

BERNARDO FERREIRA BRASILEIRO

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA *IN VITRO* DE  
TÉCNICAS DE FIXAÇÃO RÍGIDA METÁLICA PARA A  
OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR  
EM MOVIMENTOS DE AVANÇO E RECUO

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica. Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

**Orientador:** Prof. Dr. Luis Augusto Passeri

PIRACICABA

2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

B736a Brasileiro, Bernardo Ferreira.  
Avaliação biomecânica *in vitro* de técnicas de fixação rígida metálica para a osteotomia sagital do ramo mandibular em movimentos de avanço e recuo. / Bernardo Ferreira Brasileiro. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

Orientador: Luis Augusto Passeri.  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Mandíbula. 2. Placas ósseas. 3. Parafusos ósseos. I. Passeri, Luis Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: An *in vitro* biomechanical evaluation of fixation techniques for sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement and setback

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Mandible. 2. Bone plates. 3. Bone screws

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

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Luis Augusto Passeri, Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli, Cássio Edvard Sverzut, Valfrido Antônio Pereira Filho, Alexandre Elias Trivellato

Data da Defesa: 26-10-2007

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 26 de Outubro de 2007, considerou o candidato BERNARDO FERREIRA BRASILEIRO aprovado.

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Luis Augusto Passeri".

---

PROF. DR. LUIS AUGUSTO PASSERI

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli".

---

PROFa. DRa. MARISA APARECIDA CABRINI GABRIELLI

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "Cassio Edvard Sverzut".

---

PROF. DR. CASSIO EDVARD SVERZUT

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Valfrido Antonio Pereira Filho".

---

PROF. DR. VALFRIDO ANTONIO PEREIRA FILHO

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "Alexandre Elias Trivellato".

---

PROF. DR. ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO

## **DEDICATÓRIA**

---

Dedico este trabalho aos meus queridos ***pais***,  
CLAUDIO e FÁTIMA,  
e ***avós***,  
ANTÔNIO, CARLOS e LUZINETE.

## **AGRADECIMENTOS**

---

### **Agradecimentos especiais**

Ao Prof. Dr. Luis Augusto Passeri, nosso reconhecimento e gratidão durante toda a pós-graduação, especialmente pela iniciativa, incentivo, esmero e dedicação a este trabalho.

Agradecemos de forma muito especial ao Prof. Dr. Márcio de Moraes e ao Prof. Dr. Roger Moreira.

À Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP – Unicamp), particularmente em nome do Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti e do engenheiro Marcos Blanco Cagiani.

Pelo suporte material, agradecemos à empresa MDT.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, Área de Bioestatística, Departamento de Odontologia Social da FOP – Unicamp.

Aos colegas de Pós-Graduação de ESTÁGIO, MESTRADO e DOUTORADO da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da FOP – Unicamp.

À banca julgadora da defesa da tese, composta pelo Prof. Dr. Luis Augusto Passeri, pela Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli, pelo Prof. Dr. Cássio Edvard Sverzut, pelo Prof. Dr. Valfrido Antônio Pereira Filho e pelo Prof. Dr. Alexandre Elias Trivellato.

**A DEUS.**

### **Agradecimentos**

À UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS (Unicamp), pela oportunidade de desenvolver minhas atividades na FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA (FOP). Dentro desta Instituição, destaco meu apreço pelo apoio científico da CAPES (Coordenadoria de Aperfeiçoamento Profissional de Ensino Superior), da COORDENAÇÃO GERAL DOS CURSOS DE PÓS-GRADUAÇÃO, da COORDENAÇÃO DO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA e, especialmente, da COORDENAÇÃO DO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO da ÁREA DE CIRURGIA BUCO-MAXILO-FACIAL.

A todos os professores da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da FOP – Unicamp, o Prof. Dr. JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA-BARBOSA, o Prof. Dr. LUIS AUGUSTO PASSERI, o Prof. Dr. MÁRCIO DE MORAES, o Prof. Dr. RENATO MAZZONETTO e o Prof. Dr. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA.

Às funcionárias do Centro Cirúrgico, aos professores e alunos da Graduação e da Pós-Graduação da FOP – Unicamp.

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE, em nome do DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde.

“Confia os teus cuidados ao Senhor, e Ele te susterá;  
Jamais permitirá que o justo seja abalado.”

***Salmo 55;22***

## RESUMO

Um melhor entendimento biomecânico da fixação interna rígida (FIR) na osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) pode ser baseado em pesquisas com o intuito de investigar sua função *in vitro* antes da aplicação clínica. Assim, este trabalho teve como objetivo avaliar comparativamente a resistência de três diferentes técnicas de FIR em réplicas de hemimandíbulas humanas de poliuretano simulando a OSRM para movimentos de 5 mm em avanço e recuo. As técnicas de FIR incluíram uma miniplaca ponte com 4 furos e 4 parafusos monocorticais (grupo miniplaca), uma miniplaca com 4 furos e 4 parafusos monocorticais mais um parafuso bicortical posicional (grupo híbrido) e 3 parafusos bicortical posicionais em configuração em “L” invertido (grupo “L” invertido). Os parafusos e as miniplacas utilizados eram de titânio e pertencentes ao sistema de 2,0 mm. Estes foram avaliados quanto à padronização dimensional por meio do coeficiente de variação, que evidenciou alta semelhança macroscópica. As hemimandíbulas foram submetidas a testes de carregamento linear vertical e lateral por uma unidade de testes mecânicos Instron 4411 para registro da carga de pico aos deslocamentos de 1 mm, 3 mm, 5 mm e 10 mm. Médias e desvio padrão foram avaliados aplicando-se a Análise de Variância e o teste de Tukey em nível de significância de 5%. O grupo miniplaca apresentou menores valores de carga de pico ao deslocamento ( $p < 0,01$ ) quando comparada com as outras técnicas de fixação considerando-se igual tipo de movimento e direção de carga. O grupo “L” invertido foi ainda superior em resistência ( $p < 0,01$ ) ao grupo híbrido em movimento de avanço e com aplicação de carga verticalmente. Concluiu-se que a utilização da técnica de FIR para a OSRM baseada em 3 parafusos bicorticais em “L” invertido foi a mais estável, e que a colocação de um parafuso bicortical pode otimizar significativamente a resistência da fixação com miniplacas e parafusos monocorticais.

Palavras-chave: Mandíbula; Osteotomia; Placas ósseas; Parafusos ósseos.

## ABSTRACT

A better understanding of the biomechanics of sagittal split ramus osteotomy (SSRO) rigid internal fixation (RIF) can be based on research aiming to evaluate its function *in vitro* before clinical application. Thus, the goal of this investigation was to evaluate comparatively the resistance of three different RIF techniques applied to polyurethane synthetic hemi-mandible replicas simulating the SSRO for 5 mm advancement and setback. RIF techniques included a 4-hole miniplate and 4 monocortical screws (miniplate group), a 4-hole plate and 4 monocortical screws with one additional bicortical positional screw (hybrid group), and 3 bicortical positional screws in a traditional inverted-L pattern (inverted-L group). Screws and miniplates were made of titanium and from 2.0 mm system. These were analyzed according to dimensional standardization by a coefficient of variation, which revealed high macroscopic similarity. The hemi-mandibles were submitted lateral and vertical loading tests in an Instron 4411 mechanical testing unit for recording of peak loading at 1 mm, 3 mm, 5 mm and 10 mm of displacement. Means and standard deviation were analyzed using Analysis of Variance and Tukey test with a 5% level of significance. Miniplate group showed lower load peak scores ( $p < .01$ ) when compared to the others fixation techniques regarding equal type of movement and force direction. Inverted-L group demonstrated higher resistance ( $p < .01$ ) than hybrid group during advancement and with application of vertical load. It was concluded the RIF technique for SSRO based on 3 bicortical screws in the inverted-L pattern was the most stable, and the installation of a bicortical screw may significantly optimize the resistance of the miniplate and monocortical screws fixation.

**Key Words:** Mandible; Osteotomy; Bone plates; Bone screws.

## SUMÁRIO

---

	<i><b>pág.</b></i>
1 INTRODUÇÃO .....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	3
2.1 A Osteotomia Sagital dos Ramos Mandibulares.....	3
2.2 Técnicas de Fixação Interna Rígida para a Osteotomia Sagital dos Ramos Mandibulares.....	14
2.3 Modelos Biomecânicos.....	29
3 PROPOSIÇÃO .....	43
4 MATERIAL E MÉTODOS .....	45
4.1 Os Materiais de Fixação.....	45
4.2 As Hemimandíbulas.....	48
4.3 O Suporte de Testes.....	50
4.4 O Preparo dos Grupos.....	53
4.5 Os Testes de Carregamento.....	57
4.6 A Análise Estatística.....	60
5 RESULTADOS .....	63
5.1 A Avaliação Dimensional.....	63
5.2 O Teste de Carregamento.....	68
6 DISCUSSÃO .....	75
6.1 A Avaliação Dimensional.....	77
6.2 O Modelo Biomecânico.....	78
7 CONCLUSÕES.....	99
REFERÊNCIAS .....	101
BIBLIOGRAFIA .....	117
ANEXOS .....	119

## 1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento das osteotomias mandibulares para a correção de deformidades dento-faciais está intimamente relacionado com os avanços científicos na especialidade da Cirurgia Buco-Maxilo-Facial como nenhum outro grupo de técnicas cirúrgicas (Bloomquist & Lee, 2004). Neste cenário, a osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é considerada um dos procedimentos cirúrgicos que mais sofreu avanços técnicos, e qualquer cirurgião que se proponha a realizar uma cirurgia mandibular deve estar completamente informado sobre as suas indicações, técnica cirúrgica e complicações (Lupori *et al.*, 2000).

A técnica da osteotomia sagital associada ao uso de fixação interna rígida (FIR) é um procedimento cirúrgico bastante versátil, e é a técnica mais largamente empregada para a correção de deformidades dentofaciais resultantes de prognatismo, retrognatismo ou laterognatismo mandibulares (Ardary *et al.*, 1989; Wolford, 2000; Turvey, 2001).

O emprego da FIR à técnica da OSRM favoreceu a excelência nos seus resultados clínicos quanto à precocidade da função mandibular, adequada estabilização, controle dos segmentos e reparo ósseo por primeira intenção, além dos benefícios para o paciente, diminuindo ou eliminando o bloqueio maxilo-mandibular (Ochs, 2003). O reconhecimento destas vantagens expandiu rapidamente o emprego da FIR para a osteossíntese da OSRM, simultaneamente ao surgimento de diversas formas de fixação que otimizassem estes resultados (Schardt-Sacco, 2000).

Diversos trabalhos foram apresentados com o intuito de esclarecer quais as técnicas de FIR que poderiam garantir maior estabilização entre os segmentos

ósseos e apresentar menor morbidade pós-cirúrgica (Turvey & Hall, 1986). Estas técnicas diferiram quanto ao tamanho, número, configuração e tipo de material empregado (Watzke *et al.*, 1991; Lupori *et al.*, 2000; Stoelinga & Borstlap, 2005), além de variações quanto à sua angulação e via de instrumentação (Shepherd *et al.*, 1991; Uckan *et al.*, 2001; Ueki *et al.*, 2001).

Neste contexto, os estudos biomecânicos sobre as formas de FIR aplicadas *in vitro* sobre modelos simulando a OSRM ganharam considerável importância (Foley *et al.*, 1989; Hammer *et al.*, 1995). Estes estudos procuraram demonstrar, laboratorialmente, quais as melhores técnicas de fixação quanto ao seu potencial de resistir a cargas que pudessem desestabilizar a união entre os segmentos osteotomizados (Ardary *et al.*, 1989; Murphy *et al.*, 1997). A partir da interpretação sistemática de seus resultados, estes testes foram capazes de orientar os cirurgiões quanto às qualidades de cada sistema em suportar as forças mastigatórias imediatamente após a cirurgia, e extrapolar informações para as aplicações clínicas destes materiais (Obeid & Lindquist, 1991; Van Sickels *et al.*, 2005; Peterson *et al.*, 2005).

Assim sendo, este trabalho investigou a resistência obtida por três diferentes formas de fixação interna utilizadas em um modelo experimental *in vitro* de poliuretano, semelhante a uma hemimandíbula humana, simulando a osteotomia sagital do ramo mandibular para os movimentos de avanço e recuo.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

O embasamento literário deste trabalho foi elaborado com informações relativas à caracterização histórica e técnica do procedimento da osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) e ao detalhamento das principais técnicas de fixação interna rígida (FIR) metálica para este procedimento. Por fim, foi realizada a descrição dos principais estudos focados nos modelos biomecânicos construídos para simular a OSRM, avaliando a capacidade da FIR de resistir a forças de deslocamento. Assim sendo, acredita-se que a concepção integrada das informações científicas contidas nos tópicos abaixo será suficiente para permitir uma interpretação da proposta metodológica e dos resultados obtidos com esta pesquisa, além de fundamentar as hipotéticas considerações clínicas.

### **2.1 A OSTEOTOMIA SAGITAL DOS RAMOS MANDIBULARES**

A primeira cirurgia ortognática descrita na literatura foi realizada por Simon P. Hüllihen, em 1847, nos Estados Unidos, em uma jovem que, queimada quando criança, apresentava uma contratura tecidual em face e pescoço causando uma significativa deformidade mandibular (Hüllihen, 1849). Após três intervenções cirúrgicas, incluindo a correção esquelética da mandíbula (Figura 1), ressecção da cicatriz fibrosa e posterior correção do defeito no lábio, este procedimento foi historicamente marcado como a primeira osteotomia mandibular, lembrando a atual técnica da osteotomia subapical anterior (Aziz, 2004).

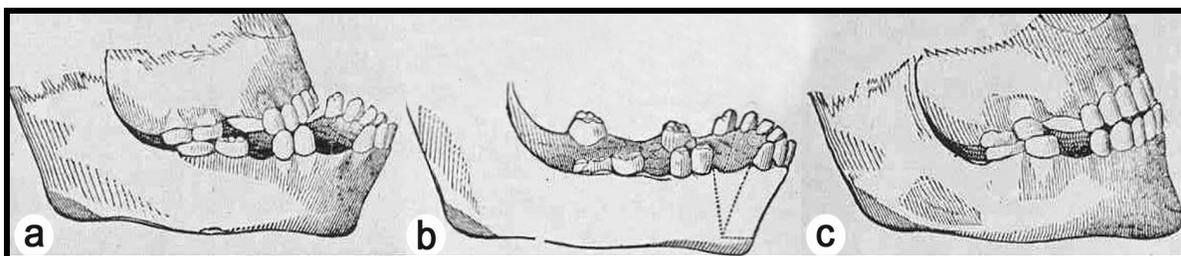


Figura 1 – Ilustrações da primeira cirurgia ortognática, operada por Hüllihen em 1847. (a) Vista pré-operatória da mandíbula; (b) Desenho da osteotomia; (c) Resultado pós-operatório.

Fonte: Aziz, 2004.

Somente no século XX foram obtidos os maiores desenvolvimentos técnicos para a realização da OSRM, iniciados pelo trabalho de Schuchardt, em 1942, na Alemanha. Este foi considerado a primeira osteotomia que apresentava um desenho de cortes no ramo mandibular com finalidade ortognática e uma configuração sagital, realizada por via intra-bucal. Antes disto, Perthes (1922) havia proposto uma osteotomia sagital do ramo mandibular, porém, por via extra-bucal. Aquelas osteotomias com cortes puramente horizontais, quer por acesso intra-bucal ou extra-bucal, eram realizadas sem resultados satisfatórios.

“Buscando-se obter superfícies mais largas e inclinadas, eu tenho usado por muito tempo a osteotomia horizontal aconselhada por Bruhn-Lindemann. Ela é realizada com a lâmina da serra em um ângulo oblíquo ao ramo em um nível mais elevado na porção lingual, realizando o corte em sentido inferior na direção da cortical externa da mandíbula. ...Por conveniência, eu tenho realizado este tipo de procedimento por via intra-bucal ao invés do método convencional extra-bucal....As duas linhas de ressecção são marcados com uma broca dental 0,8 a 1 cm inferiormente na cortical externa em relação à cortical interna. Na superfície anterior do ramo, o osso é cortado obliquamente com uma broca de fissura e estendido distalmente o máximo possível” (Schuchardt, 1942).

A técnica proposta por Obwegeser e denominada como “separação vertical do ramo ascendente” (Figura 2) apresentava uma evolução significativa no desenho da osteotomia, o que permitiu a correção mandibular de três tipos de

deformidades: o prognatismo, o retrognatismo e as deformidades de trespasse vertical negativa (mordida aberta). A versatilidade desta técnica era baseada em um maior contato entre as superfícies ósseas osteotomizadas em todos estes movimentos, demonstrando precocemente o sucesso da técnica (Trauner & Obwegeser, 1957).

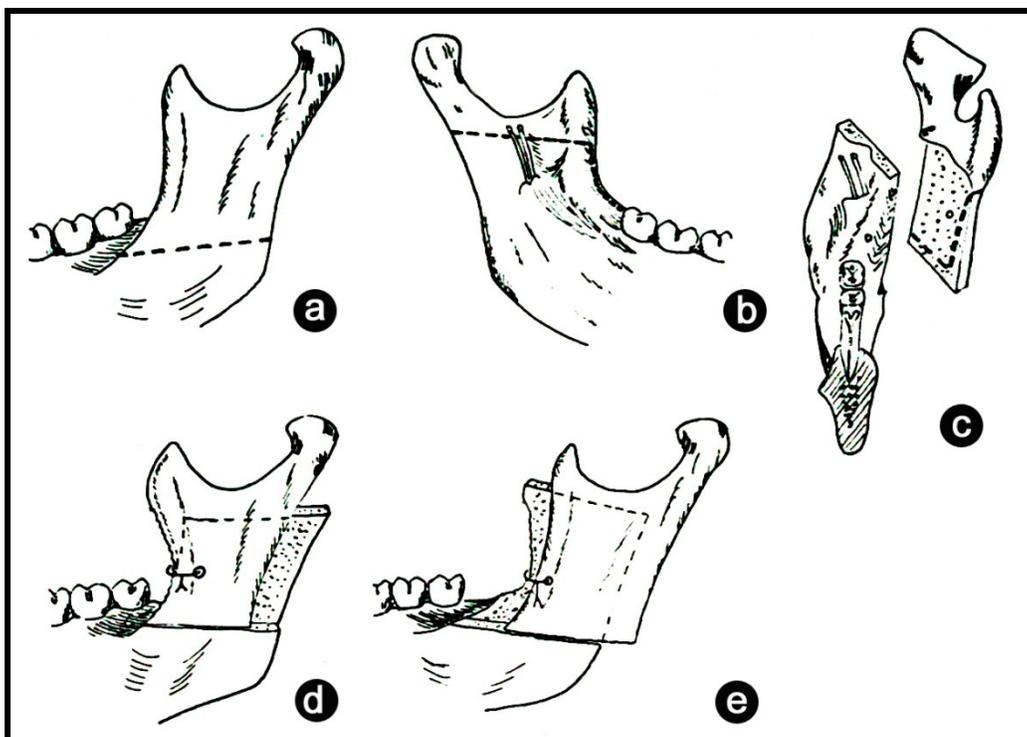


Figura 2 – Osteotomia de Obwegeser com separação no plano sagital do ramo mandibular por via intra-bucal. Cortes da superfície óssea após descolamento periosteal (a) na cortical externa, imediatamente acima do ângulo mandibular; (b) na cortical interna, abaixo da incisura mandibular; (c) ambos os cortes são conectados por uma osteotomia vertical e o ramo separado por um osteótomo (o nervo mandibular permanece no segmento inferior); (d) grande recuo do segmento mandibular para correção de prognatismo; (e) grande protrusão de segmento para correção de retrognatismo. Projeções ósseas são removidas quando necessárias, visando íntimo contato entre as superfícies ósseas. Ambos os segmentos são mantidos em posição com suturas ósseas. Um maior contato entre as superfícies favorece uma união óssea mais rápida.

Fonte: Trauner & Obwegeser, 1957.

Ao longo dos anos seguintes, em diferentes partes do mundo, inúmeras modificações passaram a ser incrementadas à técnica de Trauner & Obwegeser (1957), com destaque para as publicações do italiano Giorgio Dal Pont (1961) e

dos norte-americanos Ervin Hunsuck (1968), em Washington, e Bruce Epker (1977), no Texas.

Dal Pont (1961) propôs a “osteotomia retromolar” para correção de prognatismo, modificando a osteotomia horizontal inferior para uma osteotomia vertical na cortical externa entre o primeiro e o segundo molar. Em seu artigo, foram descritas duas técnicas para esta osteotomia retromolar. A primeira foi a osteotomia sagital, em que o corte localiza-se em um plano perto da margem da linha oblíqua e estende-se sagitalmente entre as duas corticais da região retromolar ao ângulo da mandíbula (Figura 3). A segunda foi a osteotomia oblíqua, em que a secção inicia-se na margem da linha oblíqua e passa acima da região retromolar e emerge na região lingual ao longo da crista milo-hióidea (Figura 4).

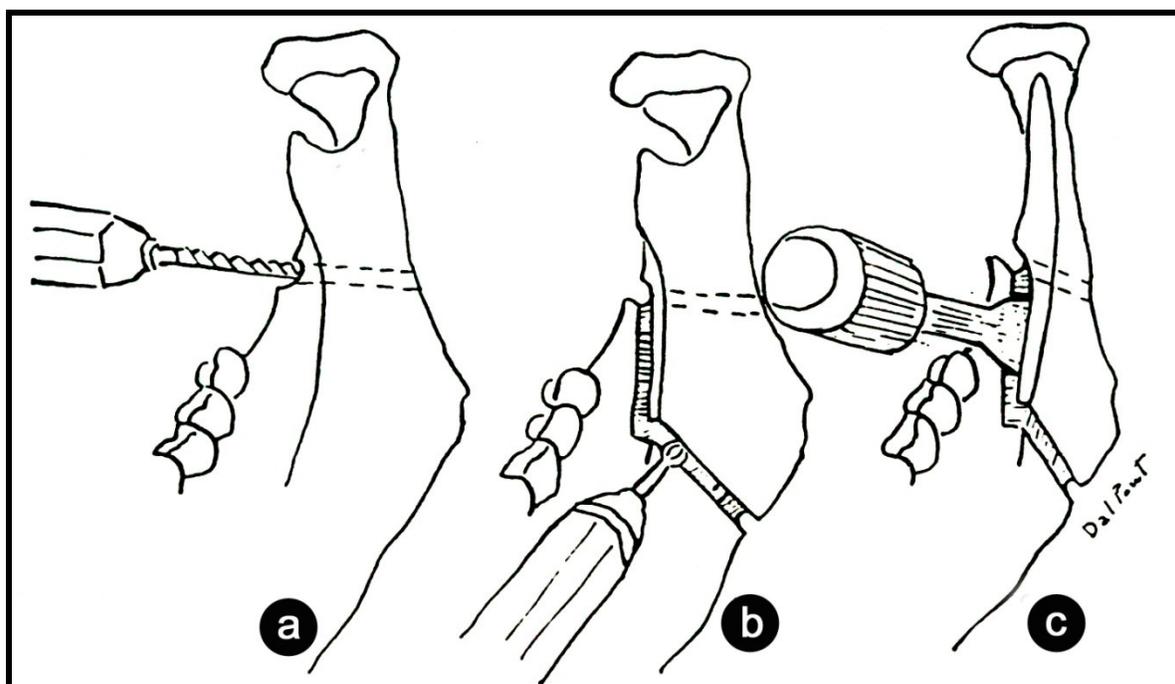


Figura 3 – Osteotomia sagital retromolar de Dal Pont.  
Fonte: Dal Pont, 1961.

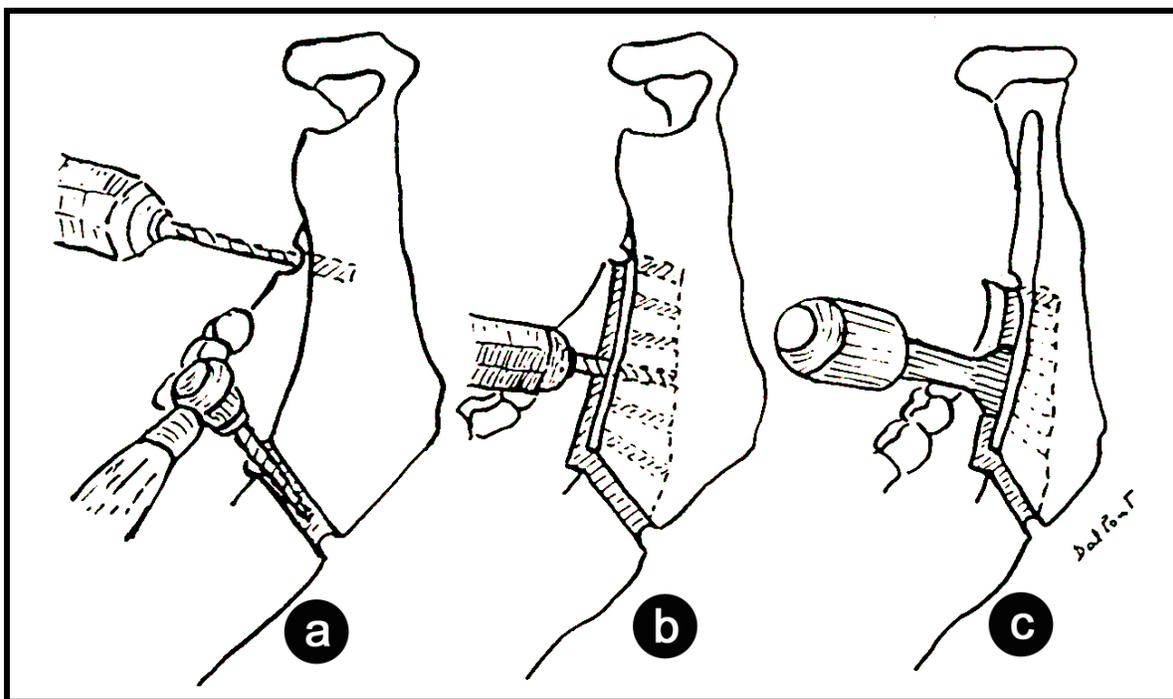


Figura 4 – Osteotomia oblíqua retromolar de Dal Pont.  
Fonte: Dal Pont, 1961.

De acordo com estas modificações, esperava-se uma melhor adaptação entre os segmentos, mínimo descolamento muscular e mais ampla possibilidade de correção de prognatismo, micrognatismo e mordida aberta (Dal Pont, 1961).

Em 1968, Hunsuck defendeu um corte medial horizontal menor, e com extensão posterior imediatamente após a língua, diminuindo-se ainda mais o descolamento muscular (Figura 5). O autor ainda apresentou a vantagem de sua modificação quanto ao período de imobilização maxilo-mandibular, que seria diminuído de 6 semanas pela técnica de Trauner & Obwegeser (1957) para 4 semanas.

Em 1977, Epker sugeriu modificações que delinearam o desenho que é característico da OSRM preconizada atualmente. As suas adaptações incluíram mínimo descolamento da musculatura do masseter e mais limitada dissecação medial, seguindo-se a osteotomia defendida por Hunsuck, em 1968 (Figura 6).

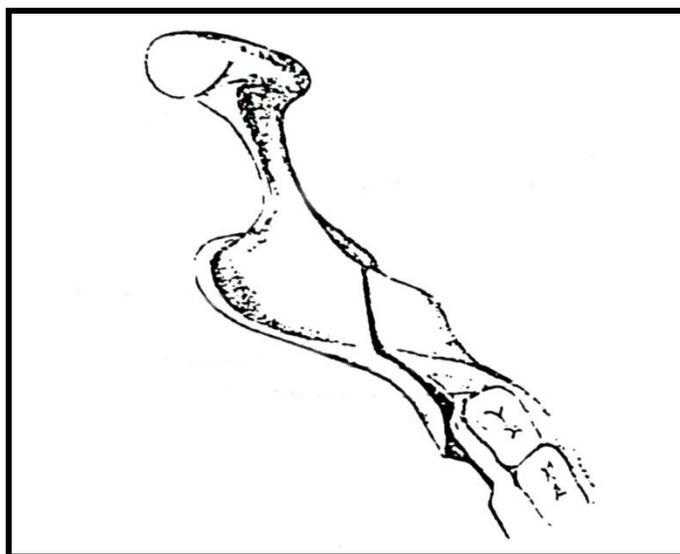


Figura 5 – Osteotomia sagital proposta por Hunsuck (1968), em que a osteotomia estende-se da região lingual após a língua e cruza a região retromolar até a cortical externa.  
Fonte: Hunsunck, 1968.

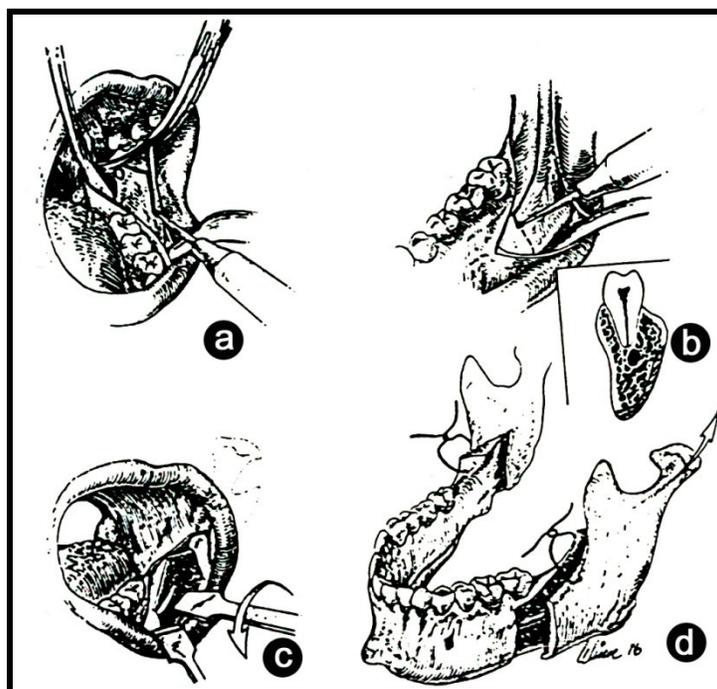


Figura 6 – Osteotomia sagital proposta por Epker (1977). (a) Incisão e dissecção medial,(b) Osteotomias lateral e inferior, estendendo-se completamente através da cortical óssea, (c) Separação dos segmentos e identificação do feixe neuro-vascular, (d) Fixação óssea com fios para reposicionamento condilar na fossa mandibular.  
Fonte: Epker, 1977.

Estas modificações diminuíram o edema pós-operatório e as hemorragias, e facilitaram o manejo do feixe neuro-vascular alveolar inferior. Além disto, o menor descolamento da musculatura mastigatória aumentou o suprimento vascular do segmento proximal, diminuindo a reabsorção condilar e a falta de suporte do ângulo mandibular, favorecendo maior estabilidade pós-operatória (Lupori *et al.*, 2000). Estes cuidados com menor descolamento da cinta ptérgo-massetérica foram fundamentados pelos estudos biológicos de Bell & Schendel (1977), identificando a redução da isquemia intra-óssea e menor possibilidade de necrose do segmento proximal por meio desta técnica.

Desde então, alguns autores propuseram outras modificações para a OSRM, incluindo-se alterações na osteotomia horizontal da cortical externa (Wolford *et al.*, 1987), técnicas para facilitar a osteotomia da borda inferior (Wolford & Davis Jr, 1990) ou ainda variações quanto à região ideal para o desenho da osteotomia vertical, tanto na cortical medial (Cillo & Stella, 2005) como na cortical externa mandibular (Puricelli, 2007). Entretanto, estas modificações não apresentaram repercussão clínica tão significativa, como ocorrera anteriormente, e não apresentaram emprego de forma consistente. No entanto, este fato representa o grande interesse e popularização da técnica, corroborando para caracterizá-la como o procedimento cirúrgico mais freqüente para a correção de deformidades dento-faciais mandibulares (Lupori *et al.*, 2000).

Uma vez estabelecido o seu modelo técnico, a OSRM é indicada para a correção do excesso, da deficiência e das assimetrias mandibulares. É considerado o procedimento de escolha para o avanço mandibular, exceto quando este ultrapassa os 10 ou 12 mm (Wolford, 2000), quando então é sugerido um procedimento extra-bucal acrescido da técnica de enxertia óssea, como a osteotomia em “L” invertido. Isto é necessário pela menor sobreposição e contato entre os segmentos distal e proximal nesta magnitude de movimento (Medeiros & Medeiros, 2001).

A OSRM também é uma excelente operação para o recuo mandibular até 7 ou 8 mm, tornando-se difícil o movimento posterior do segmento distal após estes valores (Lupori *et al.*, 2000; Ochs, 2003). Nestes casos, a osteotomia em “L” invertido ou a osteotomia vertical dos ramos mandibulares (OVRM) deve ser considerada. Uma vez que o contato ósseo na OSRM é inversamente proporcional à magnitude da assimetria, esta técnica é indicada somente para os procedimentos de menor discrepância. Em casos em que a superfície de contato ósseo entre os segmentos é reduzida, o procedimento de escolha pode ser a osteotomia em “L” invertido ou a OVRM (Turvey, 2001).

Nos movimentos de recuo, a osteotomia medial é idêntica à técnica do avanço, com o acréscimo de uma segunda osteotomia vertical na borda lateral, com dimensão igual à quantidade do movimento de recuo a ser realizado pelo segmento distal. Além disto, deve-se proceder à remoção de projeções ósseas da borda anterior do ramo mandibular nos maiores recuos (Medeiros & Medeiros, 2001) (Figura 7).

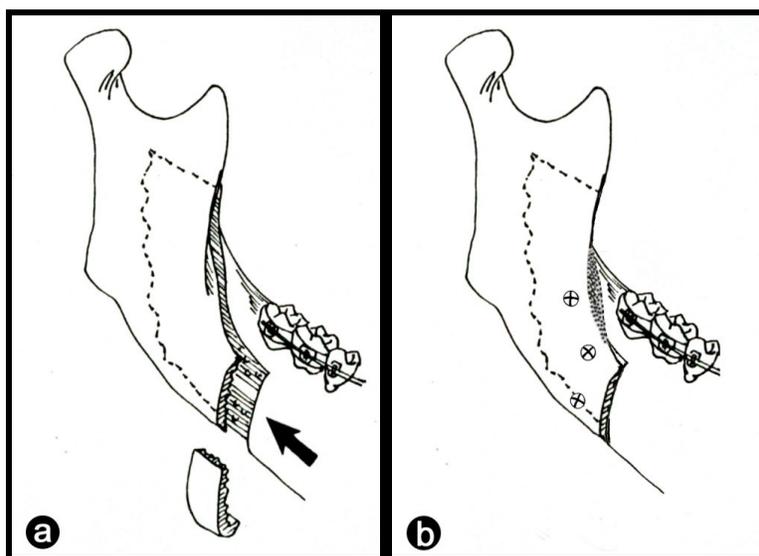


Figura 7 – Modificações da OSRM para o recuo mandibular. (a) Segunda osteotomia vertical para remoção de parte da borda lateral do segmento proximal. (b) Desgaste da borda anterior do ramo mandibular (pontilhado) após fixação interna rígida com parafusos bicorticais.

Fonte: Adaptado de Medeiros & Medeiros, 2001.

As principais complicações associadas à técnica da OSRM incluem fraturas incorretas (Mehra *et al.*, 2001), hemorragias (Turvey, 1985), traumatismos neurosensoriais (Karabouta-Voulgaropoulou & Martis, 1984; Van Sickels *et al.*, 2002), mau-posicionamento do segmento proximal, reabsorção condilar (Moore *et al.*, 1991), disfunção temporomandibular (Nitzan & Dolwick, 1989; Flynn *et al.*, 1990; Bouwman *et al.*, 1994a; Onizawa *et al.*, 1995), infecção e recidiva esquelética (Guernsey & DeChamplain, 1971; Wessberg *et al.*, 1982; Wolford *et al.*, 1987; Bays, 1997).

Algumas destas complicações podem estar associadas direta ou indiretamente com o uso da FIR. Complicações tais quais sensibilidade ao metal, fratura dos materiais (miniplacas e parafusos), traumatismos dentais e nervosos (Hegtvedt & Zuniga, 1990; Schow *et al.*, 1996), ferimentos em pele por má utilização do instrumental (Bouwman *et al.*, 1995) e exposição de parafusos ou miniplacas (Lacey & Colcleugh, 1995; Jovanovic *et al.*, 1996) estão estritamente associada ao emprego destes materiais (Perrot, 1997; Frost 1999).

Duzentos e quarenta e um pacientes com deformidades dento-faciais Classe III foram retrospectivamente estudados, na Universidade de Roma, por Becelli *et al.* (2004) quanto às complicações pós-operatórias do recuo mandibular pela OSRM fixada por meio de parafusos bicorticais posicionais. No período pós-operatório imediato, foram observadas falhas de fixação dos segmentos por perda de parafusos (3 casos), e parestesias do nervo lingual (3 lados) e do nervo alveolar inferior (396 lados). Após um mês, infecções do ângulo mandibular foram diagnosticadas em 12 lados (2,48%), normalmente associadas à perda de parafusos e seqüestros ósseos. Nenhum paciente apresentou recidiva em uma preservação mínima de 12 meses. Assim sendo, os autores salientam que a preservação assídua do paciente nos primeiros dois meses pós-operatórios é criteriosamente recomendada para os pacientes submetidos à OSRM e FIR com

parafusos bicorticais para observação precoce de infecções, estabilidade esquelética ou recidiva.

Apesar destas possíveis intercorrências, o incremento técnico da OSRM com a FIR é considerado pela ampla maioria dos autores como benéfica ao procedimento e é amplamente estudado nas suas mais diversas formas de apresentação ao longo da história das osteotomias maxilo-mandibulares (Tulasne & Schendel, 1989; Schwartz & Relle, 1996; Berger *et al.*, 2000; Nemeth *et al.*, 2000). Choi *et al.* (2005) esclareceram que a FIR para a OSRM apresenta seu maior benefício ao prover os segmentos de suficiente estabilidade para dispensar o bloqueio maxilo-mandibular pós-operatório.

O emprego de placas e parafusos de fixação foi iniciado muito mais tardiamente nos Estados Unidos (década de 80) do que na Europa (década de 70), e deveu-se a Michelet a popularização das placas e parafusos para aplicação em cirurgias ortognáticas. Em 1971, Michelet e colaboradores descreveram o uso de miniplacas para a estabilização dos segmentos proximal e distal na osteotomia sagital do ramo (Michelet & Quentin, 1971; Michelet *et al.*, 1971), e em um artigo de 1973, eles descreveram a aplicação de miniplacas e parafusos em diversos tipos de cirurgia ortognática, incluindo osteotomias maxilares e mandibulares (Michelet *et al.*, 1973). Estes artigos foram responsáveis pela ampla e rápida disseminação de técnicas de FIR para cirurgias ortognáticas na Europa.

Em 1974, Spiessl descreveu a técnica de emprego de parafusos bicorticais compressivos para a osteotomia sagital do ramo. Esta técnica, fundamentada no uso de três parafusos do sistema de 2,7 mm, instalados de forma trans-bucal, tornou-se um dos métodos mais populares no mundo inteiro para fixação da OSRM. Entretanto, diversas modificações a respeito da técnica de fixação foram sendo propostas ao longo do tempo em diversas regiões da Europa e Estados Unidos (Ellis III, 1993).

A miniaturização dos materiais de fixação foi um importante passo para a consolidação das técnicas de fixação interna rígida (FIR) em osteotomias para correção de deformidades dento-faciais, e foi inicialmente proposta por Jeter *et al.* (1984). De acordo com Ellis III (1993), a maioria dos cirurgiões passou a utilizar parafusos do sistema de 2,0 mm auto-rosqueantes para a estabilização da OSRM. O tamanho e o contorno das miniplacas empregadas para as osteotomias mandibulares foram alterados para facilitar a manipulação por via intra-bucal.

Com o advento do emprego de materiais de fixação interna rígida (FIR) utilizando miniplacas e parafusos, os resultados quanto à reparação óssea, o retorno precoce à função e a diminuição das recidivas foram otimizados (Spiessl, 1976; Medeiros & Medeiros, 2001). Ellis III *et al.* (1988) comprovaram em estudos animais, que a FIR com parafusos bicorticais demonstrou resultados superiores ao bloqueio maxilo-mandibular quanto à estabilidade a curto prazo em avanços mandibulares pela técnica da OSRM.

O emprego de fixação interna para as osteotomias mandibulares possibilitaram o reparo ósseo sob condições estáveis, o que pode resultar em função imediata. Esta técnica também permite, que no momento da cirurgia, a posição funcional dos segmentos ósseos, ao garantir força suficiente contra a tração muscular sobre o esqueleto facial e, portanto, mantendo a posição cirúrgica planejada durante toda a fase de reparação (Bouwman *et al.*, 1994a; Assael, 1998). Alguns autores observaram em estudos *in vivo* que a compressão dos segmentos ósseos pela FIR pode favorecer a um reparo por primeira intenção, o que não aconteceria com a fixação não rígida (Reitzik, 1983; Reitzik & Schoorl, 1983).

Nemeth *et al.* (2000) publicaram um trabalho comparando os resultados de duas técnicas de fixação sobre sinais e sintomas da articulação temporomandibular após a OSRM. A análise envolveu 127 pacientes com diversos

graus de deficiência mandibular horizontal, tratados com FIR ou fios de aço e bloqueio maxilo-mandibular, em um estudo multicêntrico. Os autores observaram que não houve diferença significativa entre os grupos, suportando a idéia de que a FIR não aumenta os riscos de disfunção articular, e que de uma forma geral, os pacientes se beneficiaram da OSRM, por qualquer meio de fixação, quanto aos seus sinais articulares. Além disto, a FIR é um recurso muito interessante para o manejo de complicações da própria OSRM, como as fraturas incorretas (Van Sickels *et al.*, 1985; Ochs, 2003). Nestes casos, o uso de miniplacas e parafusos facilitam o posicionamento de segmento proximal e sua fixação aos demais segmentos ósseos (Ardary *et al.*, 1989; Bays, 1997).

Em relação às desvantagens da FIR quando comparada à fixação não-rígida, destacam-se os maiores custos de materiais, maior conhecimento técnico para a realização do procedimento, aumento nos riscos de infecção, necessidade de remoção do material de síntese por sensibilidade à palpação ou fratura dos dispositivos (Fujioka *et al.*, 2000b), exposição de miniplacas, perda da ancoragem de parafusos ou infecção (Schardt-Sacco, 2000).

Diante destes fatos, as técnicas de FIR têm sido largamente estudadas e difundidas em tudo o mundo. Uma descrição mais detalhada sobre as técnicas de FIR aplicadas à OSRM para correção de deformidades dento-faciais são descritas no tópico abaixo.

## 2.2 TÉCNICAS DE FIXAÇÃO INTERNA RÍGIDA PARA A OSTEOTOMIA SAGITAL DOS RAMOS MANDIBULARES

As técnicas de FIR mais largamente difundidas utilizam parafusos bicorticais ou miniplacas com parafusos monocorticais para a correção de

deformidades dento-faciais por meio da OSRM, praticamente abolindo os outros métodos de osteossíntese não-rígidos (Turvey, 2001).

Quando a distância entre os segmentos é visualmente grande, a colocação de parafusos bicorticais por via trans-bucal é a técnica de escolha. De acordo com Wolford *et al.* (1987), o acesso percutâneo permite um melhor acesso aos segmentos ósseos, possibilitando a utilização de parafusos de menor comprimento com o máximo de penetração óssea e maior distanciamento entre si, otimizando a estabilidade entre os segmentos.

Farole (1992) acrescentou que a maior vantagem da técnica por via trans-bucal é a precisão de perfuração em ângulos retos ao osso, com menor risco de torque de segmentos durante a fixação. Para esta técnica, faz-se uso de um trocarte, que deve ser inserido aproximadamente 1 cm acima e anteriormente ao ângulo mandibular, permitindo a colocação do primeiro parafuso na área de maior contato ósseo, em direção perpendicular à superfície óssea (Lupori *et al.*, 2000).

A técnica de FIR com parafusos bicorticais pode ser realizada pelo princípio compressivo, posicional ou associação de ambas (Ochs, 2003). Pela técnica compressiva, o segmento proximal é perfurado com uma broca com o diâmetro maior que o do corpo do parafuso e menor que o da sua cabeça, enquanto que o segmento distal é perfurado com a broca padrão do sistema de fixação, isto é, com o diâmetro da “alma” do parafuso (Spiessl, 1974; Spiessl, 1976). Assim, o parafuso não engaja na cortical externa, fixa-se unicamente à cortical interna, trazendo consigo a cortical externa e, finalmente, comprime estas duas superfícies (Wolford *et al.*, 1987; Llewelyn & Sugar, 1992). Esta técnica oferece maior superfície de contato entre os segmentos, o que é ótimo para aumentar a estabilidade local (Steinhauser, 1982; Reitzik & Schoorl, 1983; Foley *et al.*, 1989).

Pela técnica posicional, o parafuso engaja nas duas corticais, mantendo o espaçamento planejado entre os segmentos, e promovendo a estabilização do sistema de uma forma mais passiva (Watzke *et al.*, 1990; Assael, 1998). Parafusos posicionais bicorticais exigem suficiente engajamento das roscas dos parafusos nos segmentos proximal e distal simultaneamente, resultando em uma distância constante entre as superfícies ósseas e evitando a sua compressão. Assim, Niederdellmann *et al.* (1987) acrescentaram que, por não haver compressão entre os segmentos ósseos, os riscos de lesão ao nervo alveolar inferior e seu complexo vascular e de deslocamento médio-lateral do côndilo são consideravelmente reduzidos.

Watzke *et al.* (1991) estudaram a estabilidade pós-operatória de 56 pacientes submetidos à OSRM para correção de deformidades dento-faciais com avanço mandibular, em que as osteotomias foram fixadas tanto com parafusos do sistema de 2,0 mm pela técnica posicional quanto compressiva. Cinco pontos cefalométricos e duas medidas angulares foram utilizados para avaliar as alterações esqueléticas. De uma forma geral, os autores reportaram que ambos os grupos promoveram adequada e igualitária estabilidade e resultados clínicos pós-operatórios.

Normalmente, a disposição destes parafusos bicorticais, por via trans-bucal, é realizada de acordo com três tipos de configuração (triangular, “L” invertido ou linear), independentemente se a técnica é compressiva ou posicional (Figura 8).

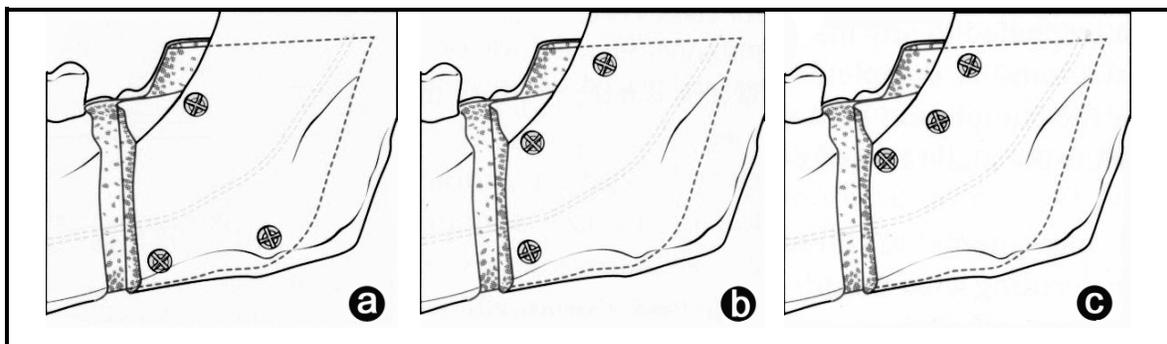


Figura 8– Técnicas de inserção de parafusos bicorticais para a osteotomia sagital dos ramos mandibulares. (a) Configuração triangular. (b) Configuração em L-invertido. (c) Configuração linear.

Fonte: Assael, 1998.

Após a escolha da configuração, é recomendável a utilização da técnica compressiva apenas para o primeiro parafuso, que é instalado na região de maior contato ósseo, enquanto que as áreas que apresentem certo distanciamento entre os segmentos ósseos sejam estabilizadas pela técnica posicional. Isto evita que torques indesejáveis ocorram e o côndilo seja deslocado lateralmente, interferindo com a estabilidade pós-operatória (Figura 9) (Wolford *et al.*, 1987; Assael, 1998).

O sucesso da técnica dos parafusos posicionais é dependente de uma adequada espessura da cortical óssea no segmento proximal, sendo a região mais superior da osteotomia o local ideal para inserção destes parafusos (Carter *et al.*, 1991). Smith *et al.*, em 1991, demonstraram em 49 mandíbulas de cadáveres humanos, que as corticais externa e interna da mandíbula foram significativamente mais espessas ao longo da linha oblíqua do que na borda inferior. Assim, os autores sugeriram que pode haver vantagem adicional na estabilidade de parafusos bicorticais se estes são colocados na borda superior.

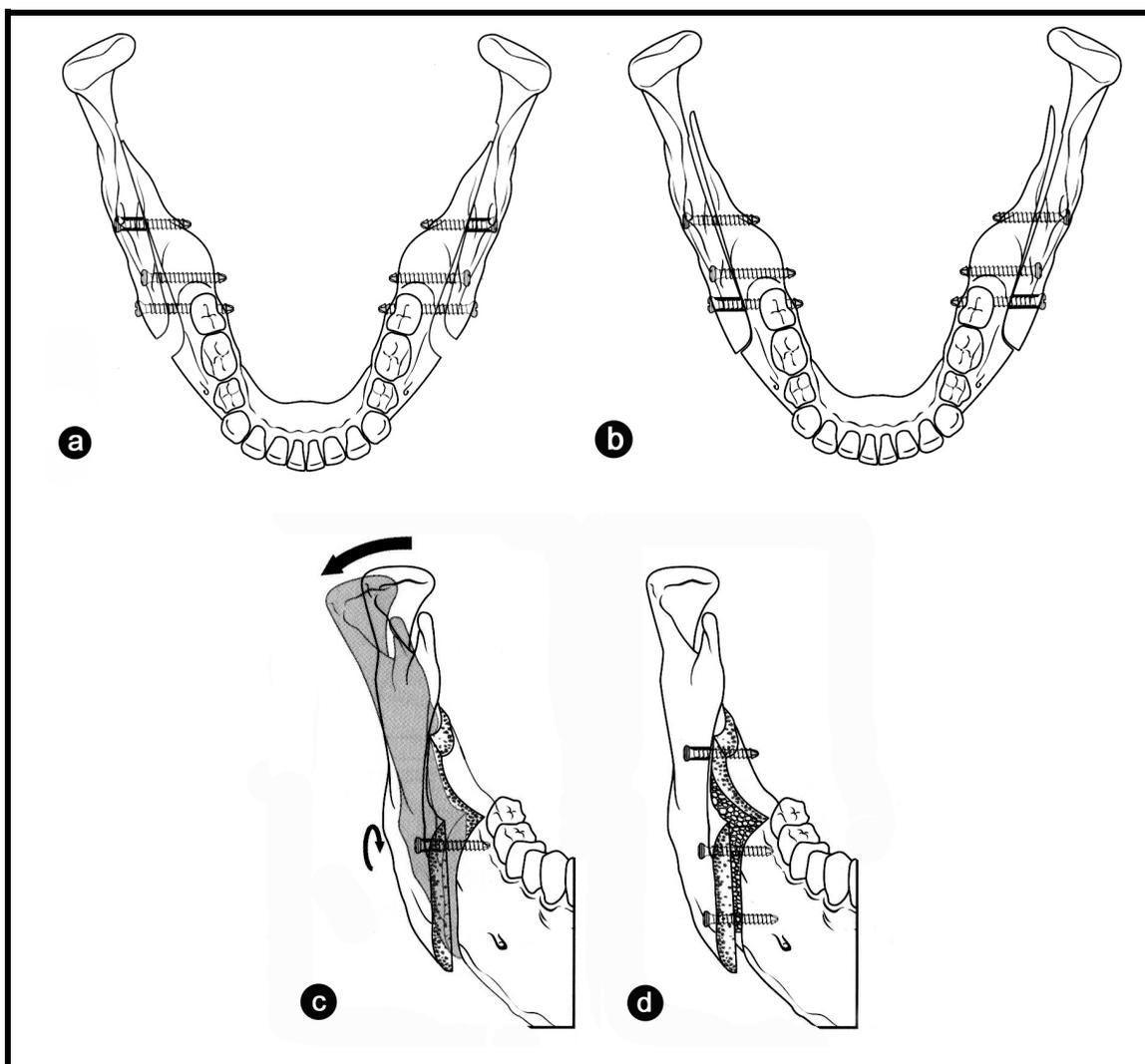


Figura 9 – Técnicas de fixação interna rígida com parafusos bicorticais para a osteotomia sagital dos ramos mandibulares. (a) Correta fixação com um parafuso compressivo posterior e parafusos posicionais na região anterior para avanço e (b) com parafuso compressivo anterior e posicionais posteriores para o recuo. (c) Deslocamento lateral do côndilo devido à fixação com parafuso compressivo em região sem contato ósseo anterior. (d) Correta fixação com parafuso compressivo único em região mais proximal (maior contato ósseo) e parafusos posicionais com enxerto ósseo nas regiões anteriores para avanço.

Fonte: Assael, 1998.

Tecnicamente, alguns detalhes durante a instrumentação cirúrgica podem interferir com a exatidão na aplicação da FIR. O preparo da cortical com brocas “countersink” requer maior desgaste da superfície óssea, resultando em uma cortical menos espessa. É possível ainda que o desgaste seja suficiente para que não haja engajamento dos parafusos na cortical proximal em mandíbulas mais

delgadas, e que o parafuso posicional funcione como um parafuso compressivo (Obeid & Lindqvist, 1991).

Se o espaçamento entre o segmento proximal e o distal é pequeno, parafusos bicorticais podem ser colocados por via intra-bucal. Apesar de por esta via a inserção os parafusos tenderem à obliquidade, resultados clínicos estáveis sem a necessidade de um acesso cutâneo, sem riscos adicionais ao procedimento cirúrgico (tais quais cicatrizes ou lesões ao nervo facial) e menor tempo cirúrgico são evidenciados na literatura (Kempf, 1987; Shepherd *et al.*, 1991). Turvey & Hall (1986) postularam que a inserção de parafusos de forma oblíqua pode apresentar-se como um fator adicional à rigidez da FIR, ao perceber que os parafusos nesta angulação engajam em mais superfície cortical do que no sentido perpendicular ao osso.

Resultados muito satisfatórios também podem ser obtidos com a utilização de miniplacas fixadas por meio de parafusos monocorticais do sistema de 2.0 mm sobre a linha oblíqua, por via intra-bucal (Tulasne & Schendel, 1989; Lee & Piecuch, 1992; Abeloos *et al.*, 1993; Fujioka *et al.*, 2000a). Este procedimento pode ser particularmente indicado para os casos de assimetria, em que a justaposição entre os segmentos proximal e distal é difícil. Assim, uma miniplaca pode ser adaptada ao contorno externo dos segmentos e fixada com parafusos monocorticais de 5 a 7 mm de comprimento (Lupori *et al.*, 2000).

Após terem sido submetidos à OSRM fixadas com miniplacas e parafusos monocorticais para correção de hipoplasias mandibulares, 20 pacientes foram analisados por Rubens *et al.* (1988) quanto às recidivas esqueléticas. Os resultados quanto às alterações esqueléticas nos pontos pogônio (18,7%) e ponto B (10,7%) foram satisfatórios, e permitiram a obtenção de resultados promissores em um período de acompanhamento a curto prazo.

Em um estudo com metodologia semelhante, porém com maiores períodos de preservação, bons resultados foram apresentados por Scheerlinck *et al.* (1994) ao realizar avanços mandibulares com a OSRM e fixados com miniplacas e parafusos monocorticais. Avaliações pós-operatórias de 2 a 5 anos evidenciaram favorável estabilidade esquelética no ponto B em 93 pacientes (90,3% dos casos).

Em 2001, Ueki *et al.* citaram que a FIR por meio de miniplacas em pacientes submetidos à correção de assimetrias mandibulares pela OSRM pode favorecer os resultados quanto aos sintomas articulares se as miniplacas apresentarem um dobramento prévio à estabilização dos segmentos. De um total de 42 pacientes, sendo 22 tratados por miniplacas retas e 20 tratados com miniplacas dobradas para melhor adaptação à zona da osteotomia (Figura 10), foram avaliados os níveis de alteração do posicionamento condilar por radiografias submento-vértice e os sintomas articulares pós-operatórios. Os autores evidenciaram os melhores resultados com o grupo de pacientes com as miniplacas dobradas, salientando seus benefícios sobre o adequado posicionamento do segmento proximal no tratamento de assimetrias.

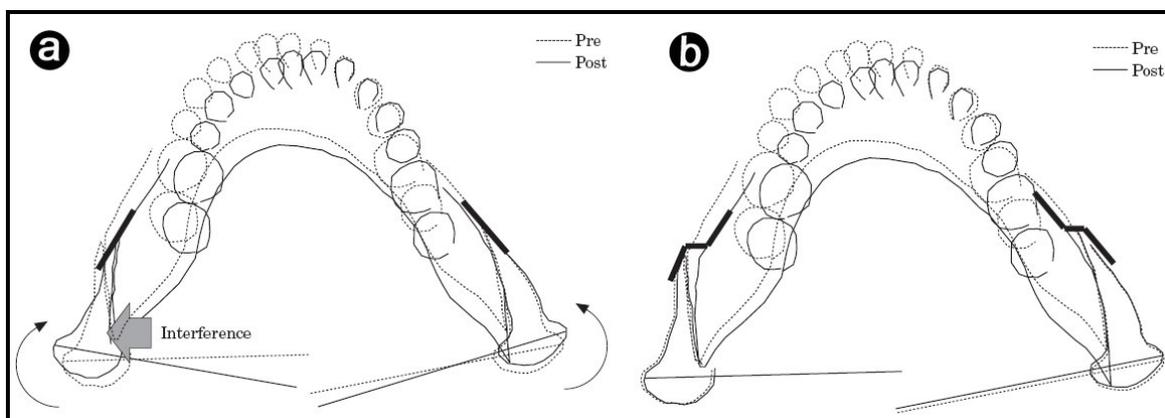


Figura 10 – Fixação mandibular em osteotomias sagital do ramo mandibular para correção de assimetrias e sua influência sobre o posicionamento condilar. (a) Uso de miniplacas retas e (b) uso de miniplacas dobradas. O uso de miniplacas retas pode causar deslocamento condilar por interferências entre os segmentos proximal e distal.

Fonte: Ueki *et al.*, 2001.

A resistência mecânica a cargas com o emprego de miniplacas é inferior à técnica com parafusos bicorticais (Bouwman *et al.*, 1994b; Fujioka *et al.*, 2000; Ochs, 2003). Por este motivo, alguns cirurgiões salientam o emprego de até duas miniplacas para cada lado da osteotomia (Assael, 1998), como apresentado na figura 11, ou o emprego de parafusos posicionais de forma incremental.

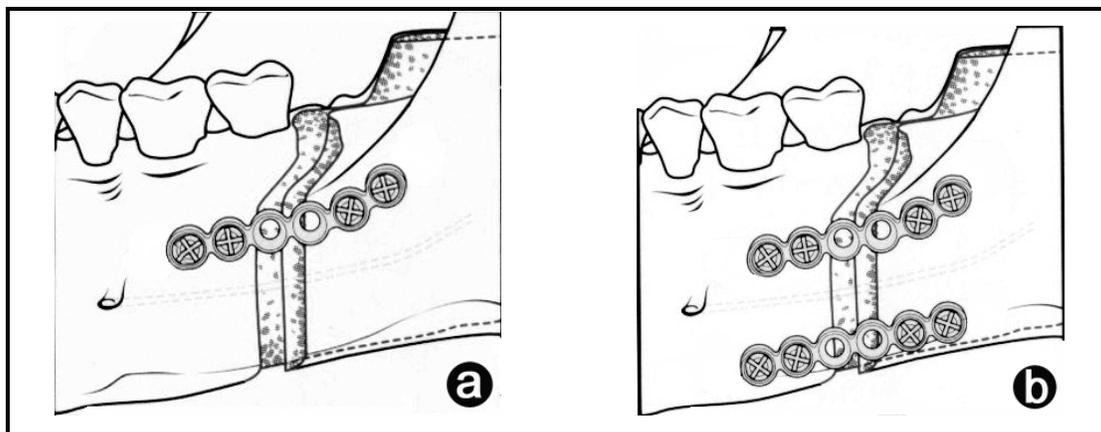


Figura 11 – Técnicas de fixação interna rígida com miniplacas e parafusos monocorticais em avanço mandibular. (a) Uso de uma miniplaca e (b) uso de duas miniplacas em cada lado da osteotomia.

Fonte: Adaptado de Assael, 1998.

Stoelinga & Borstlap (2003) publicaram um artigo na sessão *Clinical Controversies in Oral and Maxillofacial Surgery: Part One*, do *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, listando 6 tópicos que especificavam as vantagens do emprego de miniplacas e parafusos monocorticais sobre a técnica de parafusos bicorticais, sejam eles posicionais ou compressivos:

- ✓ **Ausência de incisões em pele.** Assim, seriam eliminados os riscos de lesão do nervo facial e cicatrizes em face quando os parafusos são aplicados por via trans-bucal;
- ✓ **Dobramento da placa para adaptação ao contorno dos segmentos osteotomizados.** Torques indesejados aos côndilos poderiam ser reduzidos;

- ✓ **Parafusos monocorticais tendem a apresentar menores lesões do nervo alveolar inferior.** Parafusos bicorticais podem atingir diretamente este nervo, além de um dano adicional no caso dos parafusos compressivos, por possível esmagamento destas estruturas, como defendido também por Hegtvedt & Zuniga (1990) e Assael (1998).
- ✓ **Facilidade de correção nos posicionamentos inadequados do segmento proximal.** As miniplacas favorecem o rápido reposicionamento trans-cirúrgico ou pós-operatório de possíveis má-oclusões em nível ambulatorial;
- ✓ **Em casos de inflamação, as miniplacas podem ser facilmente removidas sob anestesia local.** A remoção de parafusos bicorticais normalmente requer novo procedimento sob anestesia geral ou sedação.
- ✓ **Execução mais fácil da técnica de miniplacas com parafusos monocorticais.** Além de permitir uma maior margem de erro, permitindo pequenas correções de oclusão no pós-operatório por meio de ajustes ortodônticos e trações com elástico, profissionais em treinamento respondem mais rapidamente durante a curva de aprendizado da técnica de miniplacas.

Por conseguinte, na sessão *Clinical Controversies in Oral and Maxillofacial Surgery: Part Two*, Ochs (2003) listou algumas das desvantagens clínicas do emprego de miniplacas e parafusos monocorticais em relação aos parafusos bicorticais. Além de menor resistência mecânica, as miniplacas ainda apresentam maior potencial de palpabilidade ou irritação crônica lateralmente ao segundo molar inferior. Apesar de não serem observadas diferenças quanto ao tempo cirúrgico para instalação, a técnica de parafusos bicorticais também foi reconhecida por apresentar ampla vantagem sobre a técnica de miniplacas por reduzir significativamente os custos operacionais.

Em 1996, Schwartz & Relle propuseram uma técnica híbrida, em que associaram simultaneamente parafusos bicorticais e miniplacas fixadas com parafusos monocorticais por via intra-bucal (Figura 12). Após cinco anos de experiência, os autores relataram não ter dificuldades técnicas ou complicações, salientando que a estabilização dos segmentos ósseos e a facilidade na execução técnica foram potencializadas, e os riscos de cicatriz cutânea e deslocamentos condilares foram reduzidos. Em casos de avanços superiores a 10 mm, observam-se significativos aumentos na instabilidade, especialmente pela menor sobreposição dos segmentos ósseos e reduzida superfície óssea para fixação. Nestes casos, técnicas híbridas e múltiplos pontos de fixação devem ser realizados, e até o uso de bloqueio maxilo-mandibular pode ser necessário (Ochs, 2003).

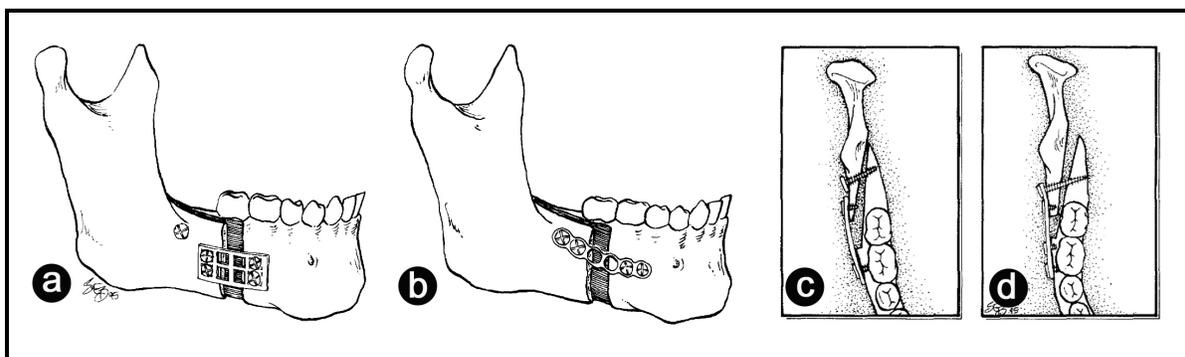


Figura 12 – Técnicas híbridas de fixação interna rígida. (a) Uso de uma malha de titânio com parafusos monocorticais e um parafuso bicortical posteriormente. (b) uso de miniplaca com os parafusos bicorticais posteriormente ao último dente e monocorticais nos demais furos. (c) Vista axial do sistema (a) e (d) vista axial do sistema (b).

Fonte: Schwartz & Relle, 1996.

Estas modificações técnicas, especialmente as relacionadas à fixação da OSRM, foram propostas buscando-se alcançar o restabelecimento de uma função mandibular normal, máximo benefício estético e uma estabilidade a longo prazo do resultado planejado. Desta forma, a escolha do tipo de FIR que poderá garantir estabilidade suficiente para o sucesso no tratamento está relacionada a uma série de fatores, com destaque para a direção e quantidade do movimento a ser

executado (Van Sickels *et al.*, 1986; Welch, 1989; Blomqvist & Isaksson, 1994; Van Sickels *et al.*, 2000). Van Sickels & Richardson (1996), Medeiros & Medeiros (2001) e Ochs (2003) esclareceram ainda que fatores como a anatomia óssea, o desenho da osteotomia, a presença de terceiros molares, o custo operacional e a preferência do cirurgião devem ser levados em consideração quando da escolha da técnica por parafusos posicionais ou compressivos, fixação com miniplacas ou técnicas híbridas.

Quando comparada com métodos de fixação não-rígida, como osteossínteses com fio de aço, ou o bloqueio maxilo-mandibular associado ou não a suspensões esqueléticas, a FIR apresenta resultados mais estáveis, especialmente no período pós-operatório imediato (Watzke *et al.*, 1990; Van Sickels & Richardson, 1996; Van Sickels *et al.*, 2000; Stoelinga & Borstlap, 2003).

Paulus & Steinhauser (1982) estudaram 146 pacientes submetidos à correção de prognatismo por meio da OSRM, sendo que 88 foram tratados por osteossíntese a fio e 58 por FIR com três parafusos bicorticais. Os índices de recidiva foram de até 63% e 30% na altura facial anterior, respectivamente. Utilizando metodologia semelhante, Mommaerts (1991) observou índices de recidiva em pacientes submetidos a avanço mandibular por OSRM de 11% quando utilizou FIR, e de 45% quando empregou osteossíntese a fio de aço.

De forma semelhante, Berger *et al.* (2000) estudaram a estabilidade da OSRM para correção de deficiências mandibulares em 54 pacientes por meio da fixação com parafusos bicorticais (28 casos) e osteossíntese com fio de aço associada a bloqueio maxilo-mandibular pós-operatório (26 casos). Os autores observaram recidiva em diversos pontos cefalométricos em ambas as técnicas, porém, a estabilidade sobre o posicionamento do ângulo goníaco demonstrou resultados menos favoráveis nos pacientes fixados por fio de aço.

Em 1991, Van Sickels comparou a estabilidade entre dois grupos de pacientes submetidos a grandes movimentos de avanço mandibular (maiores que 7 mm) pela OSRM e fixados com parafusos bicorticais posicionais e outro grupo com a mesma FIR, mas complementado por suspensão esquelética e bloqueio maxilo-mandibular por uma semana. O autor observou que nos pacientes fixados com parafusos bicorticais, a associação com suspensões esqueléticas e bloqueio maxilo-mandibular demonstraram maior estabilidade a curto e longo prazo em avanços superiores a 13 mm. De acordo com este resultado, o autor sugeriu que estes procedimentos auxiliares à FIR são excelentes para facilitar a adaptação neuromuscular às modificações espaciais da mandíbula, além de garantir menores recidivas pós-operatórias.

Um estudo sobre a comparação da estabilidade da OSRM em movimentos de avanço mandibular entre segmentos fixados com parafusos bicorticais posicionais (16 pacientes) e miniplacas com parafusos monocorticais (22 pacientes) foi apresentado por Blomqvist & Isaksson, em 1994. De acordo com estes autores, os dois métodos de fixação empregados promoveram igual estabilidade pós-operatória pela sobreposição de radiografias cefalométricas após 6 meses.

Em 1996, Proffit *et al.* publicaram um artigo agrupando, em ordem decrescente, os procedimentos de cirurgia ortognática quanto às suas características de estabilidade em pacientes da Universidade da Carolina do Norte, EUA. Este trabalho foi resultado da reunião de dados clínicos de outros artigos dos mesmos pesquisadores sobre a correção de deformidades dento-faciais por meio de cirurgias maxilares (Proffit *et al.*, 1987; Proffit *et al.*, 1991b; Phillips *et al.*, 1992; Bailey *et al.*, 1994), mandibulares (Watzke *et al.*, 1990; Proffit *et al.*, 1991a) ou bimaxilares (Turvey *et al.*, 1988; Proffit *et al.*, 1991c; Forssell *et al.*, 1992). Desta forma, estabeleceu-se uma hierarquia sobre a estabilidade entre estes diversos procedimentos cirúrgicos, como pode ser observado na figura

abaixo (Figura 13). De acordo com estes estudos, o movimento de avanço mandibular apresentou-se como mais estável do que o recuo mandibular, particularmente pela dificuldade de adequado posicionamento condilar e ação da musculatura no segmento proximal.

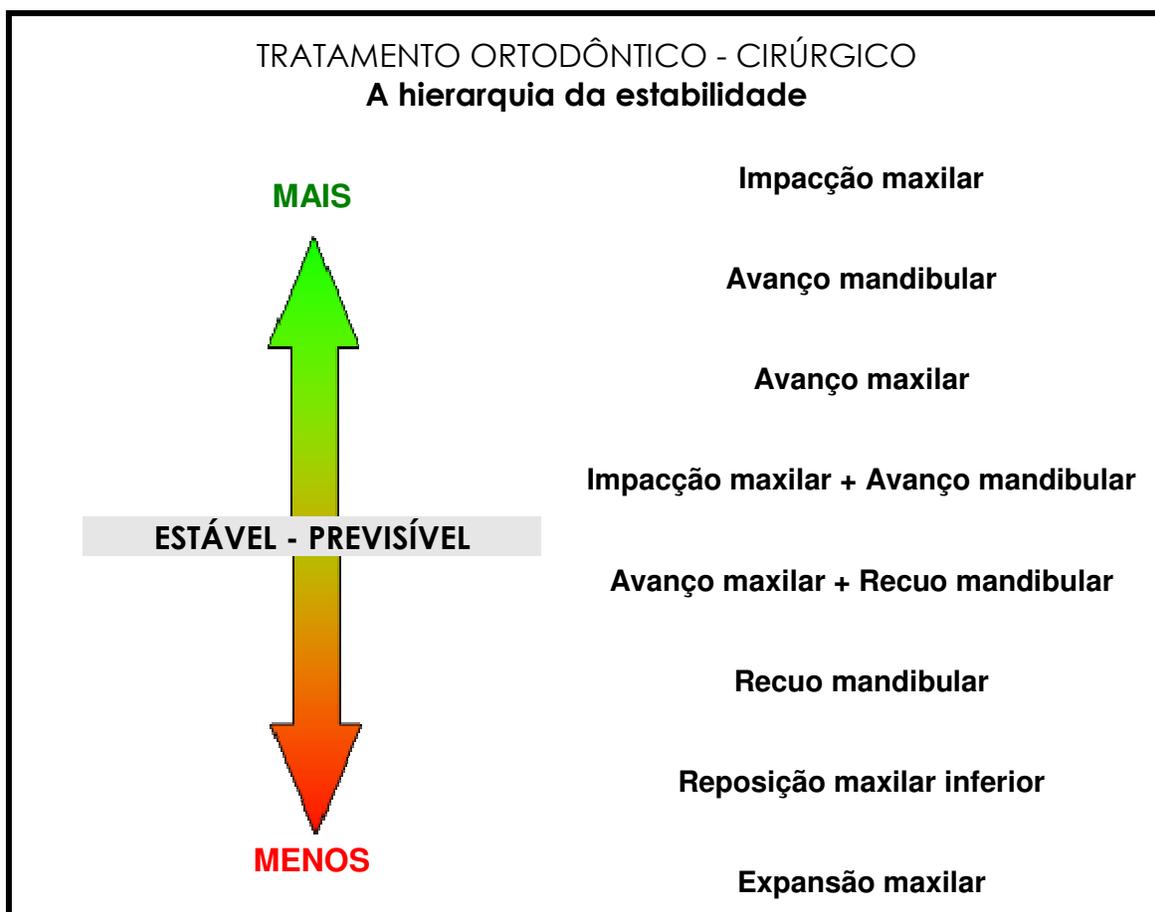


Figura 13– Hierarquia da estabilidade para procedimentos de cirurgia ortognática.  
Fonte: Adaptado de Proffit *et al.*, 1996.

Bailey *et al.* (1998) avaliaram a estabilidade do recuo mandibular por meio da OSRM em 18 pacientes, e observaram uma tendência de recidiva anterior da mandíbula devido à remodelação condilar. Esta remodelação condilar também é um evento particularmente presente nos movimentos de avanço, sugerindo-se que a ação de forças compressivas sobre a região articular pode ocasionar o processo de remodelação em ambos os movimentos (Simmons *et al.*, 1992).

Mobarak *et al.* (2000) também avaliaram a estabilidade da OSRM em movimentos de recuo mandibular, e obtiveram resultados satisfatórios em até 3 anos de acompanhamento pós-operatório. Foram avaliados 80 pacientes consecutivamente submetidos à correção de prognatismo mandibular. A média de recidiva foi de 19% e 26% do movimento de recuo nas regiões de ponto B e pogônio, respectivamente. Ainda assim, os autores expressaram que uma parte significativa destas recidivas deveu-se a manifestações de crescimento mandibular no pós-operatório dos pacientes mais jovens.

A estabilidade do uso da OSRM em assimetrias foi estudada por Lai *et al.* (2002), ao comparar o emprego da OSRM bilateralmente (grupo 1 = 10 pacientes) com a OVRM e a OSRM (grupo 2 = 13 pacientes). Os sujeitos que foram submetidos à OSRM tiveram a utilização de FIR com miniplacas e parafusos do sistema de 2 mm por via intrabucal, e BMM por 2 semanas, em média. Eles obtiveram após 6 meses, resultados muito estáveis quanto às recidivas tanto horizontais, quanto verticais em ambos os grupos.

Para procedimentos com estabilidade aceitável, ou seja, movimentos de reposicionamento superior da maxila, avanços mandibulares menores que 10 mm com altura facial normal e avanços maxilares inferiores a 8 mm, a FIR não pareceu ser um fator decisivo em recidivas a longo prazo, de acordo com Bailey *et al.* (2004). Entretanto, a FIR revelou-se diferencial para a estabilidade esquelética em casos de cirurgias combinadas (maxila e mandíbula movimentadas ao mesmo tempo) e correções de assimetrias. Mais problemáticos ainda foram os resultados obtidos com os procedimentos de recuo mandibular e reposicionamento inferior da maxila, movimentos que muito se beneficiaram da aplicação da FIR.

Por meio de uma dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, Costa (2004) demonstrou resultados favoráveis quanto à estabilidade pós-operatória do avanço mandibular pela OSRM

fixada por 3 parafusos bicorticais (sistema de 2,0 mm) em “L” invertido. Foram estudados 14 pacientes, e não foram observadas diferenças significativas entre as medidas lineares por análise cefalométrica em norma lateral no pré-operatório e pós-operatório.

Mais recentemente, Proffit *et al.* (2007) atualizaram o clássico artigo sobre a hierarquia da estabilidade em cirurgia ortognática (Proffit *et al.*, 1996), estendendo suas investigações sobre a função diferencial da FIR, especialmente no estudo corretivo de assimetrias (Figura 14).

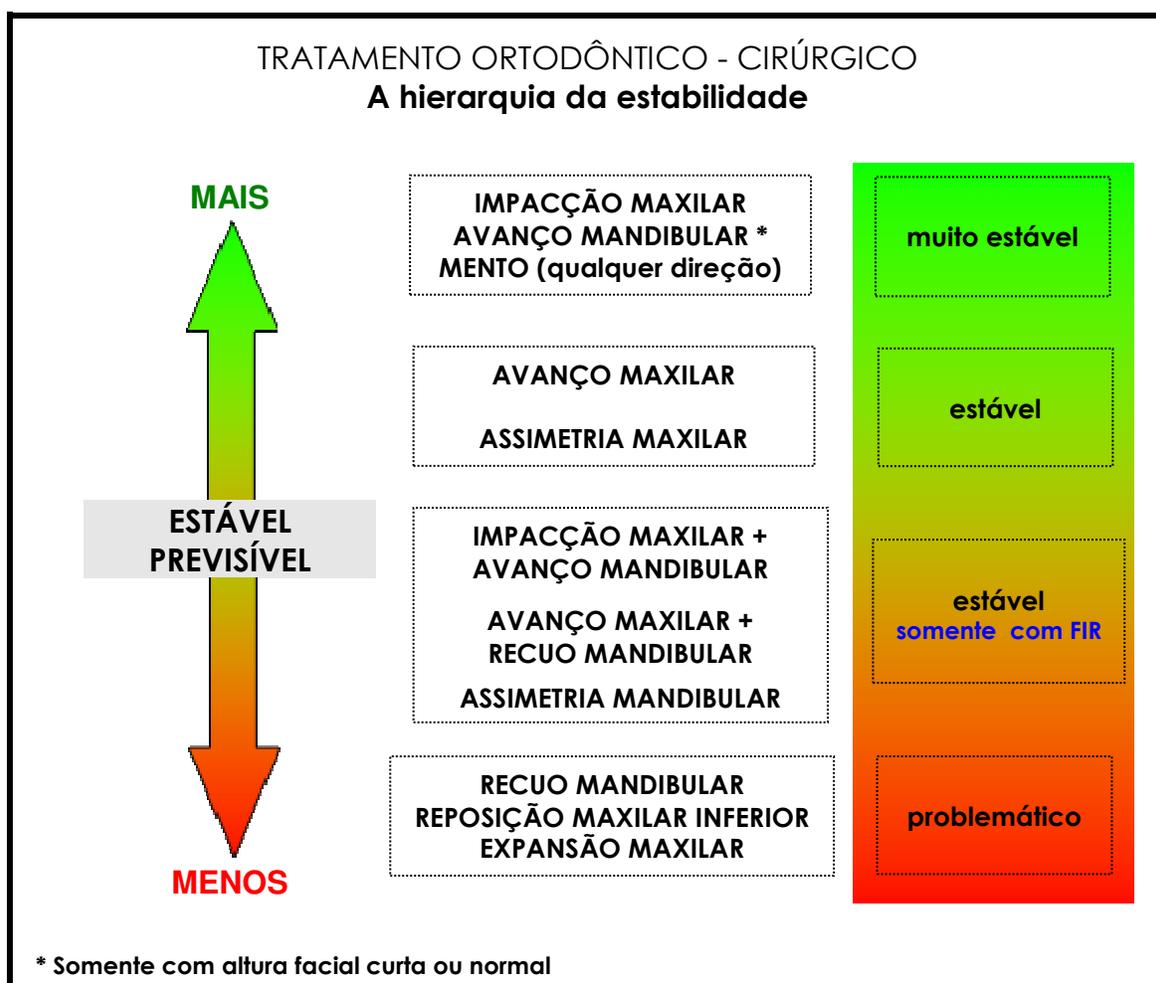


Figura 14 – A hierarquia da estabilidade estendida.  
Fonte: Adaptado de Proffit *et al.*, 2007.

Este mesmo estudo ainda demonstrou que com a implementação da FIR, os reposicionamentos do mento em qualquer direção e a correção das assimetrias por meio de cirurgias combinadas demonstraram ser satisfatoriamente estáveis (Figura 14). Modificações clínicas relevantes (acima de 2 mm) ocorreram em um considerável percentual dos pacientes submetidos à cirurgia ortognática entre um e cinco anos pós-operatórios, ou seja, mesmo após o reparo completo das regiões osteotomizadas. Os autores destacaram, então, a importância de outros fatores na estabilidade, particularmente as adaptações articulares por remodelação do côndilo (Proffit *et al.*, 2007).

O objetivo final de todos estes estudos sobre estabilidade em cirurgia ortognática, obviamente, foi adquirir informações que possam auxiliar na implementação de passos operatórios ou técnicas cirúrgicas que potencializem a estabilidade, especialmente quando os procedimentos mais imprevisíveis a exigirem (Bredbenner & Haug, 2000). Com este propósito, diversos estudos biomecânicos sobre a capacidade de resistência de placas e parafusos aplicados a modelos experimentais da OSRM foram desenvolvidos. Seu escopo principal tem sido o de identificar as técnicas de FIR que mais favorecem a estabilização entre os segmentos osteotomizados (Van Sickels *et al.*, 2005), e são abordados no tópico seguinte de forma mais específica.

### 2.3 MODELOS BIOMECÂNICOS

Diversas técnicas de FIR têm sido propostas para a estabilização dos segmentos ósseos após a OSRM, fundamentando suas indicações em princípios ortopédicos básicos (Foley, 1994; Cordey, 1999; Cordey, 2000). Assim sendo, as avaliações laboratoriais destas técnicas têm auxiliado bastante na determinação de seu potencial para uso clínico, quantificação e desenvolvimento de aparato

apropriado e extrapolação cautelosa de possíveis resultados pós-operatórios (Schwimmer *et al.*, 1994; Foley, 1995; Frost, 1999).

Estas informações devem discutir com bastante racionalidade os valores obtidos em sistemas *in vitro*, quanto à resistência ao deslocamento de forças que simulem a força mastigatória, e a comparação direta com valores clínicos para avanço (Erkmen, 2005a) e recuo mandibulares (Erkmen, 2005b). De maneira complementar, diversos autores têm demonstrado clinicamente o comportamento da função mastigatória de indivíduos após a correção da deformidade (Ellis III *et al.*, 1996; Harada *et al.*, 2000; Throckmorton & Ellis III, 2001; Van der Braber *et al.*, 2004; Nakata *et al.*, 2007), servindo como um interessante parâmetro para os testes biomecânicos em laboratório (Maurer *et al.*, 2003; Peterson *et al.*, 2005).

Muitos fatores têm sido correlacionados com a capacidade de resistir a forças de tração dos métodos de FIR, particularmente, as características dos parafusos. Foley (1995) citou que o número, diâmetro externo do parafuso, o tamanho da broca de perfuração, presença de canal no corpo do parafuso, o número de roscas, a capacidade de auto-rosqueamento e a espessura de osso cortical em que eles são inseridos devem ser reconhecidos como potenciais variáveis (Obeid & Lindquist, 1991; Jovanovic *et al.*, 1996, Haug *et al.*, 1999; Asprino, 2005). Garcia (2001) demonstrou, em tíbias de coelho, que parafusos bicorticais apresentaram maior resistência à remoção por tração que parafusos monocorticais.

Quanto ao tipo de material que compõe os parafusos, Guimarães Filho (2003) não evidenciou diferenças quanto à resistência à flexão *in vitro*. Em sua tese, o autor utilizou 20 hemimandíbulas de carneiro e as submeteu ao avanço mandibular de 5 mm, por meio da OSRM. Após serem fixadas com parafusos bicorticais posicionais em “L” invertido do sistema de 2,0 mm em titânio (10

amostras) e polímero reabsorvível (10 amostras), os testes biomecânicos evidenciaram semelhança no comportamento entre os dois materiais.

As características conformacionais quanto à espessura, extensão, número de parafusos, curvaturas e localização das miniplacas no substrato são referidas como variáveis importantes durante os testes laboratoriais (Armstrong *et al.*, 2001; Trivellato, 2001). Por sua vez, as propriedades de tamanho, densidade e formato do substrato em que a FIR é testada, possuem considerável influência nos resultados dos experimentos (Haug, 1995; Kohn, 1996; Bredbenner & Haug, 2000; Asprino *et al.*, 2006).

De forma complementar, Kim *et al.* (1993) perceberam, em experimentos tridimensionais fotoelásticos, diferenças quanto à resistência ao deslocamento quando parafusos bicorticais de estruturas macroscópicas semelhantes foram aplicados em número e configuração variados. Todos estes pontos controversos e resultados discutíveis multiplicaram os conhecimentos científicos sobre a capacidade de algumas técnicas de FIR para estabilização da OSRM, e alguns trabalhos científicos de maior relevância são apresentados neste tópico.

Foley *et al.* (1989) avaliaram a rigidez de seis grupos de costelas frescas de porco, simulando a OSRM e fixadas com diferentes técnicas de parafusos. Os grupos foram: 1) três parafusos bicorticais posicionais a 90° em “L” invertido; 2) três parafusos bicorticais compressivos a 90° em “L” invertido; 3) três fios de Kirschner a 60° em configuração triangular (dois fios superiores e um fio inferior); 4) três parafusos bicorticais posicionais a 60° em configuração linear; 5) três parafusos bicorticais compressivos a 60° em configuração linear e; 6) três parafusos bicorticais posicionais a 90° em configuração linear. Nenhuma diferença significativa foi observada quanto à rigidez transversal entre os parafusos bicorticais compressivos e posicionais na mesma configuração. Também, não foram evidenciadas disparidades entre os resultados obtidos com parafusos

inseridos em 60° ou 90° na mesma configuração. Discrepâncias estatísticas foram identificadas somente quanto à configuração dos parafusos, com evidente superioridade de rigidez do padrão em “L” invertido (grupos 1 e 2) sobre o padrão linear (grupos 4, 5 e 6) e sobre o grupo 3.

No sentido de comparar mais especificamente a rigidez em diferentes configurações de parafusos do sistema de 2,0 mm, utilizados para estabilizar a simulação da OSRM, Ardary *et al.* (1989) testaram 10 mandíbulas cadavéricas humanas quanto aos padrões linear e em “L” invertido. Cada mandíbula foi preparada, seccionada ao meio, e cada lado pertenceu a um dos grupos testados. Os autores reportaram que o grupo com padrão linear foi significativamente menos resistente ao deslocamento por cargas, sugerindo a aplicação clínica da FIR com parafusos bicorticais na configuração em “L” invertido sempre que possível.

Em um estudo realizado por Anucul *et al.* (1992), 40 costelas bovinas frescas foram preparadas com osteotomias semelhantes à OSRM e testadas laboratorialmente quanto à capacidade de resistir a forças mecânicas. Os segmentos foram fixados com parafusos posicionais bicorticais ou com miniplacas com parafusos monocorticais de acordo com a figura 15. Os autores observaram que, independentemente da presença do espaçamento (simulando um avanço de 5 mm) ou justaposição dos segmentos (simulando um recuo), a técnica com parafusos bicorticais demonstrou características mecânicas superiores para resistir forças maiores por períodos mais longos do que a técnica que empregou fixação com miniplacas.

Foley & Beckman (1992) avaliaram a rigidez de três grupos de FIR aplicadas sobre mandíbulas frescas de carneiro submetidas à OSRM. Os grupos foram compostos de acordo com o tipo de fixação: três parafusos posicionais na configuração em “L” invertido (sistema de 2,0 mm), três parafusos posicionais bicorticais na configuração linear (sistema de 2,7 mm) e uma miniplaca com

parafusos monocorticais (sistema de 2,0 mm). As osteotomias fixadas com parafusos em “L” invertido e com miniplacas foram mais resistentes do que aquelas fixadas com parafusos lineares, e não foram observadas diferenças entre a resistência daqueles dois primeiros grupos.

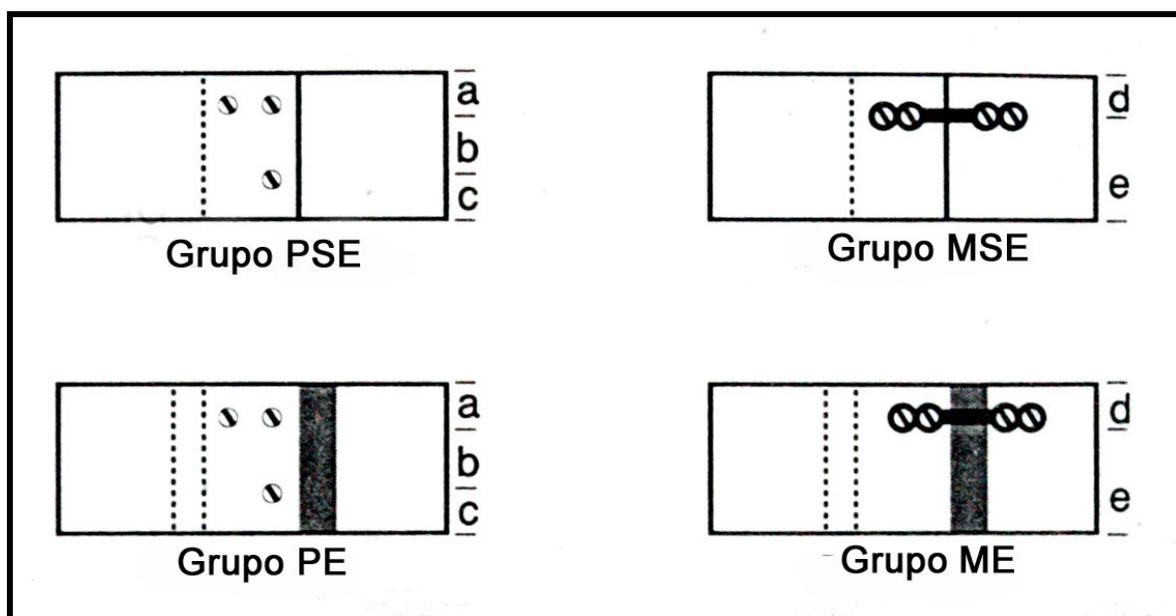


Figura 15 – Padrão de fixação por parafusos bicorticais nos grupos parafuso com espaçamento (Grupo PE) e parafuso sem espaçamento (Grupo PSE) e por miniplaca nos grupos placa com espaçamento (Grupo ME) e placa sem espaçamento (Grupo MSE). a:b:c = 1:2:1; d:e = 1:2.

Fonte: Adaptado de Anucul *et al.*, 1992.

Em alguns estudos, a variável decisiva quanto à estabilidade esteve mais correlacionada com a qualidade do tecido ósseo de suporte do que o tamanho do parafuso ou técnica de inserção. Schwimmer *et al.* (1994) provaram que não existiu diferença quanto à rigidez entre parafusos do sistema de 2,7 mm e os parafusos do sistema de 2,0 mm, quando utilizados pela técnica compressiva ou pela técnica posicional, na configuração em “L” invertido, para a estabilização óssea em OSRM realizadas em mandíbulas de cadáver humano. Além disto, os autores observaram que as fraturas que ocorreram durante os testes das mandíbulas não estavam correlacionadas com falhas dos parafusos, mas sim, com a fragilidade óssea.

Um dos mais completos estudos sobre os fatores que afetam a rigidez de diferentes formas de FIR com parafusos bicorticais em OSRM foi realizado por Kohn *et al.* (1995), na Universidade de Michigan, em Ann Arbor, EUA. Os autores procuraram quantificar os efeitos do tipo do material (titânio puro ou polímero absorvível), configuração dos parafusos (linear ou “L” invertido) e diâmetro dos parafusos (2,0 mm ou 2,7 mm) nos testes laboratoriais de deslocamento por carga limitada a 3 mm, em trinta hemimandíbulas de cadáveres humanos, divididas igualmente em cinco grupos. Além disto, os autores testaram os parafusos do sistema de 2,7 mm, na configuração linear, em outros dois substratos (costelas bovinas e um substituto ósseo sintético feito de uma espuma polimérica). Também foram avaliadas as velocidades da carga impressa ao sistema (1 e 10 mm/min) em costelas bovinas com os parafusos do sistema de 2,7 mm absorvíveis. Os resultados indicaram que houve diferença na resistência quanto ao tipo dos parafusos (titânio > polímero absorvível), diâmetro do parafuso (2,7 mm > 2,0 mm) e no material do substrato em que os parafusos foram inseridos (mandíbula > costelas = polímero sintético). Não foi observada diferença entre a variável configuração dos parafusos e velocidade de deslocamento.

Hammer *et al.* (1995) propuseram um trabalho para avaliar a estabilidade mecânica de diferentes tipos de fixação por miniplacas para uma osteotomia mandibular curta, descrita por Kitajima *et al.* (1989), e compará-los com a fixação clássica por três parafusos bicorticais posicionais em mandíbulas de poliuretano (Figura 16). Os autores observaram uma notável diminuição da resistência entre o grupo I e os demais grupos, indicando a importância dos parafusos interfragmentários. Dentro do grupo I, a placa posicionada próximo à borda anterior do ramo resultou em menor deslocamento. Assim, os autores concluíram que o uso adicional de parafusos posicionais foi favorável para aumentar a estabilidade mecânica deste sistema, e consideraram que os resultados poderiam ser estendidos a todos os tipos de osteotomias sagitais (Hammer *et al.*, 1995).

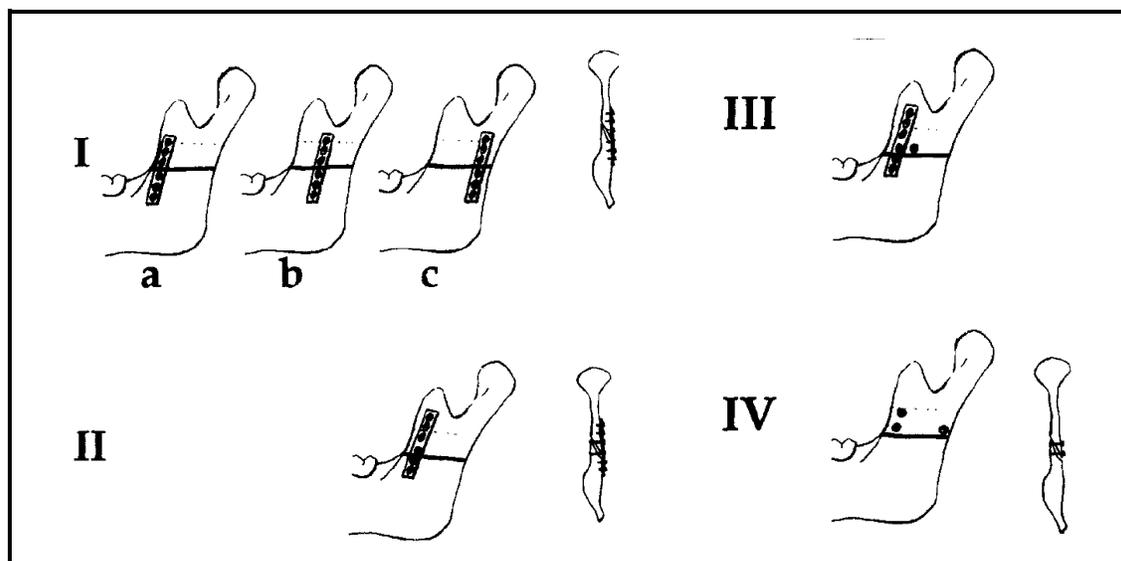


Figura 16 – Grupos de teste quanto à fixação (sistema de 2,0 mm): (I) Estabilização com placa de compressão minidinâmica de 6 furos com parafusos monocorticais, inseridas em 3 diferentes posições. (a) Anterior, (b) média e (c) posterior. (II) Estabilização com miniplaca em região anterior do ramo, com dois parafusos centrais bicorticais e demais monocorticais. (III) Estabilização como em II, mais um parafuso posicional posteriormente à miniplaca. (IV) Estabilização com três parafusos posicionais.  
 Fonte: Hammer *et al.*, 1995.

Ainda em 1995, Kim *et al.* publicaram uma pesquisa laboratorial sobre técnicas de FIR em OSRM, simulando o recuo mandibular. Desta vez, vinte mandíbulas humanas foram utilizadas para comparar a resistência a cargas da fixação com parafusos bicorticais posicionais nas configurações triangular, linear oblíqua e linear em 90°, como demonstrado na figura 17. A FIR com parafusos colocados na configuração triangular foi significativamente mais resistente do que os outros métodos. O modelo com configuração linear oblíqua foi mais resistente que o padrão linear em 90°.

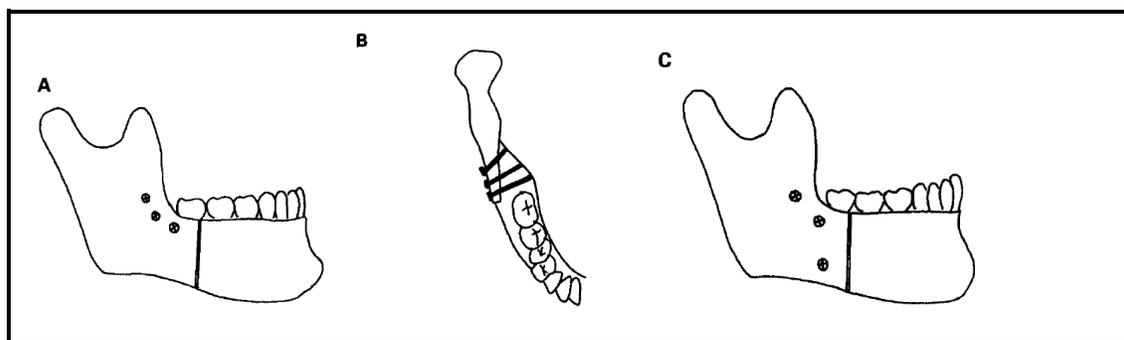


Figura 17 – Ilustração dos tipos de fixação por: (A) Padrão linear em 90°. (B) Padrão linear oblíquo. (C) Padrão triangular.  
 Fonte: Kim *et al.*, 1995.

Em 1996, Shetty *et al.* publicaram uma série de artigos para avaliação biomecânica da estabilidade de osteossínteses em réplicas de mandíbulas humanas fabricadas sinteticamente e submetidas a avanços mandibulares de 7 mm por meio da OSRM, na Universidade da Califórnia, em Los Angeles, EUA. Em seu primeiro artigo, Shetty *et al.* (1996b) compararam e estabilidade promovida por parafusos posicionais de titânio quanto ao seu sistema (2,0 mm e 2,4 mm) e configuração de inserção (linear ou triangular) (Figura 18). As osteotomias fixadas com parafusos do sistema de 2,4 mm foram mais estáveis do que aquelas estabilizadas com parafusos do sistema de 2,0 mm. Quanto à configuração, o padrão triangular proveu maior estabilidade do que parafusos em padrão linear. Além disto, a estabilidade na configuração linear por dois ou três parafusos foi similar.

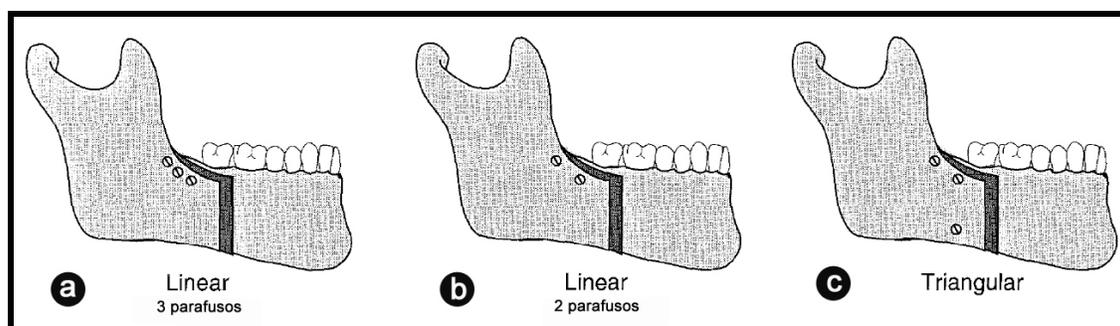


Figura 18 – Representação esquemática dos sistemas testados. (a) Configuração linear com três parafusos, (b) configuração linear com dois parafusos e (c) configuração triangular.  
 Fonte: Adaptado de Shetty *et al.*, 1996b.

Em outra publicação deste grupo de pesquisadores, investigaram-se a estabilidade de diversos sistemas de miniplacas e suas configurações de aplicação, comparando-os com a técnica padrão de 3 parafusos posicionais do sistema de 2,4 mm em configuração linear (Figura 19).

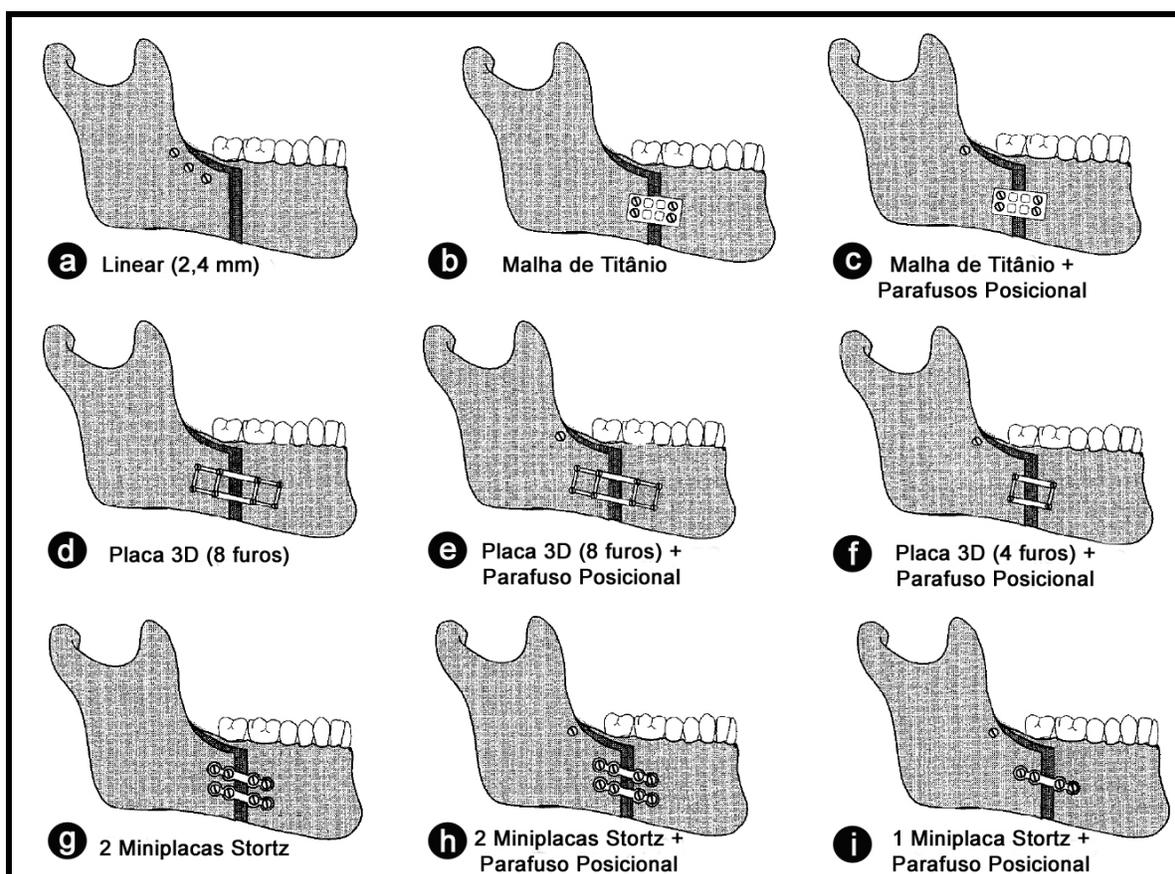


Figura 19 – Representação esquemática dos sistemas testados. (a) Configuração linear com três parafusos, (b) placas em malha de titânio, (c) placas em malha de titânio com um parafuso bicortical do sistema de 2,4 mm, (d) placas tridimensionais com 8 parafusos, (e) placas tridimensionais com 8 parafusos mais um parafuso posicional, (f) placa tridimensional com 4 parafusos mais um parafuso posicional, (g) duas miniplacas com 4 parafusos cada, (h) duas miniplacas com 4 parafusos cada e um parafuso posicional e (i) uma miniplaca com 4 parafusos mais um parafuso posicional.

Fonte: Shetty *et al.*, 1996a.

Neste trabalho, Shetty *et al.* (1996a) observaram que as osteotomias fixadas com miniplacas e parafusos posicionais foram superiores em estabilidade do que aquelas fixadas exclusivamente com miniplacas. Os testes estatísticos também

resultaram em maior estabilidade para os sistemas combinados (miniplaca e parafusos posicional) do que para o sistema com parafusos posicionais em configuração linear. Assim, fundamentou-se que o uso adicional de um parafuso posicional posteriormente na região retromolar aumenta substancialmente a estabilidade do sistema.

Em 1997, Murphy *et al.* realizaram experimentos no intuito de comparar, *in vitro*, a capacidade de sistemas fixados com 3 parafusos bicorticais em “L” invertido (grupo I), uma miniplaca e oito parafusos monocorticais (grupo II), e um sistema híbrido, apresentando uma miniplaca fixada com 3 parafusos bicorticais em configuração em “L” invertido e cinco parafusos monocorticais (grupo III) de resistir a forças verticais em costelas bovinas devidamente padronizadas. As forças de resistência ao deslocar o sistema em 3 mm foram significativamente menores para o grupo II em relação aos demais. Não houve diferença entre os grupos I e III.

Tharanon (1998) utilizou 30 mandíbulas de cadáveres humanos para avaliar as propriedades biomecânicas, quando submetidas a forças verticais, de dois tipos de FIR para a OSRM, simulando recuos de 5 mm. O primeiro tipo consistiu de 3 parafusos bicorticais do sistema de 2,0 mm, em configuração linear no bordo superior. O segundo grupo foi composto de uma miniplaca com quatro parafusos monocorticais do sistema de 2,0 mm ao longo da linha oblíqua. A máxima força de resistência ao deslocamento por carga foi o parâmetro de resistência, representado por falha na fixação ou fratura óssea. Os resultados não evidenciaram diferenças entre os dois sistemas.

Com o objetivo de determinar a importância do número e da configuração de parafusos bicorticais posicionais quando aplicados para a estabilização da OSRM, Haug *et al.* (1999) utilizaram modelos de madeira (carvalho vermelho) seccionados e os submetem a forças verticais de acordo com os formas de

fixação abaixo (Figura 20). Os resultados biomecânicos evidenciaram que os parafusos em padrão em “L” promoveram maior resistência ao deslocamento que os parafusos lineares. Além disto, provou-se que a adição de mais de três parafusos em configurações geométricas diversas não ofereceram maiores benefícios ao padrão em “L”.

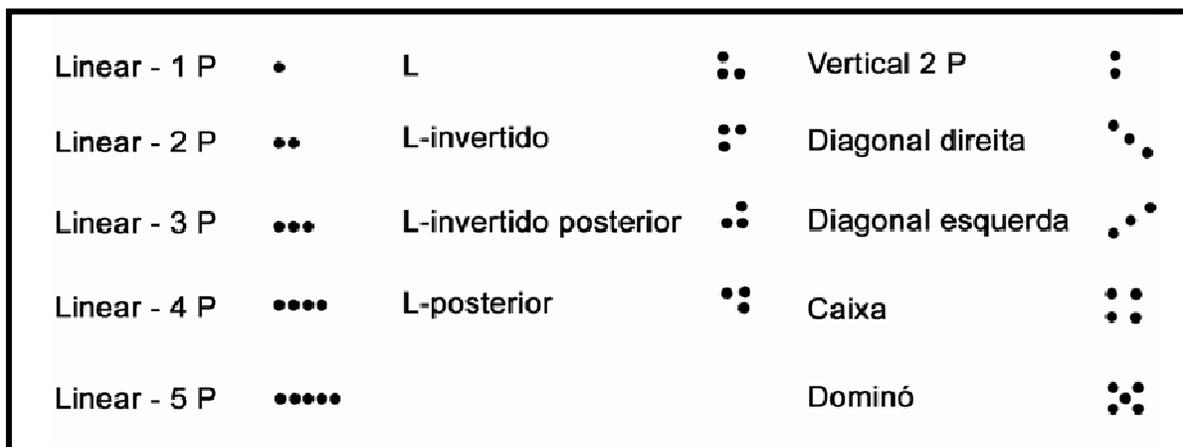


Figura 20 – Tipos de configuração e número de parafusos. P = parafuso(s).  
Fonte: Haug *et al.*, 1999.

Para verificar a estabilidade biomecânica do ângulo de inserção de parafusos bicorticais em OSRM, Uckan *et al.* (2001) realizaram um experimento *in vitro* sobre a fixação com parafusos do sistema de 2,0 mm, inseridos em ângulos de 60° e 90° em 10 mandíbulas de ovinos submetidas a 5 mm de avanço. Os parafusos em 60° simularam a técnica de fixação por via intrabucal, enquanto que o ângulo de inserção em 90° correspondeu à técnica via trans-bucal de FIR com parafusos bicorticais. Os valores médios de resistência ao deslocamento foram de 63,4 N/mm e 59 N/mm respectivamente. Portanto, os autores concluíram que o ângulo de inserção não foi importante para diferenças em sua estabilidade.

Baseados na excelência dos resultados anteriores quanto à capacidade de resistência dos sistemas biomecânicos que simularam mandíbulas operadas pela OSRM com 3 parafusos em “L” invertido, Peterson *et al.* (2005) procuraram comparar este modelo com três diferentes modelos de FIR com miniplacas e

parafusos monocorticais do sistema de 2,0 mm (Figura 21). Observou-se que o grupo com parafusos em “L” invertido apresentou superior resistência aos demais grupos. Entre os sistemas de miniplacas, o grupo com miniplacas ajustáveis foi significativamente mais rígido quanto às forças torcionais, mas semelhante quanto às forças puramente verticais (Peterson *et al.*, 2005).

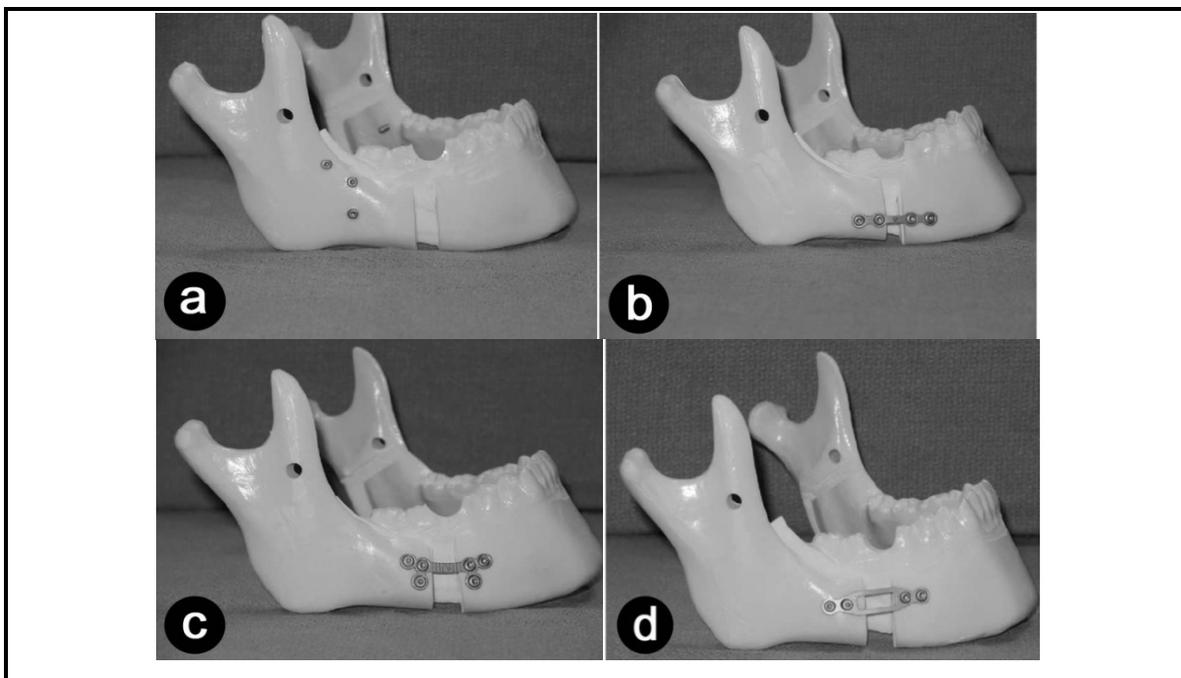


Figura 21 – Simulação da OSRM em mandíbulas sintéticas de poliuretano com FIR para avanço. (a) Três parafusos bicorticais em L-invertido. (b) Miniplaca reta com 4 parafusos monocorticais. (c) Miniplaca curva com seis parafusos monocorticais. (d) Miniplaca ajustável com 4 parafusos monocorticais.

Fonte: Peterson *et al.*, 2005.

Em 2005, Van Sickels *et al.* avaliaram a resistência de mandíbulas de poliuretano submetidas à OSRM para avanço (7 mm) e com FIR a partir de um sistema de miniplacas ajustáveis, fixadas com 4 parafusos monocorticais para cada lado da osteotomia (grupo I). Comparativamente, outros grupos foram criados a partir do incremento de parafusos bicorticais posicionais (grupo II = grupo I + 1 parafuso posicional; grupo III = grupo I + 2 parafusos posicionais e grupo IV = grupo I + 3 parafusos posicionais). Por fim, todos os grupos foram comparados entre si e com o grupo com FIR por 3 parafusos bicorticais em “L”

invertido (grupo V) quanto à resistência ao deslocamento por forças verticais e laterais (Figura 22). Os autores concluíram que o acréscimo de parafusos bicorticais ao sistema de miniplaca favoreceu significativamente a estabilidade do sistema. Para forças laterais, a colocação de apenas um parafuso posicional foi suficiente para equivaler o grupo II ao grupo V. Entretanto, somente com a colocação de 2 ou 3 parafusos posicionais (grupos III e IV) é que as forças verticais foram similares à do grupo “L”invertido.

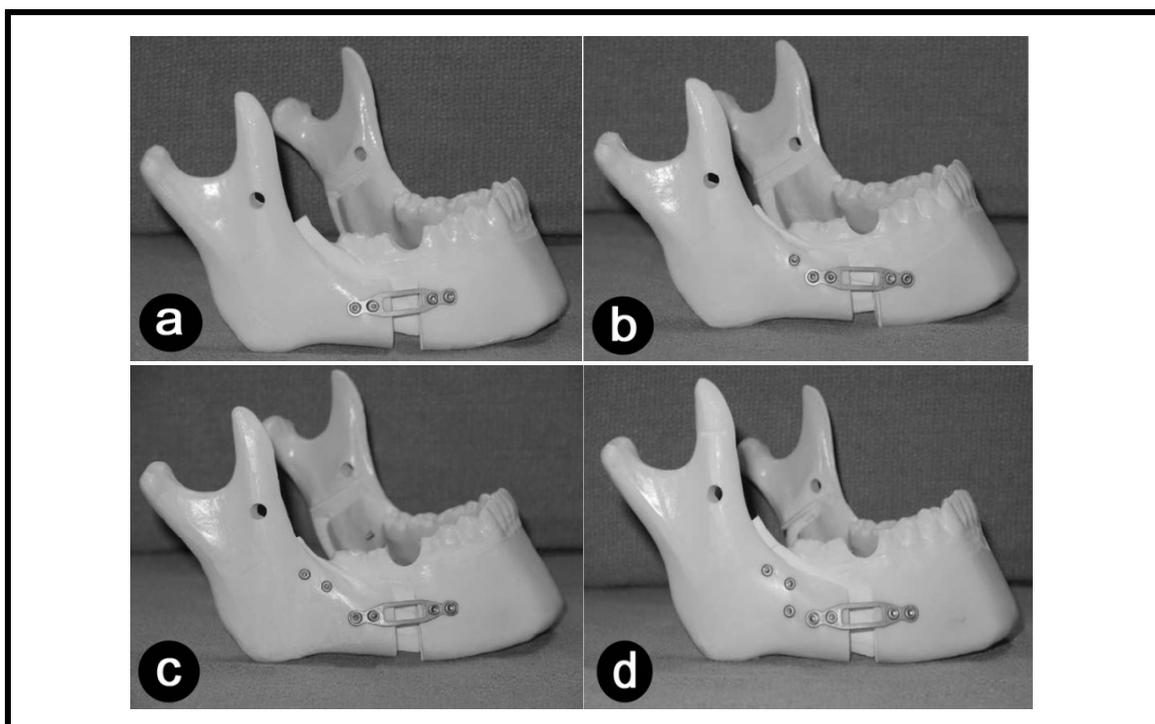


Figura 22 – Simulação da OSRM em mandíbulas sintéticas de poliuretano com FIR para avanço. (a) Sistema com fixação por miniplaca ajustável, mais (b) um parafuso adicional, (c) dois parafusos posicionais e (d) três parafusos posicionais.

Fonte: Van Sickels *et al.*, 2005.

Recentemente, várias técnicas de FIR que podem ser aplicadas à OSRM foram estudadas por Özden *et al.* (2006). Estes pesquisadores utilizaram um modelo biomecânico baseado em mandíbulas frescas de carneiro submetidas até o máximo deslocamento de 3 mm para avaliar a resistência de 10 grupos com diferentes formas de fixação (Figura 23). Entre os grupos de parafusos bicorticais,

o padrão em “L” invertido posterior promoveu a maior estabilidade. A miniplaca fixada obliquamente com 2 parafusos bicorticais no segmento proximal foi a mais rígida no grupo das miniplacas.

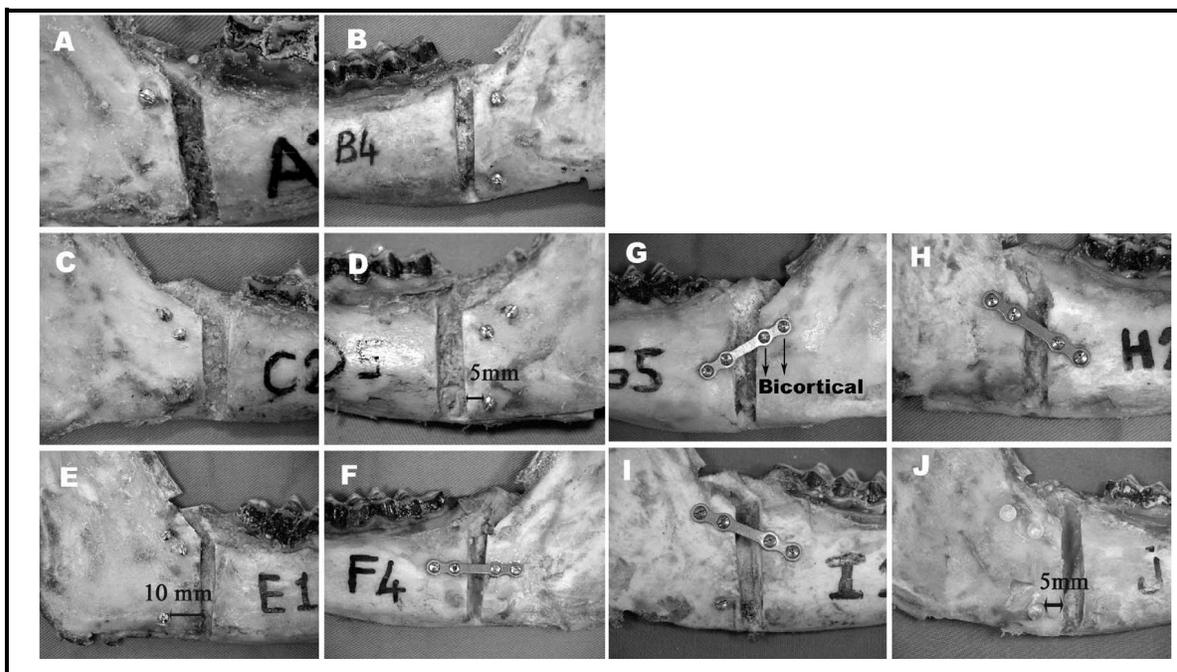


Figura 23 – Simulação da OSRM em mandíbulas de carneiro para avanço de 5 mm. (A) Um parafuso bicortical. (B) Dois parafusos bicorticais em padrão vertical. (C) Dois parafusos bicorticais lineares. (D) Três parafusos bicorticais em padrão “L” invertido posterior. (E) Três parafusos bicorticais em padrão “L” invertido. (F) Miniplaca fixada horizontalmente com 4 parafusos monocorticais. (G) Miniplaca fixada obliquamente com 2 parafusos bicorticais no segmento proximal e 2 parafusos monocorticais no segmento distal. (H) Miniplaca fixada obliquamente com 4 parafusos monocorticais. (I) Miniplaca fixada obliquamente com 2 parafusos bicorticais no segmento proximal e um parafuso bicortical adicionalmente na borda inferior. (J) Três parafusos bicorticais absorvíveis em padrão “L” invertido posterior.

Fonte: Özden *et al.*, 2006.

### **3. PROPOSIÇÃO**

Este estudo propôs-se a avaliar comparativamente o comportamento biomecânico quanto à resistência *in vitro* de três diferentes formas de fixação interna rígida metálica, aplicadas em réplicas de hemimandíbulas humanas, simulando a osteotomia sagital do ramo mandibular para os movimentos de avanço e recuo, quando submetidas a testes de carregamento linear.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi realizado pela Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, em parceria com a Área de Materiais Dentários, da mesma Instituição, para a avaliação do comportamento biomecânico de técnicas e materiais de fixação interna rígida aplicados em réplicas de hemimandíbulas quando submetidos a testes de carregamento sob condições padronizadas e interpretados de acordo com pertinente análise estatística. O delineamento metodológico deste trabalho foi subdividido na caracterização de: 1) Os materiais de fixação; 2) As hemimandíbulas; 3) O suporte de testes; 4) O preparo dos grupos; 5) Os testes de carregamento e; 6) A análise estatística.

### 4.1 OS MATERIAIS DE FIXAÇÃO

Os implantes metálicos de fixação rígida empregados para o desenvolvimento deste trabalho foram:

- ➔ Oitenta (80) Mini Placas Ponte de quatro furos por 11,5 mm calibrado (Tipo “MD”, 2,0 mm Orthognathic System Ti – Código 04.19.25.04115);
- ➔ Trezentos e vinte (320) Parafusos Corticais de 6 mm *crossdrive* (Tipo “MD”, 2,0 mm Orthognathic System Ti – Código. 04.24.58.2006) e;
- ➔ Cento e sessenta (160) Parafusos Corticais de 16 mm *crossdrive* (Tipo “MD”, 2,0 mm Orthognathic System Ti – Código 04.24.58.2016).

Além do material de fixação aplicado às hemimandíbulas, foram necessários outros instrumentos, a citar:

- ➔ Dois (2) alicates de ponta romba (Tipo “MD” – Código 2.28.02.00002);
- ➔ Dois (2) cabos para chave com engate rápido 2,0 mm (Tipo “MD” – Código 2.11.01.20200);
- ➔ Duas (2) chaves *crossdrive* Ø 1,8 mm com engate rápido (Tipo “MD” – Código 2.01.20.01518);
- ➔ Duas (2) brocas helicoidais com *stop* e engate de Ø 1,58 mm x 7 x 65 mm (Tipo “MD” – Código 2.10.11.15076);
- ➔ Duas (2) brocas helicoidais com engate de Ø 1,58 mm x 90 mm (Tipo “MD” – Código 2.10.02.15090).

Todos os materiais e instrumentos utilizados foram da marca comercial MDT, Sistema Maxilo Facial GII – Ortognática, sob o registro Anvisa 10417940021 (Rio Claro, SP, Brasil). De acordo com o fabricante, as placas e parafusos são de titânio comercialmente puro, de grau II (Figuras 24 e 25).

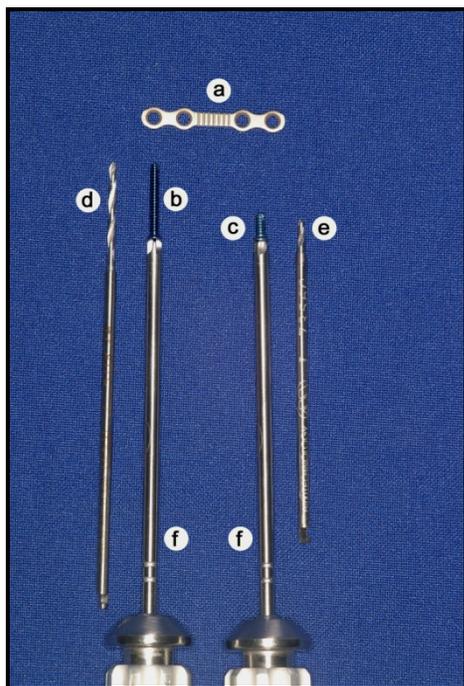


Figura 24 - Materiais de fixação e instrumentos. (a) Miniplaca ponte de 4 furos. (b) Parafuso de 16 mm. (c) Parafuso de 6 mm, (d) broca helicoidal; e) Broca com *stop*. (f) Chave *crossdrive*.



Figura 25 – (f) Chave *crossdrive* e (g) cabo para chave com engate rápido.

As placas e os parafusos foram utilizados aleatoriamente para compor doze grupos de hemimandíbulas com diferentes apresentações do sistema mandíbula-fixação, compostos por dez sistemas cada, submetidos a teste de carregamento linear. A fim de identificar possíveis interferências com os resultados do teste por variações na padronização dimensional macroscópica do material de fixação, foi realizado um estudo em oito dimensões de dez miniplacas e em quatro dimensões de dez parafusos de 6 mm e dez parafusos de 16 mm, escolhidos aleatoriamente (Figura 26).

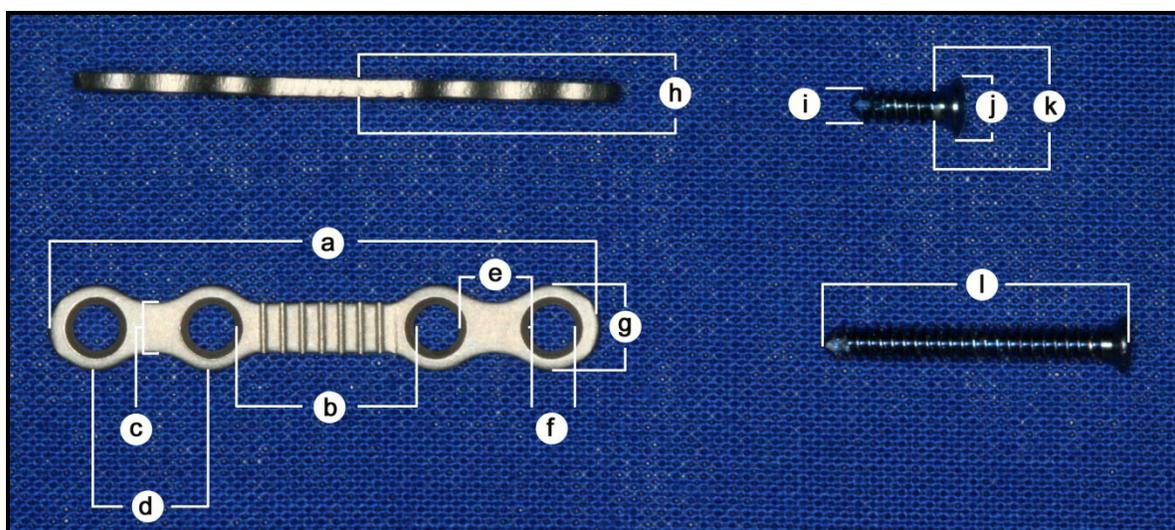


Figura 26 – Método de avaliação dimensional das miniplacas e parafusos. (a) Comprimento total da miniplaca. (b) Comprimento da ponte. (c) Largura da miniplaca entre os furos. (d) Distância entre a região mais externa do furo. (e) Distância entre furos. (f) Diâmetro do furo. (g) Largura da miniplaca no furo. (h) Espessura da miniplaca. (i) Diâmetro externo da rosca do parafuso. (j) Diâmetro da cabeça do parafuso. (k) Diâmetro da haste do parafuso. (l) Comprimento do parafuso.

A coleta e a interpretação dos resultados foram baseadas no modelo utilizado por TRIVELLATO (2001) e ASPRINO (2005), e adaptadas para o tipo de miniplaca utilizada. Cada dimensão do implante foi aferida três vezes por meio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Código 500-144b, BR012275, Suzano, SP, Brasil), e os resultados finais foram baseados na média aritmética destes valores, derivando-se a média final, desvio-padrão e o coeficiente de variação. O coeficiente de variação, indicador direto da ausência de padronização sobre as

dimensões dos materiais, foi a unidade de referência para esta avaliação. Esta medida é o resultado da divisão do quadrado do desvio padrão pela média das dimensões, e quanto menor o seu valor, ou seja, mais próximo de zero, maior regularidade existiu na amostra.

O módulo de elasticidade do titânio utilizado para a confecção das miniplacas e parafusos foi calculado por um teste de flexão em uma máquina de ensaio universal Instron (INSTRON® Corp, Canton, MA, EUA, modelo 4411) em três corpos de prova cilíndricos de aproximadamente 20 mm de altura e 3 mm de diâmetro, submetidos ao deslocamento de aproximadamente 5 mm.

#### 4.2 AS HEMIMANDÍBULAS

Um total de 120 réplicas de hemimandíbulas humanas dentadas em resina de poliuretano rígido, com corte de osteotomia sagital da marca comercial Nacional (Jaú, SP, Brasil), Código 4029, serviu de substrato para a instalação do material de fixação e aplicação do teste de carregamento. O corte pré-fabricado da osteotomia sagital apresentou um término reto nas regiões superior e posterior da porção interna do segmento proximal. Então, todos os segmentos proximais foram desgastados com uma broca de tungstênio maxicut (GX-HM79, Wilcos, Porto Alegre, RS, Brasil) em uma peça-reta (10 ABN, KAVO, Joinville, SC, Brasil) nas referidas regiões para alcançar-se um término biselado aberto, visando eliminar interferências na dinâmica entre os segmentos proximal e distal (Figura 27).

O modelo representou a técnica da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, como preconizada por Trauner & Obwegeser (1957), Dal Pont (1961) e Hunsunck (1968). As dimensões da hemimandíbula foram aferidas em um único espécime, e avaliadas de acordo com cada segmento (Figura 28) e apresentada no Anexo 1.

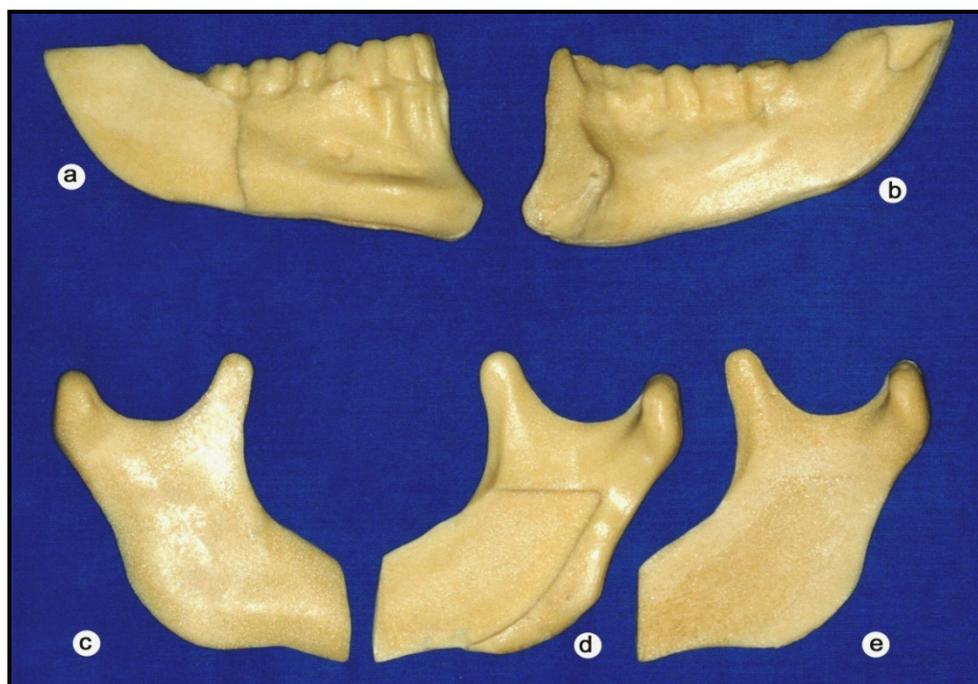


Figura 27 – Hemimandíbula humana de poliuretano com corte sagital. (a) Vista externa de segmento distal. (b) Vista interna do segmento distal. (c) Vista externa de segmento proximal original. (d) Vista interna do segmento proximal original (com término reto). (e) Vista interna do segmento proximal após desgaste (término biselado).

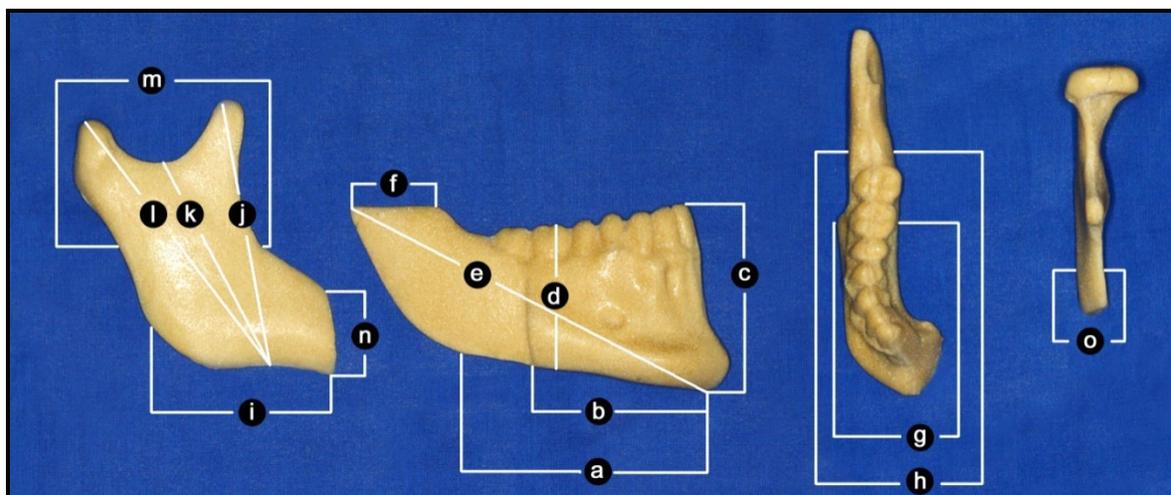


Figura 28 – Dimensões da hemimandíbula. (a) Comprimento da borda inferior no segmento distal. (b) Comprimento da base íntegra no segmento distal. (c) Altura alveolar anterior. (d) Altura alveolar posterior. (e) Comprimento total do segmento distal. (f) Largura do ramo no segmento distal. (g) Espessura do corpo mandibular. (h) Espessura do ramo no segmento distal. (i) Comprimento da borda inferior no segmento proximal. (j) Comprimento do processo coronóide. (k) Comprimento da incisura mandibular. (l) Comprimento do côndilo mandibular. (m) Largura do ramo no segmento proximal. (n) Altura do corpo no segmento proximal. (o) Espessura do ramo no segmento proximal.

O módulo de elasticidade da resina de poliuretano utilizada para a confecção das hemimandíbulas foi calculado por um teste de compressão na mesma máquina de ensaio, em três corpos de prova cilíndricos de aproximadamente 22 mm de altura e 12 mm de diâmetro, submetidas ao deslocamento de aproximadamente 10 mm.

#### 4.3 O SUPORTE DE TESTES

De forma padronizada, todos os grupos de hemimandíbulas foram preparados para adaptação em um único suporte metálico, constituído de uma liga de ferro, composto por uma base retangular e uma haste vertical com uma extensão horizontal em sua região mais superior (Figuras 29 e 30).

Os elementos acessórios necessários para a fixação do sistema foram:

- ➔ Dois (2) parafusos com fenda 1/8" de aço 1020 com porcas, sendo um de 40 mm e um de 50 mm para fixação do processo coronóide e do côndilo, respectivamente, na extensão horizontal da haste vertical do suporte (Figura 30);
- ➔ Um (1) parafuso sextavado 3/8" de latão de 30 mm, para posicionamento do ramo mandibular junto à haste vertical (Figura 30);
- ➔ Uma (1) broca 1/8" de aço e uma (1) furadeira elétrica (Furadeira GBM 10-RE, Bosch, Robert Bosch Ltda., Campinas, SP, Brasil) para fixar as mandíbulas no suporte (Figura 31);

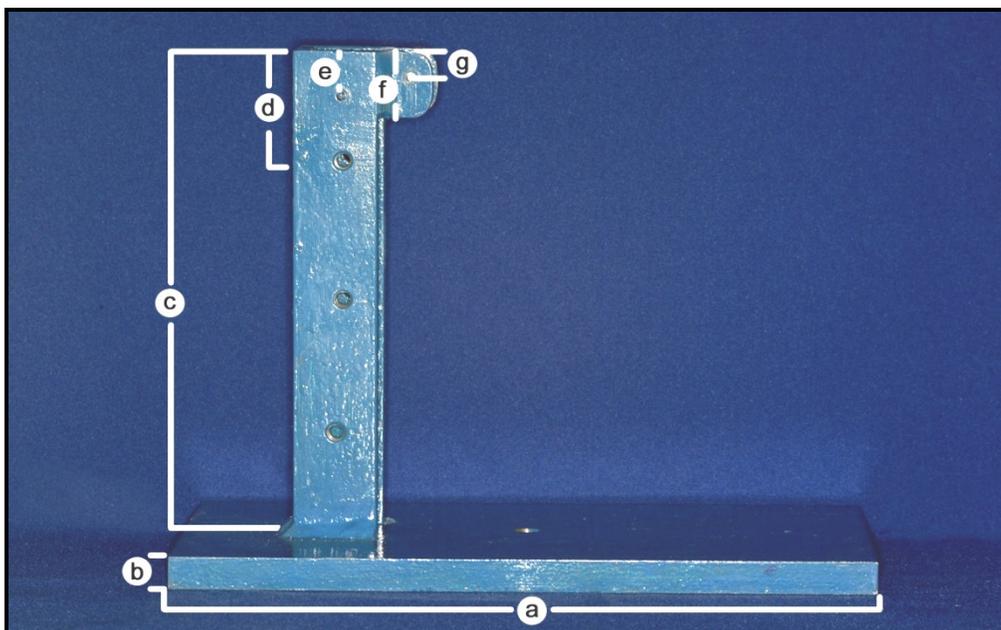


Figura 29 – Dimensões do suporte de testes. (a) Comprimento da base = 245 mm. (b) Altura da base = 12 mm. (c) Altura da haste vertical = 180 mm. (d) Distância da perfuração do parafuso de 3/8" da haste vertical à região superior = 40 mm. (e) Distância da perfuração do parafuso de 1/8" da haste vertical à região superior = 17 mm. (f) Altura da extensão horizontal da haste vertical = 25 mm. (g) Distância da perfuração do parafuso de 1/8" da extensão horizontal à região superior = 10 mm.

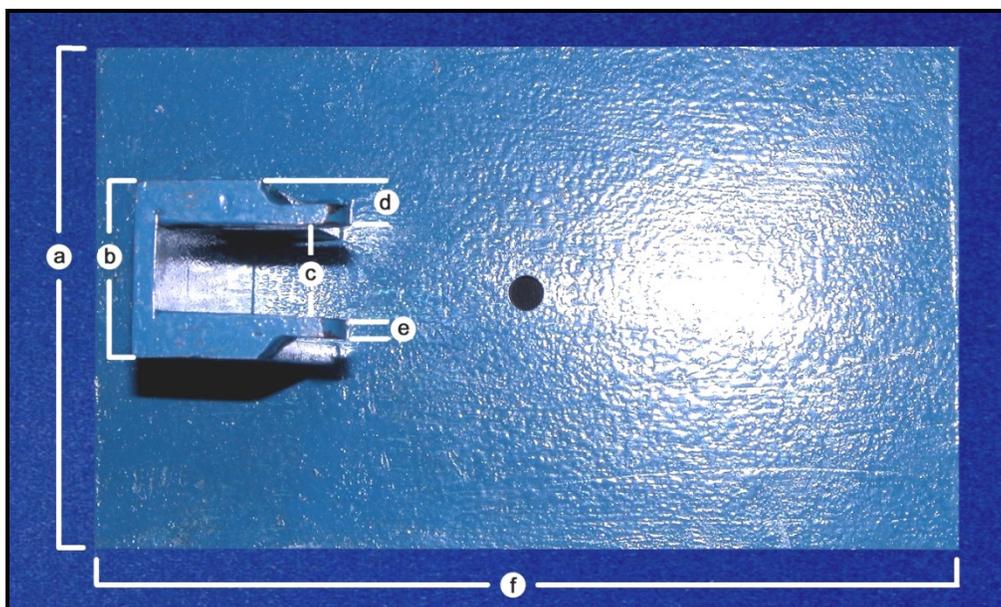


Figura 30 – Dimensões do suporte de testes. (a) Largura da base = 145 mm. (b) Largura da haste vertical = 30 mm. (c) Espaço livre interno da haste vertical = 22 mm. (d) Maior espessura da haste vertical = 10 mm. (e) Menor espessura da haste vertical = 6 mm. (f) Comprimento da base = 245 mm.



Figura 31 – Elementos acessórios do suporte de testes. (a) Broca de aço 1/8". (b) Parafuso 1/8" de aço de 40 mm com porca. (c) Parafuso 1/8" de aço de 50 mm com porca. (d) Parafuso sextavado de 3/8" com 30 mm.

→ Um (1) dispositivo de resina acrílica quimicamente ativada, incolor (Dental Vipi Ltda., Pirassununga, SP, Brasil), com dimensões de 22 mm x 22 mm x 18 mm (altura x largura x espessura) foi especialmente construído para otimizar a estabilização do processo coronóide durante sua montagem no suporte de testes. Apresenta uma fenda central de 7 mm de profundidade e 6 mm de espessura e um furo para adaptação com o processo coronóide na extensão horizontal da haste vertical do suporte localizado a 5 mm da borda superior e 5 mm da borda posterior de cada lado (Figura 32).

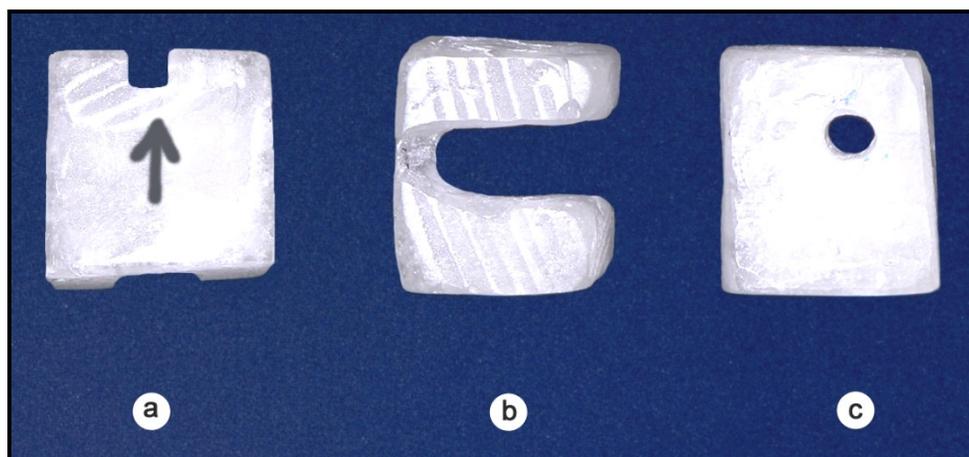


Figura 32 – Dispositivo de resina acrílica para adaptação do processo coronóide à extensão horizontal da haste vertical do suporte de testes. (a) Vista anterior. (b) Vista superior. (c) Vista lateral esquerda.

Este conjunto do suporte permitia a completa estabilização do segmento proximal, que foi apoiado na região posterior do ramo, e preso rigidamente em suas regiões condilar e do processo coronóide pelos parafusos e pelo apoio de resina acrílica. A referência para o posicionamento adequado do segmento proximal e sua subsequente perfuração foi a adaptação do côndilo diretamente na porção interna da haste vertical, ficando a sua extremidade mais superior alinhada com a porção mais superior da haste. Também, a porção mais inferior do ângulo mandibular deveria estar apoiada no maior parafuso da haste vertical. Após a fixação do côndilo, o dispositivo de acrílico foi adaptado ao processo coronóide, permitindo o seu adequado relacionamento com o parafuso da extensão horizontal da haste vertical. Posicionado desta maneira, o sistema encontrava-se livre para a ação de forças sobre o segmento distal, que se manteve unido ao segmento proximal pelo material de fixação instalado de acordo com cada grupo.

#### 4.4 O PREPARO DOS GRUPOS

As hemimandíbulas preparadas para adaptação ao suporte, isto é, com os segmentos proximais perfurados e os segmentos distais originais, foram separadas aleatoriamente em doze grupos de dez amostras de acordo com os seguintes critérios:

- ➔ **Técnica de Fixação** – Os segmentos foram fixados com: 1) uma miniplaca e quatro parafusos de 6 mm localizada 15 mm abaixo do plano oclusal do primeiro molar (GRUPO MINIPLACA) ou; 2) uma miniplaca e quatro parafusos de 6 mm localizada 15 mm abaixo do plano oclusal do primeiro molar e mais um parafuso bicortical de 16 mm localizado na região retromolar, 5 mm inferiormente e 10 mm posteriormente aos limites superior da osteotomia vertical no segmento proximal e do parafuso monocortical da miniplaca, respectivamente (GRUPO HÍBRIDO) ou 3) três parafusos

bicorticais de 16 mm distribuídos de forma eqüidistante em 15 mm, no padrão em “L”invertido, e guiados inicialmente pelo mesmo posicionamento do parafuso bicortical do grupo anterior (GRUPO L-INVERTIDO). Guias de resina acrílica quimicamente ativada e incolor foram confeccionados para padronizar o posicionamento dos parafusos e das placas, minimizando-se variações quanto à técnica empregada. Todas as medidas foram aferidas com um paquímetro digital (Mitutoyo, Código 500-144b, BR012275, Suzano, SP, Brasil), e as perfurações realizadas com as brocas preconizadas pelo fabricante do sistema de fixação com o auxílio de uma peça-reta acoplada a um motor elétrico (Lb 100, Beltec Indústria e Comércio de Equipamentos Odontológicos Ltda., Araraquara, SP, Brasil).

→ **Tipo do Movimento** – Os segmentos foram fixados de acordo com os grupos anteriores para os movimentos de: 1) avanço do segmento distal em 5 mm (GRUPO AVANÇO), padronizado pelo uso de um dispositivo de resina acrílica quimicamente ativada e incolor, confeccionado de acordo com a morfologia do segmento distal e apresentando a espessura de 5 mm. Para os GRUPOS MINIPLACA e HÍBRIDO, o dispositivo permitia a demarcação do primeiro parafuso da miniplaca do GRUPO MINIPLACA e do GRUPO HÍBRIDO no segmento distal, além de manter a padronização do espaçamento entre os segmentos, minimizando-se variações quanto à técnica empregada. Após esta demarcação, a miniplaca foi devidamente dobrada com o auxílio de alicates de ponta romba e adaptada aos segmentos. Os parafusos da miniplaca foram inicialmente instalados, e por fim, o parafuso bicortical era acrescentado ao GRUPO HÍBRIDO. Entretanto, no GRUPO L-INVERTIDO, as demarcações dos parafusos bicorticais somente exigiram que este dispositivo viabilizasse a correta dimensão do movimento enquanto os parafusos eram inseridos; 2) recuo do segmento distal, por intermédio da retirada de uma secção do segmento proximal de espessura uniforme (GRUPO RECUO), delimitada em 5 mm

por um paquímetro digital, e realizada com o auxílio de um disco flexível diamantado (Código 7016, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) montado em peça-reta. A padronização das técnicas de fixação seguiu o modelo descrito para o GRUPO AVANÇO, sendo necessária a confecção de novos guias de resina acrílica, que mantiveram a regularidade no posicionamento do material de fixação em relação ao segmento distal (Figura 33).

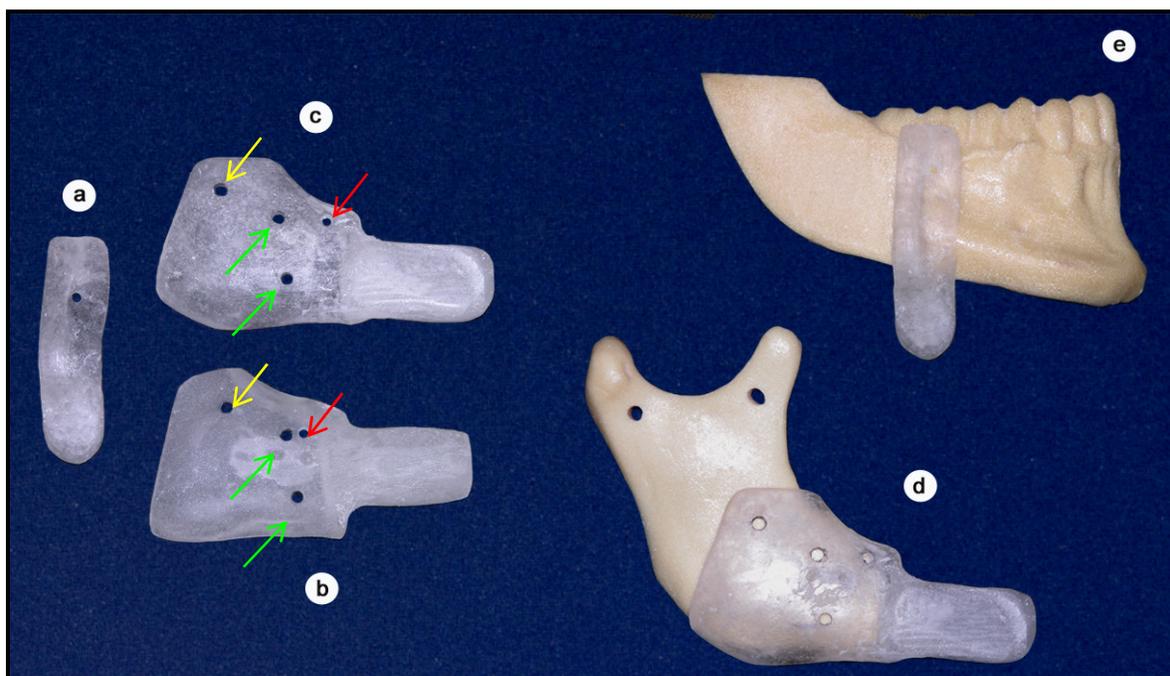


Figura 33 – Guias em resina acrílica para padronização dos tipos de fixação e quantidade de movimento no avanço. (a) Guia com 5 mm para espaçamento no avanço, apresentando perfuração para o primeiro parafuso da miniplaca do segmento distal nos grupos miniplaca e híbrido. (b) Guia para o avanço de 5 mm. (c) Recuo de 5 mm, apresentando perfuração para o primeiro parafuso da miniplaca do segmento proximal nos grupos miniplaca e híbrido (seta vermelha), perfuração para parafuso bicortical do grupo híbrido e L-invertido (seta amarela) e perfurações para os demais parafusos bicorticais do grupo L-invertido (seta verde). (d) Adaptação do guia de perfuração para recuo ao segmento proximal, preparado com perfurações no côndilo e processo coronóide para fixação no suporte para testes. (e) Adaptação do guia de espaçamento no segmento distal.

A Figura 34 representa os grupos montados no suporte, exemplificando os sistemas de acordo com o tipo de fixação e tipo de movimento.

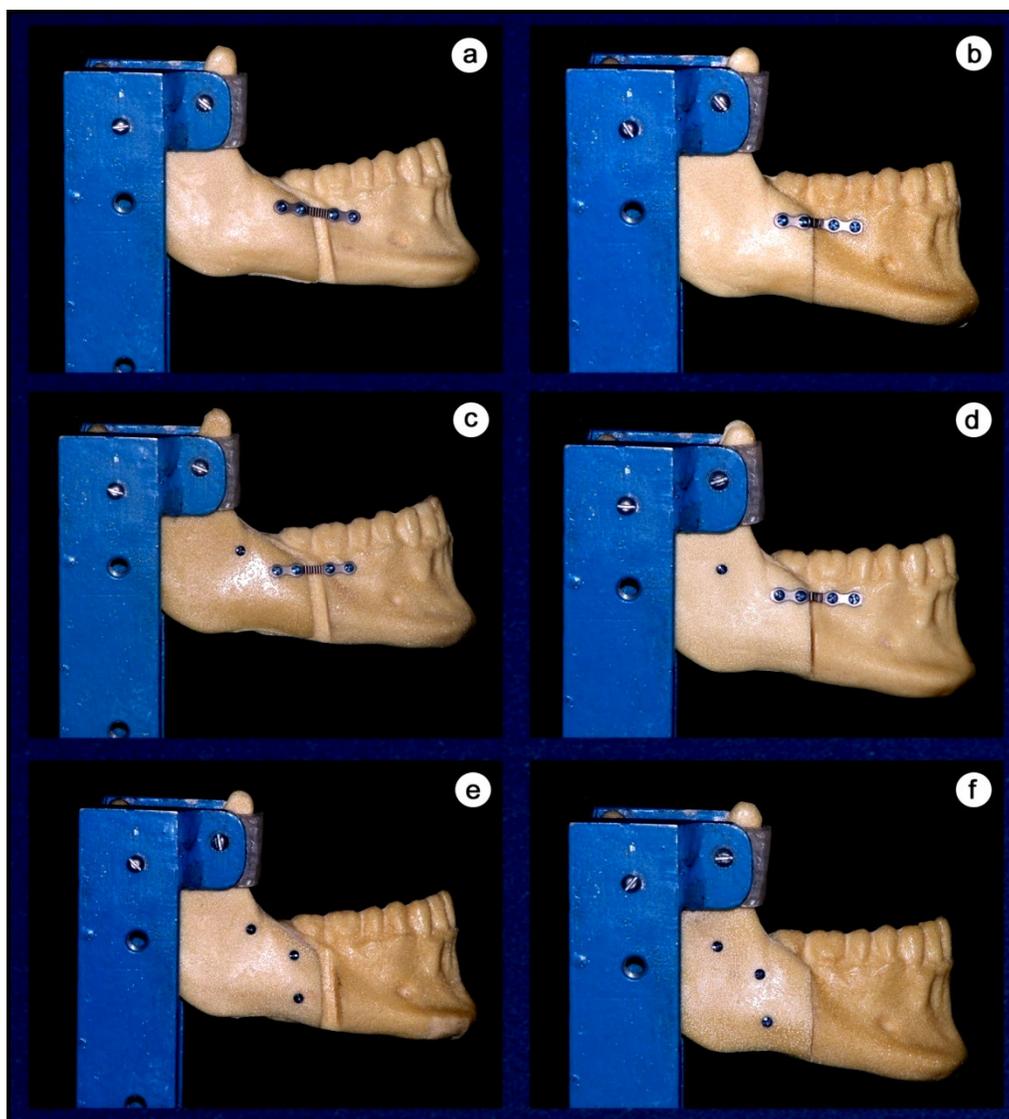


Figura 34 – Hemimandíbulas adaptadas ao suporte, exemplificadas de acordo com o tipo de fixação e movimento. (a) Fixação do Grupo Miniplaca e movimento do Grupo Avanço. (b) Fixação do Grupo Miniplaca e movimento do Grupo Recuo. (c) Fixação do Grupo Híbrido e movimento do Grupo Avanço. (d) Fixação do Grupo Híbrido e movimento do Grupo Recuo. (e) Fixação do Grupo L-invertido e movimento do Grupo Avanço. (f) Fixação do Grupo L-invertido e movimento do Grupo Recuo.

→ **Direção da Força** – Ao ser submetido ao teste de carregamento, o sistema sofreu a ação de forças em dois sentidos: 1) vertical, incidindo sobre a borda incisal entre os incisivos central e lateral (GRUPO VERTICAL) ou 2) lateral, atuando sobre a superfície vestibular do primeiro molar inferior (GRUPO LATERAL).

## 4.5 OS TESTES DE CARREGAMENTO

Com o auxílio de uma máquina de ensaio universal Instron (INSTRON® Corp, Canton, MA, EUA, modelo 4411) (Figura 35), foi realizado o teste de carregamento linear não-cíclico sobre as hemimandíbulas preparadas com o sistema de fixação e devidamente adaptadas ao suporte de testes.



Figura 35 – Aparelho Instron 4411. (a) Vista geral. (b) Mesa de trabalho, com plataforma de deslocamento e célula de força de 50 kgf. (c) Central de controle do aparelho.

O ponto de aplicação das forças foi determinado de acordo com a **Direção da Força** em GRUPO VERTICAL ou GRUPO LATERAL. A organização dos grupos estudados é disposta na Tabela 1.

**Tabela 1.** Grupos submetidos ao teste de carregamento.

GRUPO	FIXAÇÃO	MOVIMENTO	FORÇA
Grupo 1	Miniplaca	Recuo	Vertical
Grupo 2	Híbrida	Recuo	Vertical
Grupo 3	L-invertido	Recuo	Vertical
Grupo 4	Miniplaca	Avanço	Vertical
Grupo 5	Híbrida	Avanço	Vertical
Grupo 6	L-invertido	Avanço	Vertical
Grupo 7	Miniplaca	Recuo	Lateral
Grupo 8	Híbrida	Recuo	Lateral
Grupo 9	L-invertido	Recuo	Lateral
Grupo 10	Miniplaca	Avanço	Lateral
Grupo 11	Híbrida	Avanço	Lateral
Grupo 12	L-invertido	Avanço	Lateral

O dispositivo de aplicação de força acoplado a uma célula de força de 50 quilograma-força (kgf) apresentou um ponto de ação com uma superfície côncava, evitando deslizamento entre a máquina e o sistema. A máquina foi programada para aferir a máxima força de resistência, em kgf, exibida pelo sistema diante da aplicação de uma carga progressiva, à velocidade de deslocamento de 1 mm/s.

A carga sempre foi aplicada sobre o segmento distal, e a calibração da máquina foi feita no ponto de inicial resistência de deslocamento exercido pelo sistema. Assim, a célula de força foi manualmente encostada ao ponto de aplicação de força até o limite em que o console evidenciou os primeiros valores de força contra o deslocamento em escala decimal.

O teste foi realizado com registro do valor de máxima resistência durante o deslocamento (carga de pico) em deslocamentos de 1, 3, 5 e 10 mm. Desta forma, o teste foi executado com paradas programadas em cada um destes valores,

fazendo-se o registro da força necessária para tal deslocamento, de forma contínua, não-cíclica e uma única vez para dez amostras de cada grupo. Ou seja, a sistema foi testado inicialmente até o deslocamento de 1 mm, onde foi aferido o valor de carga. Em seguida, o teste foi continuado a partir deste deslocamento até a próxima medida (3 mm), mesurando-se a sua respectiva carga de pico, e assim sucessivamente. Os valores do deslocamento foram definidos automaticamente no console da máquina de ensaio, enquanto que a inicialização do teste e o registro dos valores das cargas de pico foram feitos manualmente.

O suporte para testes foi adequadamente estabilizado sob o ponto de aplicação de carga, buscando-se o máximo de perpendicularidade entre as superfícies de contato. Detalhe especial é concernente à execução do teste em direção lateral, em que outro dispositivo metálico foi apoiado sobre a haste vertical do suporte para equilibrá-lo durante o experimento (Figura 36).

O transdutor da célula de força transforma força ou peso em voltagem. Estruturalmente, à medida que os sensores de tensão deslizam pelas colunas de metal, são detectadas as variações de dimensão de acordo com a força aplicada. Estes sensores estão conectados de modo a formar uma rede elétrica, conhecida como ponte de Wheatstone balanceada. Isso promove uma voltagem de excitação que é aplicada por meio dos sensores, não havendo voltagem de saída.

Quando a força é aplicada na célula de força, ocorre desbalanceamento da ponte de Wheatstone, produzindo uma voltagem de saída, que é amplificada e traduzida em força. Se a polaridade for positiva, a força exercida na célula de força é de tração. Quando a polaridade for negativa, a força é de compressão. Para este estudo, somente foi empregada a força de compressão, que foi então mensurada durante o deslocamento do segmento distal. Os dados angariados diretamente da célula de força foram transmitidos para o visor da máquina e serviram de informação primária para interpretação dos resultados.

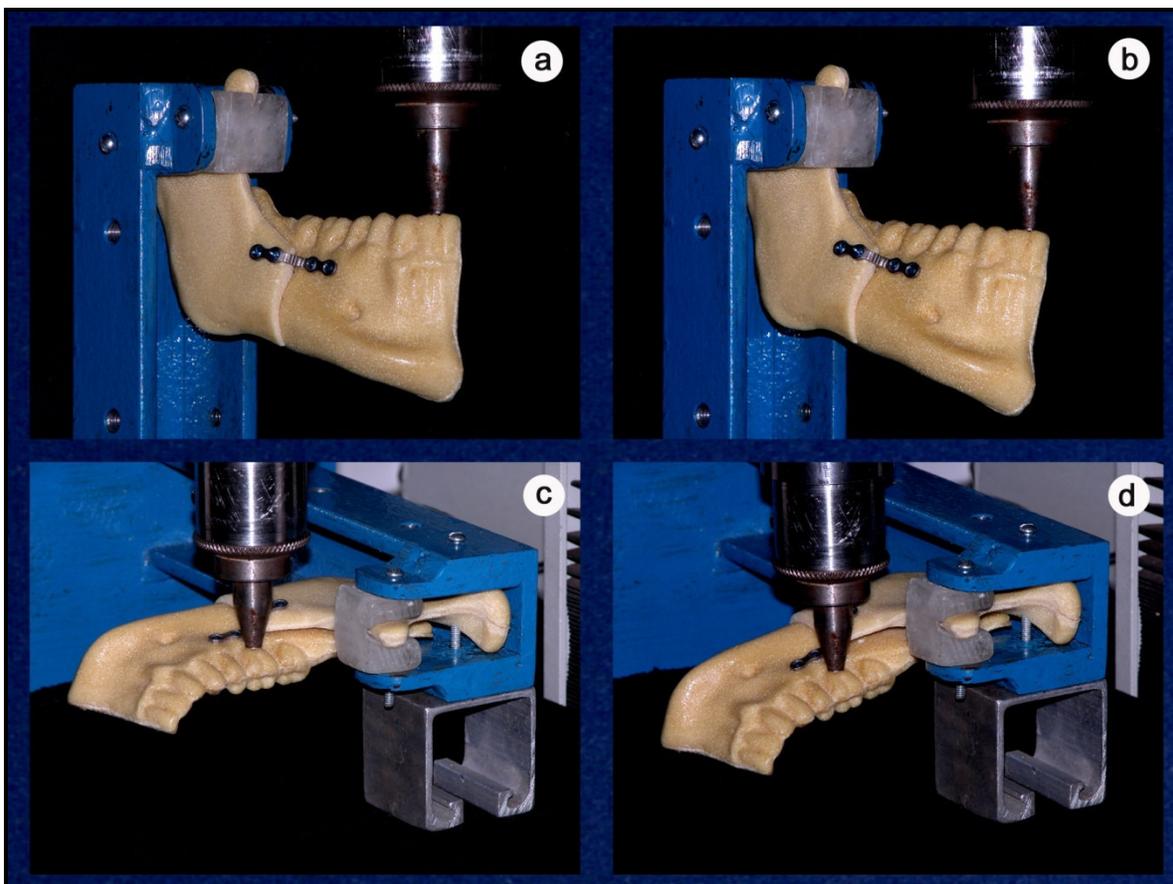


Figura 36 – Teste de carregamento sobre a hemimandíbula. (a) Teste do GRUPO 1 com deslocamento zero. (b) Teste do GRUPO 1 com máximo deslocamento (10 mm). (c) Teste do GRUPO 7 com deslocamento zero. (d) Teste do GRUPO 7 com máximo deslocamento (10 mm). Notar dispositivo metálico acessório para a realização dos testes com carga lateral.

#### 4.6 A ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores obtidos para cada teste foram organizados em tabelas, individualizadas por grupos, por meio do programa para computadores Microsoft Excel for Windows XP Professional® 2003<sup>#</sup> (Microsoft Corporation®, EUA), o que permitiu a sua análise estatística, tanto na forma descritiva como comparativa. Este conjunto de análises permitiu interpretar o comportamento da resistência ao

<sup>#</sup> Registro de licença 55274-OEM-0011903-00111

deslocamento tomando-se como variáveis a técnica de fixação, a direção da força, o tipo de movimento imposto ao segmento distal e o limite do deslocamento quando da aplicação da carga.

A análise estatística descritiva propiciou a observação dos indicadores de média e desvio padrão das dez amostras para cada grupo de hemimandíbulas preparadas (GRUPO 1 ao GRUPO 12). A análise descritiva também indicou quando houve perda da integridade do sistema durante a execução do teste (falha).

A análise comparativa foi baseada na aplicação da Análise de Variância (ANOVA) por meio do programa estatístico de computador SAS 9.1, versão 2005 (SAS Institute, Cary, NC, EUA). Subseqüentemente, o teste de Tukey foi aplicado, com um nível de significância de 5%, para comparação fatorial (ANOVA 3-way) entre as médias dos fatores quando mais de dois tratamentos foram confrontados simultaneamente.

## **5. RESULTADOS**

A fase inicial de obtenção dos resultados da experimentação dos materiais de fixação contemplou a avaliação dimensional das miniplacas e dos parafusos utilizados. A segunda etapa compreendeu o registro dos valores de carga em kilograma-força (kgf) pela aplicação do teste de carregamento sobre o sistema formado pelas hemimandíbulas preparadas com o devido sistema de fixação e adequadamente adaptadas ao suporte de testes.

### **5.1 A AVALIAÇÃO DIMENSIONAL**

As miniplacas apresentaram, em todas as oito medidas estabelecidas, um coeficiente de variação bastante regular e muito próximo de zero. Somente as dimensões referentes à distância entre os furos e à largura da placa entre os furos apresentaram maior coeficiente de variação em relação aos demais, embora dentro de resultados bastante satisfatórios. (Figuras 37 e 38). Assim, os maiores valores do coeficiente de variação foram de 0,14% e 0,13% para as dimensões de distância entre os furos e largura das placas entre os furos, respectivamente.

De maneira semelhante, a avaliação dimensional dos parafusos de 6 mm e 16 mm revelou índices próximos de zero para os coeficientes de variação em todas as medidas. A Figura 39 demonstra o comportamento dimensional dos parafusos de 6 mm, enquanto que na Figura 40, podem-se visualizar os escores correspondentes ao teste dos parafusos de 16 mm. A interpretação comparativa entre a variabilidade dimensional dos parafusos de 6 mm ou 16 mm, para as mesmas dimensões, revelou uma similaridade muito próxima entre todas as medidas.

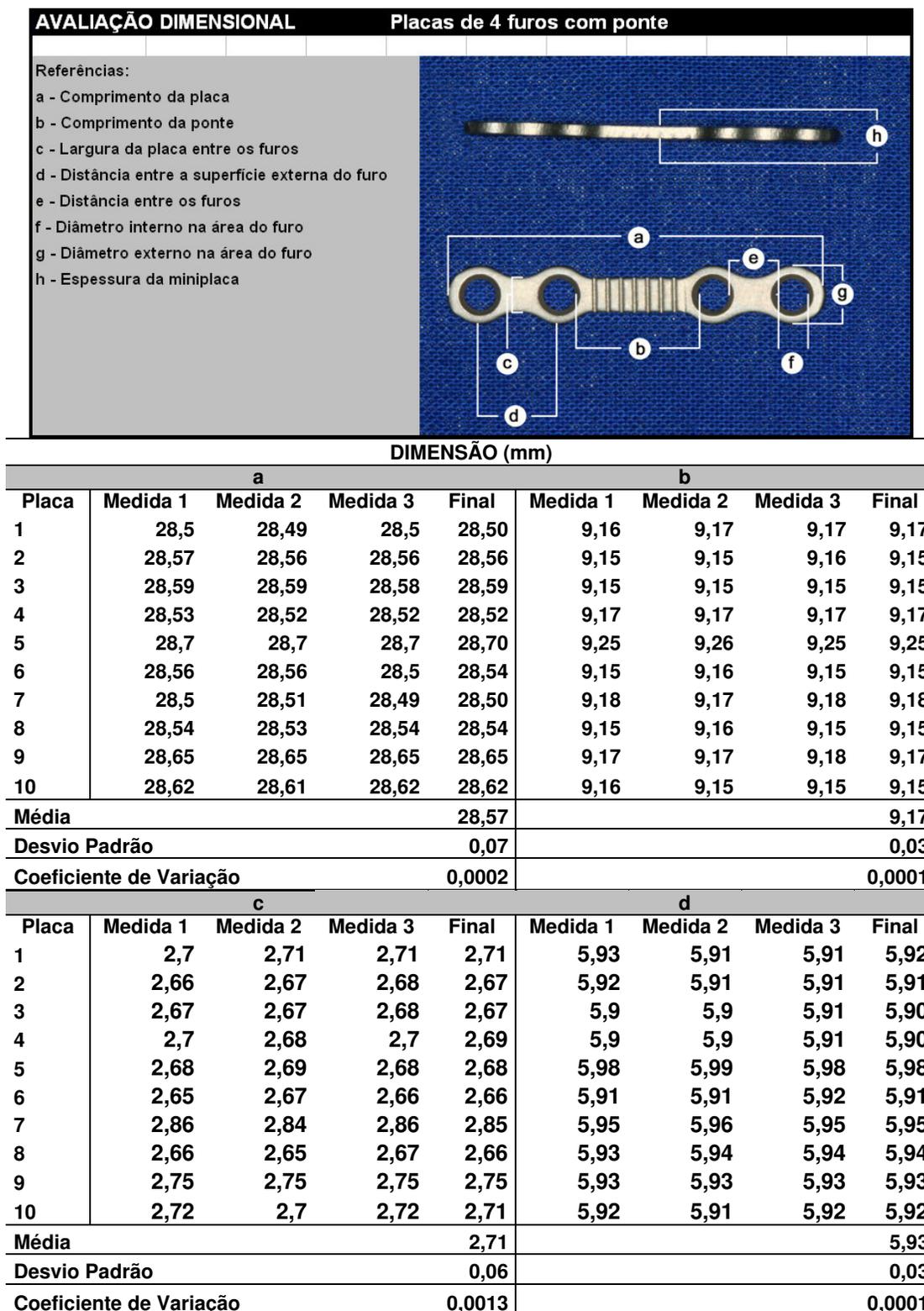


Figura 37 – Planilha de avaliação dimensional (a), (b), (c) e (d) das miniplacas (Tipo “MD”, 2,0 mm Orthognathic System Ti – Código 04.19.25.04115).

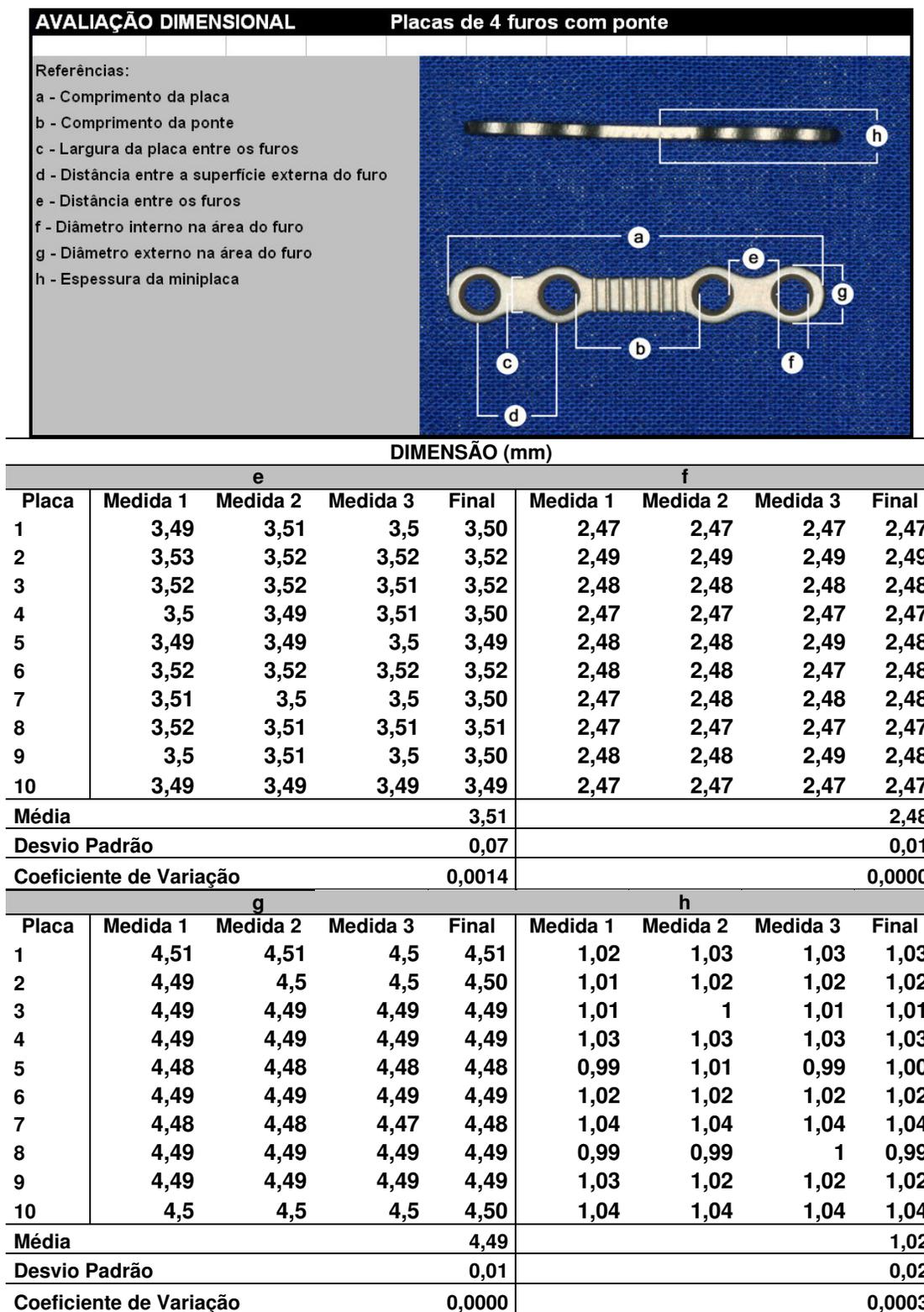


Figura 38 – Planilha de avaliação dimensional (e), (f), (g) e (h) das miniplacas (Tipo “MD”, 2,0 mm Orthognathic System Ti – Código 04.19.25.04115).

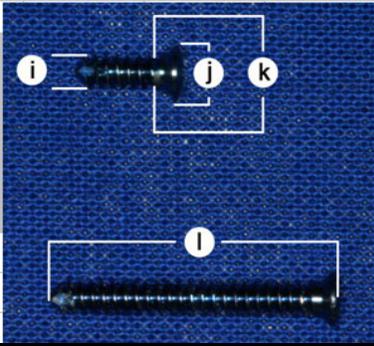
AVALIAÇÃO DIMENSIONAL					Parafusos			
Referências:								
i - Diâmetro externo da rosca j - Diâmetro da cabeça k - Diâmetro da haste l - Comprimento do parafuso								
DIMENSÃO (mm)								
6 mm		i			j			
Parafuso	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	2,03	2	2	2,01	3,02	3,02	3,01	3,02
2	2	1,99	1,99	1,99	3,01	3,01	3,01	3,01
3	2	2,02	2	2,01	3	3,02	3,02	3,01
4	2	2	1,99	2,00	2,99	2,99	2,99	2,99
5	2	2,02	2	2,01	2,99	3	3,01	3,00
6	1,99	2,01	2	2,00	3,02	3,02	3,01	3,02
7	2,01	2,02	2,01	2,01	3	2,99	2,99	2,99
8	2	1,99	1,99	1,99	2,99	3	3	3,00
9	1,99	1,98	1,99	1,99	2,99	3	3	3,00
10	1,98	1,99	1,99	1,99	2,98	2,98	2,99	2,98
Média				2,00	3,00			
Desvio Padrão				0,01	0,01			
Coeficiente de Variação				0,0001	0,0000			
		k			l			
Parafuso	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	1,97	1,97	1,95	1,96	6	6	6,01	6,00
2	1,97	1,96	1,97	1,97	6	6,01	6,01	6,01
3	1,97	1,97	1,97	1,97	6	6,01	6,01	6,01
4	1,97	1,97	1,97	1,97	6	6	6	6,00
5	1,95	1,96	1,96	1,96	6,01	6	6,01	6,01
6	1,97	1,98	1,96	1,97	6	6,01	6	6,00
7	2	2	2	2,00	6,01	6	6,02	6,01
8	1,99	1,99	1,98	1,99	6,01	6	6	6,00
9	1,96	1,96	1,96	1,96	6	6	6	6,00
10	1,96	1,96	1,96	1,96	6	6	6	6,00
Média				1,97	6,00			
Desvio Padrão				0,01	0,00			
Coeficiente de Variação				0,0001	0,0000			

Figura 39 – Planilha de avaliação dimensional dos parafusos de 6 mm (Tipo “MD”, 2,0 mm Orthognathic System Ti – Código 04.24.58.2006).

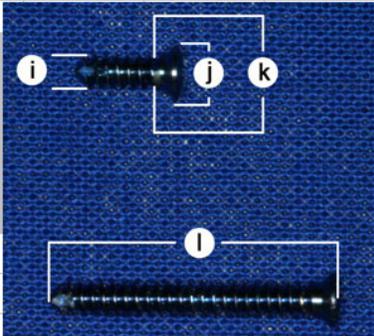
AVALIAÇÃO DIMENSIONAL					Parafusos			
Referências: i - Diâmetro externo da rosca j - Diâmetro da cabeça k - Diâmetro da haste l - Comprimento do parafuso								
DIMENSÃO (mm)								
16 mm					j			
Parafuso	i				Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	1,99	2	1,99	1,99	2,96	2,97	2,97	2,97
2	1,99	1,98	1,99	1,99	3	3	2,99	3,00
3	1,97	1,98	1,98	1,98	2,98	2,98	2,99	2,98
4	1,98	1,99	1,99	1,99	3	3	3	3,00
5	2,01	2	2	2,00	2,98	2,98	2,98	2,98
6	1,99	1,98	1,98	1,98	2,99	2,99	2,98	2,99
7	1,99	1,99	1,99	1,99	3	3	2,99	3,00
8	1,99	1,98	1,98	1,98	2,98	2,99	2,99	2,99
9	2	2	1,99	2,00	3,01	3,02	3,02	3,02
10	2	2,01	2,01	2,01	3,01	3,02	3,02	3,02
Média				1,99	2,99			
Desvio Padrão				0,01	0,02			
Coeficiente de Variação				0,0001	0,0001			
k					l			
Parafuso	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	1,97	1,98	1,97	1,97	15,96	15,97	15,96	15,96
2	1,96	1,97	1,97	1,97	15,95	15,96	15,95	15,95
3	1,96	1,96	1,97	1,96	15,97	15,96	15,96	15,96
4	1,96	1,95	1,95	1,95	15,97	15,96	15,98	15,97
5	1,99	1,99	2	1,99	15,98	15,97	15,97	15,97
6	1,98	1,98	1,98	1,98	15,99	15,98	15,98	15,98
7	1,96	1,96	1,97	1,96	15,97	15,98	15,97	15,97
8	1,97	1,95	1,97	1,96	15,98	15,98	15,98	15,98
9	1,96	1,95	1,97	1,96	15,99	15,98	15,98	15,98
10	1,97	1,97	1,96	1,97	15,98	15,97	15,97	15,97
Média				1,97	15,97			
Desvio Padrão				0,01	0,01			
Coeficiente de Variação				0,0001	0,0000			

Figura 40 – Planilha de avaliação dimensional dos parafusos de 16 mm (Tipo “MD”, 2,0 mm Orthognathic System Ti – Código 04.24.58.2016).

O resultado dos testes sobre o módulo de elasticidade para o titânio apresentou com valor médio de 36.547,1 MPa. Por sua vez, os escores para o módulo de elasticidade da resina de poliuretano apresentou valor médio de 70,6 MPa (Anexo 2).

## 5.2 OS TESTES DE CARREGAMENTO

Os dados referentes ao maior valor de resistência ao deslocamento (carga de pico) foram aplicados às planilhas do programa Excel para estudo descritivo, e foram apresentados de acordo com cada grupo no Anexo 3. Estes valores, em termos absolutos, demonstraram uma progressão notória em ordem crescente, dentro do mesmo grupo, à medida que o deslocamento exercido pela máquina aumentou. Assim, independentemente do grupo, os valores de carga de pico em 10 mm sempre foram maiores que em 5 mm, que por sua vez foram maiores que em 3 mm, e estes também foram superiores aos testes com deslocamento limitado a 1 mm.

Especificamente para a variável **técnica de fixação**, o GRUPO MINIPLACA sempre exibiu menor pico de carga do que o GRUPO HÍBRIDO e GRUPO L-INVERTIDO, para o mesmo padrão quanto à direção de força, tipo de movimento e limite de deslocamento. Entre estes dois últimos grupos, foi observado que o GRUPO L-INVERTIDO manteve índices de resistência superior ao GRUPO HÍBRIDO para a maioria dos testes, particularmente naqueles realizados sob força VERTICAL e em AVANÇO dentro do mesmo limite de deslocamento. Por outro lado, nos deslocamentos de 3, 5 e 10 mm em RECUO e sob forças laterais, os valores absolutos da carga de pico do GRUPO HÍBRIDO foram os maiores.

Descritivamente, ainda considerou-se que os valores de carga registrados para o GRUPO LATERAL sempre foram maiores que os índices observados para

o GRUPO VERTICAL, desde que comparados dentro da mesma técnica de fixação, do mesmo tipo de movimento e do mesmo limite de deslocamento. A única exceção a esta observação ocorreu para a amostra representativa do GRUPO L-INVERTIDO e do GRUPO AVANÇO, no deslocamento de 1 mm. Neste caso, a média para o teste com carga lateral foi de 0,36 kgf e a média para o teste com carga vertical foi de 0,38 kgf (Tabela 12 e Tabela 6, respectivamente).

Ainda ao tratar-se de escores absolutos, os valores para a força de resistência dos sistemas do GRUPO RECUO sempre ultrapassaram estes valores para o GRUPO AVANÇO, ao preservarem-se as características de tipo de fixação, direção de força e limite de deslocamento.

De acordo com os valores do Anexo 3, ainda foram analisados os testes em que o sistema não resistiu com integridade macroscópica à força de deslocamento até o limite de 10 mm. A primeira falha ocorreu no GRUPO 2 (fixação híbrida, movimento de recuo e força vertical), no qual se notou uma fratura do processo coronóide à carga de pico de 5,87 kgf. As demais quatro falhas ocorreram em uma amostra do GRUPO 7 (fixação miniplaca, movimento de recuo e força lateral) e em três amostras do GRUPO 10 (fixação miniplaca, movimento de avanço e força lateral). Nestas quatro falhas, a falha ocorreu pela falta de travamento do parafuso do segmento distal mais próximo da osteotomia (Figura 41).

A aplicação do teste estatístico ANOVA foi realizada por meio dos valores médios da carga de pico dos grupos, de acordo com o grau de deslocamento, no programa SAS (Anexo 4). Seqüencialmente, o teste de Tukey foi utilizado sobre esta análise fatorial nas Tabelas 2 a 9. As letras maiúsculas foram utilizadas neste teste para demonstrar diferenças entre as colunas, e as letras minúsculas compararam as diferenças na mesma linha, em nível de significância de 5%. De uma forma geral, as letras em ordem alfabética também indicaram valores em ordem decrescente. A aplicação deste teste comprovou, estatisticamente, se

existiu diferença significativa para as suposições criadas com a análise descritiva a partir de valores absolutos.

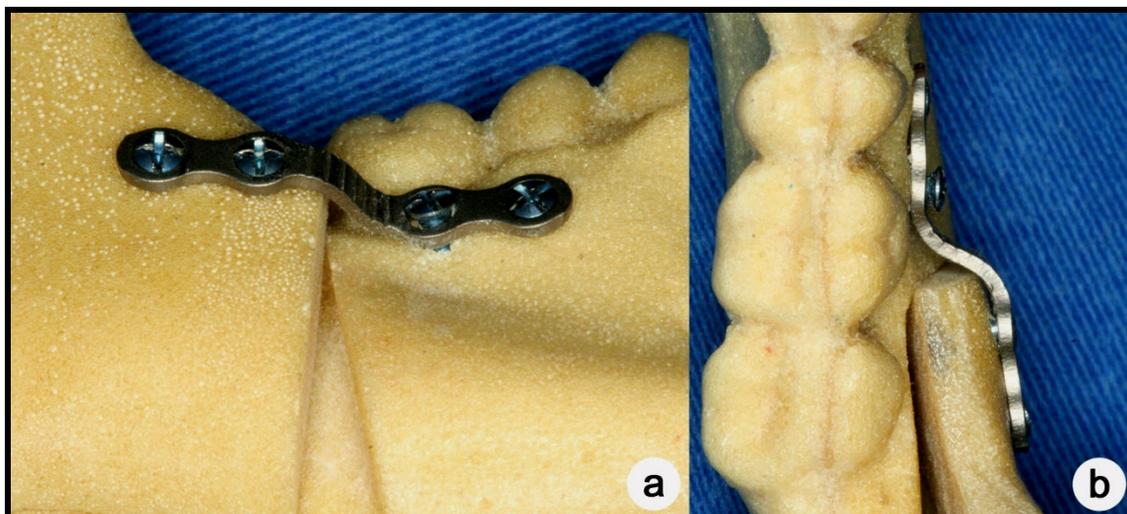


Figura 41 – Amostra número 4 do GRUPO 7, demonstrando a falha do parafuso mais anterior do segmento distal após o teste de deslocamento em 10 mm. (a) Vista oblíqua lateral e (b) vista superior.

Considerando-se o **movimento de avanço**, foi observado que o GRUPO L-INVERTIDO apresentou um valor de carga de pico significativamente maior que os outros dois grupos quando da aplicação de forças verticais para todos os limites de deslocamento. Nestas circunstâncias, o GRUPO MINIPLACA não diferiu do GRUPO HÍBRIDO (Tabelas 2, 4, 6 e 8). Quando as cargas foram direcionadas lateralmente, não houve diferença estatisticamente significativa entre as técnicas de fixação para os deslocamentos de 1, 3 e 5 mm. No deslocamento de 10 mm, apenas o GRUPO MINIPLACA revelou valores inferiores aos demais grupos (Tabela 8). Na comparação entre a **direção das forças**, as cargas em sentido lateral sempre exibiram maior estresse mecânico do sistema, com exceção do GRUPO L-INVERTIDO nos deslocamentos de 1 e 3 mm. Nestes testes, não foi notada nenhuma diferença (Tabelas 2 e 4).

Ao se tratar dos testes com características de **movimento de recuo**, notou-se que, tanto para as forças aplicadas vertical quanto lateralmente, o GRUPO MINIPLACA portou-se com menor resistência ao teste em relação aos demais grupos, que não apresentaram diferença entre si. Na comparação entre as forças verticais e laterais, estas sempre demonstraram maiores valores de carga de pico que as anteriores, independentemente do limite de deslocamento (Tabelas 3, 5, 7 e 9).

Tabela 2. Teste de Tukey, média (kgf) e desvio padrão da carga de pico, para o movimento de avanço, de acordo com o tipo de fixação em função da direção da força limitado ao deslocamento de 1 mm. Nível de significância de 5%.

Tipo de Fixação <u>AVANÇO</u>	Deslocamento – 1 mm			
	Força Vertical		Força Lateral	
(1) GRUPO MINIPLACA	B b	0.17 (0.07)	A a	0.29 (0.09)
(2) GRUPO HÍBRIDO	B b	0.24 (0.06)	A a	0.35 (0.09)
(3) GRUPO L-INVERTIDO	A a	0.38 (0.06)	A a	0.36 (0.09)

Tabela 3. Teste de Tukey, média (kgf) e desvio padrão da carga de pico, para o movimento de recuo, de acordo com o tipo de fixação em função da direção da força limitado ao deslocamento de 1 mm. Nível de significância de 5%.

Tipo de Fixação <u>RECUO</u>	Deslocamento – 1 mm			
	Força Vertical		Força Lateral	
(1) GRUPO MINIPLACA	B b	0.21 (0.04)	B a	0.47 (0.11)
(2) GRUPO HÍBRIDO	A b	0.56 (0.11)	A a	0.68 (0.11)
(3) GRUPO L-INVERTIDO	A b	0.54 (0.05)	A a	0.72 (0.19)

Tabela 4. Teste de Tukey, média (kgf) e desvio padrão da carga de pico, para o movimento de avanço, de acordo com o tipo de fixação em função da direção da força limitado ao deslocamento de 3 mm. Nível de significância de 5%.

Tipo de Fixação <u>AVANÇO</u>	Deslocamento – 3 mm			
	Força Vertical		Força Lateral	
(1) GRUPO MINIPLACA	B b	0.41 (0.14)	A a	1 (0.29)
(2) GRUPO HÍBRIDO	B b	0.59 (0.15)	A a	1.3 (0.29)
(3) GRUPO L-INVERTIDO	A a	1.03 (0.15)	A a	1.23 (0.39)

Tabela 5. Teste de Tukey, média (kgf) e desvio padrão da carga de pico, para o movimento de recuo, de acordo com o tipo de fixação em função da direção da força limitado ao deslocamento de 3 mm. Nível de significância de 5%.

Tipo de Fixação <u>RECUO</u>	Deslocamento – 3 mm			
	Força Vertical		Força Lateral	
(1) GRUPO MINIPLACA	B b	0.75 (0.15)	B a	1.57 (0.33)
(2) GRUPO HÍBRIDO	A b	1.51 (0.25)	A a	2.45 (0.4)
(3) GRUPO L-INVERTIDO	A b	1.59 (0.17)	A a	2.55 (0.33)

Tabela 6. Teste de Tukey, média (kgf) e desvio padrão da carga de pico, para o movimento de avanço, de acordo com o tipo de fixação em função da direção da força limitado ao deslocamento de 5 mm. Nível de significância de 5%.

Tipo de Fixação <u>AVANÇO</u>	Deslocamento – 5 mm			
	Força Vertical		Força Lateral	
(1) GRUPO MINIPLACA	B b	0.64 (0.17)	A a	1.81 (0.47)
(2) GRUPO HÍBRIDO	B b	0.93 (0.24)	A a	2.56 (0.44)
(3) GRUPO L-INVERTIDO	A b	1.72 (0.31)	A a	2.34 (0.74)

Tabela 7. Teste de Tukey, média (kgf) e desvio padrão da carga de pico, para o movimento de recuo, de acordo com o tipo de fixação em função da direção da força limitado ao deslocamento de 5 mm. Nível de significância de 5%.

<b>Tipo de Fixação</b> <u>RECUO</u>	<b>Deslocamento – 5 mm</b>			
	<b>Força Vertical</b>		<b>Força Lateral</b>	
<b>(1) GRUPO MINIPLACA</b>	<b>B b</b>	<b>1.5 (0.35)</b>	<b>B a</b>	<b>2.93 (0.46)</b>
<b>(2) GRUPO HÍBRIDO</b>	<b>A b</b>	<b>2.53 (0.4)</b>	<b>A a</b>	<b>4.55 (0.74)</b>
<b>(3) GRUPO L-INVERTIDO</b>	<b>A b</b>	<b>2.65 (0.26)</b>	<b>A a</b>	<b>4.68 (0.61)</b>

Tabela 8. Teste de Tukey, média (kgf) e desvio padrão da carga de pico, para o movimento de avanço, de acordo com o tipo de fixação em função da direção da força limitado ao deslocamento de 10 mm. Nível de significância de 5%.

<b>Tipo de Fixação</b> <u>AVANÇO</u>	<b>Deslocamento – 10 mm</b>			
	<b>Força Vertical</b>		<b>Força Lateral</b>	
<b>(1) GRUPO MINIPLACA</b>	<b>B b</b>	<b>1.57 (0.37)</b>	<b>B a</b>	<b>4.04 (0.91)</b>
<b>(2) GRUPO HÍBRIDO</b>	<b>B b</b>	<b>1.92 (0.41)</b>	<b>A a</b>	<b>5.96 (0.76)</b>
<b>(3) GRUPO L-INVERTIDO</b>	<b>A b</b>	<b>3.5 (0.53)</b>	<b>A a</b>	<b>5.72 (1.29)</b>

Tabela 9. Teste de Tukey, média (kgf) e desvio padrão da carga de pico, para o movimento de recuo, de acordo com o tipo de fixação em função da direção da força limitado ao deslocamento de 10 mm. Nível de significância de 5%.

<b>Tipo de Fixação</b> <u>RECUO</u>	<b>Deslocamento – 10 mm</b>			
	<b>Força Vertical</b>		<b>Força Lateral</b>	
<b>(1) GRUPO MINIPLACA</b>	<b>B b</b>	<b>3.4 (0.68)</b>	<b>B a</b>	<b>6.51 (1.01)</b>
<b>(2) GRUPO HÍBRIDO</b>	<b>A b</b>	<b>5.02 (0.64)</b>	<b>A a</b>	<b>9.69 (1.48)</b>
<b>(3) GRUPO L-INVERTIDO</b>	<b>A b</b>	<b>4.93 (0.37)</b>	<b>A a</b>	<b>9.9 (1.46)</b>

O teste ANOVA também foi aplicado para comparação entre os valores de carga de pico relacionados aos movimentos de avanço e recuo. Para o deslocamento de 1 mm, somente foi observada diferença significativa quando o GRUPO MINIPLACA foi submetido a forças LATERAIS, evidenciando-se maiores valores de resistência para o sistema na configuração de RECUO. Quando o deslocamento foi de 3 mm, os grupos HÍBRIDO e L-INVERTIDO exibiram maiores escores para o movimento de RECUO, independentemente da direção da carga aplicada. Nos deslocamentos de 5 mm e 10 mm, todos os tipos de fixação, em qualquer que fosse a direção da carga, apresentaram índices significativamente mais elevados de carga de pico no movimento de RECUO.

## 6. DISCUSSÃO

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é considerada o procedimento cirúrgico de maior popularidade e sucesso em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial para os tratamentos de diversas anomalias dento-faciais com comprometimento mandibular (Turvey, 1985; Mehra *et al.*, 2001; Cillo & Stella, 2005; Erkmen *et al.*, 2005).

Atualmente, é a técnica de eleição para a maioria dos cirurgiões nos casos em que a mandíbula necessita ser avançada, apresentando-se de forma bastante estável em avanços até 12 mm. Também é entendida por muitos profissionais como uma excelente técnica para recuos mandibulares de até 8 mm e indicada para a correção de pequenas a moderadas assimetrias (Karabouta-Voulgaropoulou & Martis, 1984; Wolford, 2000; Ueki *et al.*, 2001).

Diante de tamanha versatilidade, a comunidade científica tem arduamente direcionada a sua atenção na otimização de seus resultados clínicos. Diversos fatores têm sido relacionados aos eventos de recidiva esquelética no período pós-operatório em procedimentos de avanço e recuo mandibulares pela técnica da OSRM. Neste contexto, destacam-se idade, gênero, ângulo do plano mandibular no pré-operatório, morfologia facial, quantidade do avanço (Van Sickels *et al.*, 1986), estiramento dos tecidos moles com criação de um vetor de força posterior (Wessberg *et al.*, 1982; Bloomquist & Lee, 2004), alteração da altura facial posterior, rotação e deslocamento do segmento proximal, duração e método de bloqueio maxilo-mandibular (Watzke *et al.*, 1990), qualidade do tratamento ortodôntico pré-operatório, experiência do cirurgião, reabsorção condilar (Moore *et al.*, 1991) e método de fixação dos segmentos osteotomizados (Berger *et al.*, 2000; Bailey *et al.*, 2004).

De acordo com Moore *et al.* (1991) e Proffit *et al.* (1996, 2007), o mau posicionamento condilar no momento da fixação e a capacidade do método de fixação em promover a máxima estabilidade entre os segmentos estabilizados são as principais variáveis sobre a recidiva em movimentos mandibulares, e estão diretamente relacionados à técnica de fixação interna rígida (FIR). Berger *et al.* (2000) esclarecem que a estabilização esquelética a longo prazo, com controle adequado do segmento proximal após a OSRM, é considerada como o principal método cirúrgico de garantir a máxima estabilidade clínica. Assim, fica evidente a compreensão dos resultados de diversos estudos que demonstram a superioridade das técnicas de FIR sobre as não-rígidas, em termos de recidiva esquelética e dental (Paulus & Steinhauser, 1982; Watzke *et al.*, 1990; Bouwman *et al.*, 1995).

Atualmente, a FIR suplantou completamente os outros métodos de fixação não-rígida, e as variações mais significativas da técnica da OSRM são dependentes em qual tipo de FIR o cirurgião empregará (Bloomquist & Lee, 2004; Choi *et al.*, 2005), como discutido no tópico abaixo, objetivando-se os melhores resultados clínicos.

Com a introdução de métodos de FIR, tornaram-se notórias as observações quanto às vantagens de melhor reparo ósseo, diminuição das recidivas esqueléticas e conforto pós-operatório para o paciente (Mommaerts, 1991; Bouwman *et al.*, 1995; Becelli *et al.*, 2004). Para a realização de cirurgias tão precisas quanto as osteotomias mandibulares, particularmente ao tratar-se da OSRM, a escolha da técnica de FIR requer cuidadoso planejamento e excelência em sua execução (Wolford *et al.*, 1987; Fujioka *et al.*, 2000). O estabelecimento de uma oclusão funcional e estável no pós-operatório admite uma mínima tolerância de erro e requer a utilização de técnicas que garantam a manutenção dos segmentos ósseos exatamente na posição planejada (Bouwman *et al.*, 1995; Assael, 1998).

## 6.1 A AVALIAÇÃO DIMENSIONAL

Na avaliação dimensional das placas do trabalho de Trivellato (2001), foi constatada pequena variação, com o valor do coeficiente de variação atingindo o máximo de 2,97% e 1,83%, na placa de seis furos e na placa de quatro furos, respectivamente. Estes valores foram relativos à medida de espessuras das placas. O coeficiente de variação das outras medidas não ultrapassou 0,83%. Na avaliação dos parafusos, o autor evidenciou oscilações no coeficiente de variação entre 1% e 1,46%, com a maior percentagem relativa ao diâmetro da haste.

Asprino (2005) observou maior padronização na fabricação dos materiais de fixação empregados em sua pesquisa. Na avaliação dimensional das placas, os valores do coeficiente de variação atingiram o máximo de 1,04%, sendo estes valores referentes à dimensão de espessura da placa. O coeficiente de variação das outras medidas não ultrapassou 0,51%. Quanto aos parafusos, as variações no coeficiente somente ocorreram nas dimensões de diâmetro externo da rosca (0,5%) e de comprimento (0,16%).

Neste experimento, os valores para o coeficiente de variação das miniplacas não ultrapassou 0,14%, valor este referente à distância entre os furos. Quanto aos parafusos, o maior valor do coeficiente foi de 0,01% para algumas medidas, incluindo-se o diâmetro externo da rosca e o diâmetro da haste. Para todas estas medidas, os valores dimensionais sugeriram maior padronização dimensional deste material do que os obtidos por Trivellato (2000) e Asprino (2005). Assim, a observação destes dados permite ressaltar uma boa qualidade de padronização dimensional dos produtos de FIR utilizados, favorecendo a execução controlada dos testes biomecânicos.

## 6.2 O MODELO BIOMECÂNICO

As forças fisiológicas suportadas pelos ossos são muito complexas. Porém, para os estudos biomecânicos, Cordey (2000) destacou separadamente três tipos principais de forças para caracterizar o comportamento do osso, ou segmentos osteotomizados unidos por dispositivos de osteossíntese: a carga axial, a flexão e o torque.

A carga axial produz compressão em um corpo, e é representada por pontos de contato que servem de anteparo ou zonas de fricção. Estas regiões possivelmente influenciam os deslocamentos de rotação e conseqüentemente na capacidade e resistência dos métodos de fixação. Apesar do contato ósseo entre os segmentos fixados em todas as amostras deste experimento, a carga axial pôde ser mais claramente observada nas amostras do GRUPO RECUO, uma vez que existia um contato ósseo direto na superfície externa entre os segmentos proximal e distal (Foley *et al.*, 1995; Tharanon, 1998). A remoção de 5 mm do segmento proximal criou uma superfície mais plana e capaz de servir de apoio para estabilização parcial do segmento distal durante sua flexão em sentido inferior (GRUPO VERTICAL) ao longo da região mais inferior da osteotomia, o que não ocorreu com o GRUPO AVANÇO. Isto explicou a diferença nos valores de resistência observados entre as amostras submetidas a recuo ou avanço, especialmente quando maiores deslocamentos (5 e 10 mm) foram testados.

Além disto, estas forças axiais também foram observadas pela sobreposição do segmento proximal, inferiormente, e do segmento distal, superiormente, quando da realização dos testes de FORÇA LATERAL. Observou-se que o segmento proximal, adequadamente preso ao suporte de testes, participava sinergicamente na resistência da FIR ao participar como apoio perpendicularmente contra as cargas aplicadas no segmento distal. Portanto, o

GRUPO LATERAL evidenciou maiores valores de resistência para os mesmos grupos de movimento e tipo de fixação do que o GRUPO VERTICAL, na ampla maioria dos testes.

A flexão é o mais importante tipo de carga em biomecânica, e é caracterizada pelo efeito de uma força aplicada perpendicularmente ao longo eixo do corpo de prova. A forma mais intuitiva e simples desta força é a flexão em cantiléver, ou seja, é o efeito de uma força aplicada na extremidade de um corpo fixado em sua outra extremidade (Kohn *et al.*, 1995; Cordey, 2000). Este foi o padrão utilizado para o experimento desta tese. Diversos outros trabalhos que simularam as propriedades de aparatos de FIR em modelos de OSRM também foram baseados na resistência ao deslocamento por forças de flexão em cantiléver (Trivellato, 2001; Asprino, 2005; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005).

Entretanto, outras formas de flexão mais complexas foram desenvolvidas, buscando-se maior similaridade com os eventos de manipulação dos segmentos osteotomizados (Figura 42).

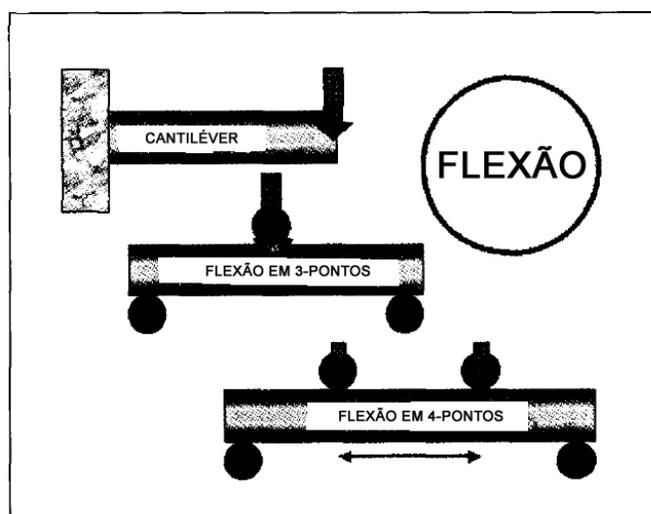


Figura 42 – Três tipos de flexão: o cantiléver, a flexão apoiada em 3 pontos, e a flexão apoiada sobre 4 pontos.

Fonte: Adaptado de Cordey, 2000.

Bouwman *et al.* (1994b) utilizaram um modelo em que o processo condilar e o corpo mandibular encontravam-se fixos, enquanto que uma força de tração vertical era aplicada sobre o processo coronóide, simulando uma força de flexão em 3 pontos. Também baseados em forças de flexão de 3 pontos, Schwimmer *et al.* (1994) desenvolveram um teste mecânico em que uma força de tração era realizada sobre a região do gônio, enquanto que a sínfise mandibular e os processos condilares encontravam-se imóveis. De forma semelhante, Armstrong *et al.* (2001) e Özden *et al.* (2006) utilizaram um modelo de flexão em 3 pontos, tentando representar o efeito das complexas forças mastigatórias que agem sobre a mandíbula, e desta forma, compreender mais fielmente a função dos métodos de FIR sobre a OSRM. Apesar de sua maior similaridade dinâmica com as condições clínicas, muitos destes experimentos requerem aparelhagem de alto custo, o que pode limitar a reprodutibilidade do teste (Asprino, 2005).

O torque é o tipo de carga que proporciona a rotação em torno do longo eixo do corpo. Este tipo de força foi simulado parcialmente em conjunto com a flexão nos testes de FORÇA LATERAL, visando mimetizar as cargas mastigatórias laterais sobre o segmento dentado (Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005). Embora em menor intensidade, estas forças também foram identificadas entre os segmentos nos grupos de FORÇA VERTICAL. O conjunto de forças (axial, flexão e torque) foi representado, simplificada, sobre os sistemas utilizados neste trabalho de acordo com a Figura 43.

A metodologia de aplicação da carga para este sistema foi baseada em experimentos anteriores que utilizaram com sucesso a máquina de ensaio universal Instron 4411 (Trivellato, 2001; Guimarães Filho, 2003; Asprino, 2005). De forma semelhante, unidades de teste mecânico Instron foram empregadas por Foley *et al.* (1989), Anucul *et al.* (1992), Kohn *et al.* (1995), Haug *et al.* (1999), Armstrong *et al.* (2001), Peterson *et al.* (2005) e Van Sickels *et al.* (2005) para a realização de cargas com satisfatória validação científica.

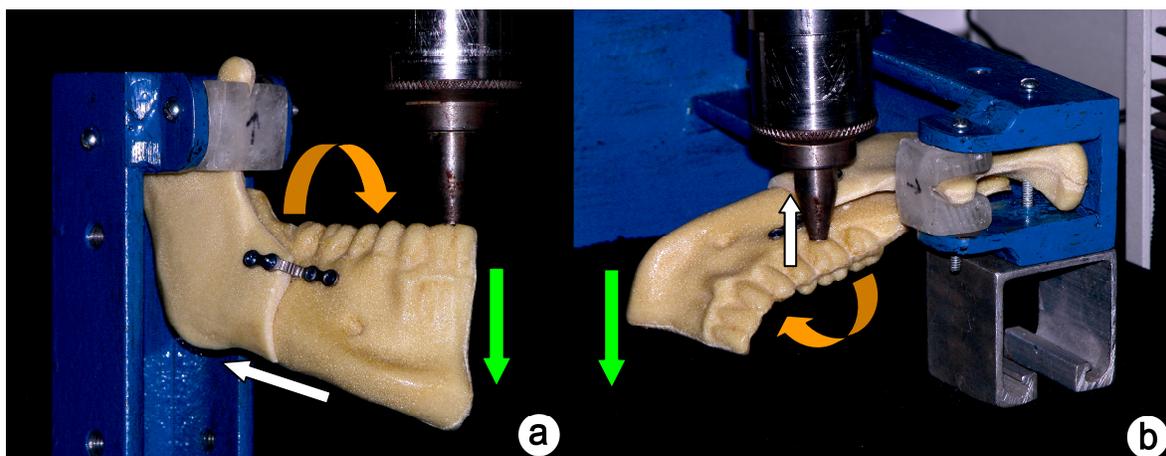


Figura 43 – Caracterização das forças de carga axial (setas brancas), flexão em cantiléver (setas verdes) e torque (setas laranja) em amostras do GRUPO MINIPLACA e RECUO, quando submetidas a forças (a) vertical e (b) lateral em deslocamentos de 10 mm.

Alguns autores utilizaram um deslocamento máximo como parâmetro para avaliar a carga de pico sobre o sistema testado. Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995) admitiram uma deflexão máxima de 3 mm para registro da carga de pico em seus experimentos, considerando que deslocamentos maiores que este são incompatíveis com as condições fisiológicas. Ardary *et al.* (1989) e Kim *et al.* (1995) estipularam um deslocamento máximo de 1 mm como o ponto de falha do sistema.

Trivellato (2001) e Guimarães Filho (2003) padronizaram o valor de carga de pico em um deslocamento de 10 mm ou falha do sistema antes deste valor. Por sua vez, Schwimmer *et al.* (1994) preconizaram a falha do sistema (fratura do substrato ou da fixação) como o parâmetro limite em seu experimento.

Outros trabalhos padronizaram as medidas de carga de pico (Bouwman *et al.*, 1994b), deslocamento de pico, carga final e deslocamento final como as variáveis ideais para avaliar a resistência ao carregamento do sistema (Asprino, 2005). A carga de pico correspondeu ao máximo valor de força que o sistema pôde resistir, exatamente quando este começa a falhar. Neste ponto, também foi

encontrado o deslocamento de pico, representando o local em que a deformação elástica parou e iniciou-se a deformação permanente. Após este ponto, foi encontrado a carga final e o respectivo deslocamento final, correspondentes à força e distensão em que o sistema não mais ofereceu resistência, representando a sua falha total. Grandezas como rigidez, resultante da relação força e deslocamento, também foram preconizadas em alguns outros estudos (Anucul *et al.*, 1992; Haug *et al.*, 1999; Armstrong *et al.*, 2001; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005).

Para esta tese, os valores de carga de pico corresponderam aos maiores escores observados em um deslocamento máximo de 10 mm. Em todas as amostras, os maiores valores de carga foram encontrados no deslocamento máximo, evidenciando que o sistema projetado não falhava antes destes 10 mm. Para alguns trabalhos, não é delimitado um máximo deslocamento, e eles podem ser continuados por até 25 mm de deflexão, sem aumentar muito os valores de carga de pico. Isto se deve ao fato de as relações carga/deflexão tornarem-se não lineares devido a microfraturas do substrato. Conseqüentemente, ao final do experimento, os deslocamentos da porção mais distal do sistema apresentavam predominância das forças torcionais ao invés das forças de flexão, que são majoritariamente observadas nos primeiros movimentos do teste. Desta forma, as mandíbulas foram continuamente tensionadas e os valores de carga mantiveram-se com um aumento substancial durante todo o teste, mesmo com pequeno aumento do deslocamento, o que fundamentou uma análise mais homogênea do comportamento biomecânico destes materiais, como defendido por Kohn *et al.* (1995).

Assim, baseado nas afirmações de Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995), notou-se vantagem em limitar um intervalo de deslocamento com o objetivo de: 1) diminuir a influência de forças torcionais durante os testes em um modelo de hemimandíbulas, 2) racionalizar o tempo dispensado para a realização do

experimento e 3) representar mais fielmente um modelo clínico em humanos, uma vez que deslocamentos superiores a 10 mm não são fisiológicos nem são aceitos como resultados clínicos favoráveis em cirurgias ortognáticas.

A velocidade de deslocamento da célula de força também pôde ser encontrada em alguns estudos com diferentes protocolos. Valores de deslocamento de 0,5 mm/min (Tharanon, 1998), 1 mm/min (Kohn *et al.*, 1995; Guimarães Filho, 2003; Asprino, 2005), 2 mm/min (Trivellato, 2001), 10 mm/min (Foley *et al.*, 1989; Armstrong *et al.*, 2001), 1 mm/s (Bouwman *et al.*, 1994b), 5 mm/s (Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005) e 1 cm/s (Schwimmer *et al.*, 1994) já foram preconizados. Baseado nestes dados, a realização destes experimentos com a velocidade de 1 mm/s não comprometeu a resistência do sistema e permitiu o desenvolvimento da pesquisa em um tempo razoável, haja vista um número elevado de testes foi planejado.

O preparo das réplicas de hemimandíbulas humanas com deslocamentos de 5 mm seguiu um padrão universal, uma vez que a maioria dos autores estabeleceram esta distância para o afastamento (Anucul *et al.*, 1992; Schwimmer *et al.*, 1994) ou a aproximação entre os segmentos (Kim *et al.*, 1995). Peterson *et al.* (2005) e Van Sickels *et al.* (2005) utilizaram unicamente modelos que simularam avanços de 7 mm por meio da OSRM em réplicas de mandíbulas de poliuretano. Os autores alegaram que o limite de 7 mm é reconhecidamente uma dimensão em que as recidivas são potencializadas em estudos clínicos.

Diversos materiais serviram de substrato para a implantação de diferentes técnicas de FIR, e subseqüentemente, foram aplicados aos testes biomecânicos de resistência ao deslocamento. Mandíbulas cadavéricas humanas (Ardary *et al.*, 1989; Bouwman *et al.*, 1994b; Schwimmer *et al.*, 1994; Kim *et al.*, 1995; Kohn *et al.*, 1995; Tharanon, 1998), mandíbulas frescas de carneiro (Foley & Beckman, 1992; Guimarães Filho, 2003), costelas bovinas (Anucul *et al.*, 1992; Armstrong *et*

*al.*, 2001; Trivellato, 2001), costelas de porco (Foley *et al.*, 1989) ou mesmo carvalho vermelho (Haug *et al.*, 1999) serviram de substratos para testar métodos de FIR simulando a OSRM.

Muitos engenheiros não gostam de testar biomecanicamente osso natural porque são sujos, cheiram mal, são heterogêneos em forma e consistência e tornam a análise mais trabalhosa. O emprego de costelas bovinas ou suínas tem sido preconizado pela maior uniformidade das amostras, geometria retangular, facilidade de aquisição e ausência de adaptação óssea secundária à perda de dentes. Entretanto, é desconhecido até em que ponto os dados destes trabalhos podem ser extrapolado para as mandíbulas (Foley *et al.*, 1989; Anucul *et al.*, 1992). Por outro lado, embora a população de mandíbulas usadas em diversos estudos sejam selecionadas para maior padronização em idade e tamanho, Kohn *et al.* (1995) ainda esclarecem que elas são significativamente diferentes e participam como uma importante variável nos estudos biomecânicos.

Bouwman *et al.* (1994b) esclareceram que a manipulação de material cadavérico humano para experimentos científicos é difícil e propicia uma série de variações no trabalho. Diferenças na qualidade e características ósseas podem justificar uma maior irregularidade de valores, comprometendo os resultados da pesquisa. Portanto, alguns destes autores preferem utilizar um material padrão, como por exemplo, esponjas plásticas, como as resinas de poliuretano. Seguindo esta opinião, todas as hemimandíbulas usadas neste trabalho foram confeccionadas de fábrica com o corte preconizado para a OSRM, evitando-se variáveis quanto ao desenho da osteotomia e possíveis avariações das peças testadas, que podem ocorrer durante a confecção manual (Kohn, *et al.*, 1995).

Contrariamente, Cordey (2000) enfatiza que o argumento para esta escolha é parcialmente inadequado, baseado no fato de que estes materiais sintéticos são compostos de um emaranhado de bolhas de gás em um material sólido ou líquido,

com tamanho regular, e que supostamente mimetizaria a estrutura trabecular do osso. Mas não é tão similar assim. A estrutura da resina não é ortogonal e as bolhas não são interconectadas, como no osso medular.

Entretanto, o objetivo deste experimento foi analisar especificamente a capacidade de resistência biomecânica ao deslocamento de métodos de FIR em um substrato homogêneo, respeitando-se as suas limitações. Este substrato deveria apresentar-se o mais homogêneo e com características mais próximas ao do osso natural. O módulo de elasticidade das réplicas de hemimandíbula testadas apresentaram valor de aproximadamente 0,07 GPa. Este valor enquadrou-se nas considerações de Cordey (2000), quando referiu que o módulo de elasticidade do osso humano situa-se entre menos de 0,1 GPa (osso medular) e 2 GPa (osso cortical). O valor médio do módulo de elasticidade dos materiais confeccionados em titânio (aproximadamente 35 GPa) também apresentou valores em conformidade com os preconizados por Cordey (2000), que sugeriu que os metais empregados na FIR deveriam apresentar valores superiores a 20 GPa.

De acordo com estes valores de módulo de elasticidade, também foi esperado que qualquer falha estivesse associada ao substrato, e não ao material de FIR. Kohn *et al.* (1995) defenderam que o substrato deve ser considerado o ponto de resistência mais fraco do sistema, especialmente se as considerações clínicas a serem mimetizadas sugerem que, especialmente nas fases iniciais de reparo pós-operatório, o osso participa com mínima propriedade de estabilização. Assim como nesta tese, Trivellato (2001) também não observou nenhuma fratura de placas ou parafusos durante os testes.

O sentido de aplicação das cargas, e conseqüentemente, o tipo de força impresso ao sistema, também é observado com certa variedade na literatura, e ainda não existe consenso sobre qual a forma mais apropriada (Kohn *et al.*, 1995).

Ardary *et al.* (1989) e Foley *et al.* (1989) realizaram estudos fundamentados na aplicação de forças verticais para gerar forças, predominantemente, de flexão em cantiléver. Trivellato (2001) aplicou forças verticais sobre costelas bovinas fixadas com miniplacas, representando a flexão em cantiléver. Porém, encontrou grandes vetores de deslocamento por torção em todas as amostras de seu experimento. Guimarães Filho (2003) baseou-se apenas no teste de flexão em cantiléver com força verticais na região de incisivos para testar a resistência de hemimandíbulas de carneiro fixadas com parafusos metálicos e absorvíveis.

Ao utilizar réplicas inteiras de mandíbulas humanas com osteotomias sagitais e diversas formas de FIR, Peterson *et al.* (2005) e Van Sickels *et al.* (2005) utilizaram forças verticais sobre os incisivos para representar testes de flexão em cantiléver, enquanto que forças torcionais em sentido vertical eram aplicadas unilateralmente na região dos molares. Nestes estudos, as forças verticais demonstraram maior deslocamento no local da osteotomia do que as forças laterais. De forma semelhante, observou-se maior resistência ao deslocamento nos grupos LATERAL do que nos grupos VERTICAL deste trabalho.

Especificamente relacionadas às técnicas de osteossíntese testadas, uma série de variáveis pode ser identificada (Foley, 1995; Haug *et al.*, 1999). O tamanho (sistema), a posição dos parafusos, a obliquidade de inserção de parafusos, a distribuição espacial (configuração) e o tipo de FIR (emprego de miniplacas e parafusos monocorticais, parafusos bicorticais ou técnica híbrida) merecem destaque na discussão deste tópico.

O sistema de fixação preferencial para os estudos experimentais foi o de parafusos do sistema de 2,0 mm (Ardary *et al.*, 1989; Anucul *et al.*, 1992; Bouwman *et al.*, 1994b; Tharanon, 1998; Trivellato, 2001; Guimarães Filho, 2003; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005). Este fato é perfeitamente compatível com a evolução apresentada pelo emprego de parafusos bicorticais

isoladamente, ou parafusos monocorticais associados às miniplacas empregados na clínica. Adicionalmente, Shwimmer *et al.* (1994) não observaram diferenças quanto à resistência entre parafusos bicorticais dos sistemas de 2,0 mm e 2,7 mm, como também não existiu discrepância entre os parafusos bicorticais colocados pela técnica compressiva ou posicional. Assim, parece ser uma tendência atual o emprego de parafusos do sistema de 2,0 mm para a estabilização de osteotomias mandibulares, e desta forma, este padrão orientou a simulação *in vitro* deste trabalho, empregados pela técnica posicional. Entretanto, para um mesmo padrão de configuração dos parafusos bicorticais (linear ou “L” invertido), Shetty *et al.* (1996b) observaram que os parafusos do sistema de 2,4 mm promoveram maior resistência que os parafusos do sistema de 2,0 mm.

No modelo desta tese, os parafusos bicorticais e monocorticais foram sempre inseridos de forma perpendicular à superfície óssea, como preconizada por diversos autores. A vantagem da colocação de parafusos perpendicularmente ao osso é a maior acurácia na estabilização durante a aplicação da FIR, ao prevenir movimento dos segmentos em sentido sagital, além de diminuir possíveis torques pela instalação de parafusos obliquamente (Farole, 1992). Apesar de possíveis complicações pelo acesso trans-bucal, como cicatrizes faciais ou danos nervosos, Bouwman *et al.* (1995) observaram mínimas complicações após revisar 700 pacientes submetidos à OSRM pela técnica intrabucal. Apenas dois casos de queimaduras faciais (0,14%) por indevida manipulação do instrumental foram evidenciados, e nenhum caso de lesão do nervo facial.

Alguns estudos (Turvey & Hall, 1986; Hegtvedt & Zuniga, 1990; Shepherd *et al.*, 1991) demonstraram claramente o sucesso clínico do uso de parafusos inseridos de acordo com a técnica por via intra-bucal, e conseqüentemente implicar em angulações variadas na inserção dos parafusos. De acordo com Kim *et al.* (1995), o método intrabucal deve ser preferido sempre que possível, principalmente, pelos melhores resultados estéticos e evitar possíveis lesões ao

nervo facial. Esta tem sido uma evolução adotada por diversos cirurgiões, que passaram a utilizar o acesso por via intra-bucal ao invés do acesso trans-bucal (Lacey & Colcleugh, 1995). A partir de estudos biomecânicos *in vitro*, Foley *et al.* (1989) e Uckan *et al.* (2001) fundamentaram que não existem diferenças de resistência na estabilidade biomecânica entre estas duas técnicas. Mesmo diante destes fatos, preconizou-se a inserção perpendicular dos parafusos sobre a superfície óssea neste modelo biomecânico, por nos parecer mais fácil a padronização das técnicas, dispensando dispositivos adicionais para mensurar o ângulo de inserção dos parafusos. Por conseguinte, foram eliminadas outras variáveis e o experimento tornou-se mais simples, como preconizado por Cordey (1999).

O local ideal e a técnica para instalação de parafusos bicorticais posicionais estão intimamente relacionados à capacidade de retenção das roscas do parafuso na cortical externa do segmento proximal. Obeid & Lindquist (1991) observaram em mandíbulas humanas que o procedimento de “*countersink*” não era favorável para o adequado engajamento dos parafusos de forma não-compressiva. Quando a escarificação da superfície era realizada, 55% dos parafusos do sistema de 2,7 mm e 27% dos parafusos do sistema de 2,0 mm não apresentavam roscas na cortical óssea externa. As conseqüências práticas destes resultados eram a modificação involuntária da técnica de parafusos posicionais para parafusos com padrão compressivo.

Neste mesmo trabalho (Obeid & Lindquist, 1991), a análise da espessura da cortical externa e interna indicou que o local ideal para colocação dos parafusos é a região mais superior da mandíbula, particularmente na região mais anterior. Quando as corticais externa e interna da região ântero-inferior da mandíbula foram analisadas isoladamente, a região anterior demonstrou ser um local mais favorável do que a região pósterio-inferior. Estes resultados foram

exatamente iguais aos obtidos em estudos anatômicos de mandíbulas de cadáveres humanos avaliadas por Carter *et al.* (1991) e Smith *et al.* (1991).

Uma técnica cirúrgica precisa para o posicionamento dos parafusos é fundamental para diminuir as lesões nervosas, fragmentação óssea, formação de seqüestros ósseos e perda precoce de parafusos. Becelli *et al.* (2004) observaram perda precoce de parafusos em 3 pacientes submetidos à correção de assimetrias por adaptação deficiente de parafusos bicorticais na cortical interna. Além disto, os mesmos autores ainda observaram 10 perdas tardias de parafusos por infecção. Destes dez parafusos, nove estavam posicionados na região súpero-anterior do ângulo mandibular. Da mesma forma, Bownman *et al.* (1995) observaram em 700 pacientes submetidos à OSRM fixados com parafusos bicorticais quinze casos de infecção com perda de parafusos. Destes, 12 casos foram de parafusos instalados na região mais distal do segmento proximal. Os autores justificaram a maior incidência destas infecções na região superior do ângulo mandibular pelo deficiente suprimento sangüíneo pós-operatório e delgada cortical óssea desta região.

Lacey & Colcleugh (1995) também observaram que alguns dos seus casos de infecção em OSRM com FIR por parafusos bicorticais deveram-se a formação de seqüestros ósseos ao redor dos parafusos. Os autores salientaram a teoria de necrose óssea com contaminação secundária. Em seu artigo, também foi evidenciada uma relação significativa de casos de infecção e concomitante extração de terceiros molares mandibulares. As características que propiciariam esta relação são o maior processo inflamatório local, a possibilidade de o parafuso atravessar o alvéolo vazio, a contaminação com saliva, paredes ósseas finas e com menor nutrição sangüínea. Portanto, não parece surpreendente conceber que estes pacientes possam apresentar infecção e até exposição da FIR.

Além disto, estudos por análise de elemento finito puderam evidenciar a distribuição de forças ao longo do substrato (osso) onde os parafusos são inseridos. Erkmen *et al.* (2005a, 2005b) demonstraram que a região mais anterior e superior do segmento proximal é a que demonstrou maior campo de dissipação de estresse, evidenciando regiões com maior esforço biomecânico (Figura 44).

Isto pode estar associado a uma exigência física incompatível com o potencial de reparação óssea. Ou seja, esta sobrecarga de forças identificadas por estudos de elemento finito na região marginal à osteotomia poderia estar associada com a etiologia das necroses ósseas observadas em outros estudos clínicos. Além disto, a sobrecarga nesta região do substrato pode também levar a falha de travamento do parafuso por debilitar a estrutura do substrato (osso ou réplica sintética da mandíbula).

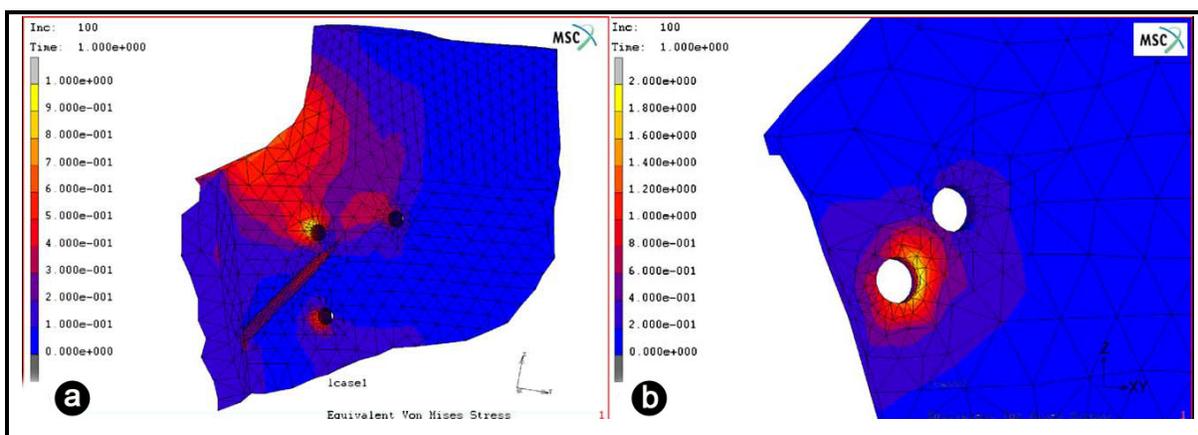


Figura 44 – Campos de distribuição de estresse tridimensional do segmento proximal em análise de elemento finito, utilizando-se fixação com (a) três parafusos bicorticais em L-invertido e (b) uma miniplaca com parafusos dois monocorticais.

Fonte: Erkmen *et al.*, 2005a.

Esta concentração de forças na região mais próxima à osteotomia pode explicar, ao menos em parte, os quatro casos de falha de travamento do parafuso deste experimento. Todos os parafusos que apresentaram deficiência de travamento estavam localizados na região mais próxima da osteotomia do

segmento distal, em sistemas do GRUPO MINIPLACA. Ficou claro evidenciar que forças concentradas em regiões com maior fragilidade do substrato e mínima ancoragem (Jovanovic *et al.*, 1996) podem comprometer os resultados de estabilização *in vitro* ou *in vivo*, especialmente por microfraturas do substrato, e não por falha do material de fixação (Trivellato, 2001; Asprino *et al.*, 2006). Além disto, estes estudos sugeriram que esta região seria a que mais se beneficiaria da inserção de dispositivos de fixação adicionais, como preconizado para a técnica híbrida desta tese, buscando-se eliminar a concentração de forças prejudiciais ao sistema.

Fundamentados neste raciocínio, a correta colocação de um parafuso adicional na técnica híbrida é a forma mais efetiva para auxílio na estabilização dos segmentos à força de deslocamento, guiada por neutralização da região que confere maior dissipação de estresse. Ainda de acordo com as análises de elemento finito, a região mais superior e anterior do segmento proximal apresentou-se como um local crítico para a colocação de um parafuso bicortical (Maurer *et al.*, 2003; Erkmen *et al.*, 2005a; Erkmen *et al.*, 2005b). Seguindo estas informações, a localização do parafuso adicional na técnica híbrida deste trabalho foi similar à do parafuso mais posterior da técnica em L-invertido, buscando-se preservar as raízes e o nervo alveolar inferior, além de manter uma distância de 1 cm do parafuso mais posterior da miniplaca, compatibilizando-o com a sua aplicação clínica mais eficiente.

De acordo com a configuração dos parafusos bicorticais, sejam eles posicionais ou compressivos, o padrão em L-invertido é reconhecidamente mais resistente do que o triangular ou o linear (Ardary *et al.*, 1989; Foley *et al.*, 1989; Kim *et al.*, 1995; Shetty *et al.*, 1996a; Özden *et al.*, 2006). Foley & Beckman (1992) e Shetty *et al.* (1996b) ainda observaram que parafusos de menor diâmetro (sistema de 2,0 mm) podem ser mais estáveis na configuração em L-invertido do

que parafusos maiores (sistemas de 2,7 ou 2,4 mm, respectivamente) em configuração linear.

Haug *et al.* (1999) também verificaram que ao utilizar o padrão de três parafusos posicionais em “L”, a configuração espacial destes parafusos não foi um fator crítico para sua rigidez. Ou seja, os parafusos fixados em “L”, “L” invertido, “L” posterior ou “L” invertido posterior apresentaram resultados similares, inclusive se outros parafusos fossem inseridos adicionalmente, como na configuração em caixa (4 parafusos) ou dominó (5 parafusos). Por isto, a técnica de fixação com três parafusos bicorticais em padrão em “L” invertido tem sido considerada como o método de fixação de escolha para comparação com as demais técnicas (Peterson *et al.*, 2005, Van Sickels *et al.*, 2005).

Algumas investigações enfatizaram a superioridade da rigidez da técnica de fixação por parafusos bicorticais sobre a técnica de fixação com uma miniplaca e quatro parafusos monocorticais. Bouwman *et al.* (1994b) e Shetty *et al.* (1996b) observaram valores biomecânicos de maior rigidez para os sistemas fixados com parafusos bicorticais posicionais em configuração linear do que para aqueles com uma miniplaca e quatro parafusos monocorticais. Por sua vez, a configuração em “L” invertido é a que mais tem sido comparada com técnicas de fixação com parafusos monocorticais. Em todos os estudos com esta metodologia, os grupos com parafusos bicorticais apresentaram maior valor de carga de pico ao deslocamento (Anucul *et al.*, 1992; Peterson *et al.*, 2005; Özden *et al.*, 2006), assim como foi evidenciado neste trabalho. Destacamos a capacidade desta técnica em estabilizar tridimensionalmente os dois segmentos osteotomizados, ao inserir pontos de fixação que mecanicamente agem simultaneamente nos dois segmentos, limitando a ação de forças de flexão e torção com base no princípio do tripodismo. A forma de estabilização da miniplaca parece ser fundamentada em uma rigidez em único ponto, que seria a “ponte” da miniplaca entre os dois

segmentos, dando maior liberdade de movimentação às cargas aplicadas sobre o sistema, especialmente as de torção, evidenciadas macroscopicamente.

Com relação aos grupos híbridos, Shetty *et al.* (1996a) observaram *in vitro* que a adição de um parafuso bicortical na região retromolar aumenta substancialmente a capacidade de estabilizar a OSRM em sistemas com miniplacas e parafusos monocorticais. Além disto, os sistemas híbridos demonstraram resistência superior ao de três parafusos bicorticais em configuração linear. Entretanto, Van Sickels *et al.* (2005) observaram resultados semelhantes ao desta tese, uma vez que os sistemas híbridos foram mais resistentes que as miniplacas e parafusos monocorticais, mas foram, de uma forma geral, menos estáveis que a fixação com parafusos bicorticais em “L” invertido.

Outra alternativa híbrida para potencializar a resistência biomecânica de uma sistema é a utilização de uma miniplaca de quatro furos, sendo que nos dois furos proximais são utilizados parafusos bicorticais, e nos dois furos distais, empregam-se parafusos monocorticais. Özden *et al.* (2006) observaram que esta técnica foi mais resistente que a técnica com miniplaca e parafusos simplesmente monocorticais, porém ainda foi inferior ao método de três parafusos bicorticais em “L” invertido. Porém, quando outro parafuso bicortical era adicionado na região basilar e distal do segmento proximal do grupo híbrido, seus resultados foram semelhantes ao grupo em “L” invertido. Assim, a configuração espacial dos parafusos bicorticais comprovou ser mais uma vez um fator crítico para a adequada estabilidade entre os segmentos osteotomizados na OSRM.

Cordey (1999) enumerou seis princípios básicos e fundamentais para a execução apropriada de experimentos biomecânicos em laboratório, de acordo com a sua experiência no Instituto de Pesquisa da AO / ASIF (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Association for the Study of Internal Fixation*) na Escola

de Biomecânica de Davos, na Suíça. De acordo com o autor, este tipo de pesquisa deve ter como regras:

**Regra 1:** O desenvolvimento de uma nova técnica ou um novo implante é justificado quando ele é a solução de um problema ou uma complicação clínica.

**Regra 2:** A solução mais adequada em engenharia biomecânica é geralmente simples e elegante;

**Regra 3:** O primeiro passo em investigações biomecânicas a respeito do tratamento de fraturas consiste no estabelecimento de que pacientes este estudo abrangerá;

**Regra 4:** Para um instrumento de teste, é importante a liberdade no local de apoio do dispositivo de carga e o osso;

**Regra 5:** A seleção do osso (substrato) deve ser feita de acordo com as exigências do experimento, buscando ser compatível com a população envolvida;

**Regra 6:** Os experimentos biomecânicos não devem estar interessados em uma diferença “*estatisticamente significativa*”, mas em uma diferença “*cl clinicamente significativa*”.

Este experimento desenvolveu uma metodologia fundamentada em considerações biomecânicas previamente validadas pela literatura, e apresentou modificações que procuraram se adequar a todas estas regras propostas por Cordey (1999). Sendo assim, este modelo de teste biomecânico *in vitro* mostrou-se economicamente viável, esclarecedor e reproduzível para a comparação de formas de FIR metálicas para a OSRM em substratos sintéticos simulando a anatomia humana para correção de deformidades dento-faciais. De acordo com Schwimmer *et al.* (1994) e Armstrong *et al.* (2001), investigações biomecânicas sistematizadas são um importante e útil pré-requisito para julgamento e seleção de técnicas e materiais de FIR para aplicação clínica, servindo de base para a

comparação com outros tipos de materiais e de incentivo para a investigação de novas pesquisas na área.

Testes experimentais baseados no método do elemento finito também são considerados como aplicáveis para a simulação do complexo maxilofacial sob condições de estresse mecânico. De acordo com estudos desta natureza, Maurer *et al.* (2003) observaram que modelos matemáticos simulando mandíbulas com a OSRM fixadas por parafusos bicorticais foram capazes de suportar cargas mastigatórias superiores àquelas fixadas com uma miniplaca e quatro parafusos monocorticais. De maneira semelhante, Erkmen *et al.* (2005a, 2005b) observaram, tanto para o avanço quanto para o recuo mandibular, a maior estabilidade da fixação promovida pelos parafusos bicorticais em configuração L-invertido, quando comparados a outras técnicas de FIR. Estes dados estavam de acordo com os resultados observados em testes biomecânicos em série *in vitro* convencionais para os mesmo sistemas de FIR. Assim, estudos com modelos em elemento finito podem ser uma excelente alternativa no desenvolvimento de técnicas e materiais de osteossíntese, especialmente quanto à riqueza de informações, ganho de tempo e materiais, especialmente ao se tratar de experimentos animais.

Entretanto, Foley (1995) e Haug *et al.* (1999) alertaram que é muito difícil duplicar a complexidade dos movimentos e das forças mastigatórias da mandíbula em um ambiente *in vitro*. A colocação de FIR, desconsiderando-se os fatores biológicos, requer uma cautelosa extrapolação dos resultados em situações clínicas. Armstrong *et al.* (2001) concordam que estas limitações são notórias, uma vez que na maioria dos trabalhos (1) os sistemas de fixação são testados com cargas isoladas, enquanto que clinicamente, as condições anatômicas sofrem diversas associações destas forças, (2) os materiais sofrem a ação de processos inflamatórios, (3) as condições clínicas normalmente são cíclicas e sofrem influência de atividades musculares, articulares, neurológicas e vasculares variáveis de acordo com cada paciente.

Distanciando-se dos métodos experimentais *in vitro*, numerosos estudos clínicos avaliando os resultados sobre a qualidade das diversas técnicas de osteossíntese também podem ser encontrados na literatura. Diferentemente do que pode ser encontrado no laboratório de testes mecânicos, nos quais se evidencia grande vantagem à capacidade de resistir a forças mastigatórias pelos sistemas de parafusos bicorticais, os trabalhos clínicos não demonstram uma tendência ao desuso das miniplacas com parafusos monocorticais (Blomqvist & Isaksson, 1994). Isto pode ser claramente explicado pelo fato de as forças mastigatórias, nas primeiras seis semanas pós-operatórias, serem drasticamente reduzidas. Assim, sistemas com menor resistência podem exercer satisfatória estabilização durante a fase inicial de reparo ósseo (Maurer *et al.*, 2003).

Seguindo este raciocínio, Stoelinga & Borstlap (2003) asseguraram que o uso de miniplacas pode assegurar suficiente estabilidade pós-operatória, baseado na limitação de forças mastigatórias das primeiras semanas pós-operatórias devido ao edema e hematoma dos músculos mastigatórios (Throckmorton & Ellis III, 2001).

Clinicamente, é difícil mensurar quanto que o reparo ósseo pode ser prejudicado por estas diferenças de resistência entre estas três técnicas de fixação. Também, a quantidade de estabilidade necessária para promover um reparo ósseo adequado e previsível ainda não foi totalmente reconhecida (Harada *et al.*, 2000; Van der Braber *et al.*, 2004; Nakata *et al.*, 2007). Contudo, em certas condições clínicas, o cirurgião deverá escolher qual o tipo de FIR fornecerá melhores resultados pós-operatórios. O tipo de movimento (avanço, recuo ou assimetria), a quantidade do movimento e a exata posição entre os segmentos proximal e distal podem criticamente influenciar o grau de contato ósseo e a qualidade da superfície que poderá receber o material de fixação.

Acredita-se, que o estiramento e mudança da posição muscular afeta a estabilidade das osteotomias mandibulares. As inserções musculares parecem se adaptar rapidamente após a osteotomia mandibular se o osso é estabilizado adequadamente durante esse período. O maior potencial de recidiva ocorre entre a terceira e a sexta semana após a cirurgia, e as técnicas de estabilização mais eficazes devem ser preconizadas para os movimentos mais instáveis, ou seja, aqueles que promovem maior alteração muscular e/ou permitem menor contato ósseo entre as superfícies osteotomizadas. Logo, estudos clínicos sobre a estabilidade de alguns procedimentos para correção de deformidades dento-faciais podem embasar criteriosamente a influência das propriedades de resistência da técnica de fixação escolhida sobre o resultado pós-operatório (Bailey *et al.*, 2004; Proffit *et al.*, 2007).

Em condições clínicas em que existem um bom contato ósseo, pequenas dimensões de afastamento ósseo, e conseqüentemente menor influência sobre a musculatura e articulação associadas, teoricamente, as três técnicas podem ser aplicadas com satisfatórios resultados pós-operatórios (Medeiros & Medeiros, 2001). Nas situações clínicas em que o contato ósseo é menor e exige-se o máximo de rigidez possível para permitir imediata função mandibular, a fixação com parafusos bicorticais em “L” invertido ou técnicas híbridas devem ser escolhidas (Schwimmer *et al.*, 1994; Ochs, 2003; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005) à técnica com miniplaca e parafusos monocorticais.

Entretanto, algumas limitações anatômicas como posição dos dentes, localização do nervo alveolar inferior, paredes alveolares delgadas após exodontias de terceiros molares durante a osteotomia sagital, mínima superfície de sobreposição entre os segmentos distal e proximal, ou mesmo fraturas incorretas, podem inviabilizar o emprego de três parafusos bicorticais. Ou seja, nem sempre a situação clínica é favorável ao emprego da técnica mais resistente, e os resultados deste trabalho apontam para a técnica híbrida como uma boa

opção em termos de resistência, como também foi defendido clinicamente por Schwartz & Relle (1996) e Ochs (2003). Assim, pode-se aliar a facilidade da técnica da miniplaca com a rigidez de um parafuso bicortical adicional quando a condição trans-cirúrgica assim a exigir.

Uma consideração final sobre este trabalho envolve a similaridade dos resultados com outros trabalhos que utilizaram modelos de teste diferentes, mas que foram baseados em semelhantes princípios biomecânicos de reprodução das variáveis tensão/distensão. Esta semelhança corroborou com a validação da metodologia deste trabalho para a investigação das propriedades de resistência de materiais de FIR em substratos sintéticos. Os resultados deste experimento forneceram, então, conhecimento primário sobre as propriedades biomecânicas de hemimandíbulas sintéticas fixadas por miniplacas e parafusos metálicos de acordo com três opções de aplicação clínica para a OSRM. Assim, esta informação pode auxiliar na segurança e efetividade de estudos animais e subseqüentes avaliações clínicas destes materiais em OSRM em humanos.

## 7. CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho possibilitaram verificar e concluir que:

- 1) Os sistemas fixados com miniplacas e parafusos monocorticais apresentaram menor capacidade de resistência aos deslocamentos, enquanto que os sistemas fixados com parafusos bicorticais em “L” invertido foram os mais resistentes;
- 2) A colocação adicional de um parafuso bicortical em sistemas fixados com miniplacas e parafusos monocorticais aumentou consideravelmente a sua capacidade de resistência;
- 3) Os experimentos com modelos biomecânicos *in vitro* podem auxiliar na interpretação das características de materiais de fixação interna rígida, visando sua aplicação clínica.

## REFERÊNCIAS\*

1. Abeloos J, De Clerq C, Neyt L. Skeletal stability following miniplate fixation after bilateral sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51(4): 366-9.
2. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1992; 50(12): 1295-9.
3. Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW, Urata MM. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 68(2): 125-9.
4. Armstrong JEA, Lapointe HJ, Hogg NJV, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59(2): 191-5.
5. Asprino L, Consani S, Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64(3): 452-6.
6. Asprino L. Comparação da resistência ao carregamento de três técnicas de fixação interna rígida utilizadas no tratamento de fraturas condilares. Estudo *in vitro* em hemimandíbulas de poliuretano [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
7. Assael LA. Stable internal fixation of osteotomies of the facial skeleton. In: Prein J, editor. *Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton*. Berlin: Springer; 1998. p. 185-98.

---

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

8. Aziz SR. Simon P Hullihen and the origin of orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62(10): 1303-7.
9. Bailey LJ, Cevidanes LHC, Proffit WR. Stability and predictability of orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126(3): 273-7.
10. Bays RA. Complications of orthognathic surgery. In: Kaban LB, Pogrel MA, Perrot DH, editors. *Complications in oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia: WB Saunders Company; 1997. p. 193-222.
11. Becelli R, Fini G, Renzi G, Giovannetti F, Roefaro E. Complications of bicortical screw fixation observed in 482 mandibular sagittal osteotomies. *J Craniofac Surg* 2004; 15(1): 64-8.
12. Bell WH, Schendel SA. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. *J Oral Surg* 1977; 35: 362-9.
13. Berger JL, Pangrazio-Kulbersh V, Bacchus SN, Kaczynski R. Stability of bilateral sagittal split ramus osteotomy: rigid fixation versus transosseous wiring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 118(10): 397-403.
14. Blomqvist JE, Isaksson S. Skeletal stability after mandibular advancement: a comparison of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52(11):1133-7.
15. Bloomquist DS, Lee JJ. Principles of mandibular orthognathic surgery. In: Miloro M, editor. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. 2 ed. Hamilton: BC Decker Inc.; 2004. p. 1135-78.
16. Bouwman JPB, Kerstens HC, Tuinzing DB. Condylar resorption in orthognathic surgery: the role of intermaxillary fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994a; 78(2): 138-41.
17. Bouwman JPB, Husak A, Putnam GD, Becking AG, Tuinzing DB. Screw fixation following bilateral sagittal ramus osteotomy for mandibular advancement – complications in 700 consecutives cases. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995; 33(4): 231-4.

18. Bouwman JPB, Tuinzing DB, Kostense PJ. A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Würzburg screws, Champy miniplates, and Biofix (biodegradable) rods. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994b; 23(1): 46-8.
19. 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.
20. Carter TB, Frost DE, Tucker MR, Zuniga JR. Cortical thickness in human mandibles: clinical relevance to the sagittal split ramus osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1991; 6(4): 257-60.
21. Choi BH, Zhu SJ, Han SG, Huh JY, Kim BY, Jung JH. The need for intermaxillary fixation in sagittal split osteotomy setbacks with bicortical screw fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 100(3): 292-5.
22. Cillo JE, Stella JP. Selection of sagittal split ramus osteotomy technique based on skeletal anatomy and planned distal segment movement: Current therapy. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63(1): 109-114.
23. Cordey J. An introduction to selected chapters in bone biomechanics. *Injury* 1999; Suppl 1: A1-6.
24. Cordey J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury* 2000; Suppl 2: S B1-13.
25. Costa DJ. Avaliação da estabilidade no avanço mandibular através da osteotomia sagital dos ramos mandibulares: Análise cefalométrica em norma lateral [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2004.
26. Dal Pont G. Retromolar osteotomy for correction of prognathism. *J Oral Surg* 1961; 19: 42-7.
27. Ellis III E, Reynolds S, Carlson DS. Stability of the mandible following advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988; 94(1): 38-49.

28. Ellis III E, Throckmorton GS, Sinn DP. Bite forces before and after correction of mandibular prognatism. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(2): 176-81.
29. Ellis III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51(2): 163-73.
30. Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 1977; 35: 157-9.
31. Erkmen E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: Advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005a; 34(5): 551-8.
32. Erkmen E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2005b; 43(2): 97-104.
33. Farole A. An intraoral technique for transoral rigid fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1992; 50(4): 422-3.
34. Flynn B, Brown DT, Lapp TH, Bussard DA, Roberts E. A comparative study of temporomandibular symptoms following mandibular advancement by bilateral sagittal split osteotomies: rigid versus nonrigid fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 70(3): 372-80.
35. Foley WL, Beckmann TW. In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1992; 7(3): 147-51.
36. Foley WL, Frost DE, Paulin Jr WB, Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47(7): 720-3.
37. Foley WL. Appropriate testing of fixation for the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52(7): 780-1.

38. Foley WL. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies [discussion]. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 53(12): 1383-85.
39. Forssell K, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Superior repositioning of the maxilla combined with mandibular advancement: mandibular RIF improves stability. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 102(4): 342-50.
40. Frost DE. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance [discussion]. *J Oral Maxillofac Surg* 1999; 57(3): 308-9.
41. Fujioka M, Fujii T, Hirano A. Comparative study of mandibular stability after sagittal split osteotomies: bicortical versus monocortical osteosynthesis. *Cleft Palate Craniofac J* 2000a; 37(6): 551-5.
42. Fujioka M, Fujii T, Hirano A. Complete breakage of three-dimensional miniplates: unusual complication of osteosynthesis after sagittal split osteotomy. Two cases reports. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2000b; 34(3): 259-63.
43. Garcia RR. Avaliação da resistência, à remoção por tração, de parafusos de titânio inseridos em tíbias de coelho [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.
44. Guernsey LH, DeChamplain RW. Sequelae and complications of the intraoral sagittal osteotomy in the mandibular rami. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971; 32(2): 176-92.
45. Guimarães Filho R. Comparação da resistência mecânica à flexão da fixação interna rígida através do uso de parafusos metálicos e reabsorvíveis na osteotomia sagital do ramo mandibular. Estudo in vitro [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
46. Hammer B, Ettlin D, Rahn B, Prein J. Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23(5): 321-4.

47. Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of bite forces and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure sensitive device: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58(4): 370-3.
48. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. *J Oral Maxillofac Surg* 1999; 57(3): 300-8.
49. Haug RH. Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws [discussion]. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(11): 1324-6.
50. Hegtvedt AK, Zuniga JR. Lingual nerve injury as a complication of rigid fixation of the sagittal ramus osteotomy: report of a case. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48(6): 647-50.
51. Hullihen SP: Case of elongation of the underjaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. *Am J Dent Sci* 1849; 9: 157. *Apud* Aziz SR. Simon P Hullihen and the origin of orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62(10): 1303-7.
52. Hunsunck E. A modified intraoral sagittal splitting technique for correction of mandibular prognatism. *J Oral Surg* 1968; 26: 249-52.
53. Jeter TS, Van Sickels JE, Dolwick MF. Rigid internal fixation of ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42(4): 270-2.
54. Jovanovic A, Bouwman JPB, Tuinzing DB. A modified technique to determine the desired length of bicortical screws in sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(4): 528-9.
55. Karabouta-Voulgaropoulou I, Martis C. Facial paresis following sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; 57(6): 600-3.
56. Kempf KK. Transoral technique for rigid fixation of sagittal ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1987; 45(12): 1077-9.

57. Kim HC, Essaki S, Kameyama T, Yamamoto K. Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 1993; 21(6): 266-70.
58. Kim HC, Essaki S, Kameyama T. Comparison of screw placement patterns on the rigidity of the sagittal split ramus osteotomy: technical note. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23(1): 54-6.
59. Kitajima T, Handa V, Naitoh K. A modification of the sagittal splitting technique ensuring that the osteotomy split lies immediately medial to the lateral cortex. *J Craniomaxillofac Surg* 1989; 17(2); 53-7.
60. Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 53(12): 1374-83.
61. Kohn DH. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: effects of positional screw size and placement configuration [discussion]. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(5): 609-10.
62. Lacey MS, Colcleugh RG. Infected screws in patients treated by mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 53(5): 510-12.
63. Lai W, Yamada K, Hanada K, Ali IM, Takagi R, Kobayashi T, Hayashi T. Postoperative mandibular stability after orthognathic surgery in patients with mandibular protrusion and mandibular deviation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2002; 17(1): 13-22.
64. Lee J, Piecuch JF. The sagittal ramus osteotomy. Stability of fixation with internal miniplates. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1992; 21(6): 326-30.
65. Llewelyn J, Sugar A. Lag screw in sagittal split osteotomies: should they be removed? *Br J Oral Maxillofac Surg* 1992; 30(2): 83-6.
66. Lupori JP, Kewitt GF, Van Sickels JE. Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback. In: Fonseca RJ, editor. *Oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2000. v. 3. p. 297-310.

67. Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 2003; 31(5): 284-9.
68. Medeiros PJ, Medeiros PP. *Cirurgia ortognática para o ortodontista*. São Paulo: Santos; 2001.
69. Mehra P, Castro V, Freitas RZ, Wolford LM. Complications of the mandibular sagittal split osteotomy associated with the presence or absence of third molars. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59(8): 854-8.
70. Michelet FX, Benoit JP, Festal F. Contention sans blacage des ostéotomies sagittales des branches montantes de la mandibule par plaques vissées endobuciales dans le traitement des dysmorphoses antéro-postérieures. *Rev Stomatol* 1971; 4: 531. *Apud* Ellis III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51(2): 163-73.
71. Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillofacial surgery. *J Maxillofac Surg* 1973; 1(2): 79-84.
72. Michelet FX, Quentin D. Apport des plaques vissées dans les clivages sagittaux pour prognathisme mandibulaire. *Rev d'Odonto-Stomat du Midi de la France* 1971; 4: 106. *Apud* Ellis III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51(2): 163-73.
73. Mobarak KA, Krogstad O, Espeland L, Lyberg T. Long-term stability of mandibular setback surgery: a follow-up of 80 bilateral sagittal split osteotomy patients. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2000; 15(2): 83-95.
74. Mommaerts MY. Lag screw versus wire osteosynthesis in mandibular advancement. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1991; 6(3): 153-60.
75. Moore KE, Gooris PJJ, Stoelinga PJW. The contributing role of condilar resorption to skeletal relapse following mandibular advancement

- surgery: report of five cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1991; 49(5): 448-60.
76. Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55(5): 489-94.
77. Nakata Y, Ueda HM, Kato M, Tabe H, Shikata-Wakisaka N, Matsumoto E, Koh M, Tanaka E, Tanne K. Changes in stomatognathic function induced by orthognathic surgery in patients with mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 65(3): 444-51.
78. Nemeth DZ, Rodrigues-Garcia RCM, Sakai S, Hatch JP, Van Sickels JE, Bays R, Clark GM, Rugh JD. Bilateral sagittal split osteotomy and temporomandibular disorders: rigid fixation versus wire fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89(1): 29-34.
79. Niederdellmann H, Shetty V, Collins FJV. Controlled osteosynthesis utilizing the position screw. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1987; 2(3): 159-62.
80. Nitzan DW, Dolwick MF. Temporomandibular joint fibrous ankylosis following orthognathic surgery: report of eight cases. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1989; 4(1): 7-11.
81. Obeid G, Lindquist CC. Optimal placement of bicortical screws in sagittal split-ramus osteotomy of mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991; 71(6): 665-9.
82. Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61(12): 1477-84.
83. Onizawa K, Schmelzeisen R, Vogt S. Alterations of temporomandibular joint symptoms after orthognathic surgery: comparison with healthy volunteers. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 53(2): 117-21.
84. Özden B, Alkan A, arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006; 35(9): 837-41.

85. Paulus GW, Steinhauser EW. A comparative study of wire osteosynthesis versus bone screws in the treatment of mandibular prognathism. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982; 54(1): 2-6.
86. Perrot DH. Complications associated with the use of rigid internal fixation in maxillofacial surgery. In: Kaban LB, Pogrel MA, Perrot DH, editors. *Complications in oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia: WB Saunders Company; 1997. p. 223-35.
87. Perthes G. Operative korrektur der progenie. *Zentralbl Chir* 1922; 49: 1540. Apud Guernsey LH, DeChamplain RW. Sequelae and complications of the intraoral sagittal osteotomy in the mandibular rami. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971; 32(2): 176-92.
88. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63(9): 1317-24.
89. Phillips C, Medland WJ, Fields HW, Proffit WR, White RP. Stability of surgical maxillary expansion. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1992; 7(3): 139-46.
90. Proffit WR, Phillips C, Dann C IV, Turvey TA. Stability after surgical-orthodontic correction of skeletal Class III malocclusion. I. Mandibular setback. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1991a; 6(1): 7-18.
91. Proffit WR, Phillips C, Prewitt JW, Turvey TA. Stability after surgical-orthodontic correction of skeletal Class III malocclusion. II. Maxillary advancement. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1991b; 6(2): 71-80.
92. Proffit WR, Phillips C, Turvey TA. Stability after surgical-orthodontic correction of skeletal Class III malocclusion. III. Combined maxillary and mandibular procedures. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1991c; 6(4): 211-25.
93. Proffit WR, Phillips C, Turvey TA. Stability following superior repositioning of the maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 92(2): 151-61.

94. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. Orthognathic surgery: a hierarchy of stability. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1996; 11(3): 191-204.
95. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension. *Head Face Med* 2007; 3(1): 21.
96. Puricelli E. A new technique for mandibular osteotomy. *Head Face Med* 2007; 3: 15.
97. Reitzik M, Schoorl W. Bone repair in the mandible: a histologic and biometric comparison between rigid and semi-rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1983; 41(4): 215-8.
98. Reitzik M. Cortex to cortex healing after mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1983; 41(10): 658-63.
99. Rubens BC, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JH, Politis C. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17(6): 371-6.
100. Schardt-Sacco D. Rigid internal fixation in orthognathic surgery. In: Fonseca RJ, editor. *Oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2000. v. 3. p. 433-46.
101. Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML. Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2-5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994; 23(3): 127-31.
102. Schow SR, Triplett RG, Solomon JM. Lingual nerve injury associated with overpenetration of bicortical screws used for fixation of a bilateral mandibular sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(12): 1451-2.
103. Schuchardt G. Ein Beitrag zur chirurgischen kieferorthopadie unter berücksichtigung ihrer für die behandlung angeborener und erworbener kieferdeformitäten bei soldaten. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 1942;9:73. Apud Trauner R, Obwegeser H. *Operative oral surgery: the surgical correction of mandibular prognatism and retrognathia with*

- consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10(7): 677-89.
104. Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(2): 234-5.
105. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52(1): 45-8.
106. Shepherd JP, Dohvoma CN, Harradine WT. Screw fixation after mandibular sagittal split osteotomy: an intra-oral approach. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1991; 29(5): 325-9.
107. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1996a; 54(11): 1317-24.
108. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: effects of positional screw size and placement configuration. *J Oral Maxillofac Surg* 1996b; 54(5): 601-9.
109. Shetty V. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques [discussion]. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55(5): 494-5.
110. Simmons KE, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Surgical-orthodontic correction of mandibular deficiency: five-year follow-up. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1992; 7(2): 67-79.
111. Smith BR, Rajchel JL, Waite DE, Read L. Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1991; 49(3): 222-6.
112. Spiessl B. *New concepts in maxillofacial bone surgery*. New York: Springer-Verlag; 1976.
113. Spiessl B. Ostéosynthèses bei sagittaler osteotomie nach Obwegeser-Dal Pont. *Fortshr Kiefer Gesichtschir* 1974; 18: 145. *Apud* Ellis III, E.

- Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51(2): 163-73.
114. Steinhauser EW. Bone screws and plates in orthognathic surgery. *Int J Oral Surg* 1982; 11(4): 209-16.
115. Stoelinga PJW, Borstlap WA. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: The versatility of a technique. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61(12): 1471-6.
116. 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(9): 1055-8.
117. Throckmorton GS, Ellis III E. The relationship between surgical changes in dentofacial morphology and changes in maximum bite force. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59(6): 620-7.
118. Trauner R, Obwegeser H. Operative oral surgery: the surgical correction of mandibular prognatism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10(7): 677-89.
119. Trivellato AE. Resistência à flexão de fixação em osteotomia bovina, variando o número, a localização e a extensão das placas [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.
120. Tulasne JF, Schendel SA. Transoral placement of rigid fixation following sagittal split ramus split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47(6): 651-2.
121. Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies: early experiences. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1986; 1(4): 243-50.
122. Turvey TA, Phillips C, Zaytoun HS Jr, Proffit WR. Simultaneous superior repositioning of the maxilla and mandibular advancement: a report of stability. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94(5): 372-83.

123. Turvey TA. Intraoperative complications of sagittal osteotomy of the mandibular ramus: incidence and management. *J Oral Maxillofac Surg* 1985; 43(7): 504-9.
124. Turvey TA. Recognition and management of dento-facial and craniofacial abnormalities. In: Know PH, Laskin DM, editors. *Clinician's manual of oral and maxillofacial surgery*. 3ed. Quintessence Publishing: Chicago; 2001. p. 426-37.
125. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2001; 39(4): 266-8.
126. Ueki K, Nakagawa K, Takatsuka S, Yamamoto E. Plate fixation after mandibular osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2001; 30(6): 490-6.
127. Van der Braber W, Van der Glas H, Van der Bilt A, Bosman F. Masticatory function in retrognathic patients, before and after mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62(5): 549-54.
128. Van Sickels JE, Dolce C, Keeling S, Tiner BD, Clark GM, Rugh JD. Technical factors accounting for stability of a bilateral sagittal split osteotomy advancement: wire osteosynthesis versus rigid fixation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89(1): 19-23.
129. Van Sickels JE, Hatch JP, Dolce C, Bays RA, Rugh JD. Effects of age, amount of advancement, and genioplasty on neurosensory disturbance after a bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60(9): 1012-7.
130. Van Sickels JE, Jeter TS, Theriot BA. Management of an unfavorable lingual fracture during a sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1985; 43(10): 808-9.
131. Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44(9): 698-702.

132. Van Sickels JE. A comparative study of bicortical screws and suspension wires versus bicortical screws in large mandibular advancements. *J Oral Maxillofac Surg* 1991; 49(12): 1293-6.
133. 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(11): 1620-5.
134. Van Sickels JE, Richardson DA. Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1996; 34(4): 279-85.
135. Watzke IM, Tucker MR, Turvey TA. Lag screw versus position screw technique for rigid internal fixation of sagittal osteotomies: a comparison of stability. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1991; 6(1): 19-27.
136. Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screws or wire fixation: a comparative study. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48(2): 108-21.
137. Welch TB. Stability in the correction of dentofacial deformities: a comprehensive review. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47(11): 1142-9.
138. Wessberg GA, Schendel SA, Epker BN. The role of suprahyoid myotomy in surgical advancement of the mandible via sagittal split ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1982; 40(5): 273-7.
139. Wolford LM, Bennett MA, Rafferty CG. Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1987; 64(2): 146-55.
140. Wolford LM, Davis Jr WM. The mandibular inferior border split: a modification in the sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48(1): 92-4.
141. Wolford LM. The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58(3): 310-2.

BIBLIOGRAFIA

1. Ayres M, Ayres Jr M, Ayres DL, Santos AS. BioEstat 4.0. Aplicações estatísticas nas áreas das ciências biológicas e médicas. Belém: Sociedade Civil Mamirauá; 2005.
2. Ceccotti HM, Sousa DD. Teses e dissertações; manual de normalização da UNICAMP/FOP; 2ª ed. 2006.
3. Houaiss. Dicionário eletrônico da língua portuguesa [programa de computador]. Versão 1.0. Editora objetiva Ltda.; 2001. 1 CD-ROM.
4. Medline. Pesquisa de dados e títulos de periódicos. [on line] Disponível na internet: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov> .
5. Microsoft Windows Excel [programa de computador]. Microsoft Office 2003. Seattle (EUA). Microsoft Corporation; 2003. 1 CD-ROM.
6. Pereira CB, Mello e Alvim MC. Manual para estudos craniométricos e cranioscópicos. [on line] Disponível na internet em 29 de outubro de 2006: [www.cleber.com.br/manual.pdf](http://www.cleber.com.br/manual.pdf)

## ANEXO 1

### Análise das Dimensões das Hemimandíbulas

- Dimensão **a** – O comprimento da borda inferior no segmento distal, referente à distância da linha média sinfisária à região mais inferior e posterior do ramo, foi de 69 mm;
- Dimensão **b** – O comprimento da base íntegra do segmento distal, referente à distância da linha média sinfisária à região mais anterior e inferior da osteotomia vertical, foi de 48,5 mm;
- Dimensão **c** – A altura alveolar anterior, referente à distância da borda inferior à borda incisal do incisivo central, foi de 50 mm.
- Dimensão **d** – A altura alveolar posterior, referente à menor distância da borda inferior à borda oclusal do primeiro molar inferior, foi de 39 mm;
- Dimensão **e** – O comprimento total do segmento distal, referente à maior distância entre o ponto mais inferior da linha média sinfisária ao ponto mais superior e posterior do ramo, foi de 108,5 mm;
- Dimensão **f** – A largura do ramo no segmento distal, referente à distância ântero-posterior no nível da osteotomia horizontal, foi de 24 mm.
- Dimensão **g** – A espessura do corpo, referente à região do primeiro molar inferior no segmento distal, foi de 14,5 mm;
- Dimensão **h** – A espessura do ramo no segmento distal, referente à região retromolar, foi de 11 mm.
- Dimensão **i** – O comprimento da borda inferior no segmento proximal, referente à distância do ponto mais inferior da osteotomia vertical à região mais inferior e posterior do ramo, foi de 49,5 mm;
- Dimensão **j** – O comprimento do processo coronóide, referente à distância de um ponto na incisura pré-goníaca ao ponto mais distante no processo coronóide, foi de 71,5 mm;

- ➔ Dimensão **k** – O comprimento da incisura mandibular, referente à distância de um ponto na incisura pré-goníaca ao ponto central da incisura mandibular, foi de 59,5 mm;
- ➔ Dimensão **l** – O comprimento do côndilo mandibular, referente à distância de um ponto na incisura pré-goníaca ao ponto mais distante do côndilo mandibular, foi de 80 mm;
- ➔ Dimensão **m** - A largura do ramo no segmento proximal, referente à distância ântero-posterior acima da região retromolar, foi de 35 mm;
- ➔ Dimensão **n** – A altura do corpo no segmento proximal, referente à distância da borda inferior à borda superior na região da osteotomia vertical, foi de 25,5 mm;
- ➔ Dimensão **o** - A espessura do ramo no segmento proximal, referente à região retromolar, foi de 7,5 mm.

## ANEXO 2

**Análise do Módulo de Elasticidade**  
Valores para o Titânio – Teste de Flexão

Corpo 1						
Diâmetro (mm)	Apoio (mm)	Deslocamento (mm)	Força (kgf)	Momento (mm)	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
3,05	20	0,1	6,196	304,2236	107,2243	23872,69
3,05	20	0,25	18,9	927,99	327,0723	29128,07
3,05	20	0,4	33,4	1639,94	578,0008	32171,88
3,05	20	0,5	43,18	2120,138	747,2477	33273,82
3,05	20	0,1	6,196	304,2236	107,2243	23872,69
<b>Média</b>						<b>29.611,6</b>
Corpo 2						
Diâmetro (mm)	Apoio (mm)	Deslocamento (mm)	Força (kgf)	Momento (mm)	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
3,05	20	0,1	9,331	458,1521	161,4768	35951,59
3,05	20	0,2	19,99	981,509	345,9352	38509,93
3,05	20	0,3	31,85	1563,835	551,1774	40905,16
3,05	20	0,4	43,48	2134,868	752,4394	41881,24
3,05	20	0,47	50,67	2487,897	876,8653	41537,75
<b>Média</b>						<b>39.757,1</b>
Corpo 3						
Diâmetro (mm)	Apoio (mm)	Deslocamento (mm)	Força (kgf)	Momento (mm)	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
3,05	20	0,1	9,966	489,3306	172,4657	38398,2
3,05	20	0,2	19,79	971,689	342,4741	38124,64
3,05	20	0,3	31,56	1549,596	546,1588	40532,72
3,05	20	0,4	43,29	2125,539	749,1513	41698,22
3,05	20	0,46	50,87	2497,717	880,3264	42608,27
<b>Média</b>						<b>40.272,4</b>

Valor médio geral para corpos de titânio = 36.547,1 MPa.

### Análise do Módulo de Elasticidade

Valores para a Resina – Teste de Compressão

Corpo 1						
Diâmetro (mm)	Altura inicial (mm)	Deslocamento (mm)	Força (kgf)	Elongação (mm)	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
12,5	22	0,16	4,08	0,007272727	2,6830	44,89142857
12,5	22	0,3	10,24	0,013636364	3,8710	60,08996452
12,5	22	0,5	22,54	0,022727273	3,6270	79,36100392
12,5	22	0,75	40,94	0,034090909	3,3300	96,09699795
12,5	22	0,9	50,53	0,040909091	4,0240	98,839385
<b>Média</b>						<b>75,86</b>
Corpo 2						
Diâmetro (mm)	Altura inicial (mm)	Deslocamento (mm)	Força (kgf)	Elongação (mm)	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
12,7	21,5	0,15	4,787	0,006976744	0,371087714	53,18923907
12,7	21,5	0,3	9,725	0,013953488	0,753880932	54,02813348
12,7	21,5	0,5	18,62	0,023255814	1,443420356	62,06707529
12,7	21,5	0,75	30,68	0,034883721	2,378310232	68,17822664
12,7	21,5	1	41,31	0,046511628	3,202346664	68,85045329
<b>Média</b>						<b>61,26</b>
Corpo 3						
Diâmetro (mm)	Altura inicial (mm)	Deslocamento (mm)	Força (kgf)	Elongação (mm)	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
12,75	21	0,15	4,838	0,007142857	0,372105497	52,09476953
12,75	21	0,3	12,74	0,014285714	0,97987268	68,59108762
12,75	21	0,5	25,33	0,023809524	1,948208398	81,82475272
12,75	21	0,75	41,31	0,035714286	3,177279468	88,9638251
12,75	21	1	50,67	0,047619048	3,897185927	81,84090446
<b>Média</b>						<b>74,66</b>

Valor médio geral para corpos de resina em poliuretano = 70,6 MPa.

## ANEXO 3

**Análise Estatística Descritiva**  
Valores do Teste de Carregamento

**Carga de pico – GRUPO 1**

GRUPO 1: Miniplaca - Recuo - Vertical						
amostra / deslocamento	(carga - kgf)	1 mm	3 mm	5 mm	10 mm	(Falha)
I		0,2309	1,0640	2,3070	4,7420	
II		0,1758	0,7597	1,4670	2,8150	
III		0,2067	0,6577	1,4460	3,5600	
IV		0,2228	0,7839	1,4670	3,6670	
V		0,149	0,4846	0,994	2,6400	
VI		0,2403	0,6456	1,2360	2,8090	
VII		0,2711	0,7329	1,3190	2,7130	
VIII		0,1745	0,6564	1,4300	3,2760	
IX		0,2336	0,8779	1,7140	3,8290	
X		0,1885	0,7946	1,6270	3,9960	

Média	0,20932	0,74573	1,5007	3,4047
Desvio Padrão	0,037161	0,1552467	0,346676	0,682588

**Carga de pico – GRUPO 2**

GRUPO 2: Híbrida - Recuo - Vertical						
amostra / deslocamento	(carga - kgf)	1 mm	3 mm	5 mm	10 mm	(Falha)
I		0,6819	2,0010	3,3640	6,1450	
II		0,5471	1,4310	2,3700	4,7730	
III		0,5611	1,5560	2,5770	5,1190	
IV		0,5785	1,5800	2,5140	4,7810	
V		0,4107	1,3640	2,4860	4,6750	
VI		0,7315	1,5800	2,5540	5,4010	
VII		0,4805	1,1930	2,1440	4,5250	
VIII		0,5705	1,5580	2,4680	4,9660	
IX		0,4027	1,1130	1,8870	3,9700	
X		0,6765	1,6890	2,9320	5,8740	coronóide

Média	0,5641	1,5065	2,5296	5,0229
Desvio Padrão	0,11138	0,2522949	0,401943	0,644413

**Carga de pico – GRUPO 3**

<b>GRUPO 3: L-invertido - Recuo - Vertical</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,4899	1,7620	2,9140	5,1840	
II		0,5638	1,7130	2,8600	5,1490	
III		0,5436	1,4820	2,4170	4,7100	
IV		0,5812	1,6030	2,5600	4,8110	
V		0,6309	1,6820	2,7660	5,0710	
VI		0,498	1,6580	2,5830	4,7650	
VII		0,5141	1,3600	2,4930	4,8970	
VIII		0,5517	1,8470	3,1420	5,7400	
IX		0,4537	1,3380	2,3690	4,4980	
X		0,5973	1,4900	2,3890	4,4910	

<b>Média</b>	0,54242	1,5935	2,6493	4,9316
<b>Desvio Padrão</b>	0,054051	0,1706082	0,259897	0,373966

**Carga de pico – GRUPO 4**

<b>GRUPO 4: Miniplaca - Avanço - Vertical</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,2175	0,5047	0,6980	1,6380	
II		0,3329	0,7154	0,9396	1,3850	
III		0,1906	0,3652	0,6483	2,3500	
IV		0,1181	0,2953	0,4617	1,4160	
V		0,1383	0,3866	0,6752	2,0010	
VI		0,1745	0,4832	0,8121	1,3420	
VII		0,1789	0,4953	0,7785	1,4910	
VIII		0,1195	0,3114	0,4953	1,7010	
IX		0,1275	0,2671	0,4658	1,1970	
X		0,1409	0,2859	0,4336	1,1430	

<b>Média</b>	0,17387	0,41101	0,64081	1,5664
<b>Desvio Padrão</b>	0,065037	0,139887	0,172852	0,373191

**Carga de pico – GRUPO 5**

<b>GRUPO 5: Híbrida - Avanço - Vertical</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,3208	0,6470	1,0950	2,3760	
II		0,3423	0,8913	1,3960	2,4740	
III		0,2443	0,5906	0,9275	1,9460	
IV		0,2913	0,6282	0,9785	1,8720	
V		0,2161	0,4658	0,6858	1,2970	
VI		0,2027	0,4966	0,7664	1,9010	
VII		0,1745	0,5289	0,9168	1,9250	
VIII		0,1906	0,4175	0,7423	1,4820	
IX		0,1732	0,4550	0,6524	1,5070	
X		0,2913	0,8013	1,1790	2,4090	

<b>Média</b>	0,24471	0,59222	0,93397	1,9189
<b>Desvio Padrão</b>	0,062547	0,1549022	0,237451	0,409318

**Carga de pico – GRUPO 6**

<b>GRUPO 6: L-invertido - Avanço - Vertical</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,2899	0,7302	1,2050	2,6830	
II		0,3584	1,1640	1,8980	3,8710	
III		0,3946	1,0390	1,7610	3,6270	
IV		0,3020	0,9785	1,6150	3,3300	
V		0,4698	1,1620	2,1020	4,0240	
VI		0,3933	1,0460	1,6070	3,2550	
VII		0,3047	0,8537	1,3330	2,8660	
VIII		0,3893	1,0280	1,5930	3,1520	
IX		0,3879	1,1990	2,1340	4,1440	
X		0,4752	1,1280	1,9690	4,0970	

<b>Média</b>	0,37651	1,03284	1,7217	3,5049
<b>Desvio Padrão</b>	0,064878	0,1481063	0,310479	0,524799

**Carga de pico – GRUPO 7**

<b>GRUPO 7: Miniplaca - Recuo - Lateral</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,3960	1,4170	2,6000	5,3960	
II		0,5248	1,3460	2,6470	6,0210	
III		0,2685	1,0230	2,3610	8,3650	
IV		0,3785	1,2860	2,3150	5,0230	parafuso - 3
V		0,4926	1,5020	2,8710	6,6230	
VI		0,5772	2,1210	3,4250	6,9500	
VII		0,6121	1,5730	2,8380	5,6080	
VIII		0,5933	1,9380	3,2820	6,9100	
IX		0,4000	1,7480	3,2700	6,8240	
X		0,4510	1,7730	3,6480	7,4230	

<b>Média</b>	<b>0,4694</b>	<b>1,5727</b>	<b>2,9257</b>	<b>6,5143</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,110609</b>	<b>0,3282831</b>	<b>0,459805</b>	<b>1,013479</b>

**Carga de pico – GRUPO 8**

<b>GRUPO 8: Híbrida - Recuo - Lateral</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,6107	2,2350	4,0510	8,1800	
II		0,7074	2,0150	3,6940	7,9250	
III		0,7960	2,9730	5,5090	11,7400	
IV		0,7267	2,1960	4,0800	8,8430	
V		0,6430	2,2200	3,9290	8,0780	
VI		0,5007	2,0740	4,2540	10,8900	
VII		0,8671	2,4760	4,5520	9,9330	
VIII		0,5624	2,3140	4,3440	8,9450	
IX		0,6725	2,7740	5,1330	10,7900	
X		0,7262	3,1740	5,9540	11,5600	

<b>Média</b>	<b>0,68127</b>	<b>2,4451</b>	<b>4,55</b>	<b>9,6884</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,108381</b>	<b>0,3966323</b>	<b>0,741554</b>	<b>1,47854</b>

**Carga de pico – GRUPO 9**

<b>GRUPO 9: L-invertido - Recuo - Lateral</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,7114	2,3450	4,7780	10,9700	
II		0,4765	2,4000	4,5690	10,0700	
III		0,8738	3,1490	5,5620	11,5900	
IV		0,5691	2,7560	5,1570	11,1600	
V		0,4953	2,1060	3,6760	7,6380	
VI		0,5087	2,6940	4,9580	9,5440	
VII		0,8497	2,5570	4,5310	9,3230	
VIII		0,9208	2,7580	5,0680	10,8800	
IX		0,8040	2,0320	3,6870	7,3290	
X		0,9409	2,6630	4,8380	10,5000	

<b>Média</b>	0,71502	2,546	4,6824	9,9004
<b>Desvio Padrão</b>	0,18669	0,3346441	0,605198	1,457709

**Carga de pico – GRUPO 10**

<b>GRUPO 10: Miniplaca - Avanço - Lateral</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,3168	1,0710	2,0470	4,3930	
II		0,2081	0,6819	1,6310	3,6940	
III		0,1973	0,5141	0,9597	2,4040	parafuso - 3
IV		0,2953	0,9329	1,5140	3,4870	parafuso - 3
V		0,2698	1,2200	2,1960	5,0600	
VI		0,4483	1,3810	2,3540	5,3150	
VII		0,2577	0,8819	1,6150	3,8270	
VIII		0,4389	1,3680	2,4680	4,4480	parafuso - 3
IX		0,2993	0,9839	1,9570	4,6970	
X		0,2456	0,7369	1,3730	3,0620	

<b>Média</b>	0,29771	0,97716	1,81147	4,0387
<b>Desvio Padrão</b>	0,085759	0,289449	0,474613	0,912421

**Carga de pico – GRUPO 11**

<b>GRUPO 11 : Híbrida - Avanço - Lateral</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,3208	1,0070	2,0670	5,9170	
II		0,3718	1,1420	2,3460	6,0910	
III		0,2953	1,3570	2,7090	6,9930	
IV		0,2349	0,8282	1,8170	4,6130	
V		0,5490	1,8830	3,4560	6,9150	
VI		0,3866	1,4670	2,7460	5,7400	
VII		0,4537	1,3700	2,6250	6,6930	
VIII		0,3812	1,5010	2,7110	5,8420	
IX		0,2698	1,2460	2,6420	5,5440	
X		0,2618	1,2130	2,5210	5,2160	

<b>Média</b>	<b>0,35249</b>	<b>1,30142</b>	<b>2,564</b>	<b>5,9564</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,09683</b>	<b>0,2906317</b>	<b>0,439143</b>	<b>0,755617</b>

**Carga de pico – GRUPO 12**

<b>GRUPO 12: L-invertido - Avanço - Lateral</b>						
<b>amostra / deslocamento</b>	<b>(carga - kgf)</b>	<b>1 mm</b>	<b>3 mm</b>	<b>5 mm</b>	<b>10 mm</b>	<b>(Falha)</b>
I		0,2349	0,7007	1,1790	3,0500	
II		0,2725	0,9329	1,9410	4,4900	
III		0,3812	1,4040	2,5250	6,6200	
IV		0,5409	1,7420	3,2360	6,9310	
V		0,4859	1,1950	2,3540	6,5930	
VI		0,2443	0,5987	1,1090	4,5660	
VII		0,4161	1,3830	2,6930	6,3030	
VIII		0,3383	1,7020	3,2120	6,8940	
IX		0,345	1,4280	2,6600	5,5840	
X		0,3852	1,1810	2,5290	6,2170	

<b>Média</b>	<b>0,36443</b>	<b>1,22673</b>	<b>2,3438</b>	<b>5,7248</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,1</b>	<b>0,3870548</b>	<b>0,73656</b>	<b>1,290805</b>

## ANEXO 4

**Análise Estatística – SAS System**  
Valores do Teste de Carregamento – Carga de Pico

Movimento	Força	Fixação	Deslocamento	N	-----Teste-----	
					Média (mm)	Desvio Padrão
1	1	1	1	10	0.20932000	0.03716079
1	1	1	2	10	0.74573000	0.15524666
1	1	1	3	10	1.50070000	0.34667566
1	1	1	4	10	3.40470000	0.68258822
1	1	2	1	10	0.56410000	0.11138031
1	1	2	2	10	1.50650000	0.25229491
1	1	2	3	10	2.52960000	0.40194311
1	1	2	4	10	5.02290000	0.64441316
1	1	3	1	10	0.54242000	0.05405119
1	1	3	2	10	1.59350000	0.17060823
1	1	3	3	10	2.64930000	0.25989744
1	1	3	4	10	4.93160000	0.37396560
1	2	1	1	10	0.46940000	0.11060884
1	2	1	2	10	1.57270000	0.32828309
1	2	1	3	10	2.92570000	0.45980528
1	2	1	4	10	6.51430000	1.01347938
1	2	2	1	10	0.68127000	0.10838120
1	2	2	2	10	2.44510000	0.39663234
1	2	2	3	10	4.55000000	0.74155392
1	2	2	4	10	9.68840000	1.47854006
1	2	3	1	10	0.71502000	0.18668952
1	2	3	2	10	2.54600000	0.33464409
1	2	3	3	10	4.68240000	0.60519771
1	2	3	4	10	9.90040000	1.45770933
2	1	1	1	10	0.17387000	0.06503719
2	1	1	2	10	0.41101000	0.13988696
2	1	1	3	10	0.64081000	0.17285246
2	1	1	4	10	1.56640000	0.37319051
2	1	2	1	10	0.24471000	0.06254715
2	1	2	2	10	0.59222000	0.15490225
2	1	2	3	10	0.93397000	0.23745146
2	1	2	4	10	1.91890000	0.40931771
2	1	3	1	10	0.37651000	0.06487842
2	1	3	2	10	1.03284000	0.14810631
2	1	3	3	10	1.72170000	0.31047886
2	1	3	4	10	3.50490000	0.52479889
2	2	1	1	10	0.29771000	0.08575940
2	2	1	2	10	0.97716000	0.28944902
2	2	1	3	10	1.81147000	0.47461253
2	2	1	4	10	4.03870000	0.91242072
2	2	2	1	10	0.35249000	0.09683029
2	2	2	2	10	1.30142000	0.29063170
2	2	2	3	10	2.56400000	0.43914285
2	2	2	4	10	5.95640000	0.75561663
2	2	3	1	10	0.36443000	0.09999983
2	2	3	2	10	1.22673000	0.38705479
2	2	3	3	10	2.34380000	0.73656029
2	2	3	4	10	5.72480000	1.29080533

**Legenda:**

- ➔ Movimento (1 = recuo; 2 = avanço).
- ➔ Força: (1 = vertical; 2 = lateral).
- ➔ Fixação: (1 = placa; 2 = híbrido; 3 = L-invertido).
- ➔ Deslocamento: (1 = 1 mm; 2 = 3 mm; 3 = 5 mm; 4 = 10 mm).
- ➔ N: número de amostras.