MILTON DE SIQUEIRA FERREIRA ANZALONI SAAVEDRA

**Estudo biomecânico comparativo de sistemas de fixação de 2,0-mm locking e
convencionais em fraturas de ângulo em mandíbulas de cordeiro
sob esforços em três eixos no espaço**

São Paulo

2016

MILTON DE SIQUEIRA FERREIRA ANZALONI SAAVEDRA

**Estudo biomecânico comparativo de sistemas de fixação de 2,0-mm locking e
convencionais em fraturas de ângulo em mandíbulas de cordeiro
sob esforços em três eixos no espaço**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilofaciais

Orientador: Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Saavedra, Milton de Siqueira Ferreira Anzaloni.

Estudo biomecânico comparativo de sistema de fixação de 2,0-mm locking e convencionais em fraturas de ângulo em mandíbulas de cordeiro sob esforços em três eixos no espaço / Milton de Siqueira Ferreira Anzaloni ; orientador João Gualberto de Cerqueira Luz. -- São Paulo, 2016.

96 p. : fig., tab.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofaciais. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Mandíbula. 2. Fixação de fratura. 3. Placas ósseas. 4. Biomecânicos. 5. Técnicas in vitro. I. Luz, João Gualberto de Cerqueira. II. Título.

Saavedra MSFA. Estudo biomecânico comparativo de sistemas de fixação de 2,0-mm locking e convencionais em fraturas de ângulo em mandíbulas de cordeiro sob esforços em três eixos no espaço. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 23/02/2017

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). **Rafael Yangüe Ballester**

Instituição: **FOUSP** Julgamento: **APROVADO**

Prof(a). Dr(a). **Maria Cristina Zindel Deboni**

Instituição: **FOUSP** Julgamento: **APROVADO**

Prof(a). Dr(a). **Fabio Ricardo Loureiro Sato**

Instituição: **UNESP – FOSJC** Julgamento: **APROVADO**

DEDICATÓRIA

À **Deus**, por estar presente e iluminar meus passos durante minha vida e nesta caminhada.

Ao **São Josemaria Escrivá de Balaguer**, fundador do Opus Dei, por guiar minhas atitudes em toda minha vida.

Aos meus pais, **Feliciano Alberto Nicodemo Saavedra e Lucia Helena de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra** pela oportunidade de estudar e me tornar um homem. Não foram apenas pais, mas amigos, companheiros, pois souberam me incentivar a prosseguir, com dignidade, nas horas em que meus ideais pareciam distantes.

Ao meu irmão, **Marcelo de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, pelo exemplo de determinação, como irmão mais velho e para a busca da realização dos meus sonhos.

À minha cunhada **Renata Maisao**, pelo companheirismo, amizade e incentivo.

Ao meu irmão **Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, pela amizade, carinho e ajuda na execução e conclusão do trabalho. Por ser praticamente meu segundo pai, um exemplo que sigo em minha vida e carreira.

À minha cunhada **Marina De Francesco Saavedra**, pela amizade, companheirismo, ajuda em todos os sentidos, por ser minha irmã acima de tudo.

Aos meus sobrinhos, **Marcella e Fernando De Francesco Saavedra, e João Carlos**.

Aos meus queridos Tios, **Vicente e Neide Siciliano**, por atuarem como educadores e exemplo de como viver em família. Além de Tios, são pais, pelo amparo

em todos os momentos de minha vida. E pela certeza que a realização deste trabalho representa/ou um momento de satisfação em suas vidas.

AGRADECIMENTOS

Ao meu pai, **Feliciano Alberto Nicodemo Saavedra**, pelo exemplo de homem, pai e profissional. Sempre ao meu lado incentivando. A minha SUPER mãe, **Lucia Helena de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, por todo esforço, dedicação e amor. Sempre preocupada com nosso bem-estar, abdicando de muitos valores para permitir a minha caminhada nesta grande conquista. São as pessoas mais importantes em minha vida.

Aos meus irmãos **Marcelo e Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra e cunhadas Renata e Marina** pela paciência, incentivo e apoio constante que sempre manifestaram. Fazem parte de momentos que ficarão eternamente em minha mente.

Ao meu orientador e amigo **Prof. João Gualberto de Cerqueira Luz** pelas orientações, oportunidades e atenção dispensados no transcorrer do curso. Pessoa que conquistou meu respeito, admiração e carinho. De seu profissionalismo e, principalmente pelo ser humano de caráter e personalidade, que pretendo seguir como exemplo em minha trajetória.

Ao **Prof. Dr. Rafael Yangué Ballester** pelas orientações transmitidas com muito profissionalismo no decorrer do meu curso de graduação e pós-graduação. Pelas horas e horas de orientação no desenvolvimento de parte desta dissertação com ensinamentos. Será um exemplo de mestre que sempre guardarei em minha memória.

À **Profa. Maria da Graça Naclério-Homem** pelo seu exemplo de profissional, dedicação à pesquisa e ao ensino, pelas oportunidades e pelo incansável incentivo e apoio dispensados no decorrer do curso. A cada puxão de orelha, os quais sempre entendi serem de uma mãe para um filho, sempre demonstrando preocupação.

À amiga e **Profa. Dra. Cristina Zindel Deboni** pelo convívio, amizade, conhecimentos transmitidos e pelo exemplo de pesquisadora em quem pretendo me espelhar daqui para frente.

Aos meus grandes amigos e tutores **Prof. Dr. Rubens Camino Junior e Ricardo Pimenta D'Avila** a quem devo muito de toda essa conquista. Pelas oportunidades, disponibilidade em sempre me ajudar e como exemplo de irmãos mais velhos. Tenho grande orgulho de tê-los como amigos.

Aos amigos e “*pais odontológicos*” **Prof. Dr. Luis Ronaldo Picosse e Profa. Dra. Laura Pagliuso Paleckis**, pela confiança, ensinamentos, amizade, conhecimentos transmitidos, pelo exemplo de pesquisadores em quem pretendo me espelhar, a quem devo muito de toda essa conquista, pelas oportunidades, disponibilidade em sempre me ajudar e como exemplos de pessoas. Tenho grande orgulho em saber que posso tê-los como meus exemplos a quem me inspiro em seguir.

À minha grande amiga **Profa. Isabel Olegário** pela ajuda, apoio, incentivo e principalmente pela paciência para comigo em todos os momentos.

Aos amigos **Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode e Prof. Dr. Fausto Mendes, Prof. Dr. Ivo Contin, Prof. Dr. Matsuyoshi Mori**, pela confiança e ensinamentos.

Aos meus grandes amigos pós-graduandos **Prof. Dr. Marcello Roberto Manzi, Prof. Dr. Marcelo Cechetti, Profa. Ana Paula da Cunha Barbosa de Lima, Prof. Daniel Isaac Sendik, Prof. Yuri Slusarenko da Silva, Alex de Freitas Rodrigues, Natacha Kalline de Oliveira, Natália Caroline Aguiar Tartaroti, Ricardo Pimenta D'Avila e Vitor Rodrigues Pereira**, pela amizade, incentivo, desenvolvimento científico e pelos bons momentos compartilhados.

Aos amigos **Esdras Façanha, Liz Golçalves Vaiciulis, Larissa Martirani, Luiz Fernando Rapp**, pelo companheirismo e auxílio durante o início desta jornada.

Aos amigos **Pedro Henrique Carvalho e Marcelle Aranha Braha** pelo auxílio na realização da parte experimental deste estudo e pela paciência em todos os momentos.

Aos meus Grandes Amigos **Flávio Cordeiro de Souza, Bruno Frignani, Ivan Onone, Rodrigo Paiva, Cadu, Willian Lu, Renato Oliveira, Fabricio D`angelo** entre muitos outros, que mesmo estando longe sempre foram grandes incentivadores.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, da área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilofaciais, coordenado pela **Profa Dra. Maria da Graça Naclério-Homem**, pela oportunidade concedida.

Ao Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - FOU SP, sob Chefia do **Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias**.

Aos Professores da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilofaciais da Universidade de São Paulo - FOU SP, **Prof. Dr. Fernando Melhem Elias, Profa. Dra. Andreia Aparecida Traina Hanna, Prof. Dr. José Luiz Piratininga, Prof. Dr. Marcos Vianna Gayotto, Profa. Dra. Marina Cleia Palo Prado, Prof. Dr. Antonio Carlos de Campos e Prof. Dr. José Benedito Dias Lemos**, pelos ensinamentos transmitidos, e pelo convívio e amizade.

Ao Departamento Biomateriais e Biologia Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - FOU SP, sob Chefia do **Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues Filho**.

À Disciplina de Patologia Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - FOU SP, sob a responsabilidade da **Profa. Dra. Marina Helena Cury Gallottini**.

À Fundação **CAPES** pela concessão da bolsa de Mestrado que possibilitou a realização desta pesquisa e construção da minha carreira acadêmica.

À **todos os amigos do curso de Pós – Graduação**, pelos momentos de descontração que passamos juntos e pelo constante apoio e incentivo.

Ao Secretário **Edison Henrique Vicente** do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais da Universidade de São Paulo - FOU SP, pela atenção dispensada neste período.

À técnica **Aparecida Conceição de Souza (Cida)** e **todos os demais técnicos**, do Departamento de Cirurgia Prótese e Traumatologia Maxilofaciais da Universidade de São Paulo - FOU SP, por toda atenção e ajuda dispensada neste período.

Ao Técnico **Antonio Carlos Lascala**, do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Universidade de São Paulo - FOU SP, pela disponibilidade e auxílio durante a realização dos ensaios.

Às Secretárias da Pós-graduação, **Alessandra Moreira e Cátia Tiezzi dos Santos**, pelas informações e atenção prestadas.

Às Secretárias **Rosa Cristina Nogueira e Elidamar bastos Clemente Guimaraes**, do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da Universidade de São Paulo - FOU SP, pela atenção dispensada neste período.

À Bibliotecária, **Glauci Elaine Damásio Fidelis**, da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - FOU SP, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

À **MDT do Brasil**, por meio da **BIOCARE** representada pela **Sr. Marcio Bueno**, pelos materiais fornecidos para a realização desse estudo.

Aos **Professores e amigos do curso de atualização CEU 364/365 da Fundação Faculdade de Odontologia (FFO)**, pelos ensinamentos transmitidos, convívio e amizade.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

RESUMO

Saavedra MSFA. Estudo biomecânico comparativo de sistemas de fixação de 2,0-mm locking e convencionais em fraturas de ângulo em mandíbulas de cordeiro sob esforços em três eixos no espaço [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida

O objetivo deste trabalho foi avaliar comparativamente a rigidez vertical, horizontal e de resistência à ruptura, com liberdade de movimentos em três eixos no espaço, de mandíbulas fixadas com sistemas 2,0-mm locking e convencionais com uma ou duas placas, em fraturas unilaterais no ângulo mandibular. Vinte mandíbulas de cordeiro, submetidas a osteotomia reproduzindo fraturas, foram divididas em três grupos: F1PC - placa convencional em linha oblíqua; F2PC - duas placas convencionais de modo monoplanar; FL - placa de sistema locking 2,0mm em linha oblíqua. Foi utilizada máquina de ensaio universal, onde foi acoplado suporte metálico com rodas para as mandíbulas. O sistema foi analisado em três diferentes momentos: pré-osteotomia com mandíbulas híginas e pós-osteotomia/fixação e resistência à ruptura. Os valores de rigidez foram submetidos a análise de variância ($p < 0,005$). Os valores de rigidez vertical ($p < 0,0001$), horizontal ($p = 0,0005$) e resistência a ruptura ($p = 0,0001$) entre pré e pós-osteotomia/fixação apresentaram uma diminuição significativa. Na comparação entre os grupos, houve diferença significativa para a rigidez vertical ($p = 0,009$) e o grupo F2PC apresentou maior rigidez. Na comparação entre os grupos, não houve diferença significativa para a rigidez horizontal e para resistência a ruptura. Foi concluído que para rigidez vertical, horizontal e resistência a ruptura os valores de pós-osteotomia/fixação foram significativamente menores, o sistema de fixação com duas placas convencionais mostrou maior resistência quanto à rigidez vertical que os demais sistemas e não houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre os grupos quanto a rigidez horizontal e resistência a ruptura.

Palavras-chave: Mandíbula; Fixação de Fratura; Placas Ósseas; Fenômenos Biomecânicos; Técnicas In Vitro.

ABSTRACT

Saavedra MSFA. Comparative biomechanical study of locking and conventional 2,0-mm fixation systems on angle fractures in sheep's mandibles under stresses on three axes in space. [dissertation] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Corrected Version

The objective of this work was to evaluate the vertical, horizontal and tensile rigidity with freedom of movement in three axes in space, of mandibles fixed with 2.0-mm locking and conventional systems with one or two plates, in unilateral fractures in the Angle of the mandible. Twenty mandibles of lamb, submitted to osteotomy and reproducing fractures, were divided into three groups: F1PC - conventional oblique line; F2PC - two conventional single-mode boards; FL - 2.0mm locking system plate in oblique line. A universal test machine was used, where metal support was coupled with wheels for the jaws. The system was analyzed in three different moments: pre-osteotomy with healthy mandibles and post-osteotomy / fixation and resistance to rupture. The stiffness values were submitted to analysis of variance ($p < 0.005$). The values of vertical rigidity ($p < 0.0001$), horizontal ($p = 0.0005$) and resistance to rupture ($p = 0.0001$) between pre and post osteotomy / fixation showed a significant decrease. In the comparison between the groups, there was a significant difference for vertical stiffness ($p = 0.009$) and the F2PC group presented greater stiffness. In the comparison between the groups, there was no significant difference for horizontal rigidity and for resistance to rupture. It was concluded that for post-osteotomy / fixation values were significantly lower for vertical, horizontal and tensile rigidity, the fixation system with two conventional plates showed greater resistance to vertical rigidity than the other systems and there was no statistically significant difference in comparison between the groups for horizontal rigidity and resistance to rupture.

Keywords: Mandible; Fracture Fixation; Bone Plate; Biomechanical Phenomena; In Vitro Techniques.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Placas convencional (A) e <i>locking</i> (B) fornecidos pela empresa Biocare®	42
Figura 4.2 - Parafusos convencional (A) e locking (B) fornecidos pela empresa Biocare®.	42
Figura 4.3 - Suporte metálico sobre rolamentos utilizado.	43
Figura 4.4 - Exemplo de mandíbula de cordeiro com a indicação da distância considerada para selecionar as 50 mandíbulas com valores em torno da média. Notar a fixação com os parafusos em região anterior ao forame mental.	45
Figura 4.5 - Demarcação do traço de fratura na mandíbula de cordeiro. Ponto A, 5mm posterior ao segundo molar; ponto B, perpendicular ao ponto A; ponto C, 10mm anterior ao ponto B.....	46
Figura 4.6 - Mandíbula com segmentos separados pós fratura.	47
Figura 4.7 - Mandíbula adaptada no guia pós-osteotomia para redução da fratura.	48
Figura 4.8 - Imagem com os três tipos de fixações, sendo F1PC à esquerda, F2PC no centro e FL à direita.	49
Figura 4.9 - Imagem radiográfica da região de ângulo mostrando a localização inferior do canal mandibular próximo a base da mandíbula.....	50
Figura 4.10 - Divisão dos grupos amostrais.(F1PC – Favorável – 1 Placa convencional; F2PC – Favorável 2 Placas Convencionais; FL – Favorável Locking H - Híbridas)	50
Figura 4.11 - Representação esquemática da mandíbula em função: existe um apoio no côndilo (A); a carga é aplicada no ângulo da mandíbula pela ação dos músculos mastigatórios maiores (B); a resistência é exercida na região de implantação dos dentes (C).....	51
Figura 4.12 - Máquina Instron para realização do ensaio biomecânico. No detalhe, a mandíbula posicionada para a medição da rigidez. As setas de duas pontas indicam apoios que permitem liberdade de movimentos por giro ou deslizamento. A seta de uma ponta indica o ponto de aplicação da carga.	52

- Figura 4.13 - Imagem ilustrativa demonstrando os deslocamentos vertical e horizontal e os valores de carga atingidos durante os 3 ciclos realizados pela máquina Instron em uma mandíbula. Os algarismos indicam os pontos máximos atingidos na direção vertical em cada um dos ciclos: 1 = primeiro ciclo; 2 = segundo ciclo; 3 = terceiro ciclo; as letras indicam os pontos correspondentes do deslocamento horizontal: A = primeiro ciclo; B = segundo ciclo e C = terceiro ciclo.53
- Figura 4.14 - Imagem ilustrativa demonstrando o terceiro ciclo realizado pela máquina Instron utilizada para obtenção do cálculo da rigidez de uma mandíbula. A descrição do método de cálculo se encontra no texto.....54
- Figura 4.15 - Imagem ilustrativa demonstrando o terceiro ciclo realizado pela máquina Instron utilizada para obtenção do cálculo da rigidez de uma mandíbula.55
- Figura 4.16 - Imagem ilustrativa demonstrando a carga atingida até ocorrer a ruptura do sistema realizado pela máquina Kratos.....57
- Figura 5.1 - Gráfico de médias da rigidez vertical pré e pós-osteotomia/fixação, As Elipses englobam as médias que não se diferenciam estatisticamente (dados obtidos através de Análise de Variância de Medidas Repetidas $\alpha=5\%$ e teste de Tukey $\alpha=5\%$).61
- Figura 5.2 - Gráfico de médias da rigidez horizontal pré e pós-osteotomia/fixação. As Elipses englobam as médias que não se diferenciam estatisticamente (dados obtidos através de Análise de Variância de Medidas Repetidas $\alpha=5\%$ e teste de Tukey $\alpha=5\%$).62
- Figura 5.3 - Gráfico de médias da resistência a ruptura dos três tipos de fixação e da mandíbula hígida. As Elipses englobam as médias que não se diferenciam estatisticamente (dados obtidos através de Análise de Variância de Medidas Repetidas $\alpha=5\%$ e teste de Tukey $\alpha=5\%$).63
- Figura 5.4 - Imagem da falha do sistema convencional F1PC / Arrancamento e fratura de fragmento do coto ósseo.....64
- Figura 5.5 - Imagem da falha do sistema Convencional F2PC / Falha do sistema na placa localizada junto a linha oblíqua onde os parafusos localizados no segmento distal estão soltos e a placa esta levemente deslocada observando-se a região onde se fixavam os parafusos.....65
- Figura 5.6 - Imagens da falha do sistema Locking FL / Soltura com deformação da placa permanecendo os parafusos fixados. à esquerda vista geral e à direita em detalhe.66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AO/ASIF	Association for Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation
CEUA/FOUSP	Comitê de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
PVC	Tubo de policloreto de vinil
F1PC	Favorável - 1 Placa convencional
F2PC	Favorável 2 Placas Convencionais
FL	Favorável Locking
H	Hígidas
kN	Quilonewton
Kgf	Quilograma Força
Ø	Díâmetro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	25
2 REVISÃO DA LITERATURA	27
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAL E MÉTODOS	41
4.1 Material.....	41
4.1.1 Mandíbulas	41
4.1.2 Placas e Parafusos.....	41
4.1.3 Suporte metálico sobre rolamentos	43
4.2 Método.....	44
4.2.1 Espécimes.....	44
4.2.2 Ensaio Mecânico.....	51
4.2.2.1 - Rigidez pré-osteotomia.....	52
4.2.2.2 –Rigidez pós-osteotomia.....	56
4.2.2.3 –Resistência à ruptura	56
4.3 Análise Estatística	58
5 RESULTADOS	59
6 DISCUSSÃO	67
7 CONCLUSÕES	81
REFERÊNCIAS.....	83
ANEXOS	91

1 INTRODUÇÃO

As fraturas de ângulo mandibular são lesões frequentes ao esqueleto facial, representando número significativo de todas as fraturas. Seu tratamento básico é por meio de fixação com placas e parafusos. Entretanto, ainda não está definido na literatura qual o melhor método de fixação para estas fraturas. Esta questão é altamente relevante, pois entre todos os tipos de fratura de mandíbula são estas as que maior possibilidade têm de apresentar complicações ou sequelas, requerendo novas cirurgias (Luz et al., 2013).

Os métodos de fixação mais difundidos e utilizados são, fixação da fratura seguindo a técnica de Champy (Champy et al 1978), fixação da fratura seguindo a técnica da AO (Arbeitsgemeinschaft Osteosynthesefragen) (Ehnefeld et al., 2012) e fixação da fratura seguindo da técnica de AO modificada (Gear et al., 2005). Mais recentemente, placas locking 2,0 mm vem sendo utilizadas no tratamento das fraturas mandibulares, sendo descritas uma série de vantagens (Sauerbier et al., 2010), sendo indicadas inclusive em fraturas com potencial para complicações (Camino Junior et al., 2016).

Os estudos mecânicos comparativos sobre os métodos de fixação de fratura, são realizados e caracterizados em hemi-mandíbulas fixadas no côndilo, normalmente em mandíbulas de poliuretano ou hemi-mandíbulas de cordeiro, nas quais a força é aplicada até a falha do sistema (Pektas et al., 2012). Considera-se como resistência da mandíbula reparada a carga utilizada na falha do sistema de fixação; porém as falhas clínicas não costumam estar relacionadas com as falhas mecânicas e sim com deflexões e deslocamentos exagerados que ainda não chegaram a falha no sistema de fixação, o que estaria relacionado com a rigidez.

Os métodos descritos acima apresentam diferenças significativas em relação à realidade do dia-a-dia clínico e, conseqüentemente, a aplicação dos seus resultados se tornam limitadas. As principais diferenças, do ponto de vista mecânico, são as seguintes: (1) a fixação da mandíbula no côndilo, a qual limita a simulação da liberdade de giros normalmente presente em casos clínicos; (2) a falta de liberdade, tanto para deslizar na região dos dentes como também para aumentar a distância entre os ângulos do lado esquerdo e direito; (3) o ponto de aplicação real da carga na região dos dentes, mas que

nos casos clínicos coincide com o ponto de inserção dos músculos mastigatórios, principalmente a do masseter; e (4) quando são usadas mandíbulas de poliuretano, nelas não existe a estrutura típica de uma mandíbula, organizada em osso cortical e osso medular, o que pode afetar o efeito dos parafusos, que se fixam principalmente na cortical.

Assim torna-se importante realizar estudos biomecânicos comparativos, sob esforços em três eixos no espaço, de sistemas de fixação 2,0-mm locking e convencionais com uma ou duas placas, em fraturas unilaterais no ângulo mandibular de modo experimental.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A fratura de ângulo mandibular é uma lesão frequente do esqueleto maxilo facial, que representa cerca de 23-42% de todas as fraturas mandibulares (Wittenberg et al., 1997; Ellis III , 1999). Fatores biomecânicos anatômicos contribuem para a propensão à fratura, tais como a área da secção transversal mais fina do que na área de suporte dos dentes, a presença dos terceiros molares, a mudança abrupta na forma do corpo da mandíbula para o ramo, e as forças e inserções dos músculos mastigatórios (Ellis III., 1999; Moraes et al., 2010; Matos et al., 2010)

O tratamento das fraturas de ângulo ainda hoje representa um importante desafio clínico e é um dos temas mais discutidos na traumatologia buco-maxilofacial (Ellis III et al., 2009). Com a introdução e popularidade da fixação por placa e parafuso, uma série de métodos de fixação têm sido defendidos para tratar as fraturas que ocorrem no ângulo da mandíbula. Foram descritas formas de tratamento para fraturas mandibulares usando placas não compressíveis, facilmente dobráveis instaladas por via intraoral, fixadas com parafusos monocorticais em hemi-mandíbulas (Michelet et al., 1973).

2.1 Indicações dos meios de fixação para fraturas de ângulo mandibular

Em 1973 foi descrito um tratamento de fraturas mandibulares utilizando placas facilmente dobradas por via intraoral e ancoradas com parafusos monocorticais (Michelet et al., 1973) Já em 1976 foram realizados uma série de experimentos com placas que delinearam as linhas ideais de osteossíntese para fraturas em mandíbula (Champy et al., 1976a ; Champy et al., 1976b).

A localização ideal para a fixação das placas para as fraturas de ângulo foram: ao longo da borda superior acima ou apenas abaixo da linha oblíqua (Champy et al., 1978). Lacunas ósseas ao longo da borda inferior foram observadas com apenas uma placa assim como Champy havia descrito em sua técnica (Choi et al., 1990; Kroon et al., 1991;).

Uma segunda placa foi sugerida para reduzir a separação ântero-posterior do traço de fratura, assim como o deslocamento lateral. Este método é utilizado para alcançar um bom reposicionamento anatómico e fixação estável da fratura. Os testes biomecânicos em que uma segunda placa foi utilizada para corrigir a margem mandibular revelaram um baixo índice em extremidades móveis nas fraturas em mandíbula (Rudderman; Mullen, 1992).

A aplicação de duas placas, uma na borda superior e uma na borda inferior, pode ser realizado em diferentes planos, monoplanar ou biplanar. A forma monoplanar é representada por duas placas instaladas no mesmo plano, ou seja, localizadas na cortical óssea vestibular, enquanto que a forma biplanar é representada por uma placa instalada a partir da região retromolar na vertente anterior do ramo e outra na cortical óssea vestibular. A colocação das placas em dois planos é mais significativo que em um plano apenas (Fedok et al., 1998).

Os sistemas de placas e de parafusos de travamento (Locking) fazem com que se torne menos crítico a placa contatar intimamente o osso subjacente em todas as áreas. À medida que os parafusos são apertados, eles travam na placa, estabilizando os segmentos sem a necessidade de comprimir o osso à placa. Outra vantagem potencial em sistemas de placas e parafusos de travamento é que eles não interrompem a perfusão do osso cortical subjacente tanto quanto as placas convencionais, que comprimem sua superfície inferior sobre o osso cortical. A principal vantagem para a utilização de sistemas de placas e parafusos de travamento é que os parafusos não são susceptíveis de soltar-se da placa. Isto significa que, mesmo que um parafuso seja inserido num espaço do traço de fratura, o afrouxamento do parafuso não vai ocorrer (Sauerbier et al., 2010).

A utilização do sistema locking 2,0-mm oferece mais resistência quando comparado as placas convencionais, sendo que placas longas proporcionam uma maior estabilidade do que placas curtas (Ribeiro-Júnior et al., 2010; Yada et al., 2015).

Camino Junior et al. (2016) descreveram a evolução da utilização do sistema de fixação 2,0-mm locking no tratamento das fraturas mandibulares com potencial de

complicações, avaliando 42 pacientes no período pós-operatório de uma semana, 1, 3 e 6 meses de pós-operatório. A maioria dos pacientes eram do gênero masculino com idade média de 41,2 anos, que apresentaram fraturas com deslocamento nas regiões de corpo e ângulo (81,3%) e eram desdentados parciais (60%). Houve predomínio dos pacientes etilistas (50%), seguidos dos que utilizavam drogas ilícitas e tabagistas (30%). Ocorreu um ganho progressivo da abertura bucal até os valores normais nos períodos estudados, concluindo que este sistema de fixação foi adequado para este estudo.

Ellis III et al., (1988) em estudo com animais utilizando placas rígidas e não rígidas verificaram que as forças de mordida foram aumentando gradativamente, mas ainda permaneceram menores, quando comparadas com os níveis pré-operatórios doze semanas após a cirurgia.

Na literatura, existem cinco técnicas mais citadas para redução de fratura de ângulo mandibular, a saber: utilização de uma placa com parafusos bicorticais na borda inferior da mandíbula; uma miniplaca com parafusos monocorticais em linha oblíqua da mandíbula; duas miniplacas sendo uma em linha oblíqua e outra na borda inferior da mandíbula; parafusos lag-screw (parafusos bicorticais); e duas miniplacas sendo uma na borda superior e outra na borda inferior da mandíbula (Assael, 1994).

As fraturas em ângulo não cominutivas em edêntulos, pacientes comprometidos sistemicamente, idosos com fraturas contaminadas ou deslocadas requerem uma fixação mais rígida. Entretanto, estes são fatores que podem ser cruciais na escolha do uso de duas miniplacas ou de dispositivos mais rígidos de fixação em substituição de uma miniplaca em linha oblíqua (Schierle et al., 1997).

Um estudo foi realizado a fim de avaliar os diferentes meios de fixação e os preferidos pelos cirurgiões Buco-maxilofaciais no tratamento à fratura de ângulo mandibular. Estes continuam apresentando controvérsias. Os pesquisadores estudaram o uso de miniplacas, as quais demonstraram estabilidade relativa. Além disso, a absoluta necessidade de bloqueio maxilo-mandibular no pós-operatório se tornou controversa. Foram avaliadas também as tendências atuais na redução de fratura de ângulo isolada sem cominuição. O estudo considerou a opinião de 110 membros do corpo docente norte-

americano e europeu AO/ASIF (Association for Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation), incluindo cirurgiões de diversas outras especialidades. Dos 110 cirurgiões, 104 trataram fraturas mandibulares; destes, 86 realizaram o tratamento de mais de dez fraturas mandibulares em um ano. As técnicas mais utilizadas entre os cirurgiões para o tratamento das fraturas simples de ângulo mandibular foram, utilização de miniplacas instaladas na borda superior da mandíbula (técnica de Champy), com ou sem barras de Erich (44 cirurgiões); uma placa com parafusos bicorticais fixada na borda inferior da mandíbula (11 cirurgiões); duas miniplacas (9 cirurgiões); uma miniplaca na borda inferior (6 cirurgiões); e placas 3D (5 cirurgiões). Poucos cirurgiões relataram utilizar principalmente placas e parafusos bicorticais. No caso de fraturas do ângulo simples sem cominuição dos cirurgiões que realizaram a fixação interna sem bloqueio, 20 utilizaram ocasionalmente; 17 raramente; e 35 nunca utilizaram. Foi constatado também que entre os professores da AO, muitos dos quais foram treinados a utilizar placas de compressão para fraturas de ângulo, mais de 50% já utilizaram a técnica de Champy em fraturas não cominutivas de ângulo. A pesquisa constatou que a técnica executada com uma única miniplaca na borda superior da mandíbula é a preferida pelos cirurgiões da AO (Gear et al., 2005).

Em um estudo conjunto (1996) foram avaliados os resultados de uma pesquisa feita com pacientes que receberam como tratamento das fraturas em ângulo mandibular a utilização de uma única miniplaca. Oitenta e um pacientes com fraturas foram tratados com redução aberta e fixação interna utilizando-se uma miniplaca não compressiva 2,0 mm de parafusos autoperfurantes colocados através de uma incisão na pele. Em nenhum paciente foi realizado o bloqueio maxilo mandibular no pós-operatório. Após a fixação da placa, todas as fraturas pareciam estar bem reduzidas e estáveis. As radiografias pós-operatórias indicaram que dois dias após houve excelente redução das fraturas. Foram observadas algumas complicações como: fraturas adicionais; presença de um dente na linha de fratura; extração de dente na linha de fratura; complicações durante a cirurgia; relação oclusal pós-cirúrgico; e complicações pós-operatórias. Dos oitenta e um pacientes, treze (16%), com fraturas de ângulo, apresentaram complicações e necessitaram de intervenção cirúrgica secundária. Com este estudo os autores concluíram que para se tratar fraturas sem cominuição em ângulo de mandíbula, o uso

de uma única miniplaca fixada na borda superior da mandíbula é um método simples, rápido, seguro e eficaz (Ellis III; Walker, 1996).

Em 2008 uma revisão (Haug; Serafin, 2008) dos estudos realizados por Ellis III ao longo dos anos a fim de avaliar os métodos de fixação utilizados para fraturas de ângulo mandibular a partir da perspectiva clínica. Segundo os pesquisadores, Ellis III concluiu que a melhor técnica a ser utilizada para a fixação da fratura em ângulo mandibular é a técnica de Champy. Observou também que o fator biológico do indivíduo, desde a nutrição até a deficiência imunológica foram relacionados aos problemas no pós-operatório e as técnicas utilizadas com sistema compressivo e self-tapping, foram considerados problemáticos. Do ponto de vista biomecânico não haviam testes e trabalhos que comprovassem a real eficácia de cada placa de acordo com as cargas que eram colocadas em cima delas. Diante disso, decidiram testar em suas pesquisas todos os sistemas de fixação utilizados por Ellis III. Os autores concluíram similaridade entre as placas de reconstrução e as placas monocorticais fixadas na borda superior da mandíbula quanto à resistência da deformação vertical. Sendo a única diferença a dificuldade em resistir à deformação em torção. O trabalho sugere que fatores biológicos, desnutrição, abuso de substâncias ou imunodepressão, sejam o maior fator indicativo de sucesso ou falha em técnicas de reconstrução assim como também foi concluído por Ellis III (Haug; Serafin, 2008).

Até o momento muitos estudos comprovam a eficácia da técnica de Champy. Porém, ainda existem controvérsias entre os cirurgiões que optam pela fixação interna rígida de duas placas e os que preferem o método “estável”, com a utilização de apenas uma miniplaca (Ellis III, 2010).

2.2 Estudos Biomecânicos dos sistemas convencionais

Utilizando hemi-mandíbulas de poliuretano fixadas com diferentes métodos um outro estudo foi realizado. As hemi-mandíbulas, foram fixadas com miniplacas absorvíveis e miniplacas convencionais com parafusos monocorticais, as hemi-

mandíbulas foram ensaiadas em um suporte possibilitando movimento livre do segmento distal, porém com côndilo e ramo do segmento proximal fixados. Alguns autores relatam ser mais difícil avaliar a carga incisal do que cargas laterais ao traço de fratura para avaliação *in vitro* (Brasileiro et al., 2012).

Outros estudos biomecânicos, utilizando hemi-mandíbulas de poliuretano, fraturadas no ângulo mandibular, divididas em fraturas favoráveis e desfavoráveis com ou sem descontinuidade da fratura, fixadas com miniplacas em titânio do sistema 2,0 mm, seguindo a técnica de Champy, foram realizados para avaliar a resistência mecânica (Trivellato et al., 2014)

Através de ensaios mecânicos e fotoelásticos, utilizando hemi-mandíbulas de poliuretano, foi realizado um estudo comparativo de quatro modos de fixação em fraturas de corpo mandibular. Foram utilizadas placas convencionais do sistema 2,0 mm e 2,4mm e barra de Erich. O estudo avaliou métodos diferentes de fixação, duas miniplacas de 2,0 mm; uma placa de 2,0 mm e uma barra Erich; uma placa de 2,4 mm e uma barra Erich, e uma placa de 2,0 mm e uma placa de 2,4 mm. Com base no estudo, concluiu-se que as placas do sistema 2,4 mm apresentaram maior resistência mecânica e que a utilização de uma única miniplaca do sistema 2,0 mm apresentou maior tensão fotoelástica na zona central (Rodrigues et al., 2015).

Em um estudo biomecânico de quatro sistemas de fixação interna diferentes para fraturas de ângulo mandibular foram utilizadas 40 réplicas de mandíbula de poliuretano empregadas com diferentes métodos de fixação: uma miniplaca de 2,0 mm de quatro orifícios; duas miniplacas paralelas de 2,0 mm de quatro furos; uma miniplaca 3D de 2,0 mm de quatro furos; e uma placa 3D 2,0-mm com oito. O grupo com duas miniplacas paralelas mostrou maior resistência para todos os deslocamentos sendo assim duas miniplacas paralelas proporcionam o comportamento mecânico mais favorável nas condições testadas (Muñante-Cardenas; Passeri, 2015).

2.3 Estudos Biomecânicos dos sistemas locking

Recentemente surgiu a utilização de placas e parafusos locking. Este tipo de sistema foi desenvolvido para proporcionar vantagens sobre as placas convencionais. O sistema é caracterizado pela presença de roscas nos parafusos e placas que permitem que o parafuso seja bloqueado à placa, aumentando a estabilidade primária e secundária.

Um estudo foi realizado visando avaliar a influência do tipo de miniplaca e o número de parafusos instalados nos segmentos proximal e distal na estabilidade e resistência da osteossíntese de Champy em fraturas de ângulo mandibular. Foram utilizadas hemimandíbulas de poliuretano fixadas com miniplacas de quatro e seis furos convencionais e locking. As hemimandíbulas foram ensaiadas com máquina de ensaio universal em resistência à compressão até ocorrer deslocamento de 4mm entre os segmentos, vertical ou horizontalmente. Os autores concluíram que os sistemas locking proporcionaram maior resistência e que as miniplacas locking mais longas proporcionaram maior estabilidade do que as mais curtas (Ribeiro-Junior et al., 2010).

Utilizando ensaios mecânicos in vitro, autores avaliaram em mandíbulas atroficas de poliuretano a influência do número de parafusos locking suficiente para suportar carga quando aplicado com uma placa de reconstrução locking em fraturas de mandíbula. O teste de carga foi realizado para avaliar a resistência ao deslocamento da fixação. Utilizou-se uma máquina de ensaio mecânica (EMI DL2000) com uma célula de carga de 10 kN. Todos os grupos foram submetidos a uma força linear na região mediana a uma velocidade de 1 mm / min para aplicação de carga progressiva, para se obter o valor da resistência de carga, medido em quilograma-força (kgf) - ocorrência de deslocamento de 1, 3 e 5 mm do local da fratura e da carga máxima. Os resultados mostram pouca resistência da fixação quando um e dois parafusos são usados em cada lado da fratura. Três parafusos em cada lado da fratura aumentam significativamente a resistência ao deslocamento. Contudo, quando se utilizam mais parafusos, os valores de carga permanecem semelhantes e não há ganho significativo de resistência ao deslocamento (Pereira-Filho et al., 2013).

Buscando avaliar a reparação óssea das fraturas em ângulo mandibular de cordeiros após sua fixação, um estudo utilizando miniplacas dos sistemas convencional e locking 2,0 mm com 4 furos foi realizado. As fraturas foram fixadas na borda inferior da mandíbula e os dezoito animais sacrificados em duas, quatro e oito semanas. O estudo concluiu que foi observado um estagio mais avançado de união entre os fragmentos das fraturas fixadas com o sistema locking do que os fixados com o sistema convencional. Sugerem que existem benefícios biológicos do sistema locking (Poon et al., 2013).

Visando comparar a estabilidade biomecânica de duas placas locking e combinações de duas miniplacas convencionais de seis furos em mandíbulas humanas um estudo foi realizado utilizando doze mandíbulas humanas. Para testar o comportamento mecânico das mandíbulas humanas sob diferentes condições de carga fisiológica, foi desenvolvido um banco de ensaios biométricos denominado "Mandibulator" no Departamento de Cirurgia Maxilofacial do Klinikum (Universidade Técnica de Munique, Alemanha). A configuração experimental permitiu a reprodução das diferentes forças de mordida e músculo atuando sobre a mandíbula em condições laboratoriais padronizadas. O dispositivo de teste foi operado puxando cordas com cilindros eletromecânicos que aplicaram forças de mordida definidas na área incisal da mandíbula. Da mesma forma, as forças musculares foram modeladas usando cordões em torno dos ângulos mandibulares que foram fixados na estrutura buscando simular as ações dos vários músculos envolvidos no processo de mastigação. De acordo com os resultados dos experimentos apresentados, as miniplacas convencionais de seis buracos oferecem uma fixação estável (Trainotti et al., 2014).

2.4 Modelos de Estudo

A mandíbula de cordeiro fresca foi escolhida, devido às semelhanças de tamanho e espessura para a mandíbula humana. O uso de osso de cadáver parece ser válida para comparar as propriedades e o comportamento do osso no animal vivo, especialmente com osso fresco ou ossos congelados (Gaynor, 1969).

Mandíbulas de cordeiro e humanas comparando os valores de unidades Hounsfield para osso cortical vestibular que variaram entre (1226 e 1623) mostrou diferenças mínimas entre eles (estatisticamente não significativo) (Witternberg et al., 1997). Avaliação da qualidade óssea é importância em testes biomecânicos de dispositivos de fixação (Kruze et al., 1993). A qualidade óssea afeta o poder de suporte dos parafusos e, por conseguinte, a estabilidade (Ansell; Scales, 1968; Genant et al., 1987; Haug, 1993).

A diferença não significativa nos valores de densidade mineral óssea obtidas por Tomografia Computadorizada entre as mandíbulas de carneiro testadas permitiu a comparação entre os sistemas avaliados e eliminou a qualidade óssea como uma variável na utilização das mandíbulas de carneiro. (Wittenbert et al., 1997).

Com o intuito de analisar o efeito do congelamento sobre as propriedades mecânicas do osso, Evans (1973) relatou não haver diferenças significantes entre as propriedades mecânicas do osso fresco e o osso congelado quando armazenado a -20°C desde que retorne a temperatura ambiente antes do teste.

Ashman e Van Buskirk (1987) verificaram que o método de congelamento para armazenamento de autopsias de mandíbulas humanas se mostrou eficaz e adequado para manter as propriedades elásticas do tecido ósseo.

Pimentel (2012) realizou um estudo biomecânico de flexão em mandíbulas de equinos e descreveu o método de sua manutenção, as mandíbulas foram envoltas em compressas com soro fisiológico, colocadas em sacos plásticos, onde se tomou cuidado para que elas permanecessem em estado úmido e hidratadas, sendo então congeladas e armazenadas a -20°C .

A biomecânica da mandíbula humana em função mastigatória é bem mais complexa que movimentos apenas verticais (Throckmorton; Throckmorton, 1985). Um modelo mais adequado para representar as forças mastigatórias aplicadas na mandíbula em função é baseado na suposição da simetria, nos quais são criados modelos matemáticos para desenvolver estudo em elemento finito. Estes modelos conseguem representar as forças mastigatórias em 3D, mas são modelos teóricos, que não podem ser reproduzidos em ensaios biomecânicos *in vitro* (Throckmorton; Throckmorton, 1985; Koolstra et al., 1988).

Os modelos bidimensionais descritos por Champy et al. (1976a, 1976b) e por Lodde e Champy (1976) mostram efeitos de tensão ao nível da dentição e efeitos de compressão na borda inferior. Deve-se enfatizar, no entanto, que as descrições bidimensionais ignoram a influência das forças contralaterais dos músculos que estão funcionando no ponto de equilíbrio durante a mastigação.

Foi realizado um estudo para avaliar os efeitos de padrões de fratura de ângulo mandibular favoráveis e desfavoráveis sobre a estabilidade da fixação de placas em titânio e parafusos simulando as forças mastigatórias. Foram utilizadas hemimandíbulas de cordeiro fixadas com placas e parafusos do sistema 2,0 mm de acordo com a técnica de Champy. As hemimandíbulas foram fixadas nos côndilos e a carga aplicada na região dos incisivos. Utilizando máquina de ensaio universal a carga foi aplicada de forma contínua linear até ocorrer a falha do sistema onde foram registrados os valores de carga e deslocamento. Os autores concluem que o tipo de fratura, favorável ou desfavorável deve ser considerado significativamente nas fraturas de ângulo mandibular (Pektas et al., 2012).

Utilizando hemi-mandíbulas de poliuretano, fraturadas no ângulo mandibular, divididas em fraturas favoráveis e desfavoráveis com ou sem descontinuidade da fratura, fixadas com miniplacas em titânio do sistema 2,0 mm, seguindo a técnica de Champy, foram realizados ensaios mecânicos para avaliar a resistência mecânica. Os substratos foram adaptados em máquina universal de ensaios mecânicos e submetidos a carga constante a uma taxa de 2 mm/min. As réplicas foram adaptadas em um suporte para estabilizá-las e com uma ponta foram aplicadas cargas verticais em três pontos distintos, na região do primeiro molar no lado da fratura, na região do primeiro molar contralateral e entre os incisivos centrais. Os valores de carga foram obtidos em três diferentes momentos de deslocamento: 1 mm, 2 mm e falha de fixação. O estudo conclui que o seu modelo de ensaio em três locais diferentes de aplicação de carga, permite avaliar a influência da anatomia mandibular e simular algumas das forças resultantes das ações dos músculos mastigatórios e da articulação temporomandibular. Relatam que quando a carga é aplicada na região dos molares ou incisivos no seu modelo, obtém-se uma combinação de forças de deformação torcionais e verticais, semelhantes à observada em

pacientes (Trivellato et al., 2014). No entanto, não existe consenso na literatura científica sobre o local ideal de aplicação da carga. Alguns autores optam pela aplicação de carga nos incisivos e nos molares homolaterais (Haug et al., 2001; Bayran et al., 2009; De Medeiros et al., 2016), outros autores aplicam carga no segundo molar e no primeiro pré-molar do lado seccionado e no primeiro molar do lado homolateral (Shetty et al., 1995; Sato et al 2010; Esen et al., 2012).

Através de ensaios mecânicos e fotoelásticos, utilizando hemi-mandíbulas de poliuretano, foi realizado um estudo comparativo de quatro modos de fixação em fraturas de corpo mandibular. Os ensaios foram realizados utilizando máquina universal Instron com velocidade de carregamento de 1mm/min, carga em newtons (N), aplicadas em um ponto fixo na região do dente canino. O estudo conclui que existem limitações mecânicas e do módulo de elasticidade ocorridos porque os testes não podem reproduzir com eficiência os movimentos mastigatórios e também afirma que existem diferenças dos módulos de elasticidade entre as mandíbulas de poliuretano e as humanas (Rodrigues et al., 2015)

Em um estudo biomecânico de quatro sistemas de fixação interna diferentes para fraturas de ângulo mandibular foram utilizadas 40 réplicas de mandíbula de poliuretano empregadas com diferentes métodos de fixação. Cada grupo foi submetido a carregamento de 1mm/min da região molar, incisal ou homolateral. O grupo com duas miniplacas paralelas mostrou maior resistência para todos os deslocamentos sendo assim duas miniplacas paralelas proporcionam o comportamento mecânico mais favorável nas condições testadas (Muñante-Cardenas; Passeri, 2015).

Vale ressaltar que a maioria dos estudos na literatura tem utilizado hemi-mandíbulas na avaliação de meios de fixação para fraturas de ângulo mandibular ou osteotomia ortognática (Ellis III; Walker, 1996; Ribeiro-Júnior et al., 2010; Trivelatto et al., 2014). Desta forma, a avaliação é feita apenas em um sentido.

Em 2008 utilizando mandíbulas de cordeiro inteiras foi desenvolvido um estudo biomecânico com a finalidade de verificar a resistência mecânica obtida com parafusos bicorticais posicionais na fixação interna rígida da osteotomia sagital do ramo mandibular,

comparando as angulações de inserção dos parafusos. Para o teste mecânico utilizou-se máquina de ensaio universal (Instron 5565), na qual foi acoplado suporte metálico para manter as mandíbulas. Suporte este, que ao contrário dos normalmente utilizados e citados na literatura, permite que a mandíbula seja deformada tridimensionalmente durante o ensaio. Como resultado, o grupo de 90° apresentou maior resistência mecânica, contudo não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Conclui-se que o suporte metálico desenvolvido para manter as mandíbulas se mostrou eficaz, permitindo que as deformações mandibulares possam ser melhor reproduzidas durante o ensaio mecânico. Com a utilização da mandíbula inteira tornou-se possível avaliar com liberdade em três eixos no espaço os efeitos da aplicação de esforços resultantes da mastigação (Landgraf, 2008).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar comparativamente a rigidez vertical, horizontal e a resistência à ruptura, com liberdade de movimentos em três eixos no espaço, de mandíbulas fixadas com sistemas 2,0-mm locking e convencionais com uma ou duas placas, em fraturas unilaterais no ângulo de mandíbulas de cordeiro.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Este projeto de pesquisa teve a aprovação do Comitê de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (CEUA/FOUSP) sob o número 009/2015 (Anexo A).

A relação dos materiais para o presente estudo está descrita, não havendo conflito de interesses (Anexo D)

4.1.1 Mandíbulas

Setenta mandíbulas frescas de cordeiro com idades de 7 meses foram adquiridas no frigorífico DiPaulo (Jundiaí, SP, Brasil) (Anexo B) e armazenadas em freezer a -20°C. Suas características encontram-se no Relatório de Abate (Anexo C).

4.1.2 Placas e Parafusos

Foram utilizadas 15 placas Convencionais 2,0mm do tipo Mini Placa Ponte de 4 Furos – Tipo “MD” baixo perfil e 5 placas Locking 2,0mm do tipo Mini Placa Reta 4 Furos Ponte baixo perfil. Ambas as placas são fabricadas em Titânio ASTM F-67 (MDT – Industria Comercio Importação e Exportação de Implantes SA, Rio Claro, Brasil) (Figura 4.1).

Foram utilizados 60 parafusos do tipo convencional Cortical 2,0 x 06 mm Cross Drive Tipo “MD” e 20 parafusos do tipo locking Cortical 2,0 x 06 mm Cross Drive Lock Speed (Figura 4.2). Ambos os parafusos são feitos em liga de titânio (Ti-6Al-4V) ASTM

F136 (MDT – Industria Comercio Importação e Exportação de Implantes SA, Rio Claro, Brasil).

Figura 4.1 - Placas convencional (A) e *locking* (B) fornecidas pela empresa Biocare®

Figura 4.2 - Parafusos convencionais (A) e *locking* (B) fornecidos pela empresa Biocare®

4.1.3 Suporte metálico sobre rolamentos

Foi utilizado um suporte metálico rígido montado sobre rolamentos, desenvolvido para permitir o movimento da mandíbula como um todo, enquanto preserva o alinhamento do ponto de aplicação da carga com o eixo de aplicação da força da máquina de teste. A carga foi aplicada sobre o rolamento central montado sobre a barra metálica rígida que possuía outros dois rolamentos (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Suporte metálico sobre rolamentos utilizado

Estes estavam fixos nos ângulos direito e esquerdo da mandíbula a ser ensaiada, permitindo a deformação da mandíbula durante a aplicação da carga. O posicionamento da mandíbula no dispositivo se deu com três pontos de apoio: côndilos e região anterior. A região anterior da mandíbula foi apoiada sobre um rolamento para permitir a deformação da mandíbula mimetizando a liberdade de movimento da mandíbula humana quando em função.

Ambos os côndilos foram apoiados num suporte que imita a fossa mandibular, o qual permite apenas sua rotação. A aplicação da carga ocorreu bilateralmente, na região entre o corpo e ângulo mandibular, área de maior inserção muscular, representada pela região do músculo masseter. A direção da força aplicada foi semelhante aquela das fibras do músculo masseter.

4.2 Método

4.2.1 Espécimes

As mandíbulas foram dissecadas com completa remoção dos tecidos moles (músculos, periósteo, etc.) e lavadas em soro fisiológico (NaCl a 0,9%). Mantidas úmidas e refrigeradas até que todos os ensaios fossem concluídos (Pimentel, 2012). Para armazenagem, foram envoltas com panos embebidos em soro e mantidas sob refrigeração (-20° C) até serem descongeladas para o experimento.

O descongelamento foi realizado mantendo as mandíbulas mergulhadas em solução fisiológica a temperatura ambiente entre 16°C e 25°C. A partir de 5 horas de imersão, estas peças anatômicas foram retiradas da solução a cada hora e o estado de congelamento avaliado (Unger et al., 2010; Chattah et al., 2009). Os processos coronóides, foram removidos bilateralmente, para facilitar o posicionamento da mandíbula durante o experimento.

Selecionamos 35 mandíbulas dentre as 70. A seleção das mandíbulas foi realizada em duas etapas. Na primeira, obtidas as medidas das distâncias borda posterior da cabeça do côndilo – borda posterior do forame mental (Foley; Beckman, 1992) (Figura 4.4) e selecionadas as 50 mandíbulas cujas medidas se encontravam entre o valor da média menos um desvio padrão e o valor da média mais um desvio padrão. As mandíbulas selecionadas receberam fixação com dois parafusos de latão comum com 6,0 x 21,0 mm com rosca soberba colocados em perfurações feitas com broca carbide N° 702, na região anterior ao forame mental (Figura 4.4).

A seguir a região anterior da mandíbula foi estabilizada com resina acrílica adaptada sobre uma meia-cana de tubo de policloreto de vinil (PVC) rígido de 40 mm de diâmetro e 40mm de comprimento. Esta meia-cana de PVC serviu para apoio deslizante no dispositivo de ensaio mecânico. Esta fixação tem a finalidade de manter rígidas as

duas hemi-mandíbulas, visto que estes animais apresentam articulação fibrosa na região mediana da sínfise (Landgraf, 2008).

Na segunda etapa foi realizada a seleção pela rigidez pré-osteotomia/fixação, mensurada conforme explicado abaixo, na epígrafe “ensaio mecânico”. Foram selecionadas aquelas 35 mandíbulas com rigidez mais próximas em torno a média. Para adaptação das mandíbulas ao suporte metálico sobre rolamentos, os processos coronóides foram seccionados e os rolamentos foram adaptados com resina acrílica.

Figura 4.4 - Exemplo de mandíbula de cordeiro com a indicação da distância considerada para selecionar as 50 mandíbulas com valores em torno da média. Notar a fixação com os parafusos em região anterior ao forame mental.

Antes da realização da fratura de cada mandíbula foi confeccionado um guia individual em gesso comum da região basal para cada uma das mandíbulas (Figura 4.4). A finalidade deste guia foi de manter a mandíbula na posição inicial durante a redução e fixação da fratura (Figura 4.7).

Das 35 mandíbulas, foram separadas 15 mandíbulas que serão utilizadas em outro trabalho. As 20 restantes foram sorteadas utilizando lista de números aleatórios (função aleatorioentre) na planilha Excel, divididas em 4 grupos com 5 mandíbulas em cada, sendo separadas conforme descrito no fluxograma. Destas foi separado um grupo com 5 mandíbulas que foram ensaiadas hígidas.

Para obter defeitos como fraturas favoráveis para o tratamento, o traço de fratura foi desenhado da seguinte maneira: um ponto (A), foi marcado no processo alveolar 5 mm posteriormente à face distal do segundo molar (Figura 4.5); uma linha foi traçada perpendicular à borda inferior da mandíbula de modo que passe pelo ponto A. Um ponto (B) foi marcado no encontro desta linha com a base da mandíbula; um ponto C foi marcado 10 milímetros para anterior do ponto B. As fraturas obtidas passaram pelos pontos A e C (Figura 4.5) (Adaptado de Trivelatto et al., 2010).

Figura 4.5 - Demarcação do traço de fratura na mandíbula de cordeiro. Ponto A, 5mm posterior ao segundo molar; ponto B, perpendicular ao ponto A; ponto C, 10mm anterior ao ponto B

As mandíbulas foram seccionadas no ângulo mandibular usando uma broca esférica de número 7 montada em caneta reta de micromotor (1020 Standard Electric

Console, MicroAire Surgical Instruments, Charlottesville, VA, USA) cedido pela BIO CARE® e sob irrigação, complementada pelo uso de cinzel reto fino. A broca produziu apenas um sulco na cortical vestibular e região retromolar da mandíbula e a conclusão da fratura foi obtida com cinzel fino, de modo que os fragmentos ficaram com engripamento mecânico (Figura 4.6). A seguir as fraturas foram reduzidas com o uso do guia feito em gesso para serem fixadas (Figura 4.7).

Figura 4.6. - Mandíbula com segmentos separados pós fratura

Figura 4.7- Mandíbula adaptada no guia de gesso pós-osteotomia, para redução da fratura

As fraturas foram fixadas por 3 métodos de osteossíntese com placas e parafusos, a saber (Figura 4.8):

- a) Uma placa convencional em titânio junto à linha oblíqua (F1PC);

As placas foram fixadas 5mm abaixo da linha oblíqua, com parafusos monocorticais (Ehrenfeld et al., 2012; Pektas et al., 2012).

- b) Duas placas convencionais em titânio, uma em região basilar da mandíbula e outra placa junto à linha oblíqua, de modo monoplanar (F2PC);

As placas foram fixadas, uma placa ficou disposta a 5mm da linha oblíqua e outra 5mm acima da base da mandíbula, ficando entre a base e o canal mandibular (Alkan et al., 2007).

- c) Uma placa do sistema Locking 2,0 junto à linha oblíqua (FL);

As placas foram fixadas 5mm abaixo da linha oblíqua, com parafusos monocorticais. (Ehrenfeld et al., 2012; Pektas et al., 2012).

Figura 4.8 - Imagem com os três tipos de fixações, sendo F1PC à esquerda, F2PC no centro e FL à direita

Em todos os grupos, a fim de evitar a má adaptação, as placas foram previamente dobradas, ajustadas e depois parafusadas nas mandíbulas. A padronização da localização das placas na mandíbula, foi obtida com uso de uma régua. Para o correto posicionamento das placas foram realizadas radiografias das mandíbulas a fim de se visualizar o canal mandibular, sendo instaladas acima do mesmo em cerca de 5mm (Figura 4.9). Para as perfurações, utilizamos broca longa com 1,6 mm de diâmetro com guia em 6mm, conectada a uma peça reta em baixa rotação com irrigação contínua. Visando padronizar e minimizar possíveis variações, todas as osteotomias, perfurações e fixações foram feitas pelo mesmo pesquisador.

Figura 4.9 Imagem radiográfica da região de ângulo mostrando a localização inferior do canal mandibular próximo a base da mandíbula.

Figura 4.10 – Divisão dos grupos amostrais.(F1PC – Favorável – 1 Placa convencional; F2PC – Favorável 2 Placas Convencionais; FL – Favorável Locking H - Hígidias)

4. 2. 2 Ensaio Mecânico

Um suporte metálico sobre rolamentos foi utilizado, o qual permite a movimentação e deformação das mandíbulas durante a aplicação da carga, de modo a imitar a liberdade de movimentos de uma mandíbula humana em função (Landgraf, 2008). O posicionamento da mandíbula no dispositivo se deu com três pontos de apoio, sendo os côndilos e a região anterior. A aplicação da carga ocorreu bilateralmente, na região entre o corpo e ângulo mandibular, área de maior inserção muscular, ou seja, região do músculo masseter, na direção de suas fibras (Figura 4.10). O dispositivo de aplicação de carga também tinha liberdade para a movimentação independente dos dois pontos onde a carga será aplicada, tal como ocorreria numa mandíbula em função (Figura 4.11).

Figura 4.11 - Representação esquemática do crânio do cordeiro e a identificação do apoio no côndilo (A); a carga é aplicada no ângulo da mandíbula pela ação dos músculos mastigatórios maiores (B); a resistência é exercida na região de implantação dos dentes (C)

Figura 4.12- Máquina de ensaios Instron® para realização do ensaio biomecânico. No detalhe, a mandíbula posicionada para a medição da rigidez. As setas de duas pontas indicam apoios que permitem liberdade de movimentos por giro ou deslizamento. A seta de uma ponta indica o ponto de aplicação da carga

Após o correto posicionamento da mandíbula e centralização do carro na base da máquina de ensaio universal Instron 5565 (Illinois Tool Works Inc., Norwood, MA, USA), se iniciou o ensaio mecânico, o qual foi dividido em três etapas, que constou de:

4.2.2.1 - Rigidez pré-osteotomia

Antes de receberem a osteotomia na região de ângulo, todas as mandíbulas foram ensaiadas para obter sua rigidez. Para este ensaio foram aplicados três ciclos de deslocamento, numa velocidade de 0,07mm/s para o carregamento e 0,14mm/s para o descarregamento, com intervalo de 120s entre cada ciclo. O primeiro deslocamento será de 0,25mm, o segundo 0,5mm e o terceiro 0,75mm com parada de 30s (Figura 4.

Figura 4.13 - Imagem ilustrativa demonstrando os deslocamentos vertical e horizontal e os valores de carga atingidos durante os 3 ciclos realizados pela máquina Instron em uma mandíbula. Os algarismos indicam os pontos máximos atingidos na direção vertical em cada um dos ciclos: 1 = primeiro ciclo; 2 = segundo ciclo; 3 = terceiro ciclo; as letras indicam os pontos correspondentes do deslocamento horizontal: A = primeiro ciclo; B = segundo ciclo e C = terceiro ciclo.

Os ciclos foram aplicados para garantir o perfeito assentamento da mandíbula no dispositivo de ensaio, e o tempo de espera entre ciclos será adotado ao verificar-se que a total recuperação da deformação elástica da mandíbula não ocorre imediatamente depois de removida a carga (o que caracteriza um material visco-elástico). O tempo de espera para que a mandíbula retorne à posição inicial será inferior a dois minutos, então adotaremos este valor como padrão. Para cálculo da rigidez da mandíbula será adotado como padrão o terceiro ciclo (Figura 4.13), visto que este apresenta melhor uniformidade no traçado do gráfico, possivelmente devido a uma melhor acomodação da mandíbula sobre o suporte metálico (Landgraf, 2008).

Figura 4.14 - Imagem ilustrativa demonstrando o terceiro ciclo realizado pela máquina Instron utilizada para obtenção do cálculo da rigidez de uma mandíbula. A descrição do método de cálculo se encontra no texto.

Para o cálculo da rigidez vertical e horizontal adotamos a fórmula $y = \alpha x$, onde y é a carga, α é a rigidez e x é o deslocamento. Com isso, observando o gráfico acima (Figura 4.14) obtivemos o valor da rigidez vertical da seguinte forma, o ponto 1 mostra a intersecção entre a carga de 353,31N e o deslocamento vertical de 0,75mm, utilizando a fórmula $353,31 = \alpha 0,75$ obtivemos o valor de 471,08N/mm. Do mesmo modo calculamos o valor de rigidez horizontal onde o ponto A mostra a intersecção entre a carga de 353,31N e o deslocamento horizontal de 0,33mm, utilizando a fórmula $353,31 = \alpha 0,33$ obtivemos o valor de 1070,65N/mm. Ou seja, quanto maior a carga necessária para causar um determinado deslocamento, maior será a rigidez.

Para o cálculo da rigidez Horizontal, com a utilização de uma câmera com alta resolução, foram gravados vídeos dos ensaios (SM-G920I Galaxy S6, SAMSUNG Eletrônica da Amazônia Ltda, Manaus, Brasil). Nos rolamentos foram adicionadas argolas com uma antena metálica e uma bolinha vermelha em destaque na ponta. As pontas das antenas se deslocaram conforme o deslocamento dos rolamentos que estavam

localizados fixos nos ângulos das mandíbulas. A câmera ficou posicionada de forma a gravar a movimentação horizontal dos ângulos da mandíbula durante o ensaio gravando assim o deslocamento horizontal provocado pelos ângulos mandibulares. Estes vídeos foram analisados com a utilização do programa Tracker versão 4.93 (Copyright 2016 Douglas Brown – www.physlets.org/tracker) (Figura 4.15). Como valor de rigidez horizontal, adotamos a mesma forma de cálculo para a rigidez descrita no paragrafo acima.

Figura 4.15 - Imagem do vídeo gravado pela câmera no programa Tracker utilizado para obtenção do valor do deslocamento horizontal para o cálculo da rigidez horizontal

4.2.2.2 –Rigidez pós-osteotomia

Após serem seccionadas e fixadas, as mandíbulas passaram pelo mesmo ensaio da epígrafe anterior e iremos calcular um novo valor de rigidez tanto vertical quanto horizontal.

4.2.2.3 –Resistência à ruptura

Imediatamente depois de se obter o valor de rigidez pós-osteotomia as mandíbulas foram submetidas à carga compressiva com deslocamento contínuo de 1 mm por minuto, até ocorrer deformação do sistema e posterior falha do sistema utilizando uma máquina de ensaio mecânico para este fim a Kratos – modelo IKCL3 - USB (Kratos Equipamentos Industriais LTDA., Cotia, SP, Brasil). Foi adotado como critério para falha a diminuição abrupta de vinte por cento da carga aplicada sobre a mandíbula. Como modos de falha do sistema serão considerados a soltura dos parafusos e a fratura por arrancamento. Em substituição a máquina Instron, esta máquina foi utilizada pois possuía célula de carga suficiente para que ocorressem as falhas no sistema.

Cinco mandíbulas híginas foram ensaiadas seguindo os mesmos parâmetros de ensaio, obtendo uma referência para comparar os valores de resistência à ruptura das mandíbulas seccionadas

Figura 4.16 - Imagem ilustrativa demonstrando a carga atingida até ocorrer a ruptura do sistema realizado pela máquina Kratos.

Amostra No.	IDENTIFICAÇÃO DA AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA N
■ 1	H3	-1561,24

4.3 Análise Estatística

Os valores de rigidez vertical e rigidez horizontal foram submetidos a duas análises de variâncias separadas (ANOVA) de medidas repetidas no mesmo espécime (“split-plot”) tendo como fontes de variação o tipo de fixação e a fase do teste (pré e pós-osteotomia). As médias da interação contrastadas pelo teste de Tukey.

Os valores de resistência à ruptura foram submetidos a análise de variância (ANOVA) de uma única fonte de variação com quatro níveis ([1] mandíbulas híginas, [2] fraturas fixadas com placa convencional junto à linha oblíqua, [3] fraturas fixadas com 2 placas convencionais junto à linha oblíqua e região de base de mandíbula, [4] fraturas fixadas com placa locking 2,0 junto à linha oblíqua e as médias contrastadas pelo teste de Tukey.

5 RESULTADOS

Os resultados se dividem em pré-osteotomia, com as mandíbulas híginas e, pós-osteotomia/fixação, com os quais comparamos dois tipos de rigidez, vertical e horizontal, além da resistência à ruptura ou à falha na fixação para os três grupos. Como controle, utilizamos os valores referentes às mandíbulas híginas ou de pré-osteotomia. Os valores da média e desvio padrão de rigidez e resistência à ruptura ou à falha na fixação de cada grupo estão descritos na Tabela 5.1.

Observa-se uma queda nos valores da rigidez, tanto vertical como horizontal, quando comparamos os dados de pré-osteotomia com a rigidez pós-osteotomia/fixação. Os valores de resistência à ruptura são menores estatisticamente em todos os grupos quando comparados ao nosso grupo controle de mandíbulas híginas.

Entre os tipos de fixação utilizados, aquela realizada com duas placas convencionais mostrou maior resistência quanto à rigidez vertical quando comparada tanto à uma placa convencional quanto com uma placa *locking*.

Tabela 5.1 - Análise descritiva entre os valores de rigidez pré e pós-osteotomia/fixação, vertical e horizontal, e resistência à ruptura entre os grupos

Grupos	Rigidez Pré Vertical (N/mm) Média (DP)	Rigidez Pré Horizontal (N/mm) Média (DP)	Rigidez Pós Vertical (N/mm) Média (DP)	Rigidez Pós Horizontal (N/mm) Média (DP)	Resistência à ruptura (N) Média (DP)
F1PC	394,09 ^a (63,75)	784,85 ^A (323,05)	135,14 ^b (38,53)	204,95 ^B (151,51)	760,61 ^α (492,4)
F2PC	397,18 ^a (77,88)	1176,43 ^A (533,55)	284,29 ^a (53,73)	608,01 ^B (300,41)	889,28 ^α (386,3)
FL	405,22 ^a (80,44)	1017,00 ^A (459,59)	116,87 ^b (18,61)	105,47 ^B (43,18)	780,23 ^α (148,9)
Hígido (controle)	406,09 ^a (118,78)	1588,34 ^A (1027,17)	-	-	1450,23 ^β (222,00)

F1PC: Fratura com uma placa convencional

F2PC: Fratura com duas placas convencionais

FL: Fratura com placa Locking

Hígido: Mandíbula sem fratura (hígida)

Letras diferentes representa diferença estatística entre os grupos ($p < 0,05$)

Letras maiúsculas indicam comparação entre rigidez horizontal

Letras minúsculas indicam comparação entre rigidez vertical

Letras gregas indicam comparação entre a resistência a ruptura

Resultados obtidos através do teste de Tukey.

Com relação aos valores de rigidez vertical entre os diferentes os grupos analisados (Figura 5.1), não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, quando observamos apenas os valores pré-osteotomia/fixação ($p = 0,062$).

Ao compararmos os valores de rigidez vertical entre pré e pós-osteotomia/fixação (Tabela 5.1), observamos que houve uma diminuição significativa dos valores de rigidez ($p < 0,0001$). Quando observamos individualmente os tipos de fixação quanto aos valores de rigidez vertical pós-osteotomia/fixação, houve uma diferença entre os tipos de fixação analisadas ($p = 0,009$). O grupo F2PC (fratura fixada com duas placas convencionais) apresentou rigidez próxima aos valores pré-osteotomia/fixação ($p = 0,068$), sendo que os outros dois grupos (FL e F1PC) apresentaram diferença altamente significativa analisadas em relação aos valores pós ($p = 0,0001$). Dados do teste de Tukey encontram-se anexados ao final deste volume (Anexo E).

Figura 5.1 – Gráfico de médias da rigidez vertical pré e pós-osteotomia/fixação, As Elipses englobam as médias que não se diferenciam estatisticamente (dados obtidos através de Análise de Variância de Medidas Repetidas $\alpha=5\%$ e teste de Tukey $\alpha=5\%$).

Com relação aos valores de rigidez horizontal entre os diferentes tipos de fixação analisadas (Figura 5.2), não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, quando observamos apenas os valores pré-osteotomia/fixação ($p= 0.067$). Conforme mostrado na Figura 5.2, os valores de rigidez horizontal do pós-osteotomia apresentaram diminuição significativa de seu valor quando comparada a rigidez pré-osteotomia/fixação, independentemente do tipo de fixação ($p=0,0005$). Porém, quando comparados entre os tipos de fixação, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p= 0,578$) na rigidez horizontal.

Figura 5.2 - Gráfico de médias da rigidez horizontal pré e pós-osteotomia/fixação. As Elipses englobam as médias que não se diferenciam estatisticamente (dados obtidos através de Análise de Variância de Medidas Repetidas $\alpha=5\%$ e teste de Tukey $\alpha=5\%$).

Quanto aos valores de resistência à ruptura, embora os valores do grupo F1PC apresentaram valores numericamente inferiores aos grupos F2PC e FL, não houve diferença estatisticamente significativa entre os mesmos ($p= 0,170$). Porém, quando comparado aos valores de resistência à ruptura relacionada à mandíbula hígida (grupo controle), todos os tipos de fixação apresentaram-se inferiores ($p= 0,0001$) (Figura 5.3).

Figura 5.3 - Gráfico de médias da resistência a ruptura dos três tipos de fixação e da mandíbula hígida. As Elipses englobam as médias que não se diferenciam estatisticamente (dados obtidos através de Análise de Variância de Medidas Repetidas $\alpha=5\%$ e teste de Tukey $\alpha=5\%$).

Até ocorrer deformação do sistema e sua posterior falha adotamos como critério para falha, a diminuição abrupta de vinte por cento da carga aplicada sobre a mandíbula.

Encontramos no grupo F1PC um maior número de arrancamento e fratura de fragmento do coto ósseo (60%) e também torção da placa com espaçamento entre os cotos da fratura maior que 1cm (20%) e falha no sistema onde os parafusos se soltaram (20%). (Figura 5.4). Já no grupo F2PC encontramos um maior número de falha do sistema na placa localizada junto a linha oblíqua onde os parafusos se soltaram (80%) e também fratura do côndilo (20%) (Figura 5.5). No grupo FL encontramos em maior número soltura com deformação da placa permanecendo os parafusos fixados (60%) e, também espaçamento entre os cotos da fratura maior que 1cm (20%) e fratura de côndilo (20%) (Figura 5.6)

Figura 5.4 - Imagem da falha do sistema convencional F1PC / Arrancamento e fratura de fragmento do coto ósseo

Figura 5.5 - Imagem da falha do sistema Convencional F2PC / Falha do sistema na placa localizada junto a linha oblíqua onde os parafusos localizados no segmento distal estão soltos e a placa esta levemente deslocada observando-se a região onde se fixavam os parafusos.

Figura 5.6 - Imagens da falha do sistema Locking FL / Soltura com deformação da placa permanecendo os parafusos fixados. à esquerda vista geral e à direita em detalhe

6 DISCUSSÃO

Neste trabalho foi realizado um ensaio mecânico que avaliou comparativamente o desempenho mecânico, aferido através de medidas de rigidez e de resistência à ruptura, de três tipos de fixações para fraturas favoráveis do ângulo mandibular. Dentre elas, foram utilizadas fixações com uma placa convencional (F1PC), fixação com duas placas convencionais (F2PC) e fixação com placa *locking* (FL). Todas as placas eram do sistema 2,0-mm e as fraturas unilaterais no ângulo de mandíbulas de cordeiros, sob esforços em três eixos no espaço.

Foi observada uma diminuição significativa dos valores de rigidez vertical ao compararmos os valores entre pré e pós-osteotomia/fixação. Houve também uma diferença significativa entre os tipos de fixação analisadas nos valores de pós-osteotomia/fixação, onde o grupo F2PC apresentou maior rigidez que os demais. Em relação à rigidez horizontal, foi observada uma diferença significativa ao compararmos os valores entre pré e pós-osteotomia/fixação. Porém ao se comparar os três tipos de fixações diferentes, não houve diferença significativa entre os grupos. Com vistas à resistência a ruptura, não houve diferença estatisticamente significativa entre os três grupos. Porém, quando comparados aos valores de resistência à ruptura da mandíbula hígida, todos os tipos de fixação apresentaram-se inferiores. Vale ressaltar que ao nosso ver é de maior importância clínica a rigidez vertical, portanto o grupo com maior resistência foi o F2PC.

Os estudos *in vitro* dos sistemas de fixação em osteotomia mandibular fazem uso de diferentes substratos. Na literatura, verificamos vários tipos de substratos disponíveis que podem ser utilizados em ensaios biomecânicos, como a mandíbula humana cadavérica (Ardary, 1989; Throckmorton et al., 1992; Schwimmer et al., 1994; Kohn et al., 1995; Kim et al., 1995), mandíbula de animais, como cordeiro, costela bovina, (Foley; Beckman, 1992; Uckan et al., 2001; Nissenbaum et al., 1997; Gomes et al., 2003), além de réplicas sintéticas de poliuretano ou mesmo madeira (Maureret al., 1999; Kohn et al., 1995; Kim et al., 1993; Foley; Beckman, 1992; Murphy et al., 1997; Erkmen et al., 2005a, 2005b).

A mandíbula humana, embora seja aparentemente a mais indicada, tem como grande desvantagem a dificuldade na obtenção de vários espécimes, além de não haver padronização anatômica (Landgraf, 2008). Devido a algumas limitações na obtenção de um modelo ideal, acreditamos que num estudo onde sejam necessários vários espécimes, devemos utilizar modelo que seja barato, disponível, de fácil obtenção e que seja reproduzível para o experimento em questão, além de possibilitar a padronização prévia para realização dos ensaios biomecânicos. Sendo assim, as mandíbulas de animais vêm sendo utilizadas por alguns autores (Alkan et al., 2007; Pektas et al., 2012; Poon et al., 2013). De modo geral, estas podem ser conseguidas mais facilmente, com custo reduzido, dependendo do animal escolhido. Dentre elas, a que é mais frequentemente utilizada em ensaios mecânicos é a mandíbula de cordeiro (Pektas et al., 2012). Estudos comparando a qualidade óssea de mandíbulas de carneiro eliminaram esta variável para os estudos com este substrato (Wittenberg et al, 1997).

Além disso, as principais vantagens da utilização do modelo animal, como o relatado no presente estudo, podemos citar a disponibilidade, baixo custo e facilidade na obtenção. Além dos requisitos favoráveis já discutidos, outro fator levado em consideração foi o fato de sua anatomia ser, a grosso modo, semelhante à anatomia humana. Ela tem sido utilizada e validada por diferentes autores, com sucesso, em ensaios biomecânicos da osteossíntese mandibular.

Por outro, alguns estudos se utilizam de réplicas sintéticas com o intuito de oferecer maiores padrões anatômicos e estruturais do osso humano (Ribeiro-Júnior et al., 2010 Brasileiro et al., 2012; Pereira-Filho et al., 2013; Trivellato et al., 2014; Rodrigues et al., 2015 ; Muñante-Cardenas; Passeri, 2015). Elas apresentam cortical densa e compacta, preenchida por medular porosa, semelhante ao encontrado na mandíbula humana. A grande vantagem dos modelos sintéticos é a padronização anatômica, onde todos os espécimes seguem uma mesma forma estrutural. Porém, não se tem certeza de que se esse material teria o mesmo comportamento do osso fresco quanto a rigidez. Outro contraponto a ser levado em consideração durante a escolha do substrato a ser utilizado nos estudos é a possibilidade de ocorrência de engripamento observado após a fratura

na mandíbula animal. Devemos considerar a hipótese de não haver engripamento quando do uso de mandíbulas de poliuretano seccionadas com motores ou serras.

A idade média das mandíbulas utilizadas neste estudo foi de 7 meses. Esse dado difere de alguns estudos encontrados na literatura utilizando mandíbulas de carneiro com médias de idade de 9 a 11 meses (Pektas et al., 2012). Porém há o relato do uso de mandíbulas de carneiros com 4 anos de idade (Wittenberg et al., 1997). Este aspecto é pouco discutido na literatura, sendo importante a padronização das mandíbulas utilizadas num determinado estudo para evitar que essas possuam densidades ósseas divergentes e, portanto, respostas muito diferentes. No presente estudo, na obtenção da resistência à ruptura da mandíbula hígida ocorreram fraturas de côndilo. Também, em alguns espécimes de mandíbulas fixadas dos grupos F2PC e FL, a resistência à ruptura foi verificada ao ocorrer a fratura do côndilo. Devemos considerar a possibilidade de ter havido falha no substrato, tanto no teste das mandíbulas híginas como no das fixadas, pela menor idade dos espécimes utilizados neste trabalho.

No presente estudo as mandíbulas foram conservadas congeladas, sendo descongeladas horas antes do procedimento experimental. Sabe-se que não há diferenças significantes entre as propriedades mecânicas do osso fresco e osso congelado quando armazenado a -20°C (Evans, 1973), desde que retorne à temperatura ambiente antes do teste (Ashman e Van Buskirk, 1987). Com base nestes achados e concordando com outros autores (Foley; Beckman, 1992; Nissenbaum et al, 1997; Uckan et al., 2001; Gomes et al., 2003), mantivemos as mandíbulas congeladas. As mandíbulas foram envoltas em compressas com soro fisiológico, colocadas em sacos plásticos, onde se tomou cuidado para que elas permanecessem em estado úmido e hidratadas, sendo então congeladas e armazenadas a -20°C , corroborando com o proposto por outro estudo (Pimentel, 2012).

Devemos levar em consideração que ao utilizar a mandíbula inteira conseguimos promover uma simulação mais fidedigna sob os três eixos no espaço, o que é impossibilitado quando utilizamos hemi-mandíbulas. Além disso, ao utilizarmos hemi-mandíbulas reproduzimos apenas um ensaio do tipo alavanca (*cantilever*) sobre 2 eixos o qual não simula corretamente as forças produzidas pelo grupo de músculos

mastigatórios. Alguns poucos trabalhos que utilizaram a mandíbula inteira fizeram seus ensaios mecânicos analisando a aplicação de forças de alavanca nos molares homolaterais, incisivos e molares contralaterais (Pereira-Filho et al., 2013; Trivellato et al., 2014). Vários estudos têm utilizado modelos com apenas dois pontos de carga (*cantilever*), ou seja, um ponto em uma extremidade, onde o espécime é mantido fixado, e outro na extremidade oposta onde é aplicada a carga compressiva (Ikemura et al., 1984; Crofts et al., 1990; Lee; Piecuch, 1992; Anucul et al., 1992; Foley; Beckman, 1992; Haug, 1993; Hegtvedt et al., 1994; Loukota; Shelton, 1995; Murphy et al., 1997; Haug et al., 1999; Gomes et al., 2003; Ribeiro Junior et al., 2010; Pektas et al., 2012; Trivellato et al., 2014; Negreiros; Lyrio, 2014). Entretanto, a biomecânica da mandíbula humana em função mastigatória é bem mais complexa que movimentos apenas verticais (Throckmorton; Throckmorton, 1985; Koolstra et al., 1988).

Um modelo de três pontos, desenvolvido previamente num estudo permitiu a formação da curva carga *versus* deslocamento, além de gerar medidas reproduzíveis dos limites elásticos que puderam ser comparadas entre os diferentes tipos de fixação (Armstrong et al. 2001). O referido modelo apresenta um ponto de carregamento com dois apoios, ou seja, um apoio na região dos côndilos, outro na região anterior, e por último, a carga é aplicada na região de ângulo mandibular onde se inserem as fibras do músculo masseter.

Neste estudo, utilizamos um suporte sobre rodas o qual aproximou-se da mecânica mandibular em função, pois, diferente dos modelos anteriores, este suporte permite a aplicação de carga com liberdade nos três eixos no espaço que foram geradas pela máquina de ensaio (Landgraf et al., 2008). Esta deformação, em outros ensaios com hemimandíbulas era absorvida pela haste de fixação utilizada geralmente no ramo e côndilo.

Dentre todos os estudos que avaliam a biomecânica dos sistemas de fixação, existem controvérsias com relação ao critério adotado para avaliar a falha das fixações. A falha clínica pode ocorrer ainda antes do momento que ocorre a fratura em um ensaio mecânico, porém nem sempre o ponto experimentalmente pré-definido como falha relaciona-se com a falha clínica em si (Armstrong et al., 2001). De um modo geral muitos

estudos se valem da falha ou deslocamento do sistema. Porém clinicamente, pequenos deslocamentos que possam levar inclusive a alterações oclusais, não necessariamente estão vinculados à falha do sistema podendo a placa e parafusos terem se mantido em posição.

Entretanto, num modelo experimental essa falência do sistema de fixação pode ser definida como um ponto de inflexão entre a fase elástica e plástica na curva de carga *versus* deslocamento (Ikemura et al., 1984, 1988; Throckmorton; Throckmorton, 1985; Hegtvædt et al., 1994; Edwards; David, 1996).

Sabe-se que há diminuição na força de mordida no período pós-operatório em indivíduos submetidos à cirurgia ortognática ou tratamento de fraturas maxilo-mandibulares. Isto é importante devido ao fato de que mesmo um sistema de fixação sendo menos rígido e menos estável, do ponto de vista biomecânico, pode apresentar sucesso clínico tão bom quanto um sistema teoricamente mais resistente. Vários estudos têm demonstrado que depois de uma fratura ou cirurgia mandibular, há diminuição na força de mordida. Estudos com paciente verificaram que uma semana após o tratamento de fratura de ângulo mandibular, estes apresentavam apenas 31% da carga vertical máxima (Gerlach; Schwarz, 2002). Outro trabalho mostrou que a força de mordida na região de molares, cai cerca de metade do seu valor para homens e de um terço a metade para mulheres no período pós-operatório imediato (Throckmorton et al., 1996). Da mesma forma, foi observado em macacos que após cirurgia para avanço mandibular houve uma diminuição significativa da força de mordida no pós-operatório de doze semanas quando comparado com o pré-operatório. Porém nenhum grupo mostrou rotação significativa do segmento proximal após a cirurgia (Ellis et al., 1988)

Neste estudo foi realizado uma fratura de ângulo mandibular favorável ao tratamento que foi repetida em todos os grupos para fins de padronização. A princípio, a fratura favorável permite uma maior facilidade de fixação e também o tratamento por meio do acesso intra-oral, corroborando com outros autores (Pektas et al., 2012).

A fixação interna é um sistema composto de uma placa anexada ao parafuso por meio da interface parafuso-osso e é utilizada rotineiramente para cirurgia de tratamento

das fraturas de mandíbula. A vantagem da sua utilização é a garantia de uma estabilidade adequada da fratura, reduzindo o risco de deslocamento pós-operatório dos fragmentos fraturados, menor pressão sobre o osso, além de apresentar uma fácil adaptabilidade e a possibilidade de realizar-se uma abordagem intra-oral, sem a necessidade de expor grande extensão óssea para a redução cirúrgica, permitindo uma reparação adequada, retorno da função mandibular precoce e principalmente sem a utilização de bloqueio maxilo-mandibular no período pós-operatório (Ellis III; Graham, 2002; Moraes et al., 2010; Kumar et al., 2013; Chrcanovic, 2014; Singh et al., 2014; Yang; Patil, 2015).

A utilização de uma única miniplaca para o tratamento das fraturas de ângulo é a forma que há mais tempo vem sendo utilizada. Em 1973 foi descrita sua utilização para o tratamento de fraturas mandibulares que podem ser facilmente dobradas e instaladas por via intraoral e fixadas com parafusos monocorticais (Michelet et al., 1973). Já em 1978 foram realizados uma série de experimentos com placas que delinearam as linhas ideais de osteossíntese para fraturas em mandíbula. (Champy et al., 1978). Seu emprego consiste na osteossíntese monocortical, justa-alveolar e subapical, sem compressão e sem bloqueio intermaxilar e pode ser utilizada em muitos tipos de fratura de mandíbula. Esta técnica foi descrita como tendo as seguintes propriedades: acesso cirúrgico simples sem cicatriz desnecessária; efeitos colaterais reduzidos; necessidade de correção pós-operatória reduzida; bloqueio intermaxilar não é necessário no pós operatório além do fato que a redução do desconforto é de grande benefício ao paciente (Champy et al., 1976a).

Testes de experimentação multidisciplinar, por verificação anatômica e estudos biomecânicos definiram as linhas ideais de osteossíntese. Como as placas ósseas são pequenas e os parafusos monocorticais, a fixação pode ser aplicada nessas áreas mais vantajosas do ponto de vista mecânico e sem danificar os dentes. No caso das fraturas de ângulo, os estudos demonstraram que o melhor local para a instalação da placa é a parte achatada localizada na região do terceiro molar onde apresenta fácil acesso e resistência extrema do osso cortical. Porém uma osteossíntese localizada abaixo, na superfície externa da mandíbula, é considerada sólida o suficiente para suportar as cargas das forças mastigatórias nesta região (Champy et al., 1976b).

Em nosso estudo foi utilizada uma placa convencional do sistema 2,0 mm junto a linha oblíqua externa que é considerada adequada para este tipo de fratura. Um estudo biomecânico com uso de uma única placa utilizando a técnica de Champy comparou placas do sistema 2,0 mm com placas do sistema 1,6 mm e verificou que as placas deste último sistema não foram suficientes para resistir às forças semelhantes às mastigatórias (Esen et al., 2012). Com base no tratamento de pacientes com fraturas de ângulo tem se afirmado que o uso de uma única miniplaca fixada na borda superior da mandíbula é um método simples, rápido, seguro e eficaz (Ellis III; Walker, 1996). Um estudo mostrou que na atualidade, há uma tendência da utilização de uma miniplaca na borda superior da mandíbula para tratamento das fraturas de ângulo mandibular, com base num levantamento entre professores norte americanos, reportando um predomínio da técnica de Champy (Gear et al., 2005)

Estudos biomecânicos tem mostrado eficiência da utilização das placas convencionais do sistema 2,0 mm localizadas junto à linha oblíqua. A comparação de sua utilização em fraturas favoráveis e desfavoráveis na região do ângulo mandibular mostrou serem efetivas nas duas situações (Pektas et al., 2012). Também quando se refere à descontinuidade da fratura tem sido demonstrado que a presença deste defeito não interferiu com a resistência mecânica do sistema de fixação (Trivelato et al., 2014).

Com relação à fixação com duas placas, tem sido relatada uma maior estabilidade entre os fragmentos do osso fraturado, fornecendo um melhor ambiente para a reparação óssea (Kroon et al., 1991, Choi et al., 1995, Alkan et al., 2007). No entanto, parece haver inconsistência entre os resultados de modelos biomecânicos de dispositivos de fixação aplicados nas fraturas simuladas do ângulo mandibular e seus desfechos clínicos. Alguns modelos biomecânicos desenvolvidos mostraram que a fixação com duas placas proporciona maior estabilidade do que uma (Kroon et al., 1991, Choi et al., 1995, Alkan et al., 2007). Além disso, alguns estudos biomecânicos demonstraram que as placas tridimensionais também fornecem mais estabilidade do que uma única miniplaca (Alkan et al., 2007; Wittenberg et al., 1997).

Em nosso trabalho, observamos vantagem da fixação com duas placas para o tratamento das fraturas de ângulo mandibular apenas em relação à rigidez vertical.

Relacionado à rigidez horizontal e à resistência à ruptura não houve vantagem entre os sistemas. Desta forma, a possibilidade de que o método com duas placas tenha sido mais efetivo para se contrapor as forças verticais e não as horizontais deve ser considerada. Em um teste para avaliar a estabilidade da fixação da fratura de ângulo mandibular com duas placas em comparação com o uso de uma miniplaca, foi observado que a utilização de duas miniplacas promovem maior estabilidade (Choi et al., 1995).

Em uma comparação biomecânica de quatro técnicas de fixação para fraturas de ângulo mandibular utilizou uma placa convencional segundo técnica de Champy, duas placas convencionais paralelas e placas 3D de quatro e oito furos foi encontrado melhor resultado para duas placas nos ensaios para carga incisal, carga em molar e resistência a ruptura (Muñante-cardenas; Passeri, 2015).

Alguns pesquisadores têm defendido o uso de duas miniplacas para fraturas do ângulo mandibular ao invés de uma (Levy et al., 1991; Fox; Kelman., 2003; Schierle et al., 1997), considerando que as fixações com uma única miniplaca não podem controlar as forças de flexão ou torção, especialmente quando a mandíbula é carregada homolateralmente. Por outro lado, os resultados clínicos são variáveis quanto à quantidade de estabilidade que deve ser proporcionada ao longo do ângulo fraturado da mandíbula (Fox; Kellman., 2003).

Taxas muito altas de complicações (29%), principalmente infecções foram encontradas quando do tratamento das fraturas de ângulo mandibular tratadas com duas miniplacas (Ellis III; Walker, 1994). De fato, estudos clínicos têm demonstrado uma maior ocorrência de complicações mais graves como uso de duas ao invés de uma miniplaca. Considera-se que a fratura teria reparado adequadamente no período em que foi necessário a remoção da placa pois nenhuma fixação adicional era necessária, levando a um maior custo do tratamento (Ellis III, 2009).

O método mais comumente utilizado para estabilizar fraturas através do ângulo da mandíbula pela por cirurgiões na América do Norte e Europa é com uma única miniplaca (Gear et al., 2005). Uma série de estudos tem sido realizados para demonstrar as diferenças entre as fixações da fratura de angulo mandibular com uma ou duas

miniplacas. Entretanto, estudos têm demonstrado que das diferentes técnicas utilizadas para fixar fraturas do ângulo mandibular, a miniplaca única na região superior tem menor morbidade, com menor número de complicações (Levy et al., 1991; Ellis III, 1999; Siddiqui e al., 2007).

A utilização de uma única placa tornou-se, portanto, a técnica padrão para o tratamento de fraturas do ângulo mandibular. Alguns estudos in vitro relataram que sob carga funcional foi observado um espaçamento entre os segmentos fraturados próximo a base da mandíbula do lado fixado, isto ocasionado pela ausência de uma segunda miniplaca (Michelet et al., 1973; Champy et al., 1978; Choi et al., 1995). Tem sido relatado que a utilização de uma única miniplaca para o tratamento das fraturas de ângulo pode levar apenas a complicações menores, como infecções leves, edema ou queixas de dor na região da placa. Na maioria dos casos a fratura repara-se sem problemas com tratamentos simples como antibióticos administrados por via oral e cuidados com a ferida operatória (Ellis, 2009)

No entanto, uma única miniplaca nem sempre proporciona estabilidade suficiente a um ângulo mandibular fraturado, pois existem duas situações gerais nas quais é necessária uma fixação adicional. A primeira é a fratura cominutiva no ângulo da mandíbula. Isso requer uma fixação de suporte de carga que só pode ser fornecida usando uma placa de reconstrução óssea que é segura com pelo menos três parafusos em cada lado e que se estende pela área de cominuição (Ellis III, 2009).

A segunda e mais comum situação em que seria necessária maior estabilidade ao longo do ângulo mandibular fraturado, é quando houver uma fratura associada em outra parte da mandíbula que será tratada fechada ou tratada com fixação não rígida. Por exemplo, a fratura do ângulo e do processo côndilar contralateral cria um ambiente biomecânico que é muito mais complexo do que uma fratura isolada da mandíbula. Se optarmos por tratar a fratura do processo côndilar fechada por meio de terapia funcional, deve-se colocar uma fixação rígida na fratura através do ângulo mandibular para evitar que as forças de torção desloquem a borda inferior da mandíbula na área da fratura do ângulo (Ellis III, 2009). Uma segunda miniplaca aplicada mais abaixo do que a primeira fornece fixação rígida da fratura do ângulo. Poderia também ser utilizada uma placa mais

rígida, ou uma das placas ósseas tridimensionais, para fornecer uma fixação rígida do ângulo fraturado. Se, por outro lado, se optar pela redução aberta e pela fixação interna da fratura do processo côndilar, pode-se então tratar a fratura do ângulo mandibular como uma fratura "isolada", com uma única miniplaca (Ellis III, 2009).

A utilização de uma segunda miniplaca estabelece teoricamente uma segunda linha de osteossíntese, que protege o local da fratura contra torção e flexão, proporcionando maior estabilidade. Porém a diferença na má oclusão pós-operatória entre as fixações com uma ou duas miniplacas, tanto da perspectiva do paciente como da avaliação dos cirurgiões, não demonstra diferença significativa, sendo difícil concluir se a má oclusão é resultado de uma redução da operação ou de uma estabilidade inadequada (Siddiqui et al., 2007).

Quando da utilização de duas miniplacas, a instrumentação extraoral deve ser levada em consideração, sendo que este tipo de abordagem também envolve o risco de reparação, e comporta consequências adversas para o doente, devendo sempre que possível ser evitada. O custo de cada miniplaca e a quantidade adicional de tempo cirúrgico necessário para a colocação da segunda miniplaca também devem ser levados em consideração (Siddiqui et al., 2007).

Os sistemas de placas e de parafusos de travamento (*locking*) conseguem a estabilidade travando o parafuso na placa e realçam a estabilidade da fixação. Uma vantagem para o sistema de placa/parafuso *locking* é que se torna desnecessário que a placa tenha contato íntimo com o osso subjacente, tornando a adaptação da placa mais fácil, promovendo menores alterações no alinhamento dos segmentos e alterações na relação oclusal após o aperto dos parafusos (Feller et al., 2003). À medida que os parafusos são apertados, eles travam na placa, estabilizando os segmentos sem a necessidade de comprimir o osso à placa. Outra vantagem potencial em sistemas de placas e parafusos de travamento é que eles não interrompem a perfusão do osso cortical subjacente tanto quanto as placas convencionais, que comprimem sua superfície inferior sobre o osso cortical. Uma terceira vantagem para a utilização de sistemas de placas e parafusos de travamento é que os parafusos não são susceptíveis de soltar-se da placa. Isto significa que, mesmo que um parafuso seja inserido num espaço do traço de fratura,

o afrouxamento do parafuso não vai ocorrer (Raveh et al., 1987; Ellis III, 1999; Ellis III; Graham, 2002; Ribeiro Junior et al. 2010; Sauerbier et al., 2010; Singh, 2010; Kumar et al., 2013; Yang; Patil, 2015).

Estudos verificaram que o sistema locking é uma modalidade de tratamento confiável e eficaz para fraturas mandibulares (Christah et al., 2005). O sistema de placas / parafusos locking tem o potencial de diminuição da incidência de complicações inflamatórias decorrentes do afrouxamento do sistema (Bolourian, et al., 2002). Os parafusos, placa e osso formam uma estrutura sólida com maior estabilidade do que o sistema convencional de miniplacas. Propõe-se também que este sistema proporcione maior estabilidade quando comparado com as miniplacas convencionais (Ellis III; Graham, 2002).

Em nosso estudo pudemos verificar que, não houve vantagem das placas locking curtas em relação aos sistemas convencionais no que se refere a rigidez vertical, horizontal e resistência a ruptura. Porém, um estudo biomecânico comparando uso de uma placa locking e uma placa convencional para tratamento das fraturas de angulo mandibular, mostrou que as placas locking oferecem maior resistência do que as placas convencionais, sendo que placas mais longas oferecem maior estabilidade (Ribeiro-Júnior et al., 2010).

É interessante notar que em nosso estudo foram utilizadas placas de quatro furos, não havendo diferença significativa entre os sistemas utilizados e podemos aventar a possibilidade de que se fossem utilizadas placas com maior número de furos poderia ter havido diferença entre os sistemas. Em outro estudo biomecânico comparando a quantidade de parafusos (ou tamanho das placas) para a utilização de placas locking reconstrutivas em mandíbulas desdentadas, foi concluído que três parafusos de cada lado aumentam a resistência ao desvio, sendo que a fixação é fraca com o uso de um ou dois parafusos de cada lado – o mesmo utilizado neste estudo (Pereira-Filho et al., 2013), novamente enfatizando o uso de placas com maior número de furos.

Outro diferencial no presente estudo foi a utilização de três diferentes ciclos para a avaliação da rigidez mandibular, o qual permitiu uma melhor adaptação do substrato no

suporte metálico. Com esta tática acreditamos ter sido possível uma melhor avaliação deste estudo biomecânico comparativo de sistemas de fixação

Neste estudo foi feita a avaliação da rigidez vertical, horizontal previamente à fratura para seleção do substrato. A seguir novamente foram feitos os mesmos testes pré e pós osteotomia/fixação na análise dos sistemas. A importância da mensuração da rigidez inicial além da avaliação do padrão das mandíbulas selecionadas (tamanho e carga) garantiu maior homogeneidade entre os grupos, evitando, portanto, um viés de seleção dos grupos ensaiados.

Três tipos de avaliação – Rigidez Vertical, Rigidez Horizontal e Resistência à Ruptura foram realizados no presente trabalho. Os dois primeiros foram realizados de modo diferente aos estudos descritos na literatura. A maioria dos ensaios biomecânicos envolve avaliações destrutivas (Wittebeng et al 1997; Pereira Filho et al., 2010; Ribeiro Junior et al., 2010; Trivellato et al., 2014; Muñante-Cardenas; Passeri, 2015). Em nosso estudo, verificamos também os valores de rigidez vertical e horizontal dos sistemas antes e após as fixações cujos os ensaios se assemelham mais ao que acontece clinicamente com o tratamento das fraturas mandibulares sendo raríssimos os casos de falha do sistema. Por outro lado, deformações decorrentes de uma menor rigidez podem levar a alterações oclusais ou deformidades ósseas, portanto muito antes da falha do sistema.

Com o intuito de medir se a rigidez e padrão inicial das mandíbulas pudessem influenciar os resultados nos valores pós osteotomia/fixação, os testes intergrupos foram realizados. Dessa forma, podemos afirmar com maior certeza que houve redução nos valores de rigidez após a osteotomia/fixação quando comparado aos valores pré-osteotomia/fixação.

Como forma de mensuração da rigidez horizontal, utilizamos modelos de câmera para gravação de vídeos. Para garantir a obtenção desses resultados, foram testados diferentes modelos de câmera até chegarmos no melhor modelo para obtenção dos vídeos e possibilitar a obtenção dos valores de rigidez horizontal nos três grupos analisados. Esses dados não apresentaram diferenças estatísticas entre os grupos, porém os valores de pós diminuem significativamente em relação à rigidez pré-

osteotomia/fixação. É interessante notar que o grupo com duas placas apresentou maior valor de rigidez horizontal no pós-osteotomia/fixação, mostrando uma tendência de maior resistência nesse tipo de teste. Vale ressaltar que no grupo fixado com placas locking a forma mais comum de falha no sistema foi da solda com deformação da placa permanecendo os parafusos fixados no coto proximal. Este achado não é encontrado na literatura e pode ter ocorrido pelo fato da mandíbula possuir liberdade em três eixos no espaço, sendo que possivelmente esta falha estaria associada à deformação horizontal.

No presente estudo, optamos pela utilização dos 3 modos de fixação mais utilizados, uma miniplaca instalada junto da linha oblíqua; duas miniplacas, uma instalada junto a linha oblíqua e outra instalada junto a base da mandíbula ambos os dois modos iniciais utilizando placas convencionais com parafusos monocorticais e um outro modo utilizando uma placa junto a linha oblíqua, porém, utilizando o sistema locking. Neste estudo houve vantagem da fixação com duas placas para o tratamento das fraturas de ângulo mandibular apenas em relação a rigidez vertical, não havendo vantagem de qualquer sistema quanto a rigidez horizontal e a resistência a ruptura. Devemos considerar a possibilidade de que novos sistemas como Placas 3D, Matrix, Placas em Y, entre outras, venham a demonstrar maior rigidez que os sistemas demonstrados neste estudo, sugerindo então novas perspectivas no tratamento das fraturas de ângulo mandibular.

7 CONCLUSÕES

Com base neste estudo comparativo do desempenho mecânico, através de medidas com liberdade de movimento em três eixos no espaço, de mandíbulas fixadas com sistemas 2,0-mm locking e convencionais com uma ou duas placas, em fraturas unilaterais no ângulo de mandíbulas de cordeiros, foi possível concluir que:

- Nos testes de rigidez horizontal e resistência à ruptura, os valores de pós-osteotomia/fixação foram significativamente menores que os valores de pré-osteotomia/fixação.
- O sistema de fixação com duas placas convencionais mostrou maior rigidez vertical que os demais sistemas;
- Não houve diferenças estatisticamente significantes na comparação entre os grupos fixados quanto à rigidez horizontal
- Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos fixados quanto à resistência à ruptura.

REFERÊNCIAS¹

Ardary WC. Prospective clinical evaluation of the use of compression plates and screws in the management of mandible fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989 Nov;47(11):1150-3.

Alkan A, Metin M, Muğlali M, Ozden B, Celebi N. Biomechanical comparison of plating techniques for fractures of the mandibular ¹condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Mar;45(2):145-9.

Ansell RH, Scales JT. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomech.* 1968;1(4):279–302.

Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1992;50(12):1295-9.

Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59(2):191-5.

Ashman RB, Van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res* 1987;1:64-7.

Assael LA. Treatment of Mandibular Angle Fractures :1994;757–61.

Bayram B, Araz K, Uckan S, Balcik C. Comparison of fixation stability of resorbable versus titanium plate and screws in mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Aug;67(8):1644-8.

Brasileiro B, Grotta-Grempel R, Ambrosano et al. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal Split ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 70(4):941-51

Bolourian R, Lazow S, Berger J. Transoral 2,0-mm miniplate fixation of mandibular fractures plus 2 weeks' maxillomandibular fixation: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002 Feb;60(2):167-70.

Camino Junior R, Saavedra MSFA, Linard-Martins LR, Luz JGC. Use of the Locking 2,0-mm fixation system for treating mandibular fractures with the potential for complications. *J Oral Maxillofac Surg Med Pathol* 2016; 28(1):13-8.

¹ De acordo com Estilo Vancouver

Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A. Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. I. Biomechanical bases. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1976a Apr-May;77(3):569-76.

Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A, Gerber JC. Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. II. Presentation of new material. Results. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1976b Apr-May;77(3):577-82.

Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg*. 1978;6(1):14–21.

Chattah NL, Sharir A, Weiner S, Shahar R. Determining the elastic modulus of mouse cortical bone using electronic speckle pattern interferometry (ESPI) and micro computed tomography: a new approach for characterizing small-bone material properties. *Bone*. 2009;45(1):84–90.

Choi BH, Yoo JH, Kim KN, Kang HS. Stability testing of a two- miniplate fixation technique for mandibular angle fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg* 1995;23:122–5.

Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, Goldstein SA. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J Biomech*. 1990;23(11):1103–13.

Chrcanovic BR. Locking versus non-locking plate fixation in the management of mandibular fractures: a meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Oct;43(10):1243-50.

Christah A, Lazow SK, Berger JR. Transoral 2,0-mm locking miniplate fixation of mandibular fractures plus 1 week of maxillomandibular fixation: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005 Dec;63(2):1737-41.

Crofts CE, Trowbridge A, Maung Aung T, Brook IM. A comparative in vitro study of fixation of mandibular fractures with paraskeletal clamps or screw plates. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48(5):461-6.

de Medeiros RC, Sigua EA, Navarro P, Olate S, Albergaria Barbosa JR. In Vitro Mechanical Analysis of Different Techniques of Internal Fixation of Combined Mandibular Angle and Body Fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016 Apr;74(4):778-85.

Edwards TJ, David DJ. A comparative study of miniplates used in the treatment of mandibular fractures. *Plast Reconstr Surg* 1996;97(6):1150-7.

Ellis III E, Walker LR. Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate. *J Oral Maxillofac Surg* .1996;54(7):862–4.

Ellis III E. A prospective study of 3 treatment methods for isolated fractures of the mandibular angle. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010;68(11):2743–54.

Ellis III E. Management of fractures through the angle of the mandible. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2009;21(2):163–74.

Ellis III E. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28(4):243–52.

Ellis III E, Dechow PC, Carlson DS. A comparison of stimulated bite force after mandibular advancement using rigid and nonrigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1988;46:26-32.

Ellis III E, Graham J. Use of a 2,0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002 Jun;60(6):642-5; discussion 645-6.

Ehnhof J, Manson PN, Prein. Principles of Internal fixation of the craniomaxillofacial skeleton trauma and orthognathic surgery. New York: Springer 2012; 395.

Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005a;34(5):551-8.

Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2005b;43(2):97-104.

Esen A, Dolanmaz D, Tüz HH. Biomechanical evaluation of malleable noncompression miniplates in mandibular angle fractures: an experimental study. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Jul;50(5):e65-8.

Evans FG. Factors affecting the mechanical properties of bone. *Bull N Y Acad Méd* 1973;49(9):751-64.

Fedok FG, Van Kooten DW, DeJoseph LM, McGinn JD, Sobota B, Levin RJ, et al. Plating techniques and plate orientation in repair of mandibular angle fractures: an in vitro study. *Laryngoscope*. 1998;108(8):1218–24.

Feller KU, Schneider M, Hlawitschka M, Pfeifer G, Lauer G, Eckelt U. Analysis of complications in fractures of the mandibular angle – a study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients. *J Craniomaxillofac Surg*. 2003 Oct;31(5):290-5.

Foley WL, Beckman TW. In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* . 1992;7(3):147–51.

Fox AJ, Kellman RM. Mandibular angle fractures: two-miniplate fixation and complications. *Arch Facial Plast Surg*. 2003 Nov-Dec;5(6):464-9.

Gaynor EF. The mechanical properties of bone. *Spring*. 1969 13(1): 37-48.

Gear AJ, Apasova E, Schmitz JP, Schubert W. Treatment modalities for mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(5):655–63.

Genant HK, Block JE, Steiger P, Glueer C-C, Smith R. Quantitative computed tomography in assessment of osteoporosis. *Semin Nucl Med*. 1987;17(4):316–33.

Gerlach KL, Schwarz A. Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002;31(4):345-8.

Gomes PP, Guimaraes Filho R, Mazzonetto R. Evaluation of the bending strength of rigid internal fixation with absorbable and metallic screws in mandibular ramus sagittal split osteotomy: in vitro study. *Pesqui Odontol Brás* 2003;17(3):267-72.

Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):300-8.

Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillo- fac Surg* 2001;59:1199–210.

Haug RH, Serafin BL. Mandibular Angle Fractures : A Clinical and Biomechanical Comparison — the Works of Ellis III and Haug. 2008;0297(212):31–8.

Haug RH. The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51(2):159-62.

Hegtvædt AK, Michaels GC, Beals DW. Comparison of the resistance of miniplates and microplates to various in vitro forces. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52(3):251-7.

Ikemura K, Hidaka H, Etoh T, Kabata K. Osteosynthesis in facial bone fractures using miniplates: clinical and experimental studies. *J Oral Maxillofac Surg* 1988;46(1):10-4

Ikemura K, Kouno Y, Shibata H, Yamasaki K. Biomechanical study on monocortical osteosynthesis for the fracture of the mandible. *Int J Oral Surg* 1984;13(4):307-12.

Kim HC, Essaki S, Kameyama T. Comparison of screw placement patterns on the rigidity of sagittal split osteotomy: technical note. *J Cranio Max Fac Surg* 1995;23:54-56.

Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53(12):1374-83.

Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* 1988;21(7):563-76.

Kroon FH, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA. The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg*. 1991;19(5):199–204.

Kruse RN, Lorio JJ, Mukherjee DP, Albright JA. Analysis of quantitative computed tomography scans using a Sun workstation. In: [1993] Proceedings of the Twelfth Southern Biomedical Engineering Conference. IEEE; 1993. 37–9.

Kumar I, Singh V, Singh A, Arora V, Bajaj A. Comparative evaluation of 2,0-mm locking plate system vs. 2,0-mm nonlocking plate system for mandibular fractures--a retrospective study. *Oral Maxillofac Surg*. 2013 Dec;17(4):287-91.

Landgraf H. Avaliação da estabilidade na fixação da osteotomia sagital mandibular utilizando parafusos bicorticais inseridos com angulação de 60° e 90°. Estudo biomecânico em mandíbulas de cordeiro. [Dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2008.

Lee J, Piecuch JF. The sagittal ramus osteotomy. Stability of fixation with internal miniplates. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1992;21(6):326-30.

Levy FE, Smith RW, Odland RM, Marentette LJ. Monocortical miniplate fixation of mandibular angle fractures. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1991;117:149–54.

Lodde JP, Champy M. Biomechanical justification of a new osteosynthesis device in facial surgery. *Ann Chir Plast*. 1976;21(2):115-21.

Loukota RA, Shelton JC. Mechanical analysis of maxillofacial miniplates. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995;33(3):174-9

Luz JGC, Moraes RB, D'Avila RP, Yamamoto MK. Fractures contributing to the surgical retreatment of mandibular fractures. *Braz Oral Res*. 2013; 27:258-65.

Manganello SLC, Luz JGC. Tratamento cirúrgico do trauma bucomaxilofacial. 3. ed. São Paulo: Roca; 2006.

Matos FP, Arnez MFM, Sverzut CE, Trivellato AE. A retrospective study of mandibular fracture in a 40-month period. *Int J. Oral Maxillofac. Surg*. 2010., 39(1):10-5.

Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw- diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 1999;27(6):365-72.

Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 2003;31(5):284-9.

Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *J Maxillofac Surg*. 1973;1(2):79–84.

Moraes RB, Landes CA, Luz JGC. Fixation of mandibular fractures with plates or miniplates: prospective study. *Minerva Stmatol*. 2010 Apr;59(4):159-66.

Muñante-Cardenas JL, Passeri LA. Biomechanical comparison of four mandibular angle fracture fixation techniques. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*. 2015 Jun;8(2):123-8.

Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(5):489-94.

Negreiros Lyrio MC, Monnazzi MS, De Moraes M, Hochuli-Vieira E, Nunes Reis JM, Pereira-Filho VA. Comparison of compressive strength between three different plates for mandibular angle fractures fixation. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014 Jul;42(5):277-80.

Nissenbaum M, Lownie M, Cleaton-Jones P. Relative displacement resistance of standard and low-profile bone plates in experimental mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;83(4):427- 32.

Pektas ZO, Bayram B, Balcik C, Develi T, Uckan S. Effects of different mandibular fracture patterns on the stability of miniplate screw fixation in angle mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(3):339–43.

Pereira-Filho V, da Silva J, Nunes Reis et al., Effect of the number of screws on the stability of locking mandibular reconstruction plates. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013; 42 (6): 732-35.

Pimentel LFRO. Estudo biomecânico de flexão (ex-vivo) em osteotomia no diastema de mandíbulas de eqüinos estabilizada com placas bloqueadas e implantes transdentários. [Tese] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, 2012.

Poon CC, Verco S. Evaluation of fracture healing and subimplant bone response following fixation with a locking miniplate and screw system for mandibular angle fractures in a sheep model. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Jun;42(6):736-45.

Raveh J, Vuillemin T, Ladrach K, Roux M, Sutter F. Plate osteosynthesis of 367 mandibular fractures. The unrestricted indication for the intraoral approach. *J Craniomaxillofac Surg.* 1987 15:244.

Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(11):1109–14.

Rodrigues DC, Falci SG, Lauria A, Marchiori ÉC, Moreira RW. Mechanical and photoelastic analysis of four different fixation methods for mandibular body fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015 Apr;43(3):306-11.

Rudderman RH, Mullen RL. Biomechanics of the facial skeleton. *Clin Plast Surg.* 1992;19(1):11–29.

Sato FR, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Jan;68(1):160-6

Sauerbier S, Kuenz J, Hauptmann S, Hoogendijk CF, Liebehenschel N, Schön R, Schmelzeisen R, Gutwald R. Clinical aspects of a 2,0-mm locking plate system for mandibular fracture surgery. *J Craniomaxillofac Surg.* 2010 Oct;38(7):501-4.

Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B, Pytlik C. One- or two-plate fixation of mandibular angle fractures? *J Craniomaxillofac Surg.* 1997;25(3):162–8.

Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52:45-8.

Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54(11):1317-24.

Shetty V, McBrearty D, Fournay M, Caputo AA. Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:791–801.

Siddiqui A, Markose G, Moos KF, McMahon J, Ayoub AF. One miniplate versus two in the management of mandibular angle fractures: a prospective randomised study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Apr;45(3):223-5.

Singh V, Khatana S, Bhagol A. Superior border versus inferior border fixation in displaced mandibular angle fractures: prospective randomized comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 Jul;43(7):834-40.

Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis III E 3rd. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54(9):1080-6.

Throckmorton GS, Ellis III E 3rd, Winkler AJ, Dechow PC. Bone strain following application of a rigid bone plate: an in vitro study in human mandibles. *J Oral Maxillofac Surg* 1992;50(10):1066-73.

Throckmorton GS, Throckmorton LS. Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces--I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces. *J Biomech*. 1985;18(6):445-52.

Trainotti S, Raith S, Kesting M, Eichhorn S, Bauer F, Kolk A, Lethaus B, Hölzle F, Steiner T. Locking versus nonlocking plates in mandibular reconstruction with fibular graft--a biomechanical ex vivo study. *Clin Oral Investig*. 2014 May;18(4):1291-8.

Trivellato PF, Pepato AO, Ribeiro MC, Sverzut CE, Trivellato AE. In vitro evaluation of the resistance of a 2,0-mm titanium fixation system in the sectioned angle without continuity of the inferior border of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014;43(5):559–63.

Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2001;39:266-8.

Unger S, Blauth M, Schmoelz W. Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. *Bone* . 2010;47(6):1048–53.

Wittenberg JM, Mukherjee DP, Smith BR, Kruse RN. Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* . 1997;26(1):68–73.

Yada K, Puneet G, Sanjay S, Ramakant R. Bite Force Evaluation of Conventional Plating System Versus Locking Plating System for Mandibular Fracture. *J Maxillofac Oral Surg*. 2015;14(4):972–8.

Yamamoto MK, D'Ávila RP, Luz JGC. Evaluation of surgical retreatment of mandibular fractures. *J Craniomaxillofac Surg*. 2013 Jan;41(1):42-6.

Yang L, Patil PM. Comparative evaluation of 2,0 mm locking plate system vs 2,0 mm non-locking plate system for mandibular angle fracture fixation: a prospective randomized study. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2015 Feb;19(4): 552-6.

ANEXO A - Certificado CEUA/FOUSP

Fundada em 1900
"Em constante busca da excelência"

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Comissão de Ética no Uso de Animais
Tel. (11) 3091 7842
ceuafo@usp.br

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo CEUA/FOUSP N° 009/2015 referente ao projeto intitulado: **"Avaliação biomecânica da fixação com sistemas de 2.0-mm em fraturas de ângulo mandibular. Estudo em mandíbulas de carneiro sob esforços em três eixos no espaço"** sob a responsabilidade de execução dos autores **Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz** e do aluno **Milton de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, foi analisado na presente data e considerado isento de análise da CEUA por utilizar ossos da espécie *Ovis aries* proveniente de frigorífico.

São Paulo, 23 de março de 2015.

Prof. Dr. Victor Elias Arana-Chavez
Presidente da CEUA/FOUSP

ANEXO B – Solicitação de Amostra Animal

Fundada em 1900
"Em constante busca da excelência"

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas - Área de
Concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilofaciais
Profa. Associada Maria da Graça Naclério Homem – mgracanh@usp.br
Tel. (11) 3091 7887/7832/7911

Of. PG/CTBMF.29/2015

São Paulo, 24 de agosto de 2015.

Prezados Senhores,

Solicitamos de V. Sa. O fornecimento de 70 (setenta) cabeças de ovinos para o meu orientado o Mestrando MILTON DE SIQUEIRA FERREIRA ANZALONI SAAVEDRA desenvolver o projeto de pesquisa intitulado "Avaliação biomecânica da fixação com sistemas de 2.0-mm em fraturas de ângulo mandibular. Estudo em mandíbulas de carneiro sob esforços em três eixos no espaço" sob a minha responsabilidade. As peças serão retiradas em lotes durante a pesquisa. Também anexamos o certificado-protocolo CEUA/FOUSP nº 009/2015 aprovado em 23 de março de 2015.

Atenciosamente,

Professor Titular João Gualberto de Cerqueira Luz

Orientador da Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco
Maxilo-Faciais do Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas

Ilmos. Srs.

Dr. MARCO ANTÔNIO JOAQUIM MARQUES (Veterinário Responsável)

Sr. RICARDO HIROCHI OISHI (Encarregado Geral)

ANEXO C – Relatório de Abate

Frigorífico DiPaulo	SIF 3452
----------------------------	--

Relatório de Abate

Data do abate: 24/08/2015

Ovinos abatidos: 100

Média de peso vivo: 43,765 kg

Idade: 7 meses

Raça: Cruzamento das raças Sta. Inês x Dorper

Média de Rendimento de carcaça: 49,88%

Procedência: Animais provenientes das cidades de Rio Casca-MG e Ijaci-MG.

Alimentação: Criados a pasto, com terminação em confinamento com dieta baseada em fornecimento de volumoso e ração concentrada a base de farelo de soja e grãos de milho.

Marco Antonio J. Marques
Médico Veterinário – Responsável Técnico

Marco A. J. Marques
Médico Veterinário
CRMV/SP 35906

09.348.028/0001-99

PAULO OLIVA GIASSETTI

AV. ANTONIO MULLER, Nº 3455
CH. MONTEREY - CEP 13.215-830

JUNDIAÍ-SP

Av. ANTONIO MULLER, 3455 - Rio Acima - JUNDIAÍ - SP / CEP:13215-830

Tel: (11) 4535-2267 e-mail: frigorificodioliva@gmail.com

ANEXO D – Declaração de isenção de conflito de interesses

Eu, **Milton de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, autor da Dissertação de Mestrado intitulada “**Estudo biomecânico comparativo de sistemas de fixação de 2,0-mm locking e convencionais em fraturas de ângulo em mandíbulas de cordeiro sob esforços em três eixos no espaço**” declaro ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilofaciais, por ser a expressão da verdade e , com plena consciência das responsabilidades inerentes a qualquer tempo, de vínculos atuais, passados ou previsíveis, de natureza pessoal, acadêmica, política, técnica, comercial ou financeira, a total inexistência de conflito de interesses com as empresas fornecedora ou fabricante dos materiais de osteossíntese utilizados neste estudo.

São Paulo, 10 de Outubro de 2016.

ANEXO E – Tabelas do teste de Tukey nas comparações

Tabela A.1- Valores do teste de Tukey na comparação entre grupos dois a dois para a rigidez vertical. IN significa Pré e POS - Pós- Osteotomia/Fixação

Cell No.	Fixação	IN-POS	{1} 394,10	{2} 135,14	{3} 397,18	{4} 284,30	{5} 405,23	{6} 116,88
1	f1pc	RigInVert		0.000246	1.000000	0.137734	0.999811	0.000154
2	f1pc	RigPosVert	0.000246		0.000171	0.019872	0.000160	0.997850
3	f2pc	RigInVert	1.000000	0.000171		0.068250	0.999962	0.000152
4	f2pc	RigPosVert	0.137734	0.019872	0.068250		0.082678	0.007440
5	fl	RigInVert	0.999811	0.000160	0.999962	0.082678		0.000180
6	fl	RigPosVert	0.000154	0.997850	0.000152	0.007440	0.000180	

Desconsiderar as comparações entre valores Iniciais de um determinado grupo com o valores pós de outro grupo.

Tabela A.2- Valores do teste de Tukey na comparação entre grupos dois a dois para a rigidez horizontal. IN significa Pré e POS – Pós- Osteotomia/Fixação

Cell No.	Fixação	IN-POS	{1} 784,85	{2} 204,95	{3} 1176,4	{4} 608,01	{5} 1017,0	{6} 105,47
1	f1pc	RigInHoriz		0.283378	0.604159	0.976983	0.928747	0.095722
2	f1pc	RigPosHor	0.283378		0.006708	0.575221	0.030250	0.998411
3	f2pc	RigInHoriz	0.604159	0.006708		0.301363	0.985442	0.002568
4	f2pc	RigPosHor	0.976983	0.575221	0.301363		0.560266	0.341560
5	fl	RigInHoriz	0.928747	0.030250	0.985442	0.560266		0.036837
6	fl	RigPosHor	0.095722	0.998411	0.002568	0.341560	0.036837	

Desconsiderar as comparações entre valores Iniciais de um determinado grupo com o valores pós de outro grupo.

Tabela A.3- Valores do teste de Tukey na comparação entre grupos e o controle para a resistência à ruptura.

Cell No.	Fixação	{1} 546.73	{2} 737.96	{3} 712.47	{4} 1450.2		
1	f1pc		0.628385	0.722279	0.000389		
2	f2pc	0.628385		0.998472	0.001946		
3	fl	0.722279	0.998472		0.001488		
4	Hig	0.000389	0.001946	0.001488			

Desconsiderar as comparações entre os grupos experimentais.