 0,25mm, o segundo 0,5mm e o terceiro de 0,75mm (gráfico 1). Este teste inicial visou garantir o perfeito assentamento da mandíbula no dispositivo de ensaio, assim como avaliar seu módulo de elasticidade. O tempo de espera dos ciclos foi de 120s, pois segundo relatado por Landgraf (2008), a recuperação total da deformação elástica da mandíbula não ocorre imediatamente depois de removida a carga (o que caracteriza um material visco-elástico).

Histerese em Mandíbula

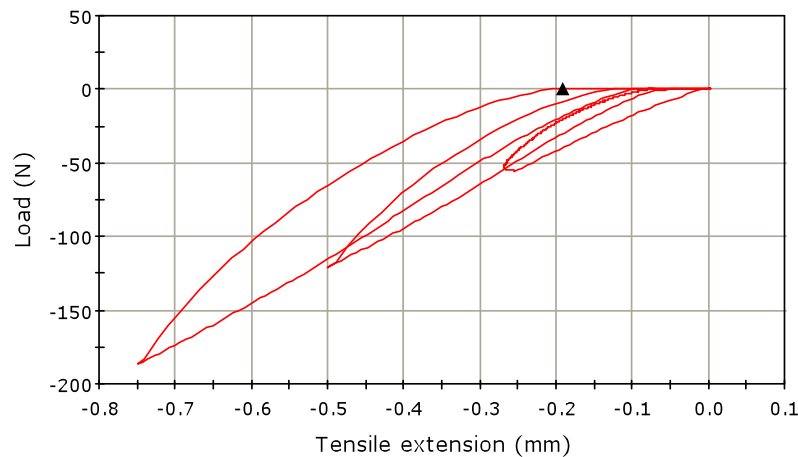
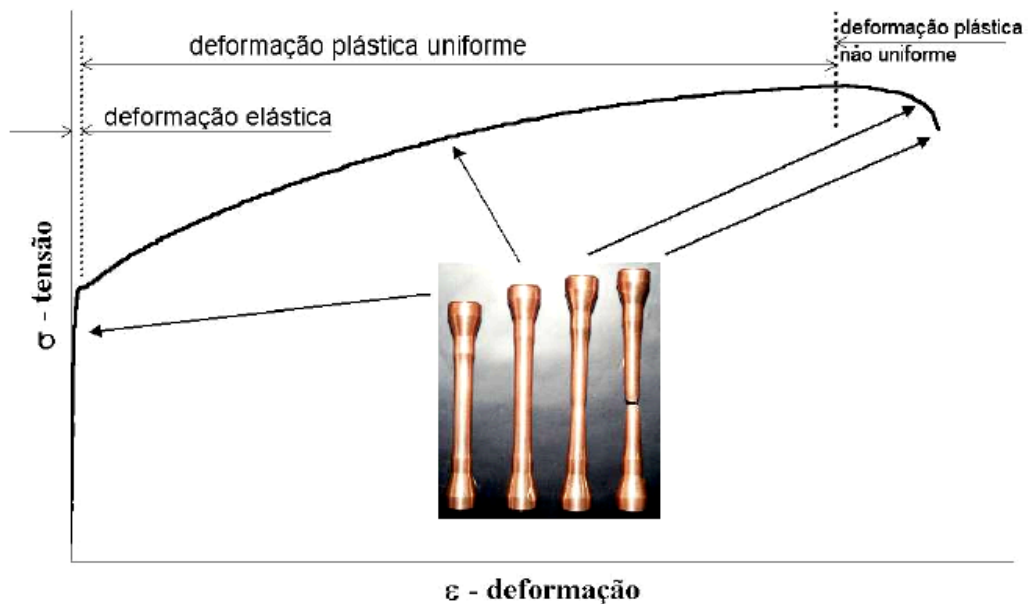


Gráfico 1: Demonstração 3 ciclos de deslocamento (0,25mm, 0,5mm e 0,75mm). Observa-se que o material sofre o carregamento e retorna a sua posição inicial, característico de material visco-elástico.

Uma observação realizada durante este experimento foi que, mesmo durante o menor deslocamento do ensaio cíclico, o traçado no gráfico do descarregamento não ocorreu sobre o traçado do carregamento, indicando que o material, frente àquela carga e deslocamento, não se comportava dentro do regime estritamente elástico, e sim, dentro de um regime plástico, porém uniforme. Neste regime, o material sofre uma tensão que não é mais proporcional à deformação, ocorrendo então uma deformação não recuperável e permanente (gráfico 2).



Fonte: Kolososki, J., 2010.

Gráfico 2: Exemplificação, em materiais metálicos, de deformidade plástica uniforme e não uniforme.

Num ensaio de tração de materiais metálicos, durante a deformação plástica uniforme, a tensão necessária para continuar a deformar um metal aumenta até um ponto máximo, chamado de **limite de resistência à tração**, na qual a tensão é a máxima na curva tensão-deformação de engenharia. Isto corresponde a maior tensão que o material pode resistir. Toda a deformação até este ponto é uniforme na seção. No entanto, após este ponto, começa a se formar uma estricção, na qual toda a deformação subsequente está confinada e, é nesta região que ocorrerá ruptura. A tensão que corresponde à fratura é chamada de **limite de ruptura**.

O ponto na qual as deformações permanentes começam a se tornar significativas é chamado de **limite de escoamento**.

Para metais que possuem transição gradual do regime elástico para o plástico, as deformações plásticas se iniciam no ponto cuja curva tensão-deformação deixa de ser linear, sendo este ponto chamado de limite de proporcionalidade (ou tensão limite de elasticidade). No

entanto, é difícil determinar este ponto precisamente. Como consequência, convencionou-se desenhar uma linha reta paralela à porção elástica, passando pela deformação de 0,2% da deformação total. A tensão correspondente à intersecção desta linha com a curva tensão-deformação é a **tensão limite de escoamento**.

Assim, é possível obter o gráfico tensão-deformação, que varia conforme o material analisado. Por exemplo, os materiais frágeis, como cerâmica e concreto, não apresentam um limite de escoamento. Já os materiais dúteis, como o aço e o alumínio, apresentam o limite de escoamento bem definido.

Após o estudo de histerese realizado nesta pesquisa, partiu-se para os ensaios biomecânicos finais, adotando-se um deslocamento de 1mm por minuto, até a obtenção do limite de ruptura, seja pela fadiga do material, seja pela fratura do osso (gráfico 3), diferindo da metodologia utilizada por Landgraf (2008), que adotou como critério a suspensão do carregamento ao se obter falha na fixação com diminuição abrupta de vinte por cento de carga aplicada sobre a mandíbula.

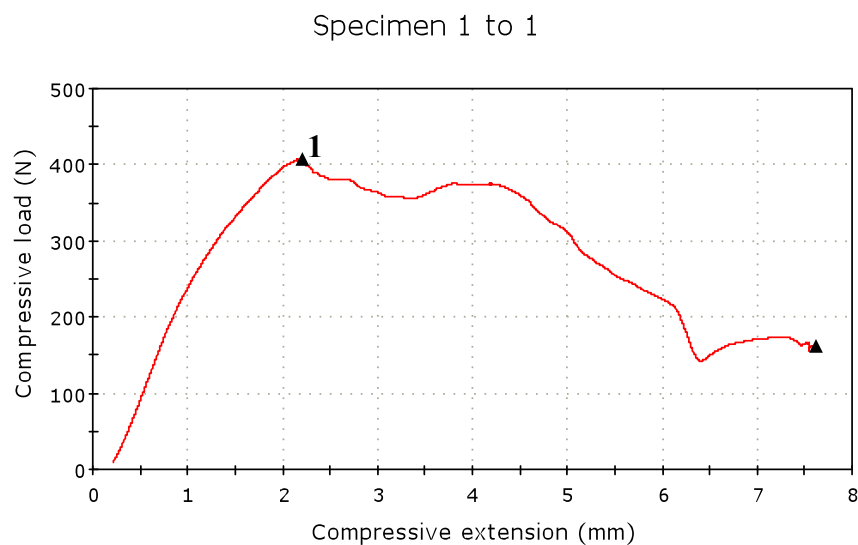


Gráfico 3: Ensaio biomecânico com deslocamento de 1mm por minuto até a perda total da fixação (limite de ruptura - 1).

Com isso, foi possível avaliar detalhadamente as regiões de maior fragilidade mandibular do cão frente à osteotomia sagital e os diferentes métodos de fixação utilizados.

Para uma análise criteriosa da fadiga do material de fixação e das mandíbulas ensaiadas, todas as peças foram filmadas desde o início dos testes, até a queda abrupta total da força empregada sobre o material.

Transportando os conhecimentos da engenharia para uma situação clínica, acredita-se que, para se garantir uma boa estabilidade da fixação óssea, seria necessário que as forças incidentes sobre o foco de fratura e artefatos de fixação óssea respeitassem o limite de escoamento ósseo (do conjunto). Isto porque, se em uma fratura ocorrerem forças que deformem plasticamente o foco de fratura, por menor que seja esta deformação, poderá acarretar, a longo prazo, a instabilidade da fixação, comprometendo a consolidação óssea. Enquanto o conjunto fratura x fixação recebe cargas e se deforma elasticamente, voltando a sua forma original, a estabilidade estaria garantida.

Para ossos de cão, este limite de escoamento não é definido. Entretanto, para que se pudesse avaliar de forma mais produtiva a resistência da fixação em osteotomia sagital mandibular nesta espécie, como numa situação real, foi adotado o valor de limite de escoamento de 0,1mm de deslocamento, supondo que este intervalo compreenda a fase elástica e início da fase plástica, visto que nos ensaios cíclicos, deslocamentos de 0,25mm em diante já revelavam deformidade plástica.

O valor de força (em newtons) deflagrado sobre este limite de escoamento de 0,1mm de deslocamento foi adotado como força 1 (resistência da fixação dentro do regime elástico e início da fase plástica) e o limite de ruptura foi adotado como força 2, responsável pela perda total da fixação (gráfico 4).

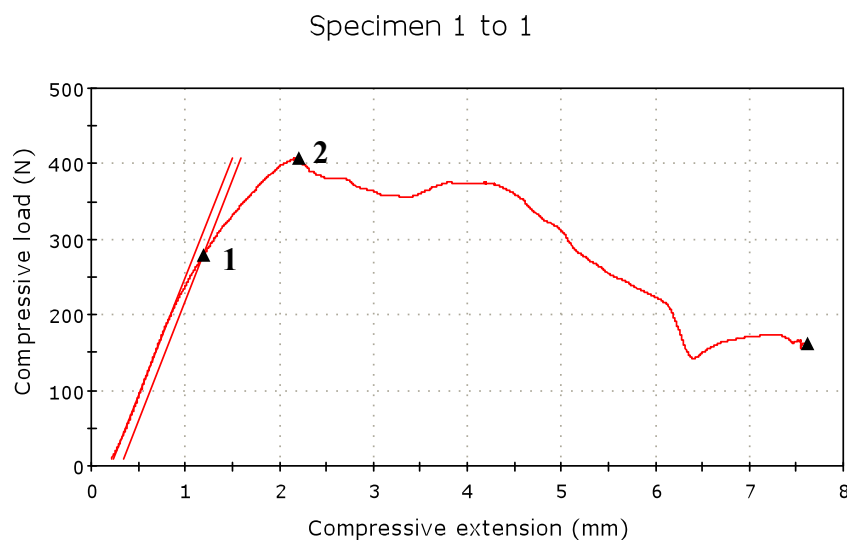


Gráfico 4: Avaliação computadorizada da força x deslocamento, cuja força 1 corresponde ao limite de escoamento e a força 2 corresponde ao limite de ruptura.

Por fim, realizou-se um ensaio biomecânico com 3 mandíbulas íntegras para que os valores desta análise pudessem ser confrontados com as mandíbulas osteotomizadas.

ATIVIDADES ACADÊMICAS DESENVOLVIDAS DURANTE O PERÍODO DA BOLSA

As atividades acadêmicas desenvolvidas durante os 2 anos de bolsa estão descritas detalhadamente no arquivo "Relatório de Atividades Acadêmicas Desenvolvidas pela Bolsista Durante a Vigência da Bolsa, devidamente documentado.

RESULTADOS OBTIDOS NO PERÍODO

As peças selecionadas são similares em tamanho, com áreas equivalentes e a distância do ponto de apoio ao ponto de carga também foram constantes, permitindo a comparação das forças entre os grupos.

Como resultado, foram obtidos os seguintes valores, relacionados nas tabelas 1, 2 e 3:

Quadro 1: Valores máximos do Grupo 1 (composto pela fixação 1 mini-placa e 2 parafusos) gerados dentro do limite de escoamento (F1), limite de ruptura (F2) em Newtons (N).

GRUPO 1: MINI-PLACA + 2 PARAFUSOS - 13 peças

	Valor máximo até o limite de escoamento (F1 - em N)	Valor limite de ruptura (F2 - em N)
Cão 1	164,56319	349,2269
Cão 2	160,12084	334,9209
Cão 3	128,90099	274,5011
Cão 4	197,84671	374,2306
Cão 5	185,0053	541,7559
Cão 6	135,33272	189,9183
Cão 7	382,83576	565,4344
Cão 8	183,45269	266,5993
Cão 9	189,35085	278,8315
Cão 10	76,21954	136,3587
Cão 11	143,73959	432,6663
Cão 12	305,13483	503,2102
Cão 13	142,86939	150,7291

Quadro 2: Valores máximos do Grupo 2 (composto pela fixação 3 parafusos) gerados dentro do limite de escoamento (F1), limite de ruptura (F2) em Newtons (N).

GRUPO 2: 3 PARAFUSOS - 13 peças

	Valor máximo até o limite de escoamento (F1 - em N)	Valor limite de ruptura (F2 - em N)
Cão 1	104,25646	197,037
Cão 2	165,05875	206,4547
Cão 3	NÃO FOI POSSÍVEL MENSURAR	173,7127
Cão 4	84,60293	181,1705
Cão 5	278,63767	407,4859
Cão 6	261,00034	353,7158
Cão 7	151,93158	319,3884
Cão 8	152,56043	235,7933
Cão 9	97,61	202,0489
Cão 10	196,83688	352,5771
Cão 11	148,07619	368,4886
Cão 12	83,47238	116,1029
Cão 13	57,7122	85,94504

Quadro 3: Valores máximos do Grupo 3 (composto pela fixação 2 parafusos) gerados dentro do limite de escoamento (F1), limite de ruptura (F2) em Newtons (N).

GRUPO 3: 2 PARAFUSOS - 6 peças

	Valor máximo até o limite de escoamento (F1 - em N)	Valor limite de ruptura (F2 - em N)
Cão 1	63,04	270,1887
Cão 2	218,66	274,267
Cão 3	88,36264	163,9036
Cão 4	104,64818	146,777
Cão 5	125,80935	163,6488
Cão 6	46,88892	53,58219

Quadro 4: Valores máximos do Grupo 4 (Mandíbulas íntegras) gerados dentro do limite de escoamento (F1), limite de ruptura (F2) em Newtons (N).

MANDÍBULAS ÍNTEGRAS - 3 peças

	Valor máximo até o limite de escoamento (F1 - em N)	Valor limite de ruptura (F2 - em N)
Cão 1	563,2665	1323,315
Cão 2	477,79	1335,4858
Cão 3	483,38	1299,35

RESULTADOS ESTATÍSTICOS

1. VARIÁVEL: VALOR MÁXIMO DO REGIME ELÁSTICO (VMRE).

Estudo do comportamento estatístico da resposta da variável VMRE, frente a 04 tratamentos experimentais, sendo: Mandíbulas Integras (Controle) (3) e três condições com fixação, sendo: Mini placa+Parafusos (13), Três Parafusos (12) e Dois Parafusos (6).

HIPÓTESES EXPERIMENTAIS TESTADAS:

- H0 ou hipótese de nulidade: Não há diferença significativa, dos valores de VMRE, entre os níveis dos tratamentos experimentais, ou seja, os tratamentos experimentais não exercem influência sobre os valores de VMRE.
- H1 ou hipótese alternativa: Há pelo menos uma diferença significativa, dos valores de VMRE, entre os níveis dos tratamentos experimentais, ou seja, os tratamentos experimentais exercem influência sobre os valores de VMRE.

MODELO ESTATÍSTICO PROPOSTO:

O modelo estatístico proposto para a análise dos dados foi o modelo paramétrico de Análise de Variância (ANOVA) de fator único (Tratamentos Experimentais), em quatro níveis:

- Mandíbulas Integras (controle), N = 3
- Mandíbulas com fixação por Mini-Placa + Parafuso, N = 13
- Mandíbulas com Fixação por três parafusos, N = 12
- Mandíbulas com Fixação por dois parafusos, N = 6

A variável dependente é única, Valor Máximo do Regime Elástico, cuja unidade experimental é Newton (N)

Informações sobre a estatística descritiva e os parâmetros estatísticos dos dados experimentais estão dispostos na tabela 1.1.

Tabela 1.1 – Estatística descritiva e parâmetros estatísticos dos dados experimentais da variável VMRE. Unidade experimental: Newton (N).

Tratamentos	N	Média	Desvio Padrão	Lim. Inf. IC 95%	Lim. Sup. IC 95%	Mínimo	Máximo
Mini placa +							
Parafusos	13	184,26	79,43	136,26	232,26	76,22	382,84
Três Parafusos	12	148,48	69,63	104,24	192,72	57,71	278,64
Dois Parafusos	6	107,90	61,18	43,70	172,11	46,89	218,66
Íntegras	3	508,15	47,82	389,36	626,94	477,79	563,27
Total	34	186,73	125,19	143,05	230,42	46,89	563,27

Lim. Sup. IC 95% = Limite Superior do Intervalo de Confiança de 95%;

Lim. Inf. IC 95% = Limite Inferior do Intervalo de Confiança de 95%.

As tabelas 1.2 e 1.3 trazem as informações sobre as premissas de normalidade dos resíduos e da homogeneidade das variâncias, importantes para a realização da ANOVA.

Tabela 1.2 – Teste de normalidade de Shapiro Wilk de resíduo de variável VMRE

Statistic	gl	Sig.
0,82	34	<0,01

gl=Graus de liberdade

O resultado do teste de normalidade de Shapiro Wilk apontou que os dados não apresentam normalidade, sendo $P < 0,01$. Apesar da significância do teste de Shapiro Wilk, o teste F da ANOVA é reconhecidamente robusto à falta de Normalidade (DAY;QUINN,1989).

Tabela 1.3 – Teste de homogeneidade de Variâncias (Levene) para a variável VMRE.

Levene			
Statistic	gl1	gl2	Sig.
0,14	3	30	0,94

gl = Graus de liberdade.

O resultado do teste de homogeneidade de Levene, apontou que as variâncias são homogêneas, sendo $F(3,30)=0,14$; $P=0,94$.

A tabela 1.4, traz o teste de ANOVA de fator único propriamente dito.

Tabela 1.4 – Análise de Variância (ANOVA) de fator único para a variável VMRE.

Fonte de Variação	SQ	gl	QM	F	Sig.
Entre Grupos	364845,57	3	121615,19	23,95	4,15E-08*
Erro (Dentro)	152335,78	30	5077,86		
Total	517181,34	33			

SQ = soma dos Quadrados;

gl= Graus de Liberdade;

QM = quadrado Médio;

alfa = 0,05;

*significante a 0,05

O resultado da ANOVA, aponta que $F(3,30)=23,95$; $P=4,15E-08$, logo significativa a 0,05. Desta forma recusa-se H_0 e se aceita H_1 , ou seja, os tratamentos experimentais exercem influência sobre os valores de VRME, sendo que há pelo menos uma diferença estatisticamente significativa entre os níveis do fator único.

A fim de se detectar a localização das diferenças pontuais entre os níveis do fator único, o teste paramétrico complementar de múltipla comparação de Games-Howell (GAMES;HOWELL,1976) foi aplicado. Este teste foi escolhido devido, a não normalidade dos dados e a diferença do número de observações entre os diferentes tratamentos (DAY;QUINN,1989).

A tabela 1.5 traz as múltiplas comparações entre os níveis dos tratamentos experimentais.

Tabela 1.5 – Teste de Múltipla comparação de Games Howell entre os níveis dos tratamentos experimentais. Variável dependente VMRE.

Tratamentos	N	A	B
Dois			
Parafusos ^A	6	107,90±61,18	
Três			
Parafusos ^A	12	148,48±69,63	
Mini placa +			
Parafusos ^A	13	184,26±79,43	
Íntegras ^B	3		508,15±47,82

Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa.

alfa = 0.05

Na tabela 1.5 pode-se observar que os tratamentos “Dois Parafusos” (107,90±61,18)^a, “Três Parafusos” (148,48±69,63)^a e “Mini placa + 2 Parafusos” (184,26±79,43)^a, foram semelhantes entre si e menores estatisticamente em relação a condição “Íntegras” (Controle) (508,15±47,82)^b. Este resultado é ilustrado na figura 7, onde pode-se observar o intercalar dos intervalos de confiança de 95% dos grupos “Dois parafusos”, “Três parafusos” e “Mini placa + Parafusos”, sendo que todos estes intervalos apresentam-se inferiores e não intercalantes com a condição “Íntegras” (Controle). Pode-se notar também uma “tendência” de aumento dos valores de VMRE do grupo “Dois parafusos” para o grupo “Mini placa + 2 Parafusos”.

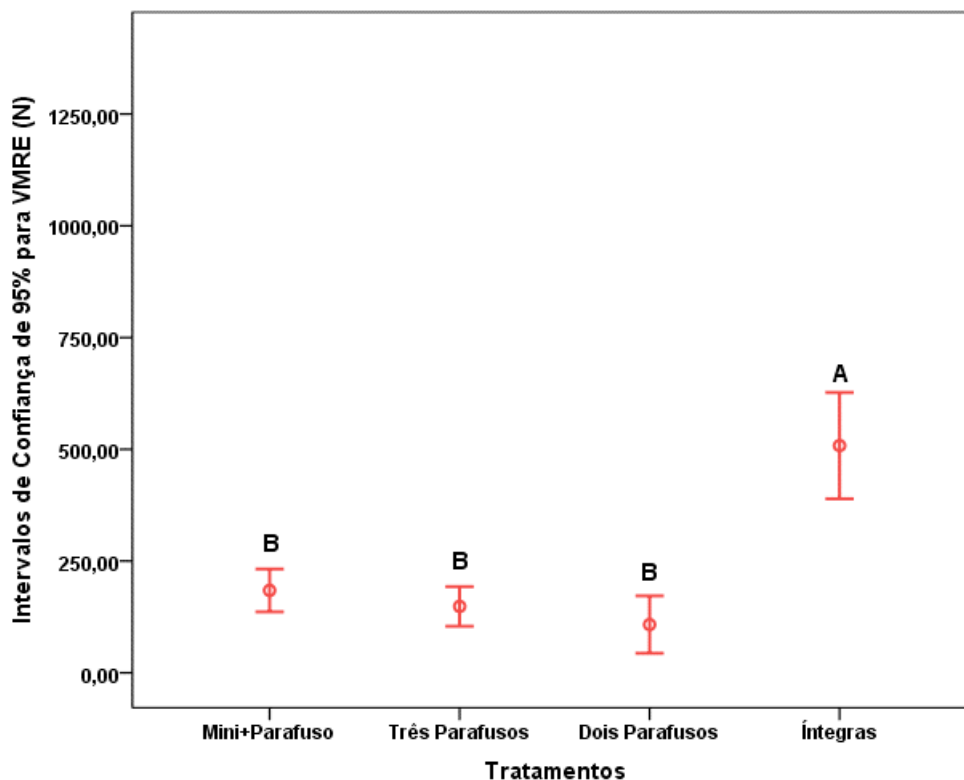


Figura 7- Ilustração comparativa dos intervalos de confiança de 95% dos níveis dos Tratamentos de Superfície para a Variável dependente VMRE.

2. VARIÁVEL: VALOR MÁXIMO DE RUPTURA (VMR).

Estudo do comportamento estatístico da resposta da variável VMR, frente a 04 tratamentos experimentais, sendo: Mandíbulas Integras (Controle) (3) e três condições com fixação, sendo: Mini placa+Parafusos (13), Três Parafusos (13) e Dois Parafusos (6).

HIPÓTESES EXPERIMENTAIS TESTADAS:

- H0 ou hipótese de nulidade: Não há diferença significativa, dos valores de VMR, entre os níveis dos tratamentos experimentais, ou seja, os tratamentos experimentais não exercem influência sobre os valores de VMR.
- H1 ou hipótese alternativa: Há pelo menos uma diferença significativa, dos valores de VMRE, entre os níveis dos

tratamentos experimentais, ou seja, os tratamentos experimentais exercem influência sobre os valores de VMR.

MODELO ESTATÍSTICO PROPOSTO:

O modelo estatístico proposto para a análise dos dados foi o modelo paramétrico de Análise de Variância (ANOVA) de fator único (Tratamentos Experimentais), em quatro níveis:

- Mandíbulas Integras (controle), N = 3
- Mandíbulas com fixação por Mini-Placa + Parafuso, N = 13
- Mandíbulas com Fixação por três parafusos, N = 13
- Mandíbulas com Fixação por dois parafusos, N = 6

A variável dependente é única, Valor Máximo de Ruptura, cuja unidade experimental é Newton (N)

Informações sobre a estatística descritiva e os parâmetros estatísticos dos dados experimentais estão dispostos na tabela 1.6.

Tabela 1.6 – Estatística descritiva e parâmetros estatísticos dos dados experimentais da variável VMR. Unidade experimental: Newton (N).

Tratamentos	N	Média	Desvio Padrão	Lim. Inf. 95%	Lim. Sup. IC 95%	Mínimo	Máximo
Mini placa + Parafusos	13	338,34	141,78	252,66	424,02	136,36	565,43
Três Parafusos	13	246,15	103,02	183,90	308,40	85,95	407,49
Dois Parafusos	6	178,73	83,21	91,40	266,06	53,58	274,27
Íntegras	3	1319,39	18,39	1273,71	1365,07	1299,35	1335,49
Total	35	360,82	322,53	250,03	471,62	53,58	1335,49

Lim. Sup. IC 95% = Limite Superior do Intervalo de Confiança de 95%;

Lim. Inf. IC 95% = Limite Inferior do Intervalo de Confiança de 95%.

As tabelas 1.7 e 1.8 trazem as informações sobre as premissas de normalidade dos resíduos e da homogeneidade das variâncias, importantes para a realização da ANOVA.

Tabela 1.7 – Teste de normalidade de Shapiro Wilk de resíduo de variável VMR.

Statistic	gl	Sig.
0,68	35	<0,01

gl=Graus de liberdade

O resultado do teste de normalidade de Shapiro Wilk apontou que os dados não apresentam normalidade, sendo $P < 0,01$. Apesar da significância do teste de Shapiro Wilk, o teste F da ANOVA é reconhecidamente robusto a falta de Normalidade (DAY;QUINN,1989).

Tabela 1.8 – Teste de homogeneidade de Variâncias (Levene) para a variável VMRE.

Levene			
Statistic	gl1	gl2	Sig.
2,65	3	31	0,07

Gl = Graus de liberdade

O resultado do teste de homogeneidade de Levene, apontou que as variâncias são homogêneas, sendo $F(3,31)=0,14$; $P=0,07$.

A tabela 1.9, traz o teste de ANOVA de fator único propriamente dito.

Tabela 1.9 – Análise de Variância (ANOVA) de fator único para a variável VMR.

Fonte de Variação	SQ	gl	QM	F	Sig.
					1,06E-
Entre Grupos	3133009,62	3	1044336,54	80,16	14
Erro (dentro)	403880,93	31	13028,42		
Total	3536890,55	34			

SQ = soma dos Quadrados;

gl= Graus de Liberdade;

QM = quadrado Médio;

alfa = 0,05;

*significante a 0,05

O resultado da ANOVA, aponta que $F(3,31)=80,16$; $P=1,06E-14$, logo significativa a 0,05. Desta forma recusa-se H_0 e se aceita H_1 , ou seja, os tratamentos experimentais exercem influência sobre os valores de VRM, sendo que há pelo menos uma diferença estatisticamente significativa entre os níveis do fator único.

A fim de se detectar a localização das diferenças pontuais entre os níveis do fator único, o teste paramétrico complementar de múltipla comparação de Games-Howell (GAMES;HOWELL,1976) foi aplicado. Este teste foi escolhido devido, a não normalidade dos dados e a diferença do número de observações entre os diferentes tratamentos (DAY;QUINN,1989).

A tabela 1.10 traz as múltiplas comparações entre os níveis dos tratamentos experimentais.

Tabela 1.10 – Teste de Múltipla comparação de Games Howell entre os níveis dos tratamentos experimentais. Variável dependente VMR.

Tratamentos	N	A	B	C
Dois				
Parafusos ^A	6	178,73±82,21		
Três				
Parafusos ^{A,B}	13	246,15±103,02	246,15±103,02	
Mini placa +				
Parafusos ^B	13		338,34±141,78	
Íntegras ^c	3			1319,39±18,39

Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa.

alfa = 0.05

Na tabela 1.10 pode-se observar que os tratamentos “Dois Parafusos” (107,90±61,18)^a, apresentou os menores valores de VMR, e a condição “Íntegras” (Controle) (1319,39±18,39)^c, os maiores. O tratamento “Três Parafusos” (246,15±103,02)^{a,b}, apresentou valores similares ao tratamentos “Dois parafusos” e também similares ao tratamento “Mini placa + 2 Parafusos” (338,34±141,78)^b, que por sua vez apresentou valores superiores ao tratamento “Dois parafusos” e inferiores ao Tratamento “Íntegras” (Controle). Este resultado está ilustrado na figura 8, onde se pode observar o intercalar dos intervalos de confiança de 95% do tratamento “Três parafusos” com os tratamentos “Dois Parafusos” e “Mini placa + Parafusos”. Pode-se notar também um aumento dos valores de VMR, do tratamento “Dois parafusos” para o tratamento “Mini placa + parafusos”, sendo que ambos os intervalos de confiança são levemente separados entre si. Por fim, o intervalo de confiança do tratamento “Íntegras” (Controle) apresenta-se bem superior aos demais.

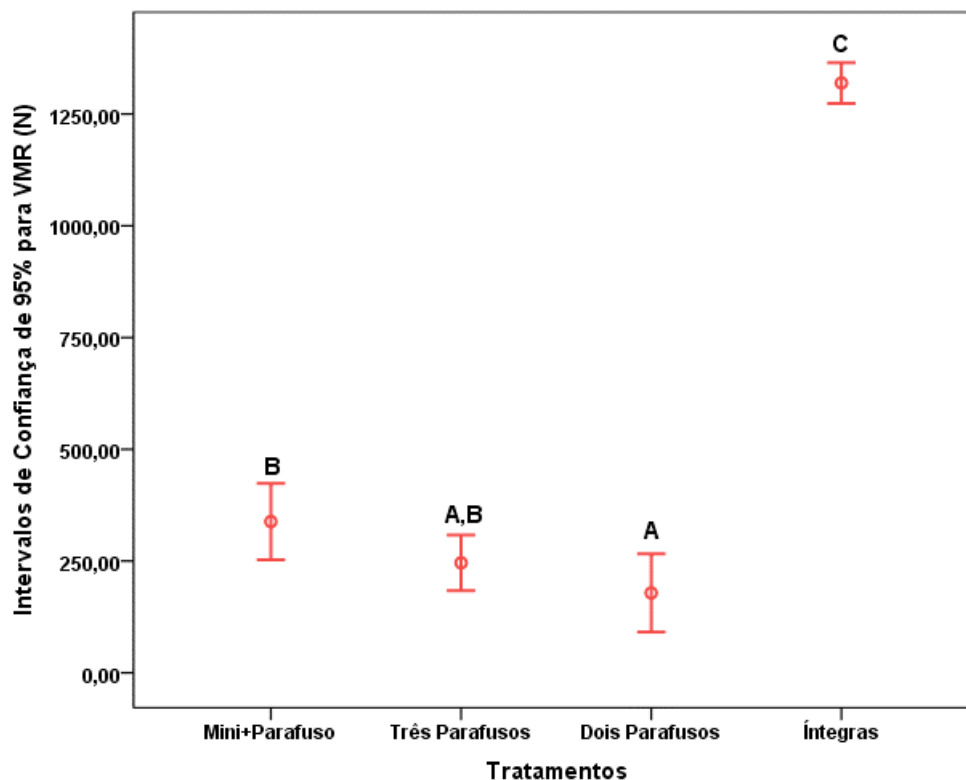


Figura 8- Ilustração comparativa dos intervalos de confiança de 95% dos níveis dos Tratamentos de Superfície para a Variável dependente VMR.

ANÁLISE DESCRITIVA DOS RESULTADOS

Dentre as inúmeras observações realizadas durante os ensaios, foi possível analisar que o material de fixação utilizado apresentou boa resistência mecânica, apresentando apenas deformações das mini-placas diretamente relacionadas à aplicação de carga, já que estas são mini-placas maleáveis e moldáveis, características conferidas pela sua constituição molecular (titânio puro). Mesmo apresentando maleabilidade, as mini-placas não apresentaram fraturas durante os ensaios. Já os parafusos não apresentaram sinais significativos de

deformação, mantendo-se inalterados durante todos os ensaios, frente às diferentes cargas.

A perda de estabilidade da fixação, em 100% das peças analisadas de todos os grupos, teve como principal consequência a fratura óssea, justamente na região de apoio do material de fixação.

No grupo 1, verificou-se que a primeira perda de resistência à carga ocorreu por fratura óssea na região dos parafusos distais à fratura, que sustentavam a mini-placa (figura 9). Com a continuidade de aplicação da carga, ocorria fratura da cortical lingual que sustentava a inserção dos parafusos bicorticais, localizados dorsalmente ao canal mandibular (figura 10).

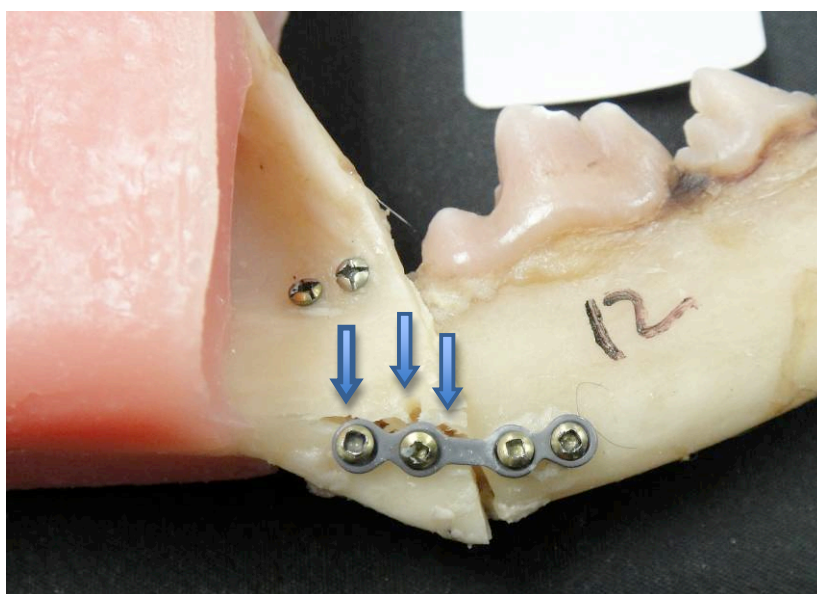


Figura 9: Mandíbula direita de um cão apresentando perda da integridade óssea na região de inserção dos parafusos (setas) que sustentam a mini-placa (distais à linha de fratura), após aplicação de força contínua.

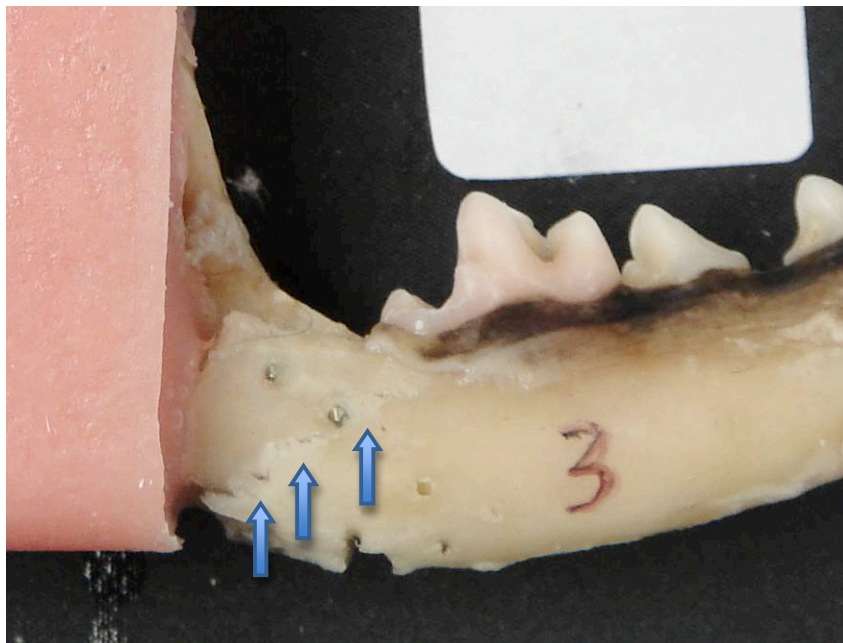


Figura 10: Mandíbula esquerda de um cão, vista medial, apresentando fratura da cortical lingual próximo à inserção do parafuso dorsal mesial, onde ambos mantiveram-se intactos durante a aplicação da carga.

No grupo 2 (fixação com 3 parafusos), observou-se que a primeira perda de carga significativa ocorria com a fratura óssea na região do parafuso ventral (figura 11) e a perda total da fixação ocorria com a fratura óssea na região dos parafusos dorsais (figura 12).

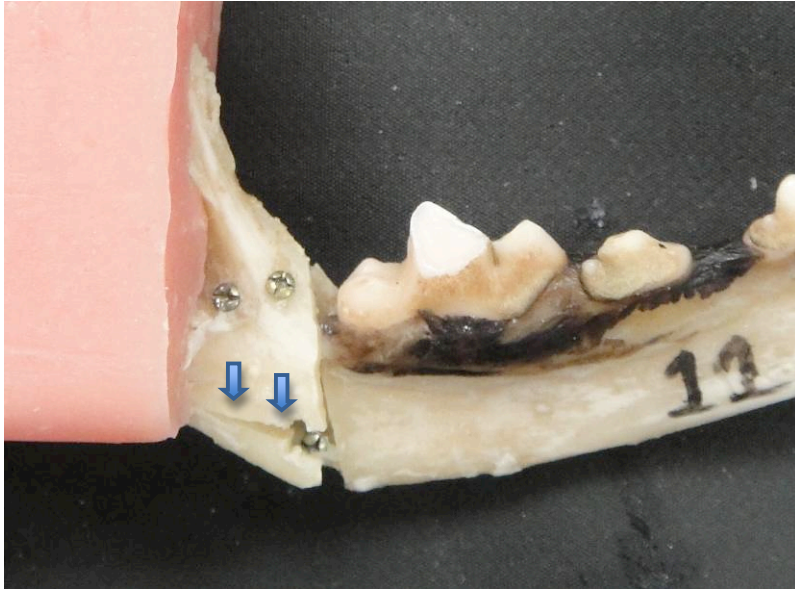


Figura 11: Mandíbula direita de um cão, vista vestibular, apresentando fratura óssea na região do parafuso ventral (setas). Os parafusos permaneceram sem sinais de deformação durante todo o ensaio.

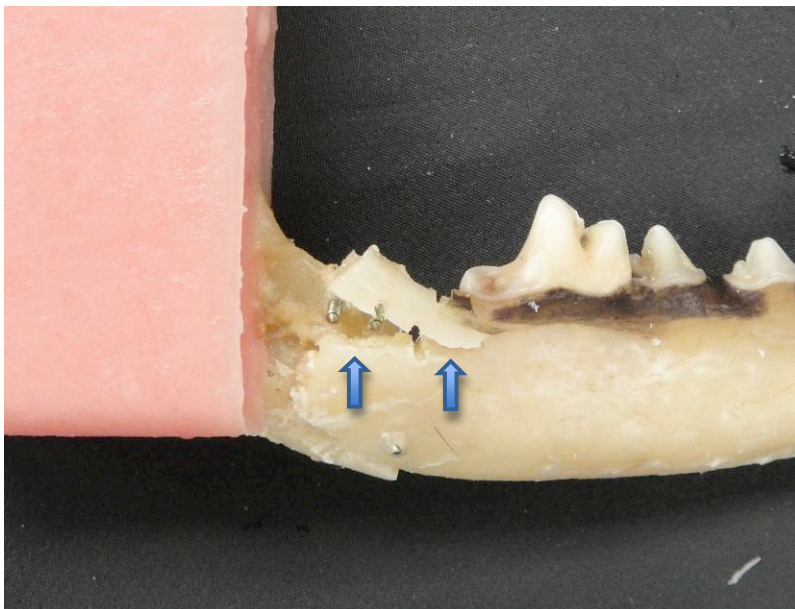


Figura 12: Mandíbula esquerda de um cão, vista medial, apresentando fratura óssea na região dos parafusos dorsais (setas), cujos parafusos se mantiveram intactos.

O grupo 3 (fixação com 2 parafusos bicorticais) apresentou características semelhantes ao grupo 2, quanto ao modo de fratura durante os ensaios biomecânicos. A fratura, em geral, ocorreu na região do parafuso ventral e em um segundo momento, na região do parafuso dorsal (figura 13).

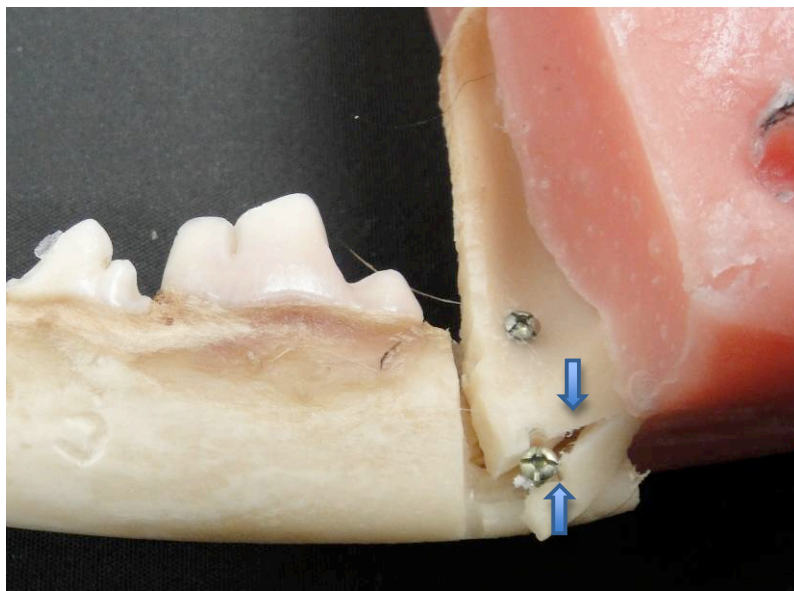


Figura 13 - Mandíbula esquerda de cão, vista lateral, demonstrando fratura na região do parafuso ventral; o mesmo parafuso permaneceu sem deformação durante os ensaios biomecânicos.

Não houve diferença estatística significativa entre a resistência dos diferentes tipos de fixação em osteotomia sagital de cão, seja com mini-placa + 2 parafusos bicorticais, 3 parafusos bicorticais ou 2 parafusos bicorticais, dentro de um regime supostamente elástico (ou elástico e início de regime plástico), assim como à perda total da fixação. Entretanto, há uma tendência do grupo mini-placa + 2 parafusos em conferir maior resistência quando comparado aos demais grupos de fixação, já que atingiu as maiores médias de resistência durante os ensaios biomecânicos, principalmente quando comparado ao grupo 2 parafusos durante a perda total de fixação.

A perda da estabilidade mandibular, seja pela força máxima dentro do regime elástico ou pela perda total da fixação, são estatisticamente semelhantes entre os diferentes grupos de fixação, entretanto, são todos significativamente inferiores ao grupo de mandíbulas íntegras, sugerindo que animais com osteotomia sagital mandibular precisam de maior proteção frente às cargas mastigatórias sobre a fixação, com o uso de bloqueio maxilo-mandibular durante o tempo de recuperação.

Dentro de cada grupo, observa-se uma variabilidade entre os valores de força suportada por cada tipo fixação, que pode ser justificada pela variabilidade da maloclusão da amostra, das condições da fratura e das condições anatômicas individuais, resultando em maiores ou menores pontos de fragilidade em cada caso. Entretanto, os testes de homogeneidade da amostra mostraram ser possível a comparação dos grupos e as médias obtidas caracterizaram a resistência frente ao método utilizado. Assim, acredita-se que para se manter a estabilidade da fixação dentro de um regime elástico (ou início de um regime plástico), as forças máximas incidentes sobre o foco de fratura, em média, deveriam ser de 107,90N (máximo de carga do grupo 2 parafusos) à 184,26N (máximo de carga do grupo mini-placa + 2 parafusos). Já para a perda total da fixação, os limites de carga, em média seriam de 178,73N (para o grupo de 2 parafusos) à 338,34N (para o grupo mini-placa + 2 parafusos).

De acordo com estudo realizado por Bourke et al. (2008), as forças mastigatórias sobre os dentes carniceiros em animais da espécie *Canis Lupus Dingo* (um canídeo ainda selvagem proveniente da Austrália, semelhante ao cão doméstico de porte médio, pesando entre 10 a 20Kg), variou entre 620N à 1.091N, dependendo da angulação mandibular de abertura da boca. Comparando-se estes valores normais de forças mastigatórias sobre a região também estudada nesta pesquisa, conclui-se que, sob nenhuma hipótese, os cães poderiam permanecer em condições normais de mastigação, já que não possuem

consciência em preservar-se espontaneamente após um procedimento cirúrgico.

CONCLUSÃO

Frente aos estudos realizados e os resultados obtidos, pôde-se concluir que:

Os métodos de fixação estudados mostraram resistência mecânica à compressão estatisticamente semelhantes, tanto para a fase elástica (e início da fase plástica) quanto para a perda total da fixação.

Clinicamente, acredita-se que o melhor método a ser indicado para osteotomia sagital mandibular em cão (*in vivo*) será aquele que se adaptar melhor ao foco de fratura, desde que, durante o período de recuperação, sejam introduzidos mecanismos de proteção e redução de cargas sobre o foco de fratura, como por exemplo, com a realização de bloqueio maxilo-mandibular e dieta pastosa, já que todos os grupos mostraram-se significativamente menos resistentes às cargas suportadas pelas mandíbulas íntegras.

Concluiu-se também que, o material de fixação utilizado foi adequado e resistente às cargas compressivas, exaltando que a perda da fixação ocorre pela perda da integridade óssea e não pela fratura ou fadiga do material.

REFERÊNCIAS

ALKAN, A.; CELEBI, N.; OZDEN, B.; BAS, B.; INAL, S. Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.104, p.752-6, 2007.

ALPHA, C.; O'RYAN, F.; SILVA, A.; POOR, D. The incidence of postoperative wound healing problems following sagittal ramus osteotomies stabilized with miniplates and monocortical screws. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 64, n. 4, p.659-667, 2006.

ARAÚJO, A. M.; ARAÚJO, M. M.; ARAÚJO, A. Cirurgia ortognática: solução ou complicação? Um guia para o tratamento ortodôntico-cirúrgico. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 5, n. 5, p. 105 - 122, 2000.

BOURKE, J.; WROE, S.; MORENO, K.; McHENRY, C.; CLAUSEN, P. Effects of gape and tooth position on bite force and skull stress in the Dingo (*Canis Lupus Dingo*) using a 3-dimensional finite element approach. **PLoS ONE**, v.3, n.5, 2008, p.1-5.

CARVALHO, V.G.G. **Cirurgia ortognática em cães: técnica intra-oral de osteotomia sagital da mandíbula para correção de prognatismo e retrognatismo. Estudo em cadáveres.** 2008. 164 p. Tese (Doutorado), Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia – Universidade de São Paulo.

CHACON, G.E.; DILLARD, F.; CLELLAND, N.; RASHID, R. Comparison of strain produced by titanium and poly d, l-lactide acid plating systems to in vitro forces. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.63, n.7, p. 968-72, 2005.

DOLCE, C.; HATCH, J. P.; VAN SICKELS, J. E. ; RUGH, J. D. Rigid versus wire fixation for mandibular advancement: skeletal and dental changes after five years. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 121, p. 610-619, 2002.

DAY, R.W.; QUINN, G.P. Comparisons of treatments after an analysis of variance in ecology. *Eccological Monographs*, 1989; 59(4)433-463.

ELLIS, E.; REYNOLDS, S.; CARLSON, D. S. Stability of the mandible following advancement: a comparison of the three postsurgical fixation technique. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 94, p. 38-49, 1988.

EMILY, P. P.; PENMAN, S. **Handbook of small animal dentistry**. 2. ed. Oxford: Pergamon Press, 1994.

GAMES, P.A.; HOWELL, J.F. Pairwise multiple comparison procedures with unequal n 's and/or variances: a Monte Carlo study. *J Educ Stat* 1976;1:113-125.

GBARA, A.; HEILAND, M.; SCHMELZLE, R.; BLAKE, F. Mechanical aspects of a multidirectional, angular stable osteosynthesis system and comparison with four conventional systems. **Journal of Craniomaxillofacial Surgery**, v. 36, p.152-6, 2008

JETER, T. S.; VAN SICKELS, J. E.; DOLWICK, M. F. Modified Techniques for internal fixation of sagittal ramus osteotomies. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 42, p. 270-272, 1984.

KOOLSTRA, J.; van EIJDEN, T.M.; WEIJS, W.A.; NAEIJE, M. A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predictin maximum possible bite forces. **Journal of Biomechanics**, v.21, p. 563-576, 1998.

LANDGRAF, H. Avaliação da estabilidade na fixação da osteotomia sagital mandibular utilizando parafusos bicorticais inseridos com

angulação de 60º e 90º. Estudo biomecânico em mandíbulas de carneiro [**Dissertação de Mestrado**]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

LEIGHTON, R. L. Surgical correction of prognathous inferior in a dog. **Veterinary Medicine, Small Animal Clinician**, v. 72, n. 3, p. 401-405, 1977.

LOHSE, C. L. The dog as an instruction model for surgical correction of mandibular prognathism. **Journal of Oral Surgery**, v. 35, n. 1, p. 17-20, 1977.

MEDEIROS, P. P. **Cirurgia ortognática para o ortodontista**. São Paulo: Santos, 2001.

MIRANDA, S. L. **Prognatismo mandibular: avaliação do tratamento cirúrgico de 10 casos pela osteotomia vertical intra-oral do ramo mandibular**. 1999. 86 p. Dissertação (Doutorado) - Universidade Federal de São Paulo da Escola Paulista de Medicina, 1999. 86 p.

MITCHELL, P.Q. **Odontologia de pequenos animais**. São Paulo: Roca, 2005. p. 144-148.

PROFFIT, W. R. **Ortodontia contemporânea**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

PROFITT, W. R.; TURVEY, T. A.; PHILLIPS, C. Orthognathic surgery: a hierarchy of stability. **The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery**, v. 11, n. 3, p. 191-204, 1996.

RAHAL, S.C.; FRANCISCONE, P.A.; IWABE, S.; SOARES, F.P. Métodos de fixação de fraturas mandibulares em cães: resistência mecânica à compressão. **Ciência Rural**, v.28, n.3, p. 432-434, 1998.

SCHUPP, W.; ARZDORF, M.; LINKE, B.; GUTWALD, R. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. **J Oral Maxillofac Surg**, v.65, p. 924-030, 2007.

UCKAN, S.; SCHWIMMER, A.; KUMMER, F.; GREENBERG, A.M. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. **The British Association of Oral and Maxillofacial Surgeons**, v.39, n.4, p. 266-8, 2001.

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