



ANDREZZA LAURIA DE MOURA

**“ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA
MECÂNICA CÍCLICA E LINEAR ENTRE PLACAS
PRÉ-DOBRADAS E DOBRADAS MANUALMENTE
PARA AVANÇO MAXILAR EM CIRURGIA
ORTOGNÁTICA”**

Piracicaba

2014



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ANDREZZA LAURIA DE MOURA

“ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA CÍCLICA E LINEAR ENTRE PLACAS PRÉ-DOBRADAS E DOBRADAS MANUALMENTE PARA AVANÇO MAXILAR EM CIRURGIA ORTOGNÁTICA”

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Doutora em Clínica Odontológica com Área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Orientador: Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida por Andrezza Lauria de Moura e orientada pelo Prof. Dr. Roger Willian Fernandes Moreira.

Assinatura do Orientador

Piracicaba
2014

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

M865e Moura, Andrezza Lauria, 1982-
Estudo comparativo da resistência mecânica cíclica e linear entre placas pré-dobradas e dobradas manualmente para avanço maxilar em cirurgia ortognática / Andrezza Lauria de Moura. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2014.

Orientador: Roger William Fernandes Moreira.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Placas ósseas. 2. Estresse mecânico. 3. Fadiga. 4. Osteotomia maxilar. I. Moreira, Roger William Fernandes, 1971-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Comparative study of cyclic and linear mechanical resistance of prebent and manually bent plates used for maxillary advancement in orthognathic surgery

Palavras-chave em inglês:

Bone plates

Stress, mechanical

Fatigue

Maxillary osteotomy

Área de concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Titulação: Doutora em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Roger William Fernandes Moreira [Orientador]

Marcelo Marotta Araújo

Alessandro Costa da Silva

Raul Seabra Guimarães Neto

Érica Cristina Marchiori

Data de defesa: 28-07-2014

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 28 de Julho de 2014, considerou a candidata ANDREZZA LAURIA DE MOURA aprovada.

Prof. Dr. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

Prof. Dr. MARCELO MAROTTA ARAÚJO

Prof. Dr. ALESSANDRO COSTA DA SILVA

Prof. Dr. RAUL SEABRA GUIMARÃES NETO

Profa. Dra. ÉRICA CRISTINA MARCHIORI

RESUMO

O propósito no estudo foi avaliar comparativamente, através de teste de carregamento linear e cíclico, placas pré-dobradas e dobradas manualmente para avanço maxilar em cirurgia ortognática. Os grupos foram divididos em: Grupo I com placas pré-dobradas para avanço maxilar de 5mm, fixadas em blocos de poliuretano para o teste linear e blocos de alumínio para o teste cíclico; e grupo II, com placas dobradas manualmente simulando avanço maxilar de 5mm, fixadas em blocos de poliuretano e alumínio. Os testes de carregamento linear foram realizados com 8 amostras em cada grupo e com auxílio da máquina para ensaio universal mecânica Instron® 4411 até a falha do material. Já o teste cíclico foi realizado com 5 amostras em cada grupo através de uma máquina para ensaio universal Instron® E3000 e foram submetidas à carga de 12N a 120N, frequência de 3 Hz até a fratura da placa ou parafuso e com o número máximo de 500.000 ciclos. As médias e desvio padrão foram avaliadas através dos testes t-Student e Mann-Whitney em nível de significância de 5% para o teste linear e medianas através do teste Mann-Whitney para o teste cíclico. Os resultados do teste mecânico linear mostraram que não houve diferença estatística entre os grupos de placas pré-dobradas e dobradas manualmente, quando comparados em relação a carga de pico ($p=0.09$) e deslocamento de pico ($p=0.63$). Já o teste cíclico apresentou diferença estatística entre os grupos quanto ao número de ciclos, onde o grupo de placas pré-dobradas atingiu o limite de 500.000 ciclos sem fratura e o grupo de placas dobradas manualmente fraturaram em uma média 94.737 ciclos ($p=0.008$). A resistência mecânica *in vitro* entre os grupos de placas pré-dobradas e as dobradas manualmente não alterou com a confecção de dobras no teste de carregamento linear, porém, a confecção das mesmas pode ter criado microfraturas e fragilizações que, com o teste de ciclagem, causaram fratura prematura das placas com dobras manuais.

Palavras-chave: Placas ósseas. Estresse mecânico. Fadiga. Osteotomia maxilar.

ABSTRACT

The purpose of the study was to comparatively evaluate, through linear load testing and cyclic loading test, prebent plates and plates bent manually to maxillary advancement in orthognathic surgery. The groups were divided into Group I with prebent plates for 5mm maxillary advancement, fixed in polyurethane blocks for linear test and aluminum blocks for cyclic test; and group II, with eight plates bent manually for 5mm maxillary advancement, fixed in polyurethane and aluminum blocks. Linear loading tests were performed with eight samples in each group through a mechanical universal testing machine Instron ® 4411, until failure of the material. The cyclic tests were performed with five samples in each group through a mechanical universal testing machine Instron ® E3000, where the samples were subjected to load of 12N to 120N and frequency of 3 Hz until plate or screw fracture, whit maximum number of 500,000 cycles. Means and standard deviations were evaluated by applying the Student t test and Mann-Whitney test at a significance level of 5% for linear loading and medians by Mann-Whitney test for cyclic loading. The results of linear mechanical testing showed no statistical difference between the groups pre-folded cards and folded manually compared peak load ($p=0.09$) and peak displacement ($p=0.63$). The cyclic test showed statistical difference between the groups, where the group of prebent plates reached the limit of 500,000 cycles without fracture and the group of manual bent plates fractured at an average of 94.737 cycles ($p=0.008$). The mechanical resistance *in vitro* among groups of prebent plates and plates bent manually does not change with the confection of bends in the linear loading test; however, the bends may have created microfractures and embrittlements that with the cyclic test, caused premature fracture of the plates.

Keywords: Bone plates. Mechanical stress. Fatigue. Maxillary osteotomy.

SUMÁRIO

Dedicatória	xi
Agradecimentos	xiii
Introdução	1
Capítulo:	7
Estudo comparativo de resistência mecânica cíclica e linear entre placas pré-dobradas e dobradas manualmente para avanço maxilar em cirurgia ortognática	
Conclusão	32
Referências	33
Apêndice	36

Dedico esse trabalho à minha família e em especial a minha mãe **Lourdes Lauria**, minha irmã **Andréia Lauria Sampaio** e minha madrinha, **Santa Fé Reis Bastos**, por todo amor, dedicação, preocupação e cuidado que tem por mim. Por sempre acreditar e apostar no meu desenvolvimento pessoal e profissional.

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, por estar sempre presente, iluminando minha caminhada.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, pela atenção, incentivo e ensinamentos que me passou durante todos esses anos de FOP.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, por todos os ensinamentos, carinho e dedicação à mim dispensados, por sempre demonstrar preocupação com minha formação profissional, meus sinceros agradecimentos.

À **Profa. Dra. Luciana Asprino**, pela atenção e contribuições em minha formação durante o curso de pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo Albergaria-Barbosa**, pela alegria, amizade e por ensinar de forma leve e sábia.

Ao **Prof. Dr. Alexander Sverzut** pelos ensinamentos, paciência e boa vontade, características essas visíveis, mesmo apesar do pouco convívio.

Ao **Prof. Dr. Fábio Ricardo Loureiro Sato** por todos os ensinamentos e incentivos, por ajudar sem obrigações, estar sempre presente e querer a melhoria profissional dos colegas à sua volta.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP, na pessoa do diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge** e à Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do reitor **José Tadeu Jorge**, pela oportunidade de adquirir conhecimento através do desenvolvimento de todas as minhas atividades no curso de pós-graduação.

Aos engenheiros **Marcos Cagiani (FOP-UNICAMP)**, **Fábio Fontana e Leonardo Pazzeto (SENAI-RC)** pela imensa ajuda e orientação na operação das máquinas Instron.

À **Fundação de Amparo e Pesquisa do Amazonas (FAPEAM)**, pela concessão da bolsa de estudo para o desenvolvimento da pesquisa.

À empresa **Tóride** pelo fornecimento dos materiais para realização desse trabalho, meus sinceros agradecimentos.

À banca de qualificação, composta pelos professores: **Prof. Dr. Paulo Caria, Prof. Dr. Lucas Cavallieri e Prof. Dr. Rafael Ortega** pelo aceite do convite. Suas ideias e opiniões acrescentaram e enriqueceram o meu trabalho.

À banca de defesa, composta pelos professores: **Prof. Roger Moreira, Prof. Dr. Marcelo Araújo, Prof. Dr. Alessandro Costa e Silva, Prof. Dr. Raul Seabra Guimarães Neto e Profa. Dra. Érica Marchiori** pelo aceite do convite e colaboração.

Aos meus pais, **Lourdes Lauria e Ubiraci Moura**, por todo apoio e dedicação. Pela preocupação constante, pelo amor incondicional e por apostarem em todos os meus sonhos. Mãe, repito que você é sempre será meu maior exemplo e meu maior orgulho.

À minha amiga e irmã querida **Andréia Lauria de Moura Sampaio**, por todo o suporte, atenção, amizade e amor dispensados. Te amo muito e você também é um exemplo de mulher por ser forte, sincera e humilde. Aos meus irmãos **André Luiz Lauria de Moura, Anderson Lauria de Moura e Sebastião Reis Lauria** pela atenção, companheirismo e amizade. Amo todos vocês.

À toda minha família, em especial minha madrinha **Santa Fé Reis Bastos** e minhas tias **Fátima Lauria, Eline Lauria, Ana Lúcia Lauria e Aline Lauria** por serem minhas mães também. Que possamos continuar sempre unidas e com muito amor em nossa volta.

À minha avó materna **Maria Lauria** e meu avô paterno **José Moura** por serem exemplos vivos de garra e força na vida.

Aos meus colegas e amigos que pude conviver durante todos esses anos de pós-graduação: **Patrício de Oliveira Neto, Saulo Ellery, Érica Marchiori, Gabriela Mayrink, Lucas Cavalieri, Simei Freire, Paulo Hemerson de Moraes, Lucas Martins, Rafael Ortega, Cláudio Nóia, Marcelo Mendes, Castelo Cidade, Darklilson Santos, Valdir Andrade, Evandro Portela, Renato Marano, Maximiana Maliska, Leandro Pozzer, Raquel Medeiros, Joel Motta Jr, Danillo Rodrigues, Clarice Maia, Douglas Goulart, Milton Cougo, Zarina Santos, Fabiano Menegatt, Pauline Magalhães, Éder Sigua, Breno Nogueira e Renato Ribeiro, Gustavo Souza, Antônio Lanata e Andrés Carceres**, pelo convívio, ensinamentos, brincadeiras e aprendizado diário.

Às funcionárias da área de cirurgia **Edilaine Felipe, Angélica Quinhones, Débora Barbeiro e Nathalia Tobaldini** por estarem sempre presentes e dispostas a nos ajudar.

A todos os **pacientes**, que permitem meu aprendizado e evolução profissional.

“Felicidade é quando o que se fala, o que se pensa e o
que se faz estão em plena harmonia”

Mahatma Gandhi

INTRODUÇÃO

A maxila pode apresentar diversas alterações em seu posicionamento, tanto no sentido anteroposterior, vertical como laterolateral. O termo “deficiência maxilar” pode ser aplicado a deficiência ou hipoplasia da maxila nas três dimensões e raramente ocorre de forma isolada, se apresentando em combinação com outras deformidades esqueléticas (Van Sickels & Kushner, 2012; Perciaccante, 2011).

Pacientes com deficiência anteroposterior de maxila geralmente apresentam ao exame físico o terço médio da face deficiente (principalmente em região paranasal), lábio superior “achatado” e curto, ângulo nasolabial obtuso com a columela orientada em sentido horizontal, base alar constricta e exposição limitada do vermelhão do lábio superior (Reyneke, 2003; Garri *et al.*, 2008).

Para correção de deformidades esqueléticas maxilares, a cirurgia ortognática é considerada o método mais eficiente de tratamento, envolvendo a execução de osteotomia Le Fort I para movimentar a maxila nos três planos espaciais (Ilg, 1999; Tucker *et al.*, 2008; Centeno & Mast, 2012). O objetivo principal do procedimento é alcançar função e estética adequadas através do estabelecimento (e manutenção) da posição dos maxilares, com oclusão tipo Classe I e estética adequada dos tecidos moles (Perciaccante, 2011).

O primeiro relato de cirurgia ortognática na maxila foi descrito por Von Langenbeck em 1859 para remoção de um pólipó nasal e Cheever, em 1867, foi o primeiro americano a relatar uma osteotomia hemimaxilar com mobilização da mesma para tratamento de tumor que ocasionava obstrução nasal total (Perciaccante & Bays, 2004). Em 1927, Wassmund foi o primeiro a descrever a osteotomia Le Fort I completa para correção de deformidade dentofacial (Centeno & Mast, 2012). A maxila não era mobilizada por receio de sangramentos e necrose

óssea, sendo então a má-oclusão corrigida através de tração elástica por uma semana (Perciaccante, 2011). Axhausen, em 1934, foi o primeiro a relatar mobilização da maxila após osteotomia e reposicionamento imediato devido à má-união por fratura de maxila (Posnik 2014). Apenas em 1965 foi descrita a mobilização completa da osteotomia Le Fort I por Obwegeser, para que o reposicionamento da maxila pudesse ser feito tridimensionalmente e sem tensão (Perciaccante & Bays, 2004). A primeira grande série de pacientes submetidos a osteotomia maxilar foi descrita por Wilmar em 1974, em que o autor expõe 106 casos operados (Ilg, 1999). Diversas técnicas a partir de então foram descritas para correção de deformidades maxilares e Bell, em 1975, documentou todo o processo de reparo ósseo e revascularização da maxila após a osteotomia Le Fort I, indicando ser um procedimento viável e seguro a ser realizado (Proffit *et al.*, 2002). A execução de diversas modificações por Epker e Schendel, em 1980, veio a popularizar a confecção da osteotomia Le Fort I para correção de deformidades dentofaciais (Ilg, 1999).

A fixação interna com placas ósseas e parafusos transformou-se em um procedimento padrão para estabilização da maxila (Perciaccante & Bays, 2004) e a posição esquelética dos segmentos osteotomizados é controlada pela fixação de forma a resistir às forças mastigatórias. Caso isso não aconteça, pode-se gerar instabilidade no pós-operatório, oclusão inadequada e recidiva do movimento realizado pela técnica cirúrgica (Uckan *et al.*, 2009).

Existem inúmeras vantagens deste tipo de fixação em relação aos outros métodos. Haraji *et al.* (2009) e Schmidt *et al.* (2008), citam uma maior aproximação e estabilidade dos segmentos osteotomizados durante o procedimento, eliminação ou diminuição do tempo de aplicação de bloqueio maxilomandibular (BMM), maior facilidade de nutrição, higienização bucal e fonação; proporcionando um maior conforto ao paciente. Van Sickels & Richardson (1996) citam ainda retorno à função e atividades diárias de forma precoce com o uso da fixação interna estável.

Segundo a Assael *et al.* (1998), ao escolher a placa que será utilizada para fixação da osteotomia, deve-se dobrá-la conforme o avanço realizado, adaptando a sua forma de acordo com a anatomia óssea modificada. Sob condições ideais, o sistema deve permanecer estável durante o processo de reparo ósseo e se a placa não estiver precisamente adaptada e sem contato íntimo com o tecido ósseo, poderá resultar em uma fixação instável, podendo causar pseudoartrose, má união ou não união dos segmentos (Haug *et al.* 2002).

Diferentes técnicas de fixação têm sido empregadas na maxila, porém a fixação interna com a utilização de quatro placas em formato de “L” é a técnica mais utilizada (Uckan *et al.*, 2009; Miloro & Kolokythas, 2012; Centeno & Mast, 2012). Uma grande variedade de sistemas, tamanhos de placas e parafusos são disponibilizadas, porém, na maioria dos casos, placas de titânio do sistema 1,5mm ou 2,0mm geralmente são utilizadas na região dos pilares canino e zigomático (Perciaccante & Bays, 2004; Garri *et al.*, 2008), em que as placas do sistema 2,0mm são selecionadas para casos de movimentos mais extensos ou cicatrizes pré-existentes como fissuras labiopalatais ou traumas anteriores (Centeno & Mast, 2012).

Proffit *et al.* (2007), em seu estudo sobre hierarquia da estabilidade em cirurgia ortognática, relataram que o avanço de maxila isolado é considerado estável quando utilizada fixação interna estável ou fios de aço e cerca de 80% dos pacientes submetidos ao procedimento apresentam pequena mudança horizontal no período pós-operatório de um ano, 20% apresentam recidiva moderada (2 a 4mm) e em poucos pacientes se observa uma recidiva maior que 4mm. Já em casos de cirurgias bimaxilares que envolvem avanço maxilar, o procedimento é considerado estável apenas com a utilização de fixação interna estável.

A maxila se comporta de maneira diferente a depender do movimento realizado. O avanço de maxila não é tão estável quanto o reposicionamento superior e a utilização da placa e parafuso parece ser superior ao fio de aço e está

susceptível a recidiva em grandes avanços (Van Sickels & Richardson 1996). Em uma amostra de 43 pacientes submetidos a avanços maxilares de 5mm, Dowling *et al.* (2005), evidenciou que a recidiva girou em torno de 18% e foi clinicamente significativa em 14% deles. Quase todas as recidivas (89%) ocorreram dentro dos primeiros seis meses do procedimento cirúrgico. Uma análise de regressão mostrou que avanços maiores e movimentos inferiores da maxila apresentam maior risco de recidiva horizontal da maxila.

Para avanços maxilares de maior magnitude, placas pré-dobradas podem ser utilizadas para maior segurança. Essas placas passam por um processo de anodização depois que as dobras são produzidas e dessa forma, devido ao fato da tensão ser removida pela criação de dobras, há um aumento na resistência à deformação da mesma (Perciaccante, 2011). Segundo Lye *et al.* (2008), essas placas são manufaturadas em 2 ângulos opostos para produzir um degrau em sua parte mais central e apresentam diferentes desenhos e comprimentos para fornecer diversos graus de avanço da maxila, além de requererem mínima manipulação para adaptação (Lye *et al.*, 2008; Miloro & Kolokythas, 2012).

O real conceito por trás de sua criação é a redução ou eliminação da necessidade de confecção de dobras e contorno das placas de titânio durante a cirurgia ortognática (Lye *et al.*, 2008). Em estudo de teste mecânico com diferentes métodos de fixação para osteotomias maxilares, Araújo *et al.* (2001) demonstraram que o método associado com placas pré-dobradas apresentaram maior resistência ao deslocamento e às cargas em relação aos outros sistemas de fixação.

Araújo *et al.* (2001) afirmaram que para tratamento cirúrgico de hipoplasias maxilares, apneia obstrutiva do sono e fissuras labiopalatais, onde avanços maxilares de maior magnitude (maiores que 6mm) utilizando osteotomia Le Fort I são indicados, há possibilidade de recidiva do movimento, em que a maxila tende a retornar para sua posição original. Já para Burstein *et al.* (2012), avanços

maxilares maiores que 5mm em pacientes com fissura labiopalatal tem maior índice de recidiva e a utilização de novos materiais e técnicas são válidas com o intuito de adquirir maior estabilidade pós-operatória. Para os autores, esses materiais incluem o uso de placas de avanço maxilar pré-moldadas associadas a enxertos ósseos autógenos ou implantes, visto que as placas pré-dobradas são 1.6 vezes mais rígidas que as convencionais e especificamente desenhadas para diminuir a micromovimentação na região da osteotomia.

Para Lye *et al.* (2008), as placas pré-moldadas para avanço maxilar devem ser utilizadas apenas nas aberturas piriformes da maxila e apresentam diversas vantagens, que incluem a redução da necessidade de confecção de dobras e flexões, que podem comprometer a resistência estrutural da placa; redução do tempo cirúrgico pela ausência de realização de dobras; capacidade de estimar a quantidade de movimento obtido; ângulos em 90º já pré-dobrados e maior espessura das placas, que fornecem maior resistência e robustez. Como desvantagem, os autores citam que por essas placas serem maiores e mais rígidas, podem se tornar palpáveis. Para Burstein *et al.* (2012), o uso das placas pré-dobradas não trouxe complicações ou desconforto em relação a palpabilidade devido a sua maior robustez.

A diminuição da necessidade de dobras reduz o enfraquecimento do material de fixação e presumivelmente ajuda a manter a resistência durante a carga cíclica (Miloró & Kolokythas, 2012). Estudos relacionados a trauma facial ou ressecção mandibular relatam que a criação de dobras excessivas em placas reconstrutivas durante ajuste à morfologia óssea podem criar tensão e microfissuras no material, levando a fragilização da mesma e fratura por fadiga (Lindqvist *et al.*, 2001; Katakura *et al.*, 2004; Martola *et al.*, 2007; Salgueiro & Stevens, 2010). Já relacionada a cirurgia ortognática convencional, Lye *et al.* (2008), relatam que essa questão pode não ser primordial, mas pode ser um problema potencial em caso de grandes avanços maxilares.

Portanto, pressupõe-se que durante a adaptação e dobragem da placa para correta adaptação com o tecido ósseo, ocorra uma maior fragilidade e perda de resistência do material pela própria criação da dobra, possibilitando a falha do mesmo. Não existem na literatura científica, estudos que comprovem esse tipo de situação em cirurgia ortognática, se tornando apenas uma observação puramente clínica. Com o intuito de avaliar a possível diminuição de resistência de placas de fixação para avanço maxilar dobradas manualmente durante o procedimento cirúrgico, o presente estudo visou avaliar a resistência mecânica linear e cíclica entre placas pré-dobradas e dobradas manualmente para avanço maxilar.

CAPÍTULO

“ESTUDO COMPARATIVO DE RESISTÊNCIA MECÂNICA CÍCLICA E LINEAR ENTRE PLACAS PRÉ-DOBRADAS E DOBRADAS MANUALMENTE PARA AVANÇO MAXILAR EM CIRURGIA ORTOGNÁTICA”

Objetivos: Avaliar comparativamente, através de teste de carregamento linear e cíclico, placas pré-dobradas e dobradas manualmente para avanço maxilar em cirurgia ortognática.

Materiais e Métodos: Os grupos foram divididos em: Grupo I com placas pré-dobradas para avanço maxilar de 5mm, fixadas em blocos de poliuretano para o teste linear e blocos de alumínio para o teste cíclico; e grupo II, com placas dobradas manualmente simulando avanço maxilar de 5mm, fixadas em blocos de poliuretano e alumínio. Os testes de carregamento linear foram realizados com 8 amostras em cada grupo e com auxílio da máquina para ensaio universal mecânica Instron® 4411 até a falha do material. Já o teste cíclico foi realizado com 5 amostras em cada grupo através de uma máquina para ensaio universal Instron® E3000 e foram submetidas à carga de 12N a 120N, frequência de 3 Hz até a fratura da placa ou parafuso e com o número máximo de 500.000 ciclos. As médias e desvio padrão foram avaliadas através dos testes t-Student e Mann-Whitney em nível de significância de 5%.

Resultados: Os resultados do teste mecânico linear mostraram que não houve diferença estatística entre os grupos de placas pré-dobradas e dobradas manualmente, quando comparados em relação a carga de pico ($p=0.09$) e deslocamento de pico ($p=0.63$). Já o teste cíclico apresentou diferença estatística entre os grupos, onde o grupo de placas pré-dobradas atingiu o limite de 500.000

ciclos sem fratura e o grupo de placas dobradas manualmente fraturaram em uma média de 94.737 ciclos ($p=0.008$).

Conclusão: A resistência mecânica *in vitro* entre os grupos de placas pré-dobradas e as dobradas manualmente não alterou com a confecção de dobras no teste de carregamento linear, porém, a confecção das mesmas pode ter criado microfraturas e fragilizações que, com o teste de ciclagem, causaram fratura prematura das placas com dobras manuais.

Palavras-chave: Placas ósseas. Estresse mecânico. Fadiga. Osteotomia maxilar.

1 INTRODUÇÃO

O uso de placas de fixação interna estável é considerado padrão para o tratamento de fraturas e osteotomia mandibulares, porém, a literatura é escassa em relação à sua utilização na maxila (Wang *et al.*, 2007). O uso de quatro placas em L do sistema 1,5mm ou 2,0mm são comumente indicadas (Uckan *et al.*, 2009; Miloro & Kolokythas, 2012; Perciaccante & Bays, 2004; Garri *et al.*, 2008) e independente do movimento cirúrgico a ser feito, questões surgem em relação a estabilidade, localização ideal, número e tamanho de placas consideradas adequadas para osteotomias maxilares (Alberts *et al.*, 2003).

Em seu estudo de hierarquia da estabilidade em cirurgia ortognática, Proffit *et al.* (2007) encontraram que o avanço de maxila isolado é considerado estável quando utilizado fixação interna estável ou fios de aço e que em cirurgias bimaxilares, o procedimento é considerado estável apenas com o uso de fixação interna. Fatores podem influenciar a estabilidade dos avanços de maxila como oclusão inapropriada, mobilização inadequada durante o procedimento, forças mastigatórias, métodos inadequados de fixação, ausência de enxerto ósseo, tipo e

quantidade do movimento, tensão tecidual e presença de fissuras labiopalatais (Mehra *et al.*, 2002).

Para Araújo *et al.* (2001) e Burstein *et al.* (2012), em grandes avanços maxilares (maiores que 5 ou 6mm), uma possível complicação do procedimento é a recidiva do movimento realizado, em que a maxila tende a retornar para sua posição original, podendo apresentar menor estabilidade devido a diminuição de contato ósseo e estiramento tecidual. Isso significa que as placas nesses casos devem ser mais resistentes no intuito de resistir a maiores tensões locais. Dessa forma, a adição de placas pré-dobradas pode ser interessante no sentido de aumentar a resistência devido a sua maior espessura (Lye *et al.*, 2008; Perciaccante, 2011).

As placas pré-dobradas apresentam diversos tamanhos e podem ser encontradas de acordo com a quantidade de avanço planejado. O uso destas placas tem como objetivo diminuir ou até eliminar a necessidade de dobra e contorno das placas de titânio durante a cirurgia ortognática, sendo geralmente utilizadas nas regiões das aberturas piriformes (Lye *et al.*, 2008). Estudos biomecânicos demonstraram sua maior propriedade elástica e resistência quando comparada a outros tipos de fixação em osteotomia maxilares (Araújo *et al.*, 2001), além de diminuir o tempo cirúrgico e facilitar sua adaptação com o tecido ósseo (Lye *et al.*, 2008).

A diminuição da necessidade de dobras reduz o enfraquecimento do material de fixação e presumivelmente ajuda a manter a resistência do material durante a carga cíclica (Miloró & Kolokythas, 2012). Estudos relacionados a trauma facial ou ressecção mandibular relatam que a criação de dobras excessivas em placas reconstrutivas durante ajuste à morfologia óssea podem criar tensão e microfissuras no material, levando a fragilização da mesma e fratura por fadiga (Lindqvist *et al.*, 2001; Katakura *et al.*, 2004; Martola *et al.*, 2007; Salgueiro & Stevens, 2010). Já relacionada a cirurgia ortognática convencional, Lye *et al.*

(2008), relatam que essa questão pode não ser primordial, mas pode ser um problema potencial em caso de grandes avanços maxilares.

Portanto, pressupõe-se que durante a adaptação e dobragem manual da placa para correta adaptação com o tecido ósseo, ocorra uma maior fragilidade e perda de resistência do material pela própria criação da dobra, possibilitando a falha do mesmo. Não existem na literatura científica, estudos que comprovem esse tipo de situação em cirurgia ortognática, se tornando apenas uma observação puramente clínica. Com o intuito de avaliar a possível diminuição de resistência de placas de fixação para avanço maxilar dobradas manualmente durante o procedimento cirúrgico, o presente estudo visou avaliar a resistência mecânica linear e cíclica entre placas pré-dobradas e placas para avanço maxilar dobradas manualmente.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 PLACAS E PARAFUSOS

Foram utilizadas 13 placas de titânio pré-dobradas para avanço maxilar direita de 5mm com 10 furos do sistema 1,5mm e 13 placas de titânio para avanço maxilar direita sem dobra de 5mm com 10 furos do sistema 1,5mm da marca comercial Tóride® (Tóride Indústria e Comércio Ltda. – Mogi Mirim, São Paulo – Brasil). As placas sem dobras foram disponibilizadas especialmente para o estudo, visto que não são comercializadas pelo fabricante. Ao todo, 260 parafusos do com comprimento de 5mm do sistema 1,5mm foram utilizados.

De acordo com as especificações do fabricante, as placas são de titânio comercialmente puro, grau II (ASTM-67) e com espessura de 1mm. Os parafusos são de liga de titânio- alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) (Figura 1).

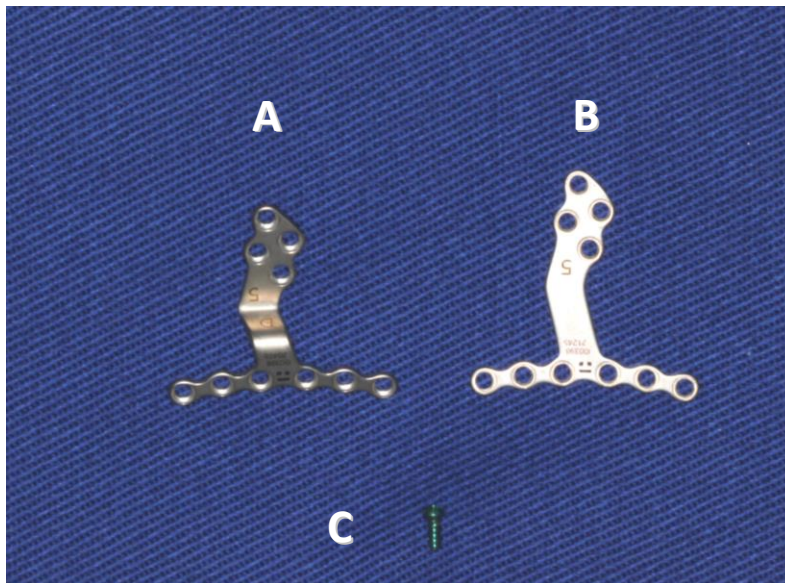


Figura 1. Materiais de fixação da empresa Tóride®: A) Placa de avanço maxilar pré-dobrada; B) Placa de avanço maxilar reta; C) Parafuso de 5mm de comprimento e sistema 1,5mm.

2.2 BLOCOS DE POLIURETANO

No estudo foram utilizados 16 blocos em resina de prototipagem rígida de 75 Shore D (variação de poliuretano) confeccionados pela empresa Nacional® (Nacional Ossos Ltda. - Jaú, São Paulo - Brasil), em que oito blocos apresentaram tamanho de 10cm de altura, 3cm de espessura e 3cm de comprimento e 8 blocos apresentaram tamanho de 2cm de altura, 0,5cm de espessura e 3cm de comprimento. Os blocos foram confeccionados em alturas e larguras diferentes para que o maior pudesse ser adaptado ao suporte do teste e o de menor largura simulasse o avanço maxilar planejado.

Com a finalidade de padronizar os locais das perfurações para instalação dos parafusos foi confeccionado para cada bloco, um guia de resina acrílica incolor quimicamente ativada (Dental Vipi Ltda. Pirassununga – São Paulo, Brasil). Cada guia foi inserido em seu respectivo bloco e em seguida realizaram-se as

perfurações. Após a fixação, os guias foram removidos e foi verificada a correta fixação dos segmentos. Ainda, foi realizado um sulco de 5mm de profundidade na região central do bloco de menor dimensão para posicionamento do dispositivo de aplicação de carga vertical.

2.3 BLOCOS DE ALUMÍNIO

Foram confeccionados quatro blocos de alumínio pela empresa Tóride®: Dois blocos apresentaram tamanho de 10cm de altura, 3cm de largura e 3cm de comprimento e dois blocos com tamanho de 2cm de altura, 0,5cm de largura e 3cm de comprimento. Os blocos foram previamente perfurados pelo fabricante com o passo de rosca do sistema para permitir a inserção dos parafusos 1,5 x 5mm.

Segundo o fabricante Tóride®, os blocos são compostos de alumínio 5052-F (ASTM B-209-M-AA).

2.4 AMOSTRAS

2.4.1 Teste Mecânico Linear

As amostras foram agrupadas da seguinte forma:

Grupo I – Composto por dois blocos de poliuretano de diferentes dimensões para fixação de uma placa de titânio para avanço maxilar pré-dobrada de 5mm com dez furos do sistema 1,5mm e dez parafusos de titânio de 1,5x 5mm. Foram utilizadas oito placas da marca Tóride® e oito blocos ao total.

Grupo II – Composto por dois blocos de poliuretano de diferentes dimensões para fixação de uma placa de titânio para avanço maxilar dobrada manualmente de

5mm com dez furos do sistema 1,5mm e dez parafusos de titânio de 1,5x 5mm. Foram utilizadas oito placas da marca Tóride® e oito blocos ao total (Figuras 2 e 3).

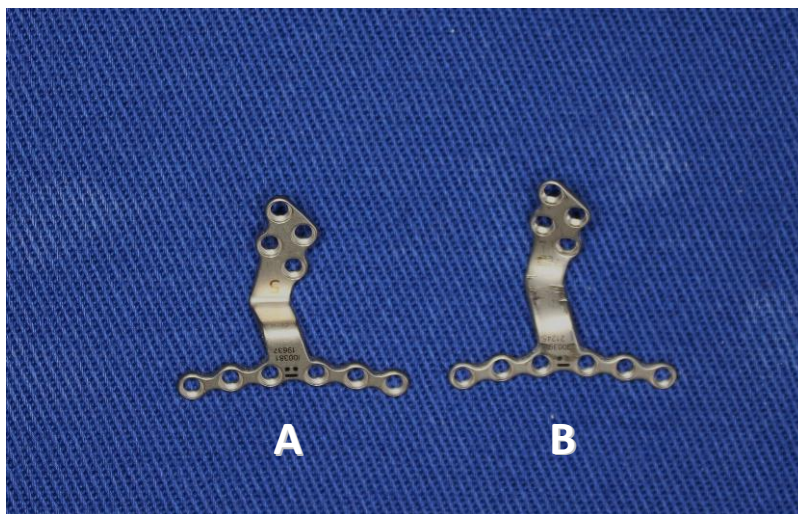


Figura 2. (A) Placa pré-dobrada para avanço maxilar de 5mm e (B) placa dobrada manualmente simulando avanço de 5mm.

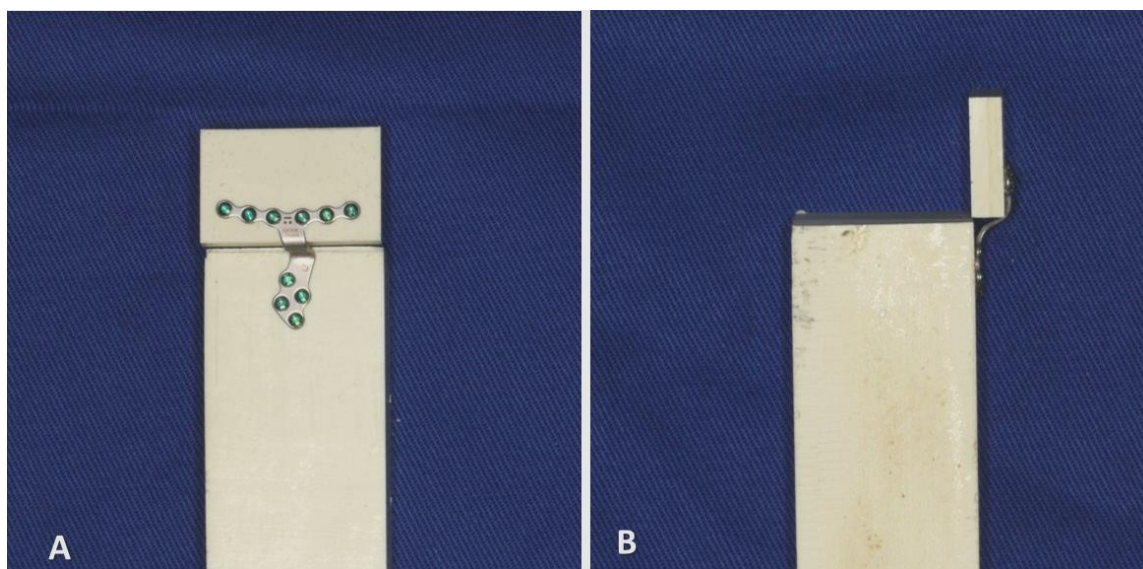


Figura 3. Blocos de poliuretano fixados com placa de avanço maxilar do sistema 1,5mm da marca Tóride®. A) Vista frontal; B) Vista lateral.

As placas foram dobradas manualmente, pelo mesmo indivíduo, com auxílio de dobradores de placa adequadas para o sistema 1,5mm da marca Tóride® e uma placa pré-dobrada foi utilizada como “template” para dobragem das placas retas. Foram realizadas marcações com lápis nas regiões onde seriam realizadas as dobras da placa para que as mesmas ficassem semelhantes entre si, evitando dobras e/ou manipulações excessivas com os dobradores.

2.4.2 Teste Mecânico Cíclico

As amostras foram agrupadas da seguinte forma:

Grupo I – Composto por dois blocos de alumínio de diferentes dimensões para fixação de uma placa de titânio para avanço maxilar pré-dobrada de 5mm com dez furos do sistema 1,5mm e dez parafusos de titânio de 1,5x 5mm. Foram utilizadas 5 placas da marca Tóride® e quatro blocos de alumínio ao total.

Grupo II – Composto por dois blocos de alumínio de diferentes dimensões para fixação de uma placa de titânio para avanço maxilar dobrada manualmente de 5mm com dez furos do sistema 1,5mm e dez parafusos de titânio de 1,5x 5mm. Foram utilizadas 5 placas da marca Tóride® e quatro blocos de alumínio ao total (Figura 4).

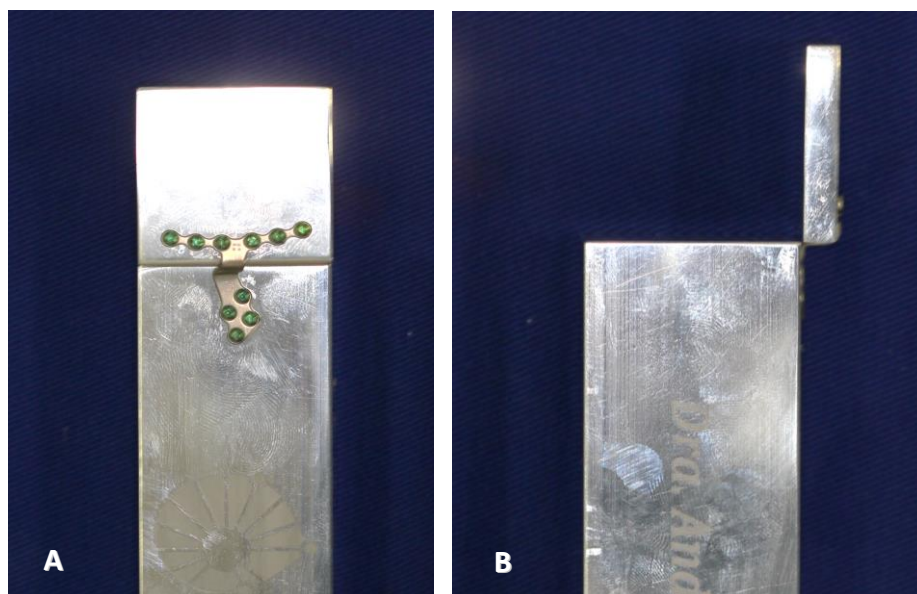


Figura 4. Blocos de alumínio fixados com placa de avanço maxilar do sistema 1,5mm da marca Tóride®. A) Vista frontal; B) Vista lateral.

2.5 TESTE MECÂNICO LINEAR

Para o teste mecânico linear, foi utilizada uma máquina para ensaio universal mecânica Instron®, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP).

Foi confeccionado um dispositivo metálico de aplicação de carga e um dispositivo para suporte dos blocos junto ao equipamento para a realização dos testes. Para o teste de carregamento linear, foi estabelecida uma velocidade de 1 mm/min para aplicação de carga progressiva sobre o sistema para se obter a carga de pico, em Newtons (N), e o deslocamento de pico imposto pelo ensaio, em milímetros (mm), em ambos os grupos (Figuras 5 e 6).



Figura 5. Máquina de ensaio Instron® 4411 com suporte e amostra em posição.



Figura 6. Incidência da carga axial no sulco central do bloco de poliuretano utilizado no teste mecânico linear.

Os valores foram analisados no programa de análise estatística SSPS para Windows versão 18 (SSPS, Chicago, IL, EUA). Em seguida, foi aplicado o teste Shapiro-Wilk e de Levene para verificação da distribuição de normalidade e homogeneidade de variância. Posteriormente o teste t-Student e Mann-Whitney foram aplicados com significância de 5% ($\alpha=0,05$) para a comparação entre as médias entre os grupos.

2.6 TESTE MECÂNICO CÍCLICO

Para o teste, foi utilizada uma máquina para ensaio universal Instron® modelo E3000 (Instron Corp, Norwood, MA) do Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial (SENAI) de Rio Claro – São Paulo.

Foi confeccionado um dispositivo metálico de aplicação de carga e um dispositivo para suporte dos blocos junto ao equipamento para a realização dos testes. As amostras foram submetidas ao teste cíclico por meio de carga cíclica de 12N a 120N, com célula de carga de 5kN, frequência de 3Hz até a fratura da placa ou parafuso e com o número máximo de 500.000 ciclos (Figura 7).

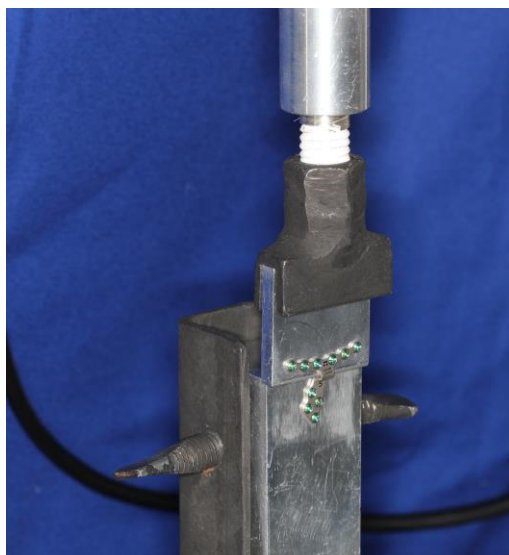


Figura 7. Máquina de ensaio Instron® E3000 com suporte e amostra em posição.

Os valores foram analisados no programa de análise estatística SSPS para Windows versão 18 (SSPS, Chicago, IL, EUA). Em seguida, foi aplicado o teste Mann-Whitney para comparação entre os grupos.

3 RESULTADOS

3.1 TESTE MECÂNICO LINEAR

Os valores de carga de pico, em Newton (N) e deslocamento de pico, em milímetros (mm) dos dois grupos nos testes de carregamento linear foram mensurados. Foi observada normalidade de distribuição dos dados com o teste Shapiro-Wilk e o teste de Levene indicou uma variância heterogênea ($p=0.008$) em relação a carga de pico. O teste t-Student foi então utilizado para comparar os resultados em relação a carga de pico e o teste Mann-Whitney para avaliar os resultados do deslocamento de pico.

Na Tabela 1, as médias e o desvio-padrão da carga de pico e deslocamento de pico demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, como determinado em relação a carga de pico pelo teste t-Student ($p=0.09$) e deslocamento de pico pelo teste Mann-Whitney ($U= 25.5$; $p=0.63$).

Tabela 1 – Médias e desvio padrão pelos testes t-Student e Mann-Whitney para comparação das médias de carga e deslocamento pico entre os grupos de placas pré-dobradas e dobradas manualmente.

		N	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
Carga de Pico	Grupo I	8	262,68	30,96	214,67	299,20
	Grupo II	8	227,52	46,22	180,83	323,42
Deslocamento de Pico	Grupo I	8	4,19	0,59	3,32	5,31
	Grupo II	8	4,21	1,47	2,60	6,24

Grupo I – Placas pré-dobradas para avanço maxilar.

Grupo II – Placas dobradas manualmente para avanço maxilar.

3.2 TESTE MECÂNICO CÍCLICO

Os números de ciclos dos dois grupos foram mensurados e comparados pelo teste de Mann-Whitney. A Tabela 2 apresenta as medianas para os dois grupos, foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($U=0.00$; $p=0.008$).

Tabela 2 – Medianas pelo teste de Mann-Whitney para comparação dos valores de ciclagem entre os grupos de placas pré-dobradas e dobradas manualmente.

		N	Mediana	Mínimo	Máximo
Número de ciclos	Grupo I	5	500.000	-	500.000
	Grupo II	5	94.737	52,526	341.076

Grupo I – Placas pré-dobradas para avanço maxilar.

Grupo II – Placas dobradas manualmente para avanço maxilar.

Todas as placas pré-dobradas chegaram ao limite de 500.000 ciclos sem fraturas. O grupo de placas dobradas manualmente fraturaram antes do limite de ciclos e todas apresentaram fraturas nas dobras confeccionadas, exceto uma placa que apresentou fratura envolvendo o primeiro elo da região mais superior da placa (Figura 8).



Figura 8. Placas fraturadas após teste de ciclagem nas regiões de dobras. Uma amostra apresentou fratura no primeiro elo da região mais superior da placa.

4 DISCUSSÃO

A realização da osteotomia Le Fort I é o procedimento padrão para correção das deformidades maxilares e atualmente, a maioria dos cirurgiões utilizam quatro miniplacas de titânio para sua fixação e estabilização, em que duas placas são instaladas na região das aberturas piriformes e duas são instaladas na região dos pilares zigomáticos da maxila (Louis *et al.*, 2003; Ataç *et al.*, 2009). Outras formas de fixação também são descritas como a utilização de apenas duas placas de titânio na região anterior da maxila (Murray *et al.*, 2003, Yoon *et al.*, 2005), placas absorvíveis (Edwards *et al.*, 2001; Blakey *et al.*, 2014), placas pré-dobradas para avanço (Lye *et al.*, 2008; Burstein *et al.*, 2012) e ainda placas individualizadas pré-fabricadas (Philippe, 2013).

Existem diversos estudos clínicos e ensaios mecânicos à cerca da fixação interna estável em osteotomias mandibulares, mas a literatura ainda é escassa em relação a ensaios mecânicos de placas e/ou métodos de fixação para osteotomias maxilares. Para avaliação da resistência mecânica de placas pré-dobradas e dobradas manualmente utilizadas no estudo, foi necessário solicitar a confecção de uma placa de avanço maxilar reta (a mesma não é comercializada pelo fabricante), visto não ser adequado comparar a resistência mecânica de uma placa pré-dobrada, que é mais robusta e necessita de maior número de parafusos para sua fixação à uma placa em convencional (em L), que é mais delgada e necessita de menor quantidade de parafusos para fixação. Apesar de ser possível avaliar a resistência mecânica dessas placas através do teste mecânico linear e cíclico, o objetivo principal no estudo foi comparar o efeito que a confecção de dobras manuais pode ocasionar em sua resistência durante a carga.

Para avanços maxilares de maior magnitude, placas pré-dobradas podem ser utilizadas para maior segurança. Araújo *et al.* (2001) realizaram um ensaio mecânico com diferentes grupos de fixação para avanços maxilares de 8mm (duas placas em L; uma placa pré-dobrada e uma placa em L; duas placas em L

absorvíveis; e uma malha absorvível) e demonstraram que as placas pré-dobradas apresentam maior resistência, o que poderia ser esperado devido a sua configuração, maior facilidade de adaptação (menor necessidade de dobras) e maior número e distribuição dos parafusos quando comparado aos outros sistemas. Essas placas passam por um processo de anodização depois que produzidas e dessa forma, devido ao fato de a tensão ser removida pela criação de dobras, há um aumento na resistência à deformação da mesma (Perciaccante, 2011). São ainda manufaturadas em 2 ângulos opostos de 90º para produzir um degrau em sua parte mais central e apresentam diferentes desenhos e comprimentos para fornecer diversos graus de avanço maxilar (Lye *et al.*, 2008; Miloro & Kolokythas, 2012). O real conceito por trás de sua criação é redução ou eliminação da necessidade de confecção de dobras e contorno das placas de titânio durante a cirurgia ortognática (Lye *et al.*, 2008).

Poucos estudos procuram avaliar o efeito da realização de dobras e contorno em relação a falha precoce do material. Loukota & Shelton (1994) afirmaram que a dobragem de placas utilizadas na região maxilofacial em torno de cinco vezes, simulando a prática clínica, diminui sua rigidez à flexão. Durante avaliação de falhas de materiais de fixação para reconstrução mandibular, Martola *et al.* (2007), relataram que a dobragem para adaptação das placas durante o procedimento pode ser uma causa importante na fratura das placas devido à tensão residual gerada, que pode afetar a média tensional durante a carga cíclica.

Através de microscópio eletrônico de varredura (MEV) de quatro placas reconstrutivas mandibulares fraturadas, Katakura *et al.* (2004) observaram fraturas por fadiga com padrões de estrias brutas deslocadas da zona de separação na superfície de fratura de cada região e “padrões de rio”, caracterizando fratura frágil dos materiais. Os autores citam ainda a presença de deformações plásticas pela confecção de dobras, porém, as regiões de deformação plástica não eram o ponto de origem das fraturas. Apesar de haverem relatos que a causa de fratura das placas acontece por fadiga do metal durante a dobragem ou ajuste da placa, os

resultados desse trabalho não foram indicativos para fadiga por dobragem em nenhum dos quatro casos. Os autores concluíram que as placas de reconstrução utilizadas não foram fraturadas exclusivamente por dobra excessiva e sim por regiões de concentração de tensão na mandíbula. No estudo, não foram realizadas avaliações microestruturais das placas testadas para determinar possíveis alterações do material ou outras variáveis que pudessem avaliar mais precisamente a relação entre a fratura e confecção de dobras manuais.

Vale ressaltar que situações como essas não devem ser totalmente transportadas para as placas utilizadas em cirurgia ortognática, visto que as mesmas são mais delgadas quando comparadas as placas reconstrutivas, além de apresentarem menores dimensões e maior facilidade de dobragem durante o procedimento.

Um importante fator para avaliação da performance mastigatória é a determinação da força mastigatória máxima. A força e eficiência mastigatória máxima no período pré-operatório de cirurgia ortognática é significativamente maior quando comparada ao pós-operatório imediato, com manutenção desses valores por até 6 meses após o procedimento e aumento gradativo até atingir valores duas vezes maiores após 1 a 3 anos da cirurgia (Trockmorton *et al.*, 1996; Youssef *et al.*, 1997; Throckmorton & Ellis, 2001; Iwase *et al.*, 2006). Trockmorton *et al.* (1996) relataram forças mastigatórias após cirurgias maxilares na região dos molares logo após o procedimento cirúrgico em torno de 188N para mulheres e 280N para homens, e de 60N para mulheres e 43N para homens na região dos incisivos. Quando se avaliam os valores adquiridos no carregamento linear e os valores citados pelos autores, observa-se que a média de resistência das placas no estudo foi de 227 a 262N, sendo estes muito próximos aos valores médios de força mastigatória máxima. Deve-se salientar que os valores no período pós-operatório podem ser menores pois geralmente o paciente submetido a cirurgia ortognática é orientado a realizar dieta macia por um período de até 2 meses após o procedimento cirúrgico.

A força de mordida também é um fator importante na determinação do potencial de tolerância do sistema de fixação, entretanto um teste mais útil é a taxa e quantidade de carga durante cada ciclo que esse sistema pode tolerar porque está mais próximo da dinâmica das forças de mastigação geradas a nível oclusal (Youssef *et al.*, 1997). O número de ciclos do estudo foi baseado na ideia de que um indivíduo apresenta 3 episódios mastigatórios (refeições) por dia, o que equivale a cerca de 2700 ciclos mastigatórios (Wiskott *et al.*, 1995; Gratton *et al.*, 2001) e cerca de 6 meses de mastigação. Outro motivo para escolha de maior valor de ciclos foi o de possibilitar a fratura do material, que não ocorreu para o grupo de placas pré-dobradas.

A determinação das propriedades mecânicas, assim como desempenho dos metais é realizada através de diferentes ensaios mecânicos (Broek, 1986). Em esforços dinâmicos, um material metálico pode se romper com uma carga inferior (ou até muito inferior) à média de carga máxima atingida em ensaios estáticos (Broek, 1986; ASM Handbook, 1996). Baseado nessa situação, os valores de carga para o teste cíclico foram determinados entre 10 a 60% do valor médio de resistência durante teste estático: 12 a 120N. Doty *et al.* (2004) realizou estudo de carregamento linear e cíclico em mandíbulas de poliuretano com defeitos segmentares fixadas com placas de reconstrução e os valores para determinação da carga cíclica variaram de 8 a 80% em uma frequência de 2Hz. Segundo os autores, estas taxas foram suficientemente rápidas para imitar velocidades típicas de mordida, mas não rápidas o suficiente para afetar negativamente a relevância clínica do sistema devido ao aquecimento indesejado pelas forças de atrito.

Haug & Serafin, em 2008, afirmaram que a decisão de não se utilizar o osso humano cadavérico em testes mecânicos está relacionada principalmente a questões biomecânicas, éticas, práticas e monetárias, o que o torna um material aquém do ideal. Para Bredbenner & Haug (2000) e Haug *et al.* (2002), a resistência do poliuretano às cargas é viável pois a mesma apresenta padronização do tamanho, densidade, dureza, módulo de elasticidade, formato

anatômico e ainda de fácil obtenção e manuseio. Para o teste de carregamento linear foram utilizados blocos de poliuretano e blocos de alumínio para o teste cíclico. Optou-se por não confeccionar uma estrutura com formato da maxila pois, apesar de ser interessante pela semelhança com a anatomia humana, provavelmente sua estrutura tridimensional ocasionaria uma área mais extensa de contato entre os segmentos osteotomizados, causando interferências entre os mesmos durante os testes e dificultando a ocorrência da falha do material. O intuito de utilizar dois blocos foi exatamente simular o avanço clínico de 5mm entre os segmentos e evitar o contato entre os blocos para que a placa fosse realmente testada. Já para o teste cíclico, optou-se em utilizar blocos de alumínio para fixação das placas pois como citado em estudo de Medeiros *et al.*, (2014), a resistência das placas e parafusos devem ser avaliadas sem interferência do substrato, evitando que o sistema falhe por perda de contato na interface substrato – parafuso durante o teste de ciclagem. Apesar de falhas entre substrato e o parafuso não terem sido encontradas durante o teste linear em blocos de poliuretano, existem diversos relatos na literatura de falhas nessa interface com o uso de poliuretano tanto em estudos lineares como de ciclagem (Haug *et al.*, 2002; Asprino *et al.*, 2006; Grawe *et al.*, 2012) e por esse motivo optou-se em realizar o teste cíclico com blocos de alumínio.

Além da maior resistência relatada em relação as placas pré-dobradas, outras situações podem ser levadas em consideração à cerca de sua utilização em cirurgia ortognática. Durante o procedimento, a realização de dobras manuais nas placas de fixação podem aumentar consideravelmente o tempo cirúrgico a depender da experiência do cirurgião na realização de contorno das mesmas e ocasionar fragilização do material durante adaptação ao tecido ósseo. Nesse sentido, a utilização de placas pré-dobradas é vantajosa visto que a mesma pode ser utilizada em menor número (apenas duas) e já tem um contorno pré-formado, sendo necessárias poucas modificações para sua adaptação. Entretanto, essas

placas apresentam um custo maior quando comparadas às placas convencionais, o que muitas vezes é um limitante e diminui seu uso na prática clínica.

Questionamentos surgem em relação a quantidade de fixação realmente necessária para estabilizar adequadamente a maxila, já que diversos estudos clínicos demonstraram a utilização de diferentes métodos com baixos índices de recidiva pós-operatória a médio e longo prazo (Rosenquist & Wall, 1995; Louis *et al.*, 1993; Van Sickels & Richardson 1996; Edwards *et al.*, 2001; Hoffman & Brennan 2004; Proffit *et al.*, 2007; Blakey *et al.*, 2014), mesmo quando utilizam-se apenas duas placas convencionais na abertura piriforme (Murray *et al.*, 2003; Yoon *et al.*, 2005). Transportando essa situação para placas pré-dobradas, provavelmente sua utilização com duas placas convencionais nos pilares zigomáticos da maxila pode ser desnecessária. Ainda, devido a outros métodos menos custosos serem igualmente eficientes clinicamente, seu emprego poderia ser reservado para situações como avanços maxilares de maior magnitude (Hoffman & Brennan 2004; Dowling *et al.*, 2005) ou pacientes com fissuras labiopalatais (Saltaji *et al.*, 2012; Kumari *et al.*, 2013), onde o índice de recidiva é maior e a rigidez do sistema poderia se tornar mais relevante.

Os resultados do estudo demonstraram que os dois grupos exibiram propriedades mecânicas semelhantes quando se realizou o teste uniaxial, mas apresentaram diferença estatisticamente significativa no teste cíclico, onde todas as placas pré-dobradas chegaram ao limite de 500.000 ciclos sem fratura e as placas dobradas manualmente fraturaram em uma média 94,737 ciclos. Isso provavelmente ocorreu pela maior fragilidade do material devido a confecção de dobras, diminuindo dessa forma, sua resistência. Novos estudos são necessários para avaliar a microestrutura das placas fraturadas para auxiliar na comprovação de sua fragilização e ainda, estudos mecânicos com diferentes métodos de fixação, incluindo a utilização de placas pré-dobradas, placas convencionais e materiais absorvíveis em diferentes magnitudes de avanço maxilar para comprovar sua superioridade como método de fixação.

5 CONCLUSÃO

Observou-se que a resistência mecânica *in vitro* entre os grupos de placas pré-dobradas e as dobradas manualmente não alterou com a confecção de dobras no teste de carregamento linear, no entanto, a confecção das mesmas pode ter criado microfraturas e fragilizações que, com o teste de ciclagem, causaram fratura prematura das placas com dobras manuais. Sugere-se que a decisão clínica de se utilizar placas pré-dobradas ou placas a serem dobradas manualmente durante o procedimento cirúrgico pode ser influenciada pela confecção de dobras e consequente fragilização das mesmas. Essa situação pode não ser crítica clinicamente, desde que ocorra o reparo ósseo no período esperado antes da fratura do material.

6 REFERÊNCIAS

1. Wang H, Chen MS, Fan YB, Tang W, Tian WD. Biomechanical evaluation of Le Fort I maxillary fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2007; 65(6): 1109-16.
2. Uckan S, Veziroglu F, Soydan SS, Uckan E. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. J Craniofac Surg. 2009; 20(3): 775-9.
3. Miloro M, Kolokythas A. Management of complications in oral and maxillofacial surgery. Oxford: John Wiley & Sons; 2012.
4. Perciaccante VJ, Bays RA. Maxillary Orthognathic Surgery. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. Hamilton: BC Decker; 2004.
5. Garri JI, Tuchman M, Urrego AF, Santangelo G. Orthognathic Surgery. In: Thaller SR, Bradley JP, Garry JI. Craniofacial surgery. New York: Informa; 2008.

6. Alberts LR, Phillips KO, Tu HK, Stinson WW, Friedman A. A biologic model for assessment of osseous strain patterns and plating systems in the human maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61: 79–88.
7. Proffit WR, Turvey TA, Philips C. The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension. *Head Face Med.* 2007; 3: 21.
8. Mehra P, Castro V, Freitas RZ, Wolford LM. Stability of the Le Fort I osteotomy for maxillary advancement using rigid fixation and porous block hydroxyapatite grafting. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002; 94(1): 18-23.
9. Araujo MM, Waite PD, Lemons JE. Strength analysis of Le Fort I osteotomy fixation: titanium versus resorbable plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(9): 1034-9.
10. Burstein FD, Maurice SM, Granger M, Williams JK. Maxillary advancement in patients with severe maxillary hypoplasia: Role of adjuvant stabilization techniques and materials. *J Craniofac Surg.* 2012; 23(3): 812-6.
11. Lye KW, Waite PD, Sittitavornwong S. Predictability of prebrent advancement plates for use in maxilomandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 66(8): 1625-9.
12. Perciaccante VJ. Maxillary deficiency: Le Fort I Osteotomy. In: Bagheri SC, Shahrokh C; Bell, RB; Khan, HA. *Current Therapy in Oral and Maxillofacial Surgery*. 1.ed. St Louis: Saunders; 2011.
13. Lindqvist C, Soderholm AL, Salo A, Subasinghe J, Ylijoki S, Skutnabb K, *et al.* A comparative study on four screw-plate locking systems in sheep: A clinical and radiological study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 30(2): 160-6.
14. Katakura A, Shibahara T, Noma H, Yoshinari M. Material analysis of AO plate fracture cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(3): 348-52.
15. Martola M, Lindqvist C, Hanninen H, Al-Sukhun J. Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumor surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007; 80(2): 345-52.

16. Salgueiro MI, Stevens MR. Experience with the use of prebent plates for the reconstruction of mandibular defects. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*. 2010; 3(4): 201-8.
17. Louis PJ, Waite PD, Austin RB. Long-term skeletal stability after rigid fixation of Le Fort I osteotomies with advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1993; 22(2): 82-6.
18. Ataç MS, Erkmen E, Yücel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA Part 2: impaction surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Jan;38(1):58-63.
19. Murray RA, Upton LG, Rottman KR. Comparison of the postsurgical stability of the Le Fort I osteotomy using 2- and 4- plate fixation. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003; 61(5): 574-9.
20. Yoon HJ, Rebellato J, Keller EE. Stability of the Le Fort I osteotomy with anterior internal fixation alone: A case series. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63(5): 629-34.
21. Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001; 59(3): 271-6.
22. Blakey GH, Rossouw E, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR, White RP. Are bioresorbable polylactate devices comparable to titanium devices for stabilizing Le Fort I advancement? *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014; 43(4): 437-44.
23. Philippe B. Custom-made prefabricated titanium miniplates in Le Fort I osteotomies: Principles, procedure and clinical insights. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013; 42(8): 1001-6.
24. Loukota RA, Shelton JC. Mechanical analysis of maxillofacial miniplates. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1995; 33(3): 174-9.

25. Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E 3rd. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(9): 1080-6.
26. Youssef RE, Throckmorton GS, Ellis E 3rd, Sinn DP. Comparison of habitual masticatory cycles and muscle activity before and after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(7): 699-707.
27. Throckmorton GS, Ellis E 3rd. The relationship between surgical changes in dentofacial morphology and changes in maximum bite force. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(6): 620-7.
28. Iwase M, Ohashi M, Tachibana H, Toyoshima T, Nagumo M. Bite force, oclusal contact área and masticatory efficiency before and after orthognathic surgical correction of mandibular prognahism. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 35(12): 1102-7.
29. Wiskott HW, Nicholis JI, Belser UC. Stress fatigue: Basic principles and prtosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 105-16.
30. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the denial implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(1): 47-52.
31. Broek D. Elementary engineering fracture mechanics. Boston: Martinus Nijhoff Publishers, 1986.
32. ASM Metals Handbook. Vol 19: Fatigue and Fracture. Materials Park, OH: ASM International, 1996.
33. Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena OA. Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004; 130: 1388-92.
34. Haug RH, Serafin BL. Mandibular angle fractures: a clinical and biomechanical comparison—the works of Ellis and Haug. *Craniofac Trauma Reconstr.* 2008; 1(1): 31-8.

35. Bredbenner TL, Haug, RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000; 90(5): 574-80.
36. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002 Nov; 60(11): 1319-26.
37. de Medeiros RC, Lauria A, Rodrigues DC, Menezes Mendes MB, Sawazaki R, Moreira RWF. Fractographic analysis of 2.0-mm plates with a screw locking system in simulated fractures of the mandibular body. *J Oral Maxillofac Surg.* 2014; 72(6): 1130-7.
38. Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(3): 452-6.
39. Grawe B, Le T, Williamson S, Archdeacon A, Zardiackas L. Fracture fixation with two locking screws versus three non-locking screws: a biomechanical comparison in normal and an osteoporotic bone model. *Bone Joint Res.* 2012; 1(6): 118-24.
40. Van Sickels JE, Richardson DA. Stability of orthognathic surgery: A review of rigid fixation. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 34(4): 279-85.
41. Hoffman GR, Brennan PA. The skeletal stability of one-piece Le Fort 1 osteotomy to advance the maxilla; Part 2. The influence of uncontrollable clinical variables. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 42(3): 226-30.
42. Saltaji H, Major MP, Alfakir H, Al-Saleh MA, Flores-Mir C. Maxillary advancement with conventional orthognathic surgery in patients with cleft lip and palate: is it a stable technique? *J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 70(12): 2859-66.
43. Kumari P, Roy SK, Roy ID, Kumar P, Datana S, Rahman S. Stability of Cleft maxilla in Le Fort I Maxillary advancement. *Ann Maxillofac Surg.* 2013; 3(2): 139-43.

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos no teste de carregamento linear e cíclico, pode-se concluir que a resistência mecânica entre os grupos de placas pré-dobradas para avanço maxilar e placas dobradas manualmente não alterou com a confecção de dobras no teste de carregamento linear, porém, a confecção das mesmas pode ter criado microfraturas que, com o teste de ciclagem, causaram fratura prematura das placas com dobras manuais. Portanto, este fator (dobragem das placas) pode ser uma provável causa de fragilização e fratura do material, mas na prática clínica essa situação pode não ser crítica, desde que ocorra o reparo ósseo no período esperado antes da fratura do material.

REFERÊNCIAS¹

1. Araujo MM, Waite PD, Lemons JE. Strength analysis of Le Fort I osteotomy fixation: titanium versus resorbable plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(9): 1034-9.
2. Assael LA. Stable internal fixation of osteotomies of the facial skeleton. In: Assael LA, Klotch DW, Manson PN, Prein J, Rahn BA, Schilli W. *Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton.* New York: Springer; 1998.
3. Burstein FD, Maurice SM, Granger M, Williams JK. Maxillary advancement in patients with severe maxillary hypoplasia: Role of adjuvant stabilization techniques and materials. *J Craniofac Surg.* 2012; 23(3): 812-6.
4. Centeno CR, Mast G. Le Fort I. In: Ehrenfeld M, Manson PN, Prein J. *Principles of internal fixation of the craniomaxillofacial skeleton: Trauma and orthognathic surgery.* Davos Platz: AO Foundation; 2012.
5. Dowling, P.A., Espeland, L., Mobarak, K.A. & Hogevoid, H.E. (1986). Le Fort I maxillary advancement: 3-year stability and risk factors for relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 128(5): 560-7.
6. Garri JI, Tuchman M, Urrego AF, Santangelo G. Orthognathic Surgery. In: Thaller SR, Bradley JP, Garry JI. *Craniofacial surgery.* New York: Informa; 2008.
7. Haraji A, Motamedi MHK, Moharamnejad N. Causes and Incidence of Miniplate Removal Following Le Fort I Osteotomy. *Eplasty.* 2009; 9: e45.

¹De acordo com a norma da Unicamp/FOP baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

8. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does Plate Adaptation Affect Stability? A Biomechanical Comparison of Locking and Nonlocking Plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60: 1319- 26.
9. Ilg JP. Osteotomia total da maxila tipo Le Fort I. In: Araújo A. *Cirurgia ortognática.* 1.ed. São Paulo: Santos; 1999.
10. Katakura A, Shibahara T, Noma H, Yoshinari M. Material analysis of AO plate fracture cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(3): 348-52.
11. Lindqvist C, Soderholm AL, Salo A, Subasinghe J, Ylijoki S, Skutnabb K, *et al.* A comparative study on four screw-plate locking systems in sheep: A clinical and radiological study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 30(2): 160-6.
12. Lye KW, Waite PD, Sittitavornwong S. Predictability of prebent advancement plates for use in maxilomandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 66(8): 1625-9.
13. Martola M, Lindqvist C, Hanninen H, Al-Sukhun J. Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumor surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007; 80(2): 345-52.
14. Miloro M, Kolokythas A. Management of complications in oral and maxillofacial surgery. Oxford: John Wiley & Sons, 2012.
15. Perciaccante VJ. Maxillary deficiency: Le Fort I Osteotomy. In: Bagheri SC, Shahrokh C; Bell, RB; Khan, HA. *Current Therapy in Oral and Maxillofacial Surgery.* 1.ed. St Louis: Saunders; 2011.
16. Perciaccante VJ, Bays RA. Maxillary Orthognathic Surgery. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD. *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery.* Hamilton: BC Decker; 2004.
17. Posnik JC. Principles and practice of orthognathic surgery. St Louis: Saunders; 2014.
18. Proffit WR, White Jr RP, Sarver DM. Contemporary treatment of dentofacial deformity. St Louis: Mosby; 2002.

19. Proffit WR, Turvey TA, Philips C. The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: An update and extension. *Head Face Med.* 2007; 3: 21.
20. Reyneke JP. Basic Guidelines for the diagnosis and treatment os specific dentofacial deformities. In: Reyneke, JP. *Essential of orthognathic surgery.* Chicago: Quintessence Publishing; 2003.
21. Salgueiro MI, Stevens MR. Experience with the use of prebent plates for the reconstruction of mandibular defects. *Craniomaxillofac Trauma Reconst.* 2010; 3(4): 201-8.
22. Schmidt BL, Perrott DH, Mahan D, Kearns G. The removal of plates and screws after Le Fort I osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56(2): 184-8.
23. Tucker MR, Farrel BB, Farrel BC. Correction of dentofacial deformities. In: Hupp JR, Ellis III E, Tucker MR. *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery.* 5.ed. St Louis: Mosby; 2008.
24. Uckan S, Veziroglu F, Soydan SS, Uckan E. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. *J Craniofac Surg.* 2009; 20(3): 775-9.
25. Van Sickels JE, Richardson DA. Stability of orthognathic surgery: A review of rigid fixation. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 34(4): 279-85.
26. Van Sickels JE & Kushner G. Definitions, diagnosis, and treatment planning. In: Ehrenfeld M, Manson PN, Prein J. *Principles of internal fixation of the craniomaxillofacial skeleton: Trauma and orthognathic surgery.* Davos Platz: AO Foundation; 2012.

APÊNDICE

Tabela 1. Resultados de carga e deslocamento de pico das amostras durante teste de carregamento linear do grupo de placas pré-dobradas.

Placa pré-dobrada	Carga Pico (N)	Deslocamento Pico (mm)
1	299,20	4,33
2	277,92	5,31
3	227,32	4,20
4	293,02	3,89
5	277,04	4,60
6	242,42	3,74
7	214,67	3,32
8	269,88	4,15

Tabela 2. Resultados de carga e deslocamento de picos das amostras durante teste de carregamento linear do grupo de placas dobradas manualmente.

Placa com dobra manual	Carga Pico (N)	Deslocamento Pico (mm)
1	191,03	4,15
2	323,42	5,22
3	180,83	2,84
4	230,16	6,24
5	240,26	6,15
6	252,33	3,07
7	206,72	3,42
8	195,45	2,60

Tabela 3. Resultados dos números de ciclos de cada amostra durante teste de cíclico.

Amostras	Placa pré-dobrada	Placa com dobra manual
1	500.000	94.737
2	500.000	144.903
3	500.000	52.526
4	500.000	74.208
5	500.000	341.076



Figura 1. Máquina de ensaio universal Instron® 4411 para realização de teste de carregamento linear.



Figura 2. Máquina de ensaio universal Instron® E3000 para realização de teste de cíclico. Figura extraída do site Instron Corp (<http://www.instron.com>).

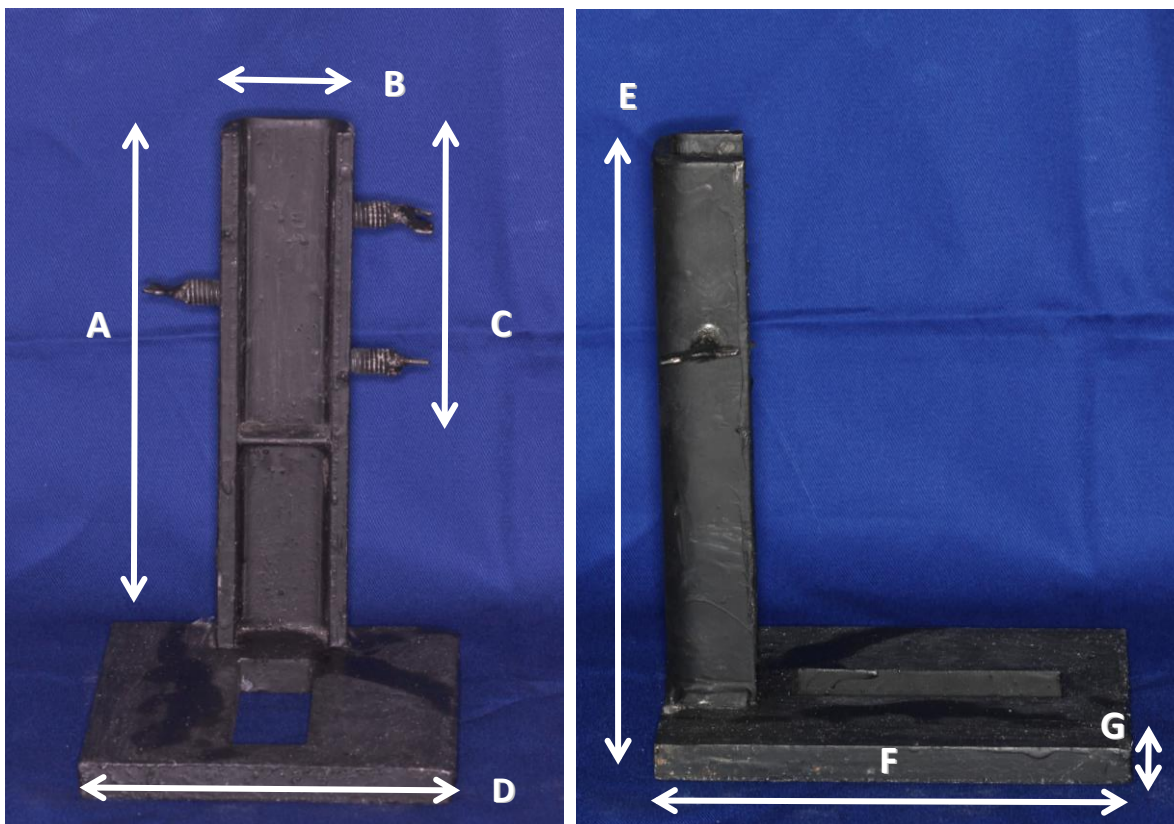


Figura 3. Dimensões do suporte para teste de carregamento mecânico linear. Vista frontal: (A) Altura da haste = 18 cm, (B) Largura interna da haste = 3 cm (C) Altura da haste onde o bloco de poliuretano foi adaptado = 12 cm, (D) Largura da base do suporte = 13 cm. Vista lateral: (E) Altura da haste = 18 cm, (F) Comprimento da base = 20 cm, (G) Altura da base = 1,5 cm.

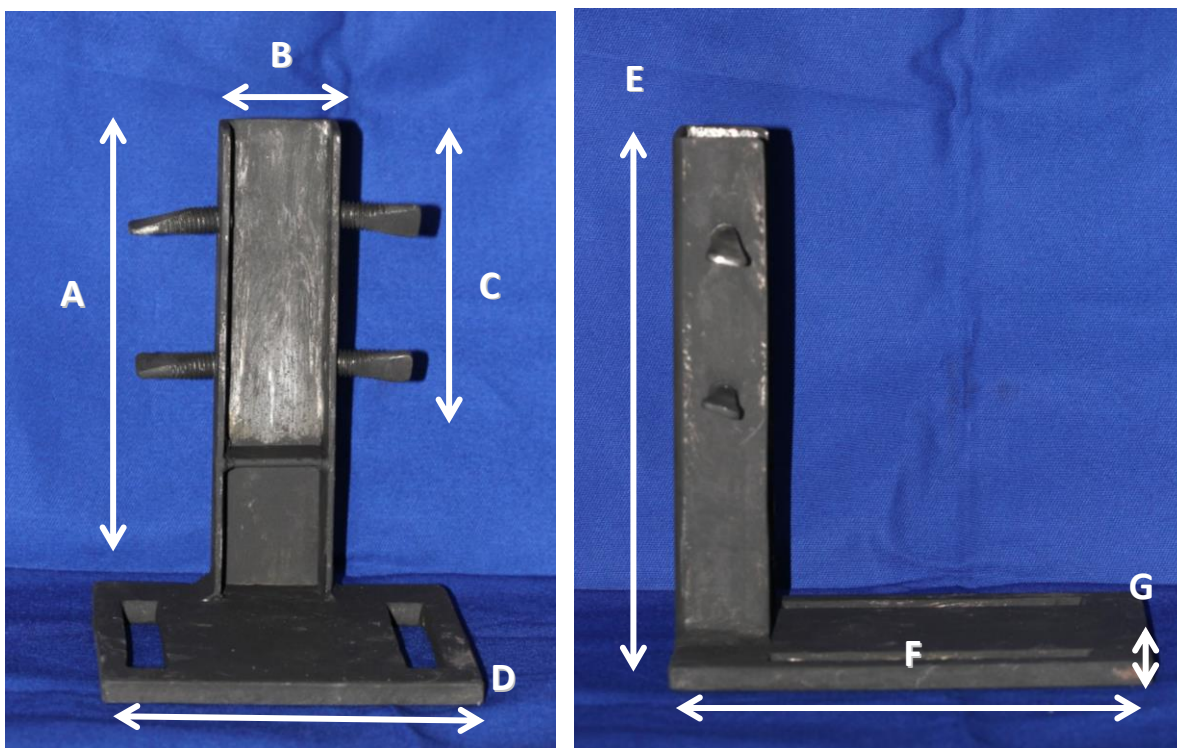


Figura 4. Dimensões do suporte para teste de carregamento mecânico cíclico. Vista frontal: (A) Altura da haste = 16 cm, (B) Largura interna da haste = 3 cm (C) Altura da haste onde o bloco de poliuretano foi adaptado = 11 cm, (D) Largura da base do suporte = 12 cm. Vista lateral: (E) Altura da haste = 17,2 cm, (F) Comprimento da base = 16 cm, (G) Altura da base = 1,2 cm.

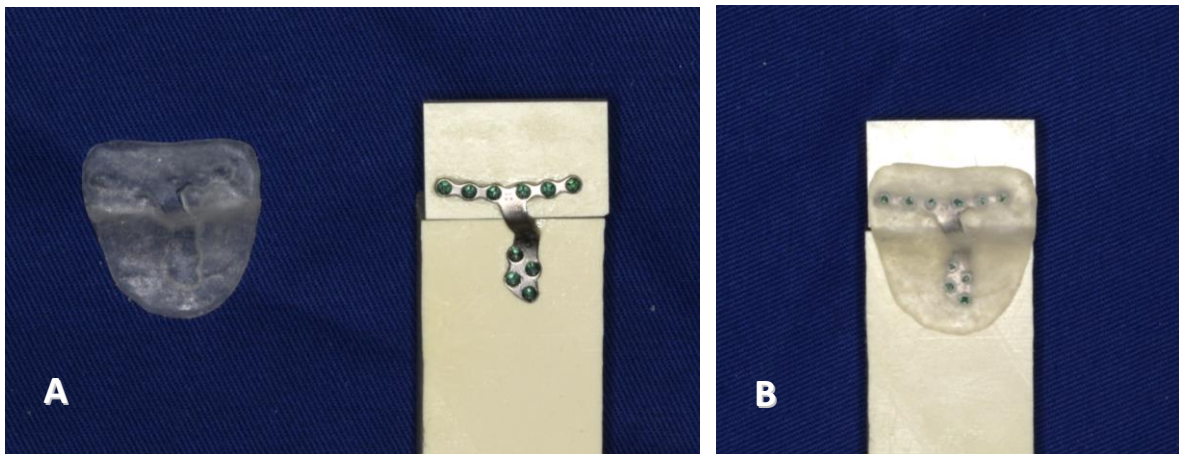


Figura 5. Guia de perfuração de resina acrílica incolor quimicamente ativada para instalação dos parafusos de forma padronizada para cada grupo do estudo.



Figura 6. Sequência de teste mecânico linear até a falha do material.

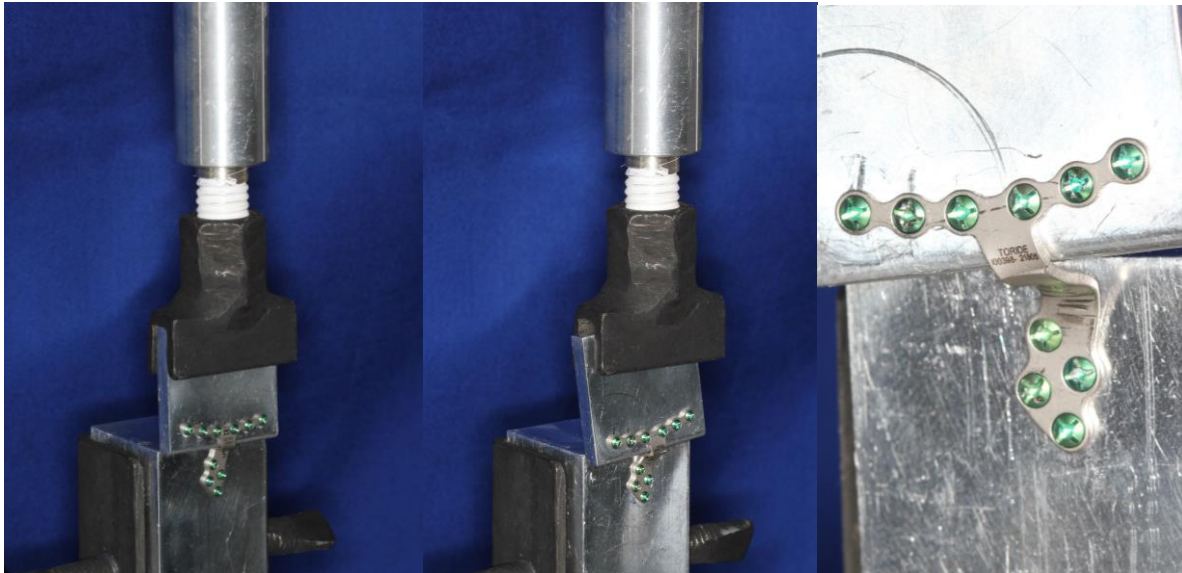


Figura 7. Sequência de teste mecânico cíclico até a falha do material.