

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

PEDRO HENRIQUE MATTOS DE CARVALHO

**Comparação mecânica de quatro métodos para fixação interna da
Osteotomia Sagital Bilateral após avanço com giro horário da
mandíbula**

Ribeirão Preto - SP

2019

PEDRO HENRIQUE MATTOS DE CARVALHO

**Comparação mecânica de quatro métodos para fixação interna da
Osteotomia Sagital Bilateral após avanço com giro horário da
mandíbula**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia (Periodontia), da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo como pré-requisito para obtenção do título de Doutor.

Área de concentração: Cirurgia Buco-Maxilo-Facial

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Elias Trivellato

Ribeirão Preto - SP

2019

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 Biblioteca e Documentação
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Carvalho, PHM

Comparação mecânica de quatro métodos para fixação interna da Osteotomia Sagital Bilateral após avanço com giro horário da mandíbula

60 p.

Tese de doutorado apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor

Área de concentração: Cirurgia Buco-Maxilo-Facial

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Elias Trivellato

Palavras-chave: Placas ósseas, Fixação interna de Fraturas, Técnicas in vitro, Mandíbula

Nome: CARVALHO, Pedro Henrique Mattos de

Título: Comparação mecânica de quatro métodos para fixação interna da Osteotomia Sagital Bilateral após avanço com giro horário da mandíbula.

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia (Periodontia), da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo como pré-requisito para obtenção do título de Doutor.

Data da defesa: ____ / ____ / ____.

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Primeiramente ao grande **Arquiteto do Universo**, por nos fornecer a dádiva que é a vida. Sem a força maior que nos rege, nada disso seria possível. Agradeço diariamente por ter saúde e força para viver.

A minha esposa **Tainara Rodrigues Caixeta de Carvalho** e minha princesa e filha, **Maria Eduarda Caixeta de Carvalho**, as quais compartilharam dioturnamente deste esforço imensurável que vêm sendo a nossa trajetória. Só nós sabemos o que temos batalhado para chegarmos até aqui. Tenho convicção que os despertares na madrugada, os dias de travessia no mar da costa verde, as idas e vindas no aeroporto, bem como os deslocamentos constantes para o interior do estado, serão recompensados em breve!

A minha mãe, **Tânia Marcia Mattos de Carvalho**, por ter me apoiado durante a minha vida e em mais um projeto durante a minha trajetória pessoal e profissional. O meu muito obrigado por todo conhecimento compartilhado comigo e confiança depositada em mim.

As minhas queridas irmãs, **Carina Mattos de Carvalho**, **Raiane Sophia de Carvalho Cortes**, e o meu amado sobrinho **Gabriel Martins de Carvalho**, espero que o exemplo que venho compartilhado com vocês, sirvam de motivação e perseverança para vocês conquistarem o que desejarem durante a trajetória de vocês.

Ao nosso pai, **Jaime Cesar de Carvalho** por ter nos iniciado, tanto a mim quanto a minha irmã, Carina Mattos de Carvalho, nesta nobre atividade que é promover a saúde aos nossos semelhantes.

Ao meu avô, **Antônio Mattos**, por ter contribuído em grande parte na moldagem do meu caráter, mesmo num curto período.

Ao meu padraastro, **André Luiz Moraes Cortes**, por ter incentivado para o ingresso no mundo da pós-graduação. A idéia foi absorvida e venho compartilhando a bela história de “esticar o elástico”.

AGRADECIMENTOS

Ao **Almirante de Esquadra (FN-RM1) Marcelo Gaya Cardoso Tosta** e o **Coronel-Aviador Marcelo Tosta** por terem me apoiado e viabilizarem a realização do curso de doutorado.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Alexandre Elias Trivellato**, fico muito agradecido pela liberdade e confiança em mim depositada durante o desenvolvimento e a realização deste trabalho, as colocações sempre foram muito bem empregadas, bem como a vasta experiência do assunto demonstrada. Estimo que o senhor continue com força e determinação nesta nobre missão que é a docência. A responsabilidade que é desenvolver, estimular e lapidar o processo de ensino-aprendizagem de novos alunos é algo muito nobre e respeitável. Não consigo enxergar um futuro melhor, sem que a educação seja difundida. Os meus sinceros agradecimentos.

Aos meus companheiros da Faculdade de Odontologia de Campos, **Túlio Barros Anselmé e Gabriel Sardinha**, pelos momentos divididos desde a moradia na **IRMANDADE**. Lembro como se fosse hoje o compartilhamento de sonhos para galgar esta tão bela especialidade que é a Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.

Ao **Carlos Victor Ferreira Bissonho**, mentor na Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial, pelos ensinamentos e pela abertura de diversas portas desde a faculdade. O meu muito obrigado.

Ao **Luiz Rodrigo Lopes**, pela oportunidade de iniciar a carreira na docência, juntamente a cadeira de cirurgia da **Universidade Fluminense - UNIFLU, antiga Faculdade de Odontologia de Campos**. Ter tido a oportunidade de lecionar na faculdade onde me formei, foi muito gratificante.

Aos professores, mestres e doutores responsáveis pela minha formação desde a residência, **Alexandre Maurity, Ana Bittencourt, Carlos Victor Ferreira Bissonho, Faustini, Hernando Valentim, Juan Coimbra, Marcelo Roter, Pedro Judice, Vitor Novaes**.

Ao companheiro de residência, como contemporâneo, **Bruno Duarte**, por ter compartilhado comigo momentos da residência que muito me motivaram por estar neste caminho da busca incansável pelo conhecimento.

Ao companheiro de residência, como R1, **Pablo Paixão**, agora como vizinhos, obrigado por dividirmos inúmeras histórias desde a residência até o presente momento.

Aos companheiros de centro cirúrgico, **Guto Fidalgo** e **Manuela Zanella**, pela rotina de evolução e aprendizado que estamos desenvolvendo desde o início da carreira como cirurgiões.

Aos companheiros de Mestrado, **Rafael Netto** e **Natalia Tavares**, com certeza os momentos divididos durante o Mestrado foram primordiais para a chegada neste patamar.

A companheira de doutorado **Soraya de Oliveira**, pelos momentos divididos durante toda a etapa laboratorial do desenvolvimento deste trabalho. Muito obrigado pela companhia e ajuda fornecida durante estes anos do doutorado, com certeza foi de grande valia a sua presença durante este período. Obrigado Aspira! Brasil!

Ao aluno de iniciação científica, **Matheus Favaro**, foi um prazer fazer parte de um período da sua formação. Juntamente com a Soraya, a sua presença foi fundamental nas etapas laboratoriais. Espero que durante a sua iniciação científica, tenhamos contribuído de alguma forma durante este importante período de sua formação profissional.

Aos companheiros de pós-graduação neste período, o do doutorado, **Guilherme Spagnol**, bem como os do mestrado, **Juliana Rozatto** e **Felippe Almeida**, gostaria de agradecer a vocês pelos momentos e experiências compartilhados nas clínicas, nos almoços e nas “happy-hours”. Foi muito muito gratificante poder conviver este período com vocês. Vocês farão falta!

Aos residentes de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial da FORP que convivi neste período, **Bruno Marinheiro**, **Renato Torres**, **Lucas Moura**, **Marco Pereira**, **Jaqueline Ramos**, **Letícia Richard**, **Ítalo Vale** e os estagiários, agora já residentes, **Vinícius Almeida**, **Thiago Almeida** e **Fernanda Calvo**.

A funcionária da Clínica de Cirurgia **Rosângela Aparecida Franezin**.

Ao **Edson Volta**, funcionário do Laboratório Integrado de Pesquisa e Biocompatibilidade de Materiais, nos apoiou em todo desenvolvimento da etapa laboratorial, sempre muito atencioso e prestativo.

A **Maria Isabel Simonetti**, secretária do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxila-Facial e Periodontia, sempre muito atenciosa, pró-ativa e de uma educação exemplar. Muito obrigado por todo apoio fornecido durante este período. Pessoas como você são fundamentais para melhora do convívio em qualquer ambiente.

As secretárias do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxila-Facial e Periodontia **Sras. Aparecida Dulce de Oliveira Negreti** e **Carla Daniela Lima da Silva**, pela atenção e disponibilidade no auxílio burocrático na resolução das normas da Universidade.

A **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo** pela utilização das dependências.

A **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** por financiar o presente experimento sob o processo de nº 2017/19171-0.

A **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES)** - pois o presente trabalho foi realizado com apoio deste agência sob o Código de Financiamento 001.

A **Tóride Industria e Comércio Ltda** pelo apoio com os materiais de fixação interna.

EPÍGRAFE

"Sempre que sentir vontade de desistir, lembre-se que seus sonhos podem ser alcançados no próximo passo que der."

Desconhecido

"A lei da mente é implacável. O que você pensa, você cria; O que você sente, você atrai; O que você acredita; Torna-se realidade."

Buda

RESUMO

Carvalho, PHM. Comparação mecânica de quatro métodos para fixação interna da Osteotomia Sagital Bilateral após avanço com giro horário da mandíbula [TESE]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 2019.

A osteotomia sagital bilateral é uma das técnicas mais comumente empregada para correções de deformidades mandibulares, tendo se mostrado uma técnica extremamente versátil, por resultar em um íntimo contato dos segmentos, favorecendo uma efetivo reparo ósseo e além de permitir uma fixação adequada e precisa. O objetivo do presente estudo foi realizar uma comparação mecânica de quatro métodos para fixação interna da osteotomia sagital bilateral após avanço com giro horário da mandíbula. Foram utilizadas 56 réplicas de mandíbulas inteiras de poliuretano rígido, customizadas e padronizadas com osteotomia sagital bilateralmente conforme técnica descrita por Epker BN em 1977, mas modificada. Após a simulação de um amplo avanço, onze milímetros (mm) com giro horário da mandíbula (6 graus) em relação ao plano oclusal, os segmentos ósseos foram fixados com placas e parafusos do sistema 2,0mm do lado direito e esquerdo. Grupo I, uma placa em “H” duplo, grupo II, duas miniplacas, grupo III, “técnica híbrida” e grupo IV, três parafusos bicorticais “L-invertido”. As mandíbulas foram submetidas a carga entre os incisivos centrais e entre a cúspide méso e disto vestibular do primeiro molar direito. Na carga entre os incisivos, houve diferença estatisticamente significativa no grupo I (placa em “H” duplo), em que a média foi maior que as médias dos grupos IV e II no deslocamento de 1 mm ($F=4,705$; $p=0,010$). Na carga no primeiro molar, houve diferença das médias de carga quando comparado os grupos no deslocamento de 1 mm ($F=5,166$; $p=0,007$). A média do método “técnica-híbrida” foi maior que as médias dos métodos da placa em “H” duplo e duas placas. Já o método “L invertido” não se diferenciou dos outros métodos. Houve diferença das médias de carga quando comparado os grupos no deslocamento de 3 mm ($F=3,582$; $p=0,029$). A média do método “técnica-híbrida” foi maior que a média do método “duas placas”. Já os demais métodos não apresentaram diferenças. Houve diferença das médias de carga quando comparado os grupos no deslocamento de 5 mm ($F=3,142$; $p=0,044$). A média do método “L invertido” foi maior que a média do método “duas placas”. Os demais métodos não apresentaram diferenças. Entre os deslocamentos de 7 mm não foi observada diferença estatisticamente significativa (7 mm: $p=0,057$). No presente estudo o método “técnica-híbrida” foi o de melhor desempenho mecânico, mostrando um comportamento superior em mais momentos quando avaliou-se a carga empregada e os respectivos deslocamentos.

Palavras-chave: Placas ósseas, Fixação interna de Fraturas, Técnicas in vitro, Mandíbula

ABSTRACT

Carvalho, PHM: Mechanical comparison of four methods for internal fixation of Bilateral Sagittal Osteotomy after advancement with clockwise rotation of the mandible [TESIS]. Ribeirão Preto: School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo; 2019.

Bilateral sagittal osteotomy is one of the most commonly used techniques for correction of mandibular deformities, showing an extremely versatile technique, resulting in an intimate contact of the segments, favoring an effective bone repair and besides allowing an adequate and precise fixation. The objective of the present study was to perform a mechanical comparison of four methods for internal fixation of bilateral sagittal osteotomy after advancement with clockwise rotation of the mandible. We used 56 replicates of rigid polyurethane jaws, customized and standardized with bilateral sagittal osteotomy according to the technique described by Epker BN in 1977, but modified. After simulation of a wide advancement, eleven millimeters (mm) with clockwise rotation of the mandible (6 degrees) in relation to the occlusal plane, the bone segments were fixed with plates and screws of the system 2.0mm of the right and left side. Group I, a double "H" plate, group II, two miniplates, group III, "hybrid technique" and group IV, three "L-inverted" bicortical screws. The mandibles were loaded between the central incisors and between the mesial cusp and the buccal aspect of the right first molar. In the load between the incisors, there was a statistically significant difference in group I (double "H" plate), in which the mean was greater than the means of groups IV and II in the displacement of 1 mm ($F = 4.705$, $p = 0.010$). In the first molar load, there were differences in the load means when compared to the groups at 1 mm displacement ($F = 5,166$, $p = 0.007$). The mean of the "technique-hybrid" method was higher than the mean of the "double" H-plate and two-plate methods. The "inverted L" method did not differ from the other methods. There was a difference in loading averages when compared to groups at 3 mm displacement ($F = 3,582$, $p = 0.029$). The mean of the "technique-hybrid" method was higher than the mean of the "two-plate" method. The other methods did not present differences. There was a difference in loading means when comparing the groups in the 5 mm displacement ($F = 3.142$; $p = 0.044$). The mean of the "inverted L" method was higher than the average "two plate" method. The other methods did not present differences. Among the 7 mm displacements, no statistically significant difference was observed (7 mm: $p = 0.057$). In the present study the "technique-hybrid" method was the one with the best mechanical performance, showing a superior behavior in more moments when the load used and the respective displacements were evaluated.

Keywords: Bone plates, Internal fracture fixation, In vitro Techniques, Mandible

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Mandíbula inteira de poliuretano (Nacional Ossos Ltda. - Jaú, São Paulo – Brasil); A- Vista frontal; B- Vista lateral.	34
Figura 2 - Protótipo com secção customizada da OSB.	35
Figura 3 - Divisão dos grupos com as modalidades de fixação interna utilizadas. Grupo I - Placa em “H” duplo (A- Vista lateral; B- Vista frontal); Grupo II - Técnica híbrida (A- lateral; B- Vista frontal); Grupo III- Duas placas (A- lateral; B- Vista frontal); Grupo IV- Parafusos bi-corticais (A- lateral; B- Vista frontal).....	35
Figura 4 - Guia de acrílico confeccionado para padronização dos movimentos e para instalação das placas e parafusos.	37
Figura 5 - Distância padronizada entre os parafusos mono-corticais instalados nas placas. A- Método placa em “H” duplo; B- Método técnica híbrida.	38
Figura 6 - Distâncias padronizadas entre os parafusos mono-corticais e entre as placas. A- Método placa em “H” duplo; B- Método duas placas.	38
Figura 7 - Distância e posicionamento padronizados entre os parafusos bi-corticais.	39
Figura 8 - Máquina universal de ensaios, da marca comercial EMIC, modelo DL200 e dispositivos de aço.	40
Figura 9 - Guia de acrílico para perfuração dos processos coronóides.	41
Figura 10 - Locais de aplicação de carga nos protótipos; A- Carga aplicada entre os incisivos; B- Carga aplica na entre a cúspide méso e disto vestibular do primeiro molar direito.	42
Figura 11 - Foto parcial do painel da máquina universal de ensaios, da marca comercial EMIC, modelo DL200.	42
Figura 12 - Gráfico gerado após a aplicação de carga no incisivo no ensaio mecânico do método placa em “H” duplo.	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Detalhamento dos grupos estudados.	36
Tabela 2 - Especificações das placas de titânio (TÓRIDE Industria e Comércio Ltda).....	37
Tabela 3 - Especificações dos parafusos (TÓRIDE Industria e Comércio Ltda).....	38
Tabela 4 - Análise estatística (Teste de ANOVA com post-hoc de Tukey).....	44
Tabela 5 - Análise estatística (Teste de ANOVA com post-hoc de Tukey).....	47

LISTA DE SIGLAS

mm-	Milímetros
OSB-	Osteotomia Sagital Bilateral
FI-	Fixação Interna
inc-	Incisivo
mol-	Molar
LIPEM-	Laboratório Integrado de Pesquisa e Biocompatibilidade de Materiais
FORP-	Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
USP-	Universidade de São Paulo
kgf-	kilograma-força

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	27
2 PROPOSIÇÃO	29
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	31
3.1 Mandíbulas de Poliuretano e Preparo da Amostra	31
3.2 Placas e parafusos	34
3.3 Teste de Resistência.....	36
3.4 Análises estatísticas	40
4 RESULTADOS	43
4.1 Carga aplicada entre os incisivos centrais	43
4.2 Carga aplicada entre a cúspide mésio e disto vestibular no primeiro molar direito	43
5 DISCUSSÃO	45
REFERÊNCIAS	49
APÊNDICE	55
APÊNDICE A - Valores de resistência obtidos após aplicação progressiva de carga.....	55
APÊNDICE B- Medidas do método “H” duplo	57
APÊNDICE C - Medidas do método duas placas	58
APÊNDICE D - Medidas do método híbrida	59
APÊNDICE E - Medidas do método “L-invertido”	60

1 INTRODUÇÃO

A osteotomia sagital bilateral (OSB), vêm sendo empregada para correção de deformidades dento-esqueléticas desde a década de 50¹. Desde a modificação da técnica descrita por Schuchardt (1942 apud Dreiseidler et al. 2016¹), Trauner e Obwegeser (1957)²⁻³ revolucionaram as correções cirúrgicas mandibulares, apresentando uma técnica relativamente segura e com fixação dos segmentos ósseos por meio de osteossíntese com fio de aço¹⁻⁴.

Com o passar dos anos, a técnica descrita por Trauner e Obwegeser (1957)²⁻³ sofreu diversas modificações⁵⁻¹², com o intuito de reduzir a morbidade, aprimorar a conveniência da técnica cirúrgica e melhorar o contato ósseo após a separação dos segmentos, visando um reparo ósseo mais precoce e efetivo¹³. Desde então, a OSB vem sendo uma das técnicas mais comumente empregadas, principalmente para realização de avanços e correções de assimetrias mandibulares⁴.

A OSB tem se mostrado uma técnica extremamente versátil, por resultar em um íntimo contato dos segmentos, fato este que favorece um efetivo reparo ósseo, além de permitir uma fixação adequada e precisa¹⁴. Com o advento da Fixação Interna (FI), as placas e parafusos de titânio se tornaram o “padrão ouro”, por proporcionarem um rápido retorno a função, melhorarem o suporte nutricional e estabelecerem uma manutenção efetiva da via aérea¹⁵⁻¹⁶.

A possibilidade de FI, elimina a necessidade de bloqueio maxilo-mandibular, o que diminui a chance de bronco-aspiração no pós-operatório, bem como uma maior qualidade na higiene oral, trazendo um aumento na qualidade de vida no período da recuperação pós-operatória¹⁷.

O número de modalidades de FI que têm sido desenvolvidas para a OSB, vêm sendo amplamente revisadas por estudos clínicos^{1,18-25}, estudos in-vitro^{13,17,26-29} e estudos de elementos finitos³⁰⁻³⁵, incluindo uma variedade de modalidades de fixação. Dentre as modalidades mais comumente empregadas, podemos citar: a técnica com parafusos bicorticais, fixação com placas e parafusos monocorticais, bem como a técnica que utiliza uma placa com parafusos monocorticais associada a um parafuso bicortical inter-posicional, conhecida como técnica híbrida^{17,23,25,29}.

Alguns estudos vêm sugerindo, que a técnica que utiliza três parafusos bicorticais, distribuídos em forma de “L invertido”, é a que apresenta capacidade de resistir a cargas e conseqüentemente a de melhor escolha, do ponto vista mecânico, para a fixação da OSB no avanço mandibular^{13,19,27,36-41}. No entanto, há autores que defendem e sugerem que não existem diferenças na tensão total de cisalhamento suportado por parafusos dispostos linearmen-

te em detrimento aos parafusos de titânio em posição de “L-invertido”. Os autores consideram que seria de maior importância a qualidade óssea do que a configuração da posição dos parafusos de titânio⁴².

Apesar da ampla discussão em torno de parafusos bicorticais, por apresentarem alta rigidez e serem menos suscetíveis a deformação²⁵, há outros estudos que defendem a não existência de diferenças estatisticamente significantes, quanto se compara a fixação com parafusos bicorticais de titânio com as placas e parafusos monocorticais de titânio^{30,37,43}. Corroborando com tais achados, estudos clínicos com amplo acompanhamento dos casos, têm demonstrado resultados estáveis quando empregada a fixação com placas e parafusos mono-corticais de titânio⁴⁴⁻⁴⁵. Além disso, pode-se evidenciar algumas vantagens das placas de titânio em relação a fixação por parafusos bicorticais, tais como: propiciarem uma instalação com maior facilidade por usualmente não haver a necessidade de um acesso transbucal, por apresentarem uma manipulação do segmento proximal facilitada, bem como ser reduzida a chance de alteração do posicionamento condilar junto a cavidade articular após a fixação dos segmentos¹⁹. Tendo em vista que, no caso dos parafusos bi-corticais, há a possibilidade de um excesso de apertamento e conseqüente torque condilar, alterando o posicionamento do côndilo.

Contudo, apesar de ampla discussão na literatura, até o presente momento, não se faz possível estabelecer um consenso de qual seria a técnica mais efetiva para fixação da OSB nas correções das deformidades mandibulares^{17,23,25,29}, tendo em vista cada técnica apresentar peculiaridades distintas, além de não ser de atual conhecimento a existência de um estudo que avalie o comportamento mecânico da fixação interna da OSB no avanço mandibular com giro horário em relação ao plano mandibular.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi realizar uma comparação mecânica de quatro métodos para fixação interna da OSB após avanço com giro horário da mandíbula.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Mandíbulas de Poliuretano e Preparo da Amostra

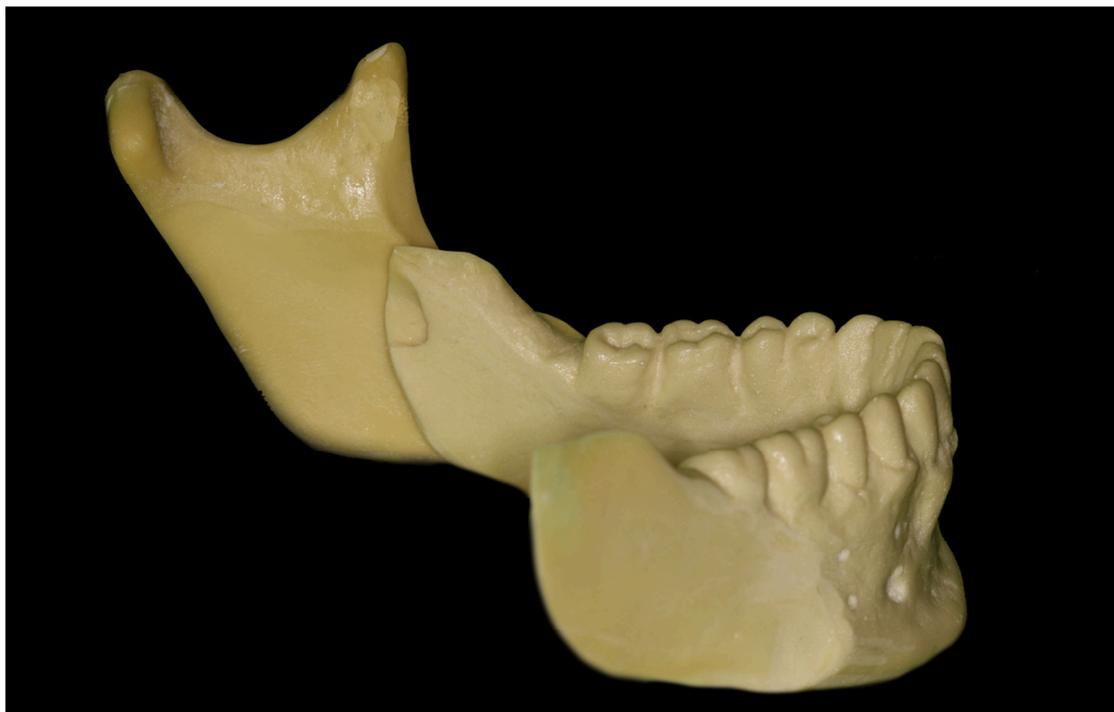
Desenvolveu-se, juntamente a uma empresa especializada (Nacional Ossos Ltda. - Jaú, São Paulo – Brasil), à partir de um modelo de mandíbula inteira com todos os dentes em resina de poliuretano rígido (Figura 1), um protótipo contendo uma secção customizada, simulando a OSB, conforme técnica descrita por Epker BN (1977)⁸ modificada (Figura 2), e em seguida foram reproduzidas 56 peças.

Figura 1 - Mandíbula inteira de poliuretano (Nacional Ossos Ltda. - Jaú, São Paulo – Brasil); A- Vista frontal; B- Vista lateral.



Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

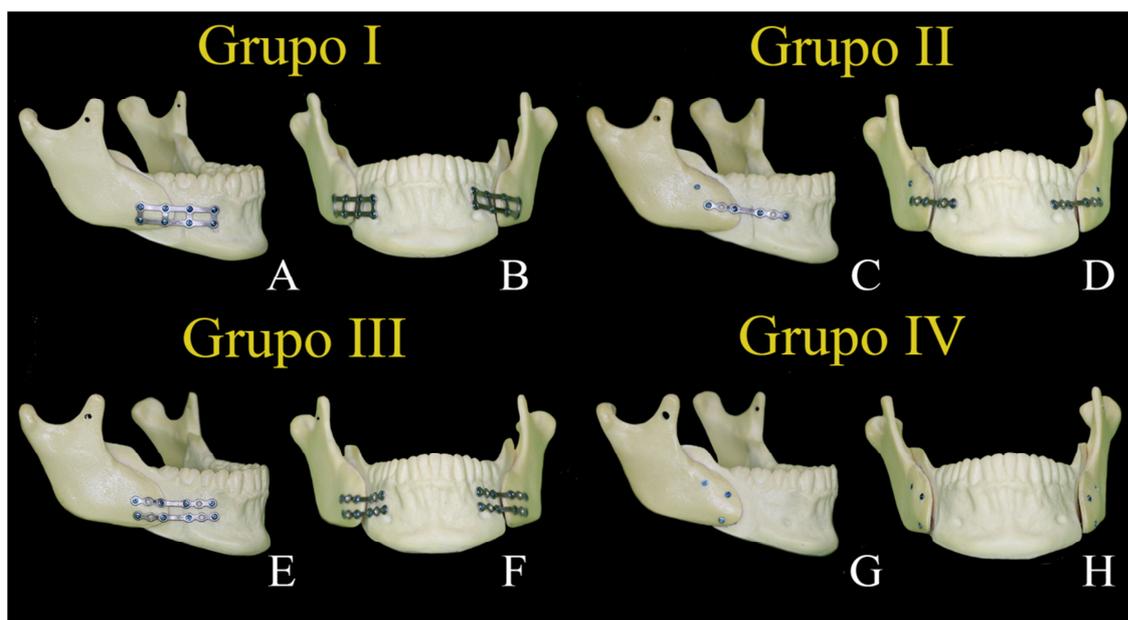
Figura 2 - Protótipo com secção customizada da OSB.



Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

As 56 réplicas foram divididas em 4 grupos com 14 mandíbulas cada (Figura 3), de acordo com o método de fixação utilizado nos dois lados.

Figura 3 - Divisão dos grupos com as modalidades de fixação interna utilizadas. Grupo I - Placa em “H” duplo (A- Vista lateral; B- Vista frontal); Grupo II - Técnica híbrida (A- lateral; B- Vista frontal); Grupo III- Duas placas (A- lateral; B- Vista frontal); Grupo IV- Parafusos bi-corticais (A- lateral; B- Vista frontal).



Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

Cada grupo foi dividido em sub-grupos (N=7), para serem submetidos a cargas em regiões distintas, em regiões entre os incisivos centrais e a cúspide méso e disto-vestibular do primeiro molar direito, respectivamente. Os grupos e sub-grupos estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Detalhamento dos grupos estudados.

Grupo n°	Método de fixação	Aplicação da força (N=7 por subgrupo)	
I	1 Placa "H" duplo 2,0mm (8 furos) + 8 parafusos 2,0mm x 6mm (2 Proximais e 2 Distais) sobre a região de zona neutra	Região de incisivo (inc) Grupo IV.inc (N=7)	Região de primeiro molar (mol) Grupo IV.mol (N=7)
II	1 Placa 2,0mm (6 furos com segmento) + 4 parafusos 2,0mm x 7mm (2 Proximais e 2 Distais) + 1 parafuso bi-cortical (2,0mm) (Técnica Híbrida)	Região de incisivo Grupo III.inc (N=7)	Região de primeiro molar Grupo III.mol (N=7)
III	2 Placas 2,0mm (6 furos c/ segmento) + 8 parafusos 2,0mm x 7mm (2 Proximais e 2 Distais)	Região de incisivo Grupo II.inc (N=7)	Região de primeiro molar Grupo II.mol (N=7)
IV	3 parafusos bi-corticais (2 - 2,0mm x 14mm e 1 - 2,0mm x 16mm) em um padrão de "L invertido"	Região de incisivo Grupo I.inc (N=7)	Região de primeiro molar Grupo I.mol (N=7)

Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

Os movimentos simulados serão de avanço de 11 mm com giro horário de 6° em relação ao plano oclusal da mandíbula. Para padronização do movimento foi confeccionado um guia de acrílico simulando 11mm de avanço no bordo superior do segmento distal e 7mm no bordo inferior do segmento distal, servindo de guia também para aposição das placas e parafusos de titânio (Figura 4).

Figura 4 - Guia de acrílico confeccionado para padronização dos movimentos e para instalação das placas e parafusos.



Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

3.2 Placas e parafusos

Para realização deste estudo foram utilizadas 112 placas e 560 parafusos do sistema 2,0 mm, da marca Tóride (Mogi Mirim - SP, Brasil). Segundo o fabricante dos materiais, as placas são de titânio comercialmente puro, e os parafusos de liga de titânio-6alumínio-4vanádio (Tabela 2 e 3).

Tabela 2 - Especificações das placas de titânio (TÓRIDE Indústria e Comércio Ltda).

	Sistema 2.0mm	Dimensão	Código
1	Mini Placa Ponte 6 furos	2,0 Largura x 1,0 Espessura	167200206130
2	Mini Placa "H" Duplo 8 furos	?	20.1808.000

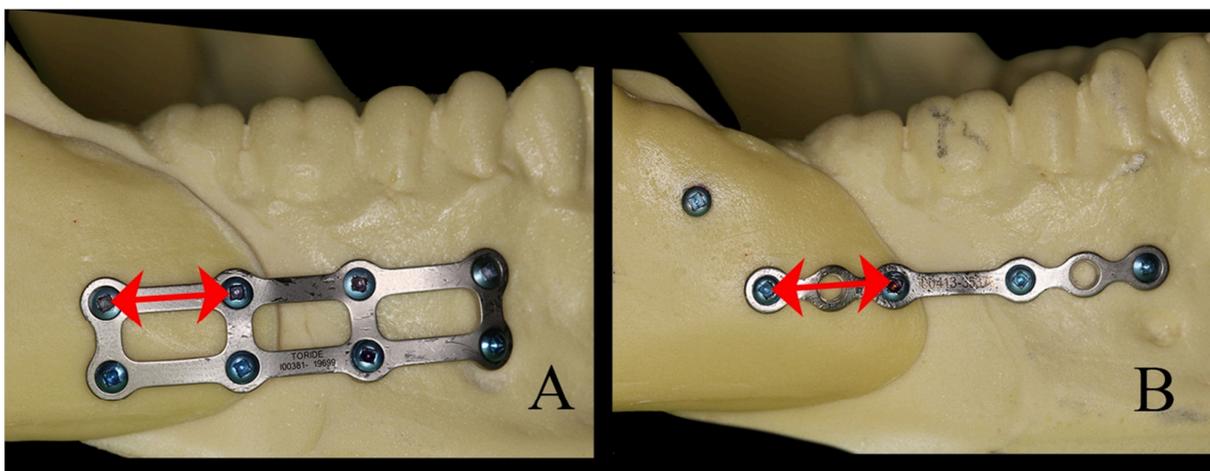
Fonte: Catálogo Buco Maxilo Facial, Sistema 1.5/2.0 - Tóride (Mogi Mirim - SP, Brasil)

Tabela 3 - Especificações dos parafusos (TÓRIDE Indústria e Comércio Ltda).

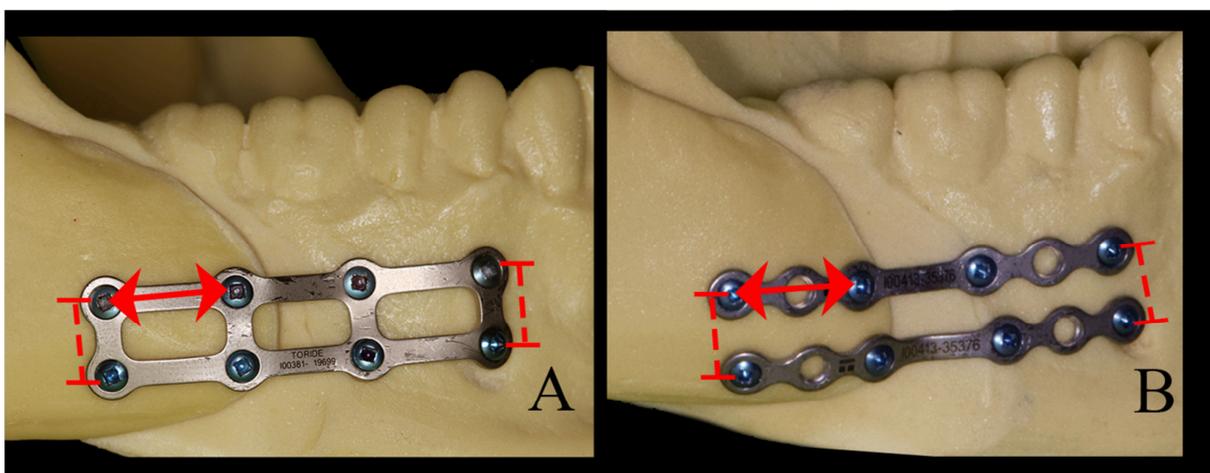
	Sistema 2.0mm	Comprimento	Código
2	Parafuso cortical	6,0 mm	136200323006
3	Parafuso cortical	14,0 mm	136200322014
4	Parafuso cortical	16,0 mm	136200322016

Fonte: Catálogo Buco Maxilo Facial, Sistema 1.5/2.0 - Tóride (Mogi Mirim - SP, Brasil)

Todas as 112 placas e 560 parafusos foram instalados de forma padronizada e por um único indivíduo treinado. Respeitou-se a distância dos parafusos nas modalidades em que utilizaram-se placas, sendo padronizado de acordo com a distância da placa em em “H” duplo (Figura 5 e 6) .

Figura 5 - Distância padronizada entre os parafusos mono-corticais instalados nas placas. A- Método placa em “H” duplo; B- Método técnica híbrida.

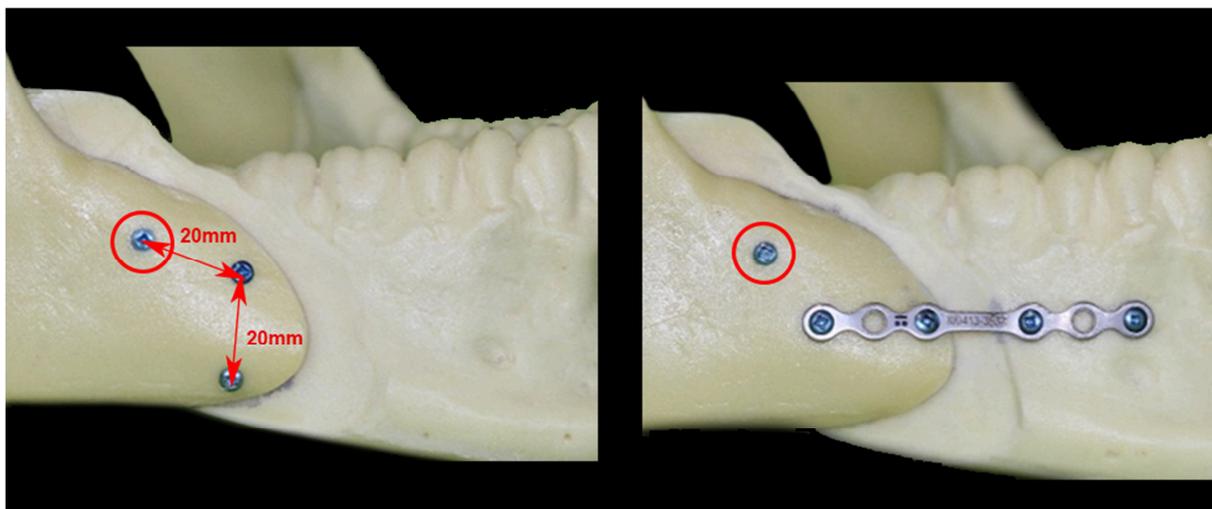
Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

Figura 6 - Distâncias padronizadas entre os parafusos mono-corticais e entre as placas. A- Método placa em “H” duplo; B- Método duas placas.

Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

O parafuso mais distal do coto proximal, da modalidade “L-invertido” ficou na mesma posição do parafuso na região retromolar da “técnica híbrida”, com um comprimento de 16mm. Os outros parafusos da técnica L-invertido tinham 14mm. Os três parafusos bicorticais da modalidade em “L-invertido”, foram instalados respeitando um distância de 20mm entre si (Figura 7).

Figura 7 - Distância e posicionamento padronizados entre os parafusos bi-corticais.



Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

3.3 Teste de Resistência

O teste de resistência foi realizado em uma máquina universal de ensaios, da marca comercial EMIC, modelo DL2000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA. - São José dos Pinhais, São Paulo - Brasil) pertencente ao LIPEM (Laboratório Integrado de Pesquisa e Biocompatibilidade de Materiais) do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP. Para tal finalidade foram utilizados dois dispositivos de aço, um de suporte para a mandíbula, e outro para aplicação de carga vertical, em formato de “T” invertido, composto pela união/solda de dois fios de aço cilíndricos com diâmetro de 3 mm (Figura 8).

Figura 8 - Máquina universal de ensaios, da marca comercial EMIC, modelo DL200 e dispositivos de aço.



Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

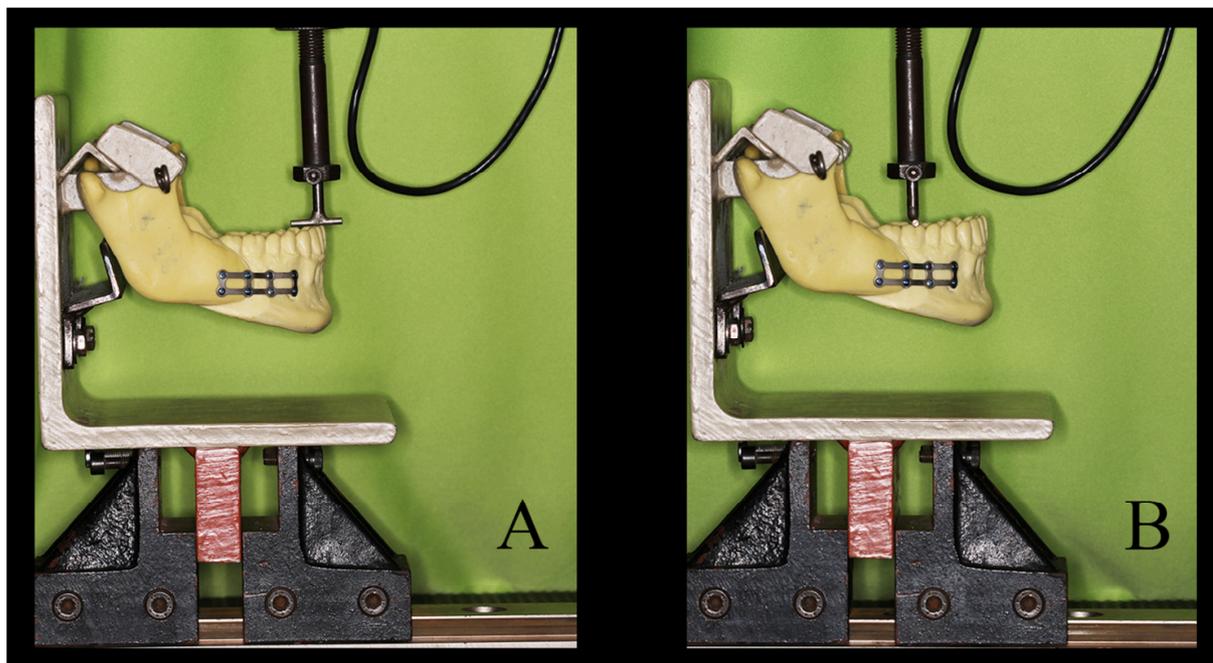
Os processos coronóides foram perfurados com broca helicoidal de 3.0 mm de diâmetro com auxílio de peça reta manual (Figura 9). Em seguida, a mandíbula foi posicionada de maneira que o plano mandibular formasse um ângulo reto com o longo eixo do dispositivo de carga.

Figura 9 - Guia de acrílico para perfuração dos processos coronóides.

Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

Para a aplicação progressiva de carga, foi utilizado o aparato customizado, em que o segmento proximal foi estabilizado nas superfícies do côndilo e processo coronóide, porém possibilitando um movimento livre da mandíbula (Figura 8). As cargas foram aplicadas nas regiões entre os incisivos centrais e a cúspide méso e disto-vestibular do primeiro molar direito (Figura 10) por meio da máquina de teste com a velocidade de 5mm por minuto, visando aplicação progressiva de carga e conseguinte valor de resistência (Figura 11), mensurados em quilograma-força (kgf). A carga foi mensurada durante 1, 3, 5 e 7 mm de deformação no sítio seccionado, sendo registrado por meio de gráficos (Figura 12) e em seguida transcritos para as tabelas 4 e 5.

Figura 10 - Locais de aplicação de carga nos protótipos; A- Carga aplicada entre os incisivos; B- Carga aplicada na entre a cúspide méso e disto vestibular do primeiro molar direito.



Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

Figura 11 - Foto parcial do painel da máquina universal de ensaios, da marca comercial EMIC, modelo DL200.



Fonte: Carvalho, P. H. M. (2019)

Tabela 4 - Análise estatística (Teste de ANOVA com post-hoc de Tukey).

Incisivos Centrais	Deslocamento							
	1 mm		3 mm		5 mm		7 mm	
	média (DP)	min-máx	média (DP)	min-máx	média (DP)	min-máx	média (DP)	min-máx
Placa em "H" duplo	0,84a (0,36)	0,40 - 1,27	2,35 (0,95)	1,32 - 3,67	3,82 (1,44)	2,05 - 6,31	5,64 (1,80)	3,65 - 8,39
L invertido	0,41b (0,15)	0,27 - 0,71	1,48 (0,63)	0,89 - 2,74	2,88 (1,26)	1,72 - 4,96	4,65 (1,92)	2,61 - 7,56
Duas placas	0,44b (0,18)	0,26 - 0,70	1,53 (0,61)	0,85 - 2,36	2,65 (0,85)	1,44 - 3,62	3,69 (1,27)	1,85 - 5,16
Híbrida	0,53ab (0,20)	0,24 - 0,76	1,54 (0,43)	0,85 - 2,08	2,57 (0,74)	1,61 - 3,45	3,48 (1,03)	2,31 - 4,54
Estatística F	4,705		2,624		1,872		2,87	
p	0,010		0,074		0,161		0,057	

#Letras distintas representam médias estatisticamente diferentes.

Fonte: Carvalho, PHM (2019)

4 RESULTADOS

Durante todos os testes, não evidenciou-se fratura do substrato nem das placas e nem dos parafusos.

4.1 Carga aplicada entre os incisivos centrais

Houve diferença das médias de força quando comparado os grupos no deslocamento de 1 mm ($F=4,705$; $p=0,010$). A média do método Placa em “H” duplo é maior que as médias dos métodos “L invertido” e “duas placas”. Já o método “Híbrida” não se difere dos outros métodos. Entre os outros deslocamentos as médias de carga entre os grupos não foi observada diferença estatisticamente significativa. (3 mm: $p=0,074$; 5 mm: $p=0,161$; 7 mm: $p=0,057$). (Tabela 4)

4.2 Carga aplicada entre a cúspide méσιο e disto vestibular no primeiro molar direito

Houve diferença das médias de carga quando comparado os grupos no deslocamento de 1 mm ($F=5,166$; $p=0,007$). A média do método “Híbrida” é maior que as médias dos métodos Placa em “H” duplo e “duas placas”. Já o método “L invertido” não se difere dos outros métodos.

Houve diferença das médias de carga quando comparado os grupos no deslocamento de 3 mm ($F=3,582$; $p=0,029$). A média do método “Híbrida” é maior que a média do método “duas placas”. Já os demais métodos não apresentam diferenças.

Houve diferença das médias de carga quando comparado os grupos no deslocamento de 5 mm ($F=3,142$; $p=0,044$). A média do método “L invertido” é maior que a média do método “duas placas”. Os demais métodos não apresentam diferenças.

Entre os deslocamentos de 7 mm não foi observada diferença estatisticamente significativa (7 mm: $p=0,057$). (Tabela 5)

Tabela 5 - Análise estatística (Teste de ANOVA com post-hoc de Tukey).

Molar	Deslocamento							
	1 mm		3 mm		5 mm		7 mm	
	média (DP)	min-máx	média (DP)	min-máx	média (DP)	min-máx	média (DP)	min-máx
Placa em "H"duplo	1,05a (0,41)	0,57 - 1,80	3,49ab (1,24)	1,65 - 5,60	6,70ab (2,23)	4,18 - 10,08	11,07 (3,64)	7,08 - 16,65
L invertido	1,33ab (0,50)	0,83 - 2,12	4,78ab (1,50)	3,15 - 7,37	9,79a (3,07)	6,95 - 15,85	15,92 (4,29)	11,92 - 23,83
Duas placas	0,90a (0,34)	0,62 - 1,63	2,82a (0,91)	1,84 - 4,53	5,70b (1,66)	3,16 - 7,85	10,10 (1,99)	7,37 - 12,49
Híbrida	1,85b (0,64)	0,81 - 2,83	5,03b (2,00)	2,51 - 8,10	9,28ab (4,21)	4,49 - 15,75	14,93 (6,60)	4,78 - 24,00
Estatística F	5,166		3,582		3,142		2,880	
p	0,007		0,029		0,044		0,057	

#Letras distintas representam médias estatisticamente diferentes.

Fonte: Carvalho, PHM (2019)

5 DISCUSSÃO

No ambiente laboratorial, as avaliações do comportamento mecânico têm sido a preferência de diversos autores^{12,15-17,20,46-51} e os mais diversos tipos de substratos vêm sendo empregados com a tentativa de se reproduzir o comportamento da mandíbula humana^{12,16-17,22-24}. Apesar do osso cadavérico se mostrar o padrão-ouro para a simulação de uma situação real, ele apresenta limitações éticas, práticas, e monetárias²⁴. No presente estudo optamos pela mandíbula inteira de poliuretano rígido, pois nos forneceu um substrato com forma, dimensão e densidade bem próximas do osso humano. Além de serem de fácil aquisição, apresentam um baixo custo e permitem customização e padronização da amostra⁵². No entanto, o emprego das mandíbulas inteiras apresenta algumas limitações, como o custo mais elevado em detrimento as hemi-mandíbulas, por ter que se lançar mão do dobro de material de fixação e demandar mais tempo no preparo do experimento, tendo em vista ter que se realizar a customização e fixação em ambos os lados.

Há uma gama de trabalhos que utilizam apenas hemi-mandíbulas²⁹⁻³³ para avaliação do comportamento mecânico. Nestes trabalhos sugere-se que há a limitação de se avaliar apenas forças verticais, ou em alguns casos forças laterais²⁹, não levando em consideração as importantes forças torcionais que simulam o movimento exercido durante a mastigação, as quais são reproduzidas apenas quando utilizamos mandíbula inteiras com fixação interna bilateralmente.

A customização das osteotomia mandibulares foi baseada na técnica descrita por Epker, (1977)⁸, com uma modificação no corte vertical lateral (vestibular), em que ao invés de ser realizado formando um ângulo reto, teve uma terminação descendente biselada. Além disso, no corte bucal foi seguido o proposto por Rajchel J, Ellis E III e Fonseca RJ (1986)⁵³, os quais propõem que: "...a área mais favorável para o corte bucal é na região entre o primeiro e segundo molar. A distância entre o aspecto delgado da placa cortical bucal e o canal mandibular, é consistentemente maior nessa localização do que as outras". A escolha do desenho da secção sagital bilateral, em sua extensão medial do ramo mandibular, foi baseada no estudo de Dreiseidler T et al. ,(2016)³¹. A escolha dos parafusos mono-corticais utilizados foram de 6mm, baseando-se no estudo mecânico de Saka et al, (2000)⁵⁴, os quais demonstraram que não é necessário parafusos com mais de 7mm de comprimento ou com mais de 2mm de diâmetro para osteossíntese de mandíbula. As dimensões dos parafusos bi-corticais foram de 14mm e 16mm, empregou-se um de 16mm na região retromolar tanto na técnica híbrida quanto no grupo do "L-invertido", onde instalou-se outros dois de 14mm.

A busca por tratamentos que ofereçam certo grau de previsibilidade e predictibilidade, que propiciem um retorno precoce a função, mas que se apresentem com mínimo grau de morbidade, vêm sendo uma busca incansável no campo do tratamento das deformidades do complexo oral e maxilo-facial. Os sistemas de fixação interna, usualmente na forma de placas e parafusos de titânio e dentre as diversas modalidades disponíveis, se apresentam como peças fundamentais na evolução das modalidades de tratamento. Em grande parte por proporcionarem a estabilidade necessária para um processo de reparo ósseo efetivo e precoce, e principalmente pela significativa manutenção das vias áreas, tendo em vista que não há necessidade de bloqueio maxilo-mandibular no pós-operatório. Consequentemente, estes sistemas de fixação acabam sendo alvo de diversos estudos que buscam elucidar o seu comportamento em diversos aspectos. Até o presente momento, pela revisão de literatura realizada, existem apenas cinco trabalhos na literatura que avaliaram o comportamento mecânico no avanço mandibular, utilizando mandíbulas sintéticas inteiras.^{13,55-58.}

Dentre estes, todos os cinco experimentos utilizaram mandíbulas sintéticas de poliuretano da marca comercial Synbone (quatro Synbone, Laudquart, Switzerland e um Synbone AG 8598, Malans, Switzerland.), em que segundo o fabricante a vantagem é que os protótipos simulam o osso cortical e o medular. No presente experimento empregamos mandíbulas de poliuretano nacionais (Nacional Ossos Ltda. - Jaú, São Paulo – Brasil), onde o fabricante reporta uma densidade bem próxima do osso humano, mas quando o substrato foi analisado, constatou-se que não apresenta distinção na simulação da cortical e medular.

A simulação de movimento empregada em três estudos^{13,55-56} foram de 7 mm de avanço linear e um estudo empregou apenas 5mm de avanço linear. Em uma recente revisão sistemática, Kuik K et al. , (2019)⁵⁹, elucidaram a quantidade limitada de trabalhos avaliando grandes avanços (acima de 10mm), uma vez que parece haver uma grande tendência de recidiva neste movimento e associado ao fato de haver uma crescente indicação, como por exemplo no tratamento de Apnéia Obstrutiva do Sono, se fazendo necessário novos estudos para proporcionarem escolhas baseadas em evidências nestes casos específicos. No nosso conhecimento, até o presente momento este é o primeiro trabalho na literatura que avalia um amplo avanço, em que empregou-se 11mm de avanço com um giro horário em relação ao plano oclusal mandibular, em protótipos customizados com a mandíbula inteira.

Nos cinco trabalhos¹³⁻⁵⁵⁻⁵⁸, empregaram-se uma máquina de teste do tipo *Instron*, já no presente experimento utilizou-se uma máquina universal de ensaios, da marca comercial EMIC, modelo DL2000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA. - São José dos Pinhais, São Paulo - Brasil). Em um estudo empregou-se apenas carga na região anterior da

mandíbula, descrita como “carga na incisal dos dentes anteriores”(Aymach), o que dificulta a reprodução do experimento tendo em vista contarmos com quatro incisivos anteriores inferiores.⁵⁶ Em outros dois experimentos empregaram-se cargas nos incisivos e molares, descrevendo-se a carga no incisivo como vertical e a carga no molar como torsional.¹³⁻⁵⁵ Na nossa opinião, as cargas torsionais podem ser mensuradas apenas quando se consegue avaliar o grau de deslocamento na fixação contra-lateral, o que não foi o caso destes estudos, os quais avaliaram apenas o deslocamento no sítio de emprego da carga, no molar ipsilateral. Outros dois experimentos empregaram uma carga tensional bilateral nas regiões de ângulos mandibulares, segundo os autores para simulação da força exercida pelo músculo masseter (Sener e Ulu et al). No presente experimento empregou-se cargas na região entre os incisivos centrais e entre a cúspide méso e disto vestibular do primeiro molar direito.

Quando foram analisados os métodos de fixação empregados nos cinco experimentos, notou-se que somente em três deles haviam um grupo de parafusos bi-corticais para comparação. Nestes três estudos, os métodos que utilizavam três parafusos bi-corticais em um padrão de “L-invertido”apresentaram o melhor comportamento mecânico.^{13,55,58} Nos outros dois estudos, onde os autores não empregaram métodos com parafusos bi-corticais para comparação, o método com uma miniplaca em “T”⁵⁶ e uma placa em “Z”⁵⁷ apresentaram o melhor comportamento mecânico. No presente estudo, o método que apresentou o melhor comportamento mecânico em mais momentos durante as aplicações de carga, foi o da “técnica-híbrida”, mesmo quando comparado com o método de parafusos bi-corticais em um padrão de “L-invertido”.

REFERÊNCIAS

1. Dreiseidler T, Bergmann J, Zirk M, Rothamel D, Zöller JE, Kreppel M: Three-dimensional fracture pattern analysis of the Obwegeser and Dal Pont bilateral sagittal split osteotomy. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2016; 45:1452-58.
2. Trauner R, Obwegeser H: The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10:677-89.
3. Trauner R, Obwegeser H: The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. II. Operating methods for microgenia and distocclusion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10:787-92.
4. Oba Y, Yasue A, Kaneko K, Uchida R, Shioyasono A, Moriyama K: Comparison of stability of mandibular segments following the sagittal split ramus osteotomy with poly-L-lactic acid (PLLA) screws and titanium screws fixation. *Orthodontic Waves.* 2008; 67:1-8.
5. Dal Pont G: Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv* 1961; 19:42.
6. Hunsuck EE: A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. *J Oral Surg* 1968; 26:250.
7. Bell WH, Schendel SA. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. *J Oral Surg.* 1977; 35: 362-369.
8. Epker BN: Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 1977; 35:157.
9. Wolford LM, Bennett MA, Rafferty CG: Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1987; 64:146.
10. Wolford LM, Davis WM Jr: The mandibular inferior border split: A modification in the sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48:92
11. Wolford LM: The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58:310.
12. Wolford LW: Influence of Osteotomy Design on Bilateral Mandibular Ramus Sagittal Split Osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2015; 73:1994-2004.

13. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J: A Biomechanical Evaluation of Bilateral Sagittal Ramus Osteotomy Fixation Techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63:1317-24.
14. Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61:1477–84.
15. Michelet FX, Benoit JP, Festal F, et al. Fixation without blocking of sagittal osteotomies of the rami by means of endo-buccal screwed plates in the treatment of antero- posterior abnormalities]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1971;72:531–537.
16. Spiessl B. The sagittal splitting osteotomy for correction of mandibular prognathism. *Clin Plast Surg*. 1982;9:491–507.
17. De Oliveira LB, Reis JMN, Spin-Neto R, Gabrielli MAC, Oguz Y, Pereira-Filho VA: Mechanical evaluation of six techniques for stable fixation of the sagittal split osteotomy after counterclockwise mandibular advancement. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2016; 54: 573–78.
18. Van Sickels JE, Dolce C, Keeling S, et al: Technical factors accounting for stability of a bilateral sagittal split osteotomy advancement: Wire osteosynthesis versus rigid fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endod* 200; 89:19.
19. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, et al: Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54:1317.
20. Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, et al: Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates: A 2-5 year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994; 23:127.
21. Yamashita Y, Otsuka T, Shigematsu M, Goto M: A long-term comparative study of two rigid internal fixation techniques in terms of masticatory function and neurosensory disturbance after mandibular correction by bilateral sagittal split ramus osteotomy. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*. 2011; 40: 360–65.
22. Ueki K, Marukawa K, Moroi A, Sotobori M, Ishihara Y, Iguchi R, Kosaka A, Nakano Y, Higuchi M, Nakazawa R, Ikawa H: Evaluation of overlapped cortical bone area after modified plate fixation with bent plate in sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 2014; 42: e210-e216.
23. Ueki K, Ishihara Y, Yoshizawa K, et al. : Evaluation of bone formation after sagittal split ramus osteotomy using different fixation materials. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 2015; 43: 710-16.

24. Matsushita Y, Nakakuki K, Kosugi M, Kurohara K, Harada K: Does Intraoral Miniplate Fixation Have Good Postoperative Stability After Sagittal Splitting Ramus Osteotomy? Comparison With Intraoral Bicortical Screw Fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 2016; 74:181-9.
25. Sato FRL, Asprino L, Moreira RWF, Moraes M: Comparison of postoperative stability of three rigid internal fixation techniques after sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 2014; 42: e224-e229.
26. Murphy MT, Haug RH, Barber JE: An in vitro comparison of the mechanical characteristics of 3 sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 55:489, 1997
27. 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* 57:300, 1999
28. Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH: An In Vitro Comparison of an Adjustable Bone Fixation System. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63:1620-25.
29. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA: An In Vitro Evaluation of Rigid Internal Fixation Techniques for Sagittal Split Ramus Osteotomies: Advancement Surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67:809-17.
30. Erkmén 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.* 2005; 34: 551–58.
31. Erkmén 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. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2005; 43, 97—104.
32. Maurer P, Knoll WD, Schubert J: Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2003; 31: 284–89.
33. Bohluli B, Motamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS: Bio-mechanical Stress Distribution on Fixation Screws Used in Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy: Assessment of 9 Methods via Finite Element Method. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68:2765-69.
34. Motohashi T, Nakajima M, Shoju Y, Ozaki K, Haeniwa H, Kubo H, Kakudo K, Sugitatsu M: Three-dimensional finite element stress analysis of the different bioabsorbable osteosynthesis plate forms in the bilateral sagittal splitting ramus osteotomy. *Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2011; 23:10–17.

35. Albougha S, K. Darwich, M. A. Darwich, M. H. Albogha: Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2015; 44: 823–829.
36. Foley WL, Frost DE, Paulin WB, et al: Internal screw fixation: Comparison of placement and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47:720.
37. Foley WL, Beckman TW: In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1992; 7:147.
38. Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW, et al: Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 68:125, 1989
39. Obeid G, Lindquist CC: Optimal placement of biocortical screws in sagittal split-ramus osteotomy of mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 71:665, 1991
40. Schwartz HC, Relle RJ: Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54:234.
41. Haug RH, Nuveen EJ, Barber JE, et al: An in vitro evaluation of distractors used for osteogenesis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 86:648.
42. 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; 59:1374—83.
43. Tharanon W: Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1998; 56: 1055-58.
44. Johan A, Calix DC, Luc N: Skeletal stability following miniplate fixation after bilateral sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51: 366.
45. Scheelinck JPO, Stoelinga PJW, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML: Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates: a 2e5 years follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994; 23: 127-131.
46. Hammer B, Ettlin D, Rahn B, et al: Stabilization of the short sagittal split osteotomy: In vitro testing of different plate and screw configurations. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23:321.

47. Pereira FL, Janson M, Sant'Ana E. Hybrid fixation in the bilateral sagittal split osteotomy for lower jaw advancement. *J Appl Oral Sci* 2010;18:92–9.
48. 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.
49. Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, et al. Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:174–7.
50. Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, et al. Comparison of stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2011;49:135–7.
51. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Sbastri KA, et al. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68:724–30.
52. Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90:574-80.
53. Rajchel J, Ellis E, Fonseca RJ. The anatomical location of the mandibular canal: its relationship to the sagittal ramus osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1986 Winter;1(1):37-47.
54. Saka B. Mechanical and biomechanical measurements of five currently available osteosynthesis systems of self-tapping screws. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2000; 38: 70–5.
55. Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:1620–5.
56. Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W. Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;111:58–63.
57. Sener I, Arici S, Bereket C, Tek M. In vitro biomechanical evaluation of modified plating techniques for bilateral sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Craniofac Surg* 2012;23:1573–6.

58. Ulu M, Soylu E, Kelebek S, Dikici S, Oflaz H. Comparative study of biomechanical stability of resorbable and titanium fixation systems after sagittal split ramus osteotomy with a novel designed in vitro testing unit. *J Craniomaxillofac Surg* 2018;46:299–304.
59. K. Kuik, M. H. T. De Ruiters, J. De Lange, A. Hoekema: Fixation methods in sagittal split ramus osteotomy: a systematic review on in vitro biomechanical assessments. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2019; 48: 56–70.

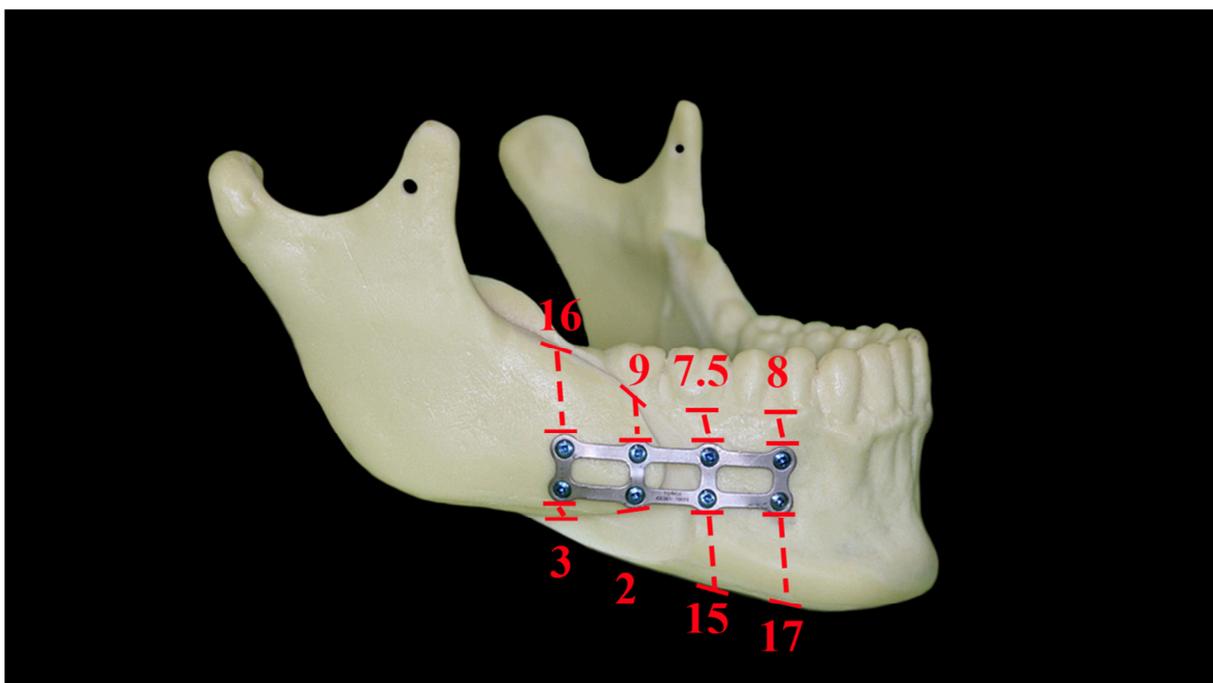
APÊNDICE

APÊNDICE A - Valores de resistência obtidos após aplicação progressiva de carga.

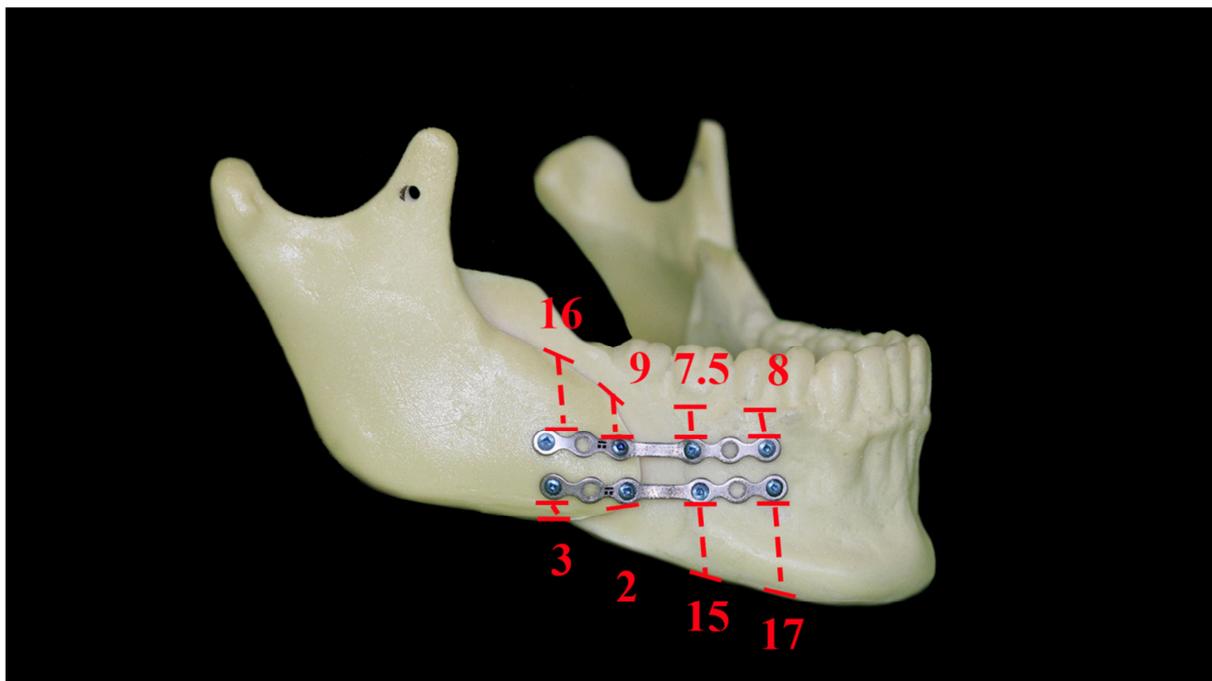
Grupo I.inc.1 ("H" duplo)	1.10	3.36	6.31	8.39	Grupo I.mol.1 ("H" duplo)	1.00	1.65	4.18	7.08
Grupo I.inc.2 ("H" duplo)	0,40	1,49	2,72	4,03	Grupo I.mol.2 ("H" duplo)	1.18	3.02	5.71	8.35
Grupo I.inc.3 ("H" duplo)	0,60	1.32	2.05	3.65	Grupo I.mol.3 ("H" duplo)	1.00	4.08	7.61	12.03
Grupo I.inc.4 ("H" duplo)	1.06	2.52	4.61	6.17	Grupo I.mol.4 ("H" duplo)	1.80	5.60	10.08	16.65
Grupo I.inc.5 ("H" duplo)	1.02	2.59	4.08	5.94	Grupo I.mol.5 ("H" duplo)	1.20	2.92	5.00	8.60
Grupo I.inc.6 ("H" duplo)	1.27	3.67	4.20	7.25	Grupo I.mol.6 ("H" duplo)	0.57	4.03	9.02	15.10
Grupo I.inc.7 ("H" duplo)	0.40	1.50	2.75	4.08	Grupo I.mol.7 ("H" duplo)	0,61	3,13	5,33	9,71
Grupo II.inc.1 (2 placas)	0.70	2.28	3.56	4.97	Grupo II.mol.1 (2 placas)	0.87	3.01	6.28	10.75
Grupo II.inc.2 (2 placas)	0.49	1.11	1.79	2.30	Grupo II.mol.2 (2 placas)	0,77	3,17	7,85	12,21
Grupo II.inc.3 (2 placas)	0,26	0,85	1,44	1,85	Grupo II.mol.3 (2 placas)	0,67	2,84	5,63	8,56
Grupo II.inc.4 (2 placas)	0,30	1,10	2,25	3,28	Grupo II.mol.4 (2 placas)	1,63	4,53	7,51	12,49
Grupo II.inc.5 (2 placas)	0,26	1,20	2,91	4,27	Grupo II.mol.5 (2 placas)	0,91	2,43	3,16	7,37
Grupo II.inc.6 (2 placas)	0,41	2,36	3,62	5,16	Grupo II.mol.6 (2 placas)	0,62	1,84	4,75	8,45
Grupo II.inc.7 (2 placas)	0,64	1,82	2,98	4,01	Grupo II.mol.7 (2 placas)	0,82	1,95	4,7	10,85
Grupo III.inc.1 (Híbrida)	0,45	1,69	3,18	4,54	Grupo III.mol.1 (Híbrida)	1.98	4.83	7.97	12.05

Grupo III.inc.2 (Híbrida)	0,76	1,88	2,85	3,80	Grupo III.mol.2 (Hí- brida)	1,90	6,10	11,50	18,60
Grupo III.inc.3 (Híbrida)	0,47	1,33	1,90	2,40	Grupo III.mol.3 (Hí- brida)	1,72	2,51	4,49	4,78
Grupo III.inc.4 (Híbrida)	0,24	0,85	1,61	2,31	Grupo III.mol.4 (Hí- brida)	2,3	8,1	15,75	24
Grupo III.inc.5 (Híbrida)	0,76	2,08	3,45	4,51	Grupo III.mol.5 (Hí- brida)	1,42	3,55	6	14,7
Grupo III.inc.6 (Híbrida)	0,67	1,75	3,08	4,27	Grupo III.mol.6 (Hí- brida)	2,83	6,61	13,07	20,39
Grupo III.inc.7 (Híbrida)	0,36	1,17	1,90	2,52	Grupo III.mol.7 (Hí- brida)	0,81	3,49	6,15	10,02
Grupo IV.inc.1 (L invertido)	0,71	2,74	4,96	6,78	Grupo IV.mol.1 (L invertido)	1,08	5,00	9,74	16,96
Grupo IV.inc.2 (L invertido)	0,30	0,93	1,72	2,61	Grupo IV.mol.2 (L invertido)	1,93	6,16	11,54	18,74
Grupo IV.inc.3 (L invertido)	0,49	1,26	2,28	4,04	Grupo IV.mol.3 (L invertido)	0,83	3,67	7,69	13,34
Grupo IV.inc.4 (L invertido)	0,34	1,40	2,61	3,67	Grupo IV.mol.4 (L invertido)	0,87	3,15	6,95	12,17
Grupo IV.inc.5 (L invertido)	0,27	0,89	1,82	2,80	Grupo IV.mol.5 (L invertido)	1,25	4,05	7,95	11,92
Grupo IV.inc.6 (L invertido)	0,31	1,37	2,42	5,10	Grupo IV.mol.6 (L invertido)	2,12	7,37	15,85	23,83
Grupo IV.inc.7 (L invertido)	0,44	1,78	4,32	7,56	Grupo IV.mol.7 (L invertido)	1,23	4,08	8,81	14,49

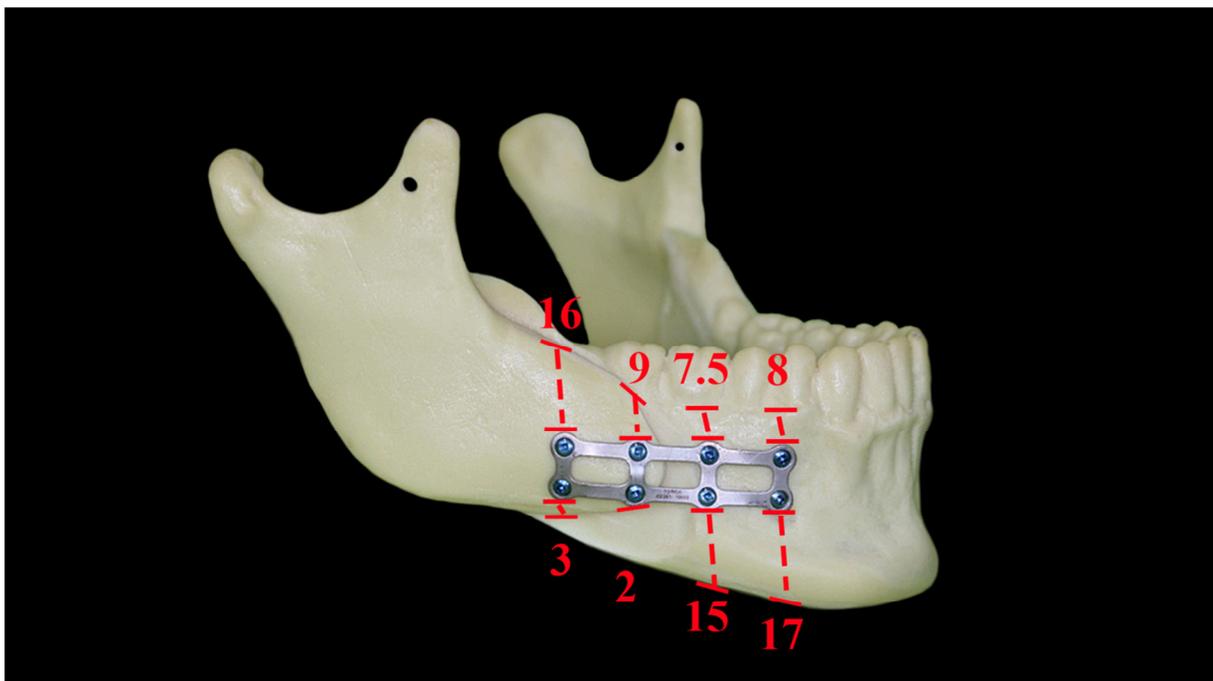
APÊNDICE B- Medidas do método “H” duplo



APÊNDICE C - Medidas do método duas placas



APÊNDICE D - Medidas do método híbrida



APÊNDICE E - Medidas do método "L-invertido"

