

HERIC YUKIO IAMASHITA

ESTUDO BIOMECÂNICO DE TRÊS TÉCNICAS
DIFERENTES DE FIXAÇÕES METÁLICAS UTILIZADAS
EM OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR

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

Orientador: Prof. Dr. Valfrido Antônio Pereira Filho
Co-Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri

PIRACICABA
2009

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

la6e lamashita, Heric Yukio.
Estudo biomecânico de três técnicas diferentes de fixações metálicas utilizadas em osteotomia sagital do ramo mandibular. / Heric Yukio lamashita. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

Orientadores: Valfrido Antônio Pereira Filho, Luis Augusto Passeri.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Osteotomia. 2. Parafusos ósseos. 3. Placas ósseas. I. Pereira Filho, Valfrido Antônio. II. Passeri, Luis Augusto. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Biomechanical evaluation of three different techniques of rigid fixation in sagittal split ramus osteotomy

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

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

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Valfrido Antônio Pereira Filho, Alexandre Elias Trivellato, Roger William Fernandes Moreira

Data da Defesa: 18-02-2009

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 18 de Fevereiro de 2009, considerou o candidato HERIC YUKIO IAMASHITA aprovado.

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "V.A.F." or similar initials.

PROF. DR. VALFRIDO ANTONIO PEREIRA FILHO

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

PROF. DR. ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Roger William Fernandes Moreira".

PROF. DR. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

DEDICATÓRIA

DEDICO ESTE TRABALHO AOS MEUS QUERIDOS PAIS,

Taqueshi e

Shatiko (in memoriam),

E AO MEU IRMÃO,

Leandro,

“Que com o apoio incondicional em todos os momentos de minha vida, pelo amor e carinho depositados, pelo exemplo de vida, esforço e constante dedicação aos seus filhos, sempre me ajudaram a transpor os obstáculos e óbices em minha vida, jamais permitindo que o desânimo pudesse se sobrepor à perseverança e motivação, dedico este trabalho como forma de retribuir o meu mais profundo amor.”

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Ao Professor Doutor **Valfrido Antônio Pereira Filho**, orientador deste trabalho, pela incansável dedicação e seriedade, pela amizade, iniciativa e incentivo a mim dedicados, pelos conhecimentos transmitidos, o meu reconhecimento e profunda gratidão.*

*Ao Professor Doutor **Luis Augusto Passeri**, exemplo de profissionalismo, pela dedicação ao Curso de Pós-Graduação, conhecimentos transmitidos, companheirismo, incentivo e confiança em mim depositado.*

*À Área de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr – UNESP), especialmente em nome do Professor Doutor **Luis Geraldo Vaz**, pela confiança, disposição, dedicação e apoio constantes à execução dos ensaios mecânicos deste trabalho.*

*Ao Professor Doutor **Raphael de Freitas Souza**, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo (FORP – USP) pelo apoio à análise estatística do presente trabalho.*

*À **Ortopedia Germania**, representante **Medartis®**, pela doação do material de fixação e mandíbulas sintéticas para a realização desta pesquisa.*

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), pela oportunidade de realização do Curso de Pós-Graduação junto à Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP).

À Coordenadoria de Aperfeiçoamento Profissional de Ensino Superior (CAPES) pelo apoio científico e concessão de bolsa de estudos durante o curso.

*A todos os professores da Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais da FOP-UNICAMP, Professor Doutor **José Ricardo de Albergaria-Barbosa**, Professor Doutor **Luis Augusto Passeri**, Professor Doutor **Márcio de Moraes**, Professor Doutor **Renato Mazzonetto** e Professor Doutor **Roger William Fernandes Moreira**, pelos ensinamentos e conhecimentos transmitidos.*

*Ao Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá (DOD – UEM), em nome dos professores da Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial, Professor Doutor **Angelo José Pavan**, Professor Mestre **Aparecido Neri Daniel**, Professor Doutor **Edevaldo Tadeu Camarini**, Professor Doutor **Gustavo Jacobucci Farah** e Professor Doutor **Liogi Iwaki Filho**, pelos primeiros ensinamentos em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, pela amizade e constante incentivo.*

*Ao Departamento de Análises Clínicas da Universidade Estadual de Maringá (DAC – UEM), em nome do Professor Doutor **Celso Luiz Cardoso** e Professora Doutora **Lourdes Botelho Garcia**, pela oportunidade de Estágio e Iniciação Científica durante meu curso de graduação, pela amizade e confiança em mim depositados durante todo tempo em que trabalhamos juntos.*

AGRADECIMENTOS

*Aos ex-alunos do Curso de Pós-Graduação, **Alexander Tadeu Sverzut, Aníbal Henrique Luna, Bernardo Ferreira Brasileiro, Cecília Luiz Pereira, Fabrício Moreira Serra e Silva, Glaykon Alex Vitti Stabile, Greison Rabelo de Oliveira e Gustavo Jacobucci Farah** pela transmissão das experiências.*

*Aos amigos e alunos do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, **Adriano Freitas de Assis, Bento Stang, Eduardo Serena Gómez, Érica Cristina Marchiori, Fábio Ricardo Loureiro Sato, Henrique Duque de Miranda Chaves Netto, Jaime Giuseppe Rodriguez-Chessa, José Luis Muñante Cárdenas, Leandro Eduardo Klüppel, Luciana Asprino, Mariana Camilo Negreiros Lyrio, Miguel Angel Jaimes Perez, Rafael Grotta Gempel, Renato Sawazaki, Robson Rodrigues Garcia, Saulo Ellery Santos, Sergio Adrian Olate Morales e Sérgio Monteiro Lima Júnior**, pela compreensão nos nossos momentos de angústia, estarão para sempre guardados na lembrança da convivência e momentos de alegria aqui vividos.*

*À amiga e aluna do Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Saúde Coletiva, **Juliana Zanatta**; à amiga e aluna do Curso de Pós-Graduação em Pediatria, Área de Saúde da Criança e do Adolescente, **Maylu Hafner**; à amiga e aluna do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Área de Endodontia, **Thais Accorsi Mendonça**, pela amizade e convivência, a minha mais sincera gratidão pelo constante incentivo, confiança e apoio incondicional durante todo o decorrer de meu curso de pós-graduação.*

AGRADECIMENTOS

*Aos estagiários **Audrey Stefanni, Guilherme Spagnol, Henrique Montagner e Simei André da Silva Rodrigues Freire**, pela dedicação e constante ajuda em nossas atividades clínicas.*

*Às funcionárias do Centro Cirúrgico, **Angélica Quinhones, Daiana Tonin, Edilaine Cristina Felipe, Fernanda Gastardelo e Keila Cristina Menegali**, pela marcada dedicação e apoio aos alunos de Pós-Graduação.*

*À Secretaria de Pós-Graduação, em nome de **Érica Pinho Sinhoreti, Raquel Marcondes Cesar Sacchi e Tatiane Cristina Gava**, pela dedicação e sempre presente atenção e ajudas prestadas.*

Aos demais professores e aos alunos dos programas de Graduação e Pós-Graduação da FOP-UNICAMP.

Aos pacientes atendidos pela Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial.

E a todos que colaboraram na realização deste trabalho.

“Quero melhorar em tudo, sempre!”

Ayrton Senna

RESUMO

Estudos têm proposto diversas técnicas e métodos de fixação interna rígida (FIR) no sentido de se obter maior estabilidade dos segmentos ósseos e mínimo deslocamento condilar após osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM). Desta forma, o presente estudo teve por objetivo avaliar por meio de ensaio mecânico de compressão em hemimandíbulas sintéticas, três diferentes tipos de fixações utilizadas na OSRM em movimento de avanço de 5 mm. Foram utilizadas 30 hemimandíbulas, divididas em 3 grupos com 10 hemimandíbulas em cada. O grupo 1 foi fixado com três parafusos posicionais de 15 mm do sistema 2,0 mm dispostos bicorticalmente na posição de L invertido e com angulação de inserção de 90°; no Grupo 2 a fixação foi realizada com placa de 4 furos do sistema 2,0 mm e 4 parafusos monocorticais de 6 mm de comprimento disposto sobre a região do canal mandibular, e o Grupo 3 a fixação consistiu de uma placa sagital ajustável do sistema 2,0 mm e 8 parafusos de 6,0 mm de comprimento também localizada sobre o canal mandibular. Sendo avaliados quanto à padronização, o sistema de fixação demonstrou semelhança dimensional. As hemimandíbulas foram submetidas a cargas compressivas verticais, por meio de ponta de aplicação de carga em máquina de ensaio universal MTS®, na velocidade de 1 mm/min com deslocamento máximo de 10 mm. Médias e desvios padrão foram obtidos e submetidos à análise de variância a um fator e teste HSD de Tukey com nível de significância de 5%. O Grupo 1 apresentou maiores valores de resistência à força de carga compressiva ($p < 0,001$) sendo superior aos demais grupos. O Grupo 3 demonstrou a menor resistência às forças ($p < 0,001$). Concluiu-se que o uso de parafusos bicorticais posicionais em L invertido promove a maior capacidade de resistência às cargas compressivas, sendo que as placas sagitais ajustáveis apresentam-se cerca de 60% menos resistentes do que o Grupo 1.

Palavras-chave: Osteotomia; Parafusos ósseos; Placas ósseas; Placa sagital ajustável.

ABSTRACT

Studies have considered many techniques and methods of rigid internal fixation (RIF) leads to obtain greater stability to the bone segments and minimum displacement of the condyles after performed the sagittal split ramus osteotomy (SSRO). In this way, the purpose of this study was to evaluate by means of mechanical compression testing model with synthetic hemimandibles, three different fixation types used in the SSRO in movement of advance of 5 mm. Thirty hemimandibles, divided in 3 groups with 10 hemimandibles in each group. Group 1 was fixed with three 15 mm positional screws (2.0 mm diameter) bicortically in an inverted-L pattern and with insertion angle of 90°; in Group 2 the fixation was carried through with four-hole straight plate and four 6 mm monocortical screws made located on the region of the mandibular canal, and Group 3 the fixation is consisted of an adjustable sagittal plate and eight 6 mm screws also placed on the mandibular canal. Evaluated for dimensional standardization, the fixation system had demonstrated dimensional similarity. Hemimandibles had been exposed to the vertical compressive loads, by means of tip of load application in a MTS® mechanical testing unit, in the speed of 1 mm/min with maximum displacement of 10 mm. Averages and standard deviations had been obtained and submitted to the analysis of variance to a factor and have tested for HSD of Tukey test with a 5% level of significance. Group 1 presented greater values of resistance to the compressive loads ($p < 0.001$) showed superior to the other groups. Group 3 demonstrated the lesser resistance to the loading forces ($p < 0.001$). It was concluded that the use of positional bicortical screws in inverted-L pattern promotes the higher capacities of resistance to compressive loads, moreover, the adjustable sagittal plates are presented about less resistant 60% that the Group 1.

Key Words: Osteotomy; Bone screws; Bone plates; Adjustable sagittal plate

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 A Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM)	5
2.2 Técnicas de Fixação da Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular	15
2.3 Estabilidade da Fixação e Estudos Biomecânicos	31
2.4 Deslocamento Condilar	41
3 PROPOSIÇÃO	47
4 MATERIAL E MÉTODOS	49
4.1 Materiais de Fixação	49
4.2 Hemimandíbulas	53
4.3 Suporte de Testes	54
4.4 Preparo dos Grupos	57
4.5 Testes de Compressão	60
4.6 Análise Estatística	62
5 RESULTADOS	63
5.1 Análise Estatística dos Testes de Compressão	63
6 DISCUSSÃO	67
7 CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS	79
BIBLIOGRAFIA	97
ANEXOS	99

1. INTRODUÇÃO

Desde a década de 70, constantes avanços na especialidade da Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais têm permitido a resolução das deformidades dentofaciais por meio da cirurgia ortognática. O desenvolvimento da fixação interna rígida para estabilização dos segmentos ósseos após osteotomia tornou possível resultados mais previsíveis, permitindo também um tratamento satisfatório nos casos em que a camuflagem ortodôntica resultaria em estética desfavorável, aliados a menores índices de recidiva e complicações pós-operatórias (Ackerman & Proffit, 1995).

Aspectos inerentes à deformidade dentofacial que consistem em limitações funcionais, como dificuldade mastigatória em função de maloclusão, susceptibilidade a cárie e/ou doença periodontal por dificuldade de manutenção de higiene bucal quando há mal posicionamento dentário ou mesmo dor e alterações têmporo-mandibulares podem indicar a necessidade de cirurgia ortognática. Na atualidade, com o amplo desenvolvimento de técnicas cirúrgicas e anestésicas, somado à importância assumida pela estética facial, um maior número de pacientes tem buscado o tratamento ortodôntico-cirúrgico visando tanto uma maior harmonia facial quanto a correção dessas limitações funcionais (Phillips *et al.*, 1992). Neste sentido, a cirurgia ortognática objetiva a recuperação dento-esquelética do paciente que apresente deformidade congênita ou adquirida (resultante de traumatismos, patologias ou por alterações de desenvolvimento) (Bell & Schendel, 1977).

Para o tratamento dessas deformidades, dentre as técnicas disponíveis, a osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é certamente o procedimento cirúrgico mais utilizado (Ardary *et al.*, 1989; Turvey, 2001; Tucker, 2002). Caracterizada por sua versatilidade, sendo amplamente difundida para a

correção de deformidades dentofaciais, principalmente para avanço mandibular (Ardary *et al.*, 1989; Turvey, 2001).

Desde o primeiro relato na literatura de utilização de osteotomia em mandíbula com finalidade reparadora, em 1848, por mérito do cirurgião Simon P. Hüllihen, pioneiro em cirurgias plásticas e maxilofaciais, sendo publicada em 1849 no *American Journal of Dental Science*, as osteotomias passaram por constantes evoluções, sendo que a OSRM é considerada como uma das modalidades de osteotomias maxilofaciais que mais sofreu avanços técnicos, principalmente visando aumento da estabilidade dos segmentos fixados. (Wyatt, 1997; Lupori *et al.*, 2000).

A utilização da fixação interna rígida (FIR), além de permitir um considerável aumento dessa estabilidade, favorece a redução no uso ou mesmo eliminação do bloqueio maxilo-mandibular (BMM), diminuindo os riscos de aspiração pós-operatória, com melhora na ventilação, permitindo também retorno precoce às funções, com maior conforto à dieta e à higiene bucal. (Ochs, 2003 Gabrielli, 2007).

Diversas técnicas foram então introduzidas buscando um maior índice de estabilidade entre os segmentos após a OSRM, cada uma com suas vantagens e desvantagens, das quais, destacam-se a utilização de parafusos bicorticais compressivos por técnica de *lag screw*, parafusos bicorticais posicionais, placas não compressivas fixadas com parafusos monocorticais ou mesmo uma associação destas técnicas. (Anucul *et al.*, 1992)

Mais recentemente, foram propostos técnicas de fixação que diminuem os riscos de ocorrência de mal posicionamento dos segmentos ósseos após a OSRM em consequência de deslocamentos condilares. Estes sistemas são compostos por placas ajustáveis em três dimensões, que permitem ajustes dos

segmentos ósseos no transoperatório reduzindo deste modo os deslocamentos condilares que podem gerar recidiva imediata ou reabsorção condilar em longo prazo (Joos, 1999).

Diante dessa diversidade de técnicas de fixação, fazem-se necessários estudos demonstrando a sua eficácia e efetividade clínicas. Para esta avaliação, uma das principais características que deve ser considerada é a resistência dos materiais frente às forças mastigatórias exercidas sobre as estruturas ósseas.

Sendo assim, o presente estudo avaliou o comportamento mecânico para três diferentes técnicas de fixação, investigando-se as forças de estresse exercidas nos componentes de fixação em réplica de mandíbula humana de poliuretano para simulação de OSRM em movimento de avanço mandibular de 5 mm.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. A Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM)

Descrita há cerca de meio século, a osteotomia sagital do ramo mandibular é certamente um dos procedimentos cirúrgicos mais realizados em cirurgia ortognática. O desenho da osteotomia oferece versatilidade e amplo contato ósseo entre os segmentos, proporcionando uma melhor reparação e estabilidade, permitindo ainda otimização na utilização de fixação interna rígida. (Wolford, 2000; Tucker, 2002). De grande versatilidade, tornou-se técnica amplamente difundida para correção de prognatismo, retrognatismo ou laterognatismo mandibulares. (Ardary *et al.*, 1989; Wolford, 2000).

Em 1922, Perthes propôs uma técnica de osteotomia dos ramos mandibulares com cortes horizontais por acesso intra-bucal ou extra-bucal. Porém, a natureza limitada e problemática destas osteotomias horizontais levava a resultados insatisfatórios (Guernsey & DeChamplain, 1971).

No entanto, a partir do trabalho de Schuchardt, em 1942, na Alemanha, iniciou-se um maior desenvolvimento técnico das osteotomias de ramo mandibular. Propondo modificação da osteotomia horizontal mandibular, com a utilização de duas osteotomias horizontais do ramo mandibular, a primeira localizada na cortical medial logo acima da línula, sendo estendida até a borda posterior do ramo, unindo-se à segunda osteotomia horizontal na cortical lateral, cerca de 10 mm abaixo da osteotomia medial. Considerada a primeira osteotomia do ramo mandibular que apresentava como finalidade a correção das maloclusões ou das deformidades dento-faciais, realizada por via intra-bucal. (Wyatt, 1997).

Hugo L. Obwegeser iniciou seus estudos em OSRM, em 1952. Interessou-se pela técnica quando do atendimento de dois pacientes com fraturas

mandibulares, cujo traço de fratura, coincidentemente, assemelhava-se a uma osteotomia de desenho sagital. Verificou que estas fraturas poderiam ser reproduzidas em osteotomias na região retro-mandibular, favorecidas pela presença de osso medular e realizadas por via intra-bucal. A primeira cirurgia foi realizada em 1955, em Zurique, sob anestesia local. Entretanto, foram obtidos elevados índices de complicações, ocasionados principalmente pelo mal alinhamento entre os segmentos osteotomizados (Wolfe & Berkowitz, 1989).

Assim, em 1957, Trauner & Obwegeser, propuseram a técnica denominada “separação vertical do ramo ascendente”, que consistia em uma modificação da técnica descrita por Schuchardt (1942), em que foi alterada a localização da osteotomia inferior, disposta 25 mm abaixo da superior. A terceira osteotomia unia as osteotomias superior e inferior e assim permitia a separação da mandíbula em dois segmentos, um proximal, contendo o côndilo e um distal, correspondendo ao segmento contendo os dentes (Figura 1). Preconizava ainda a não desinserção dos músculos masseter e pterigóideo medial, sendo realizado apenas a incisão da cinta ptérigo-massetérica. Esta modificação proporcionou aumento na interface óssea entre os segmentos da osteotomia, tornando-a versátil para movimentos de avanço e recuo mandibular, representando uma significativa evolução, pois o desenho permitiu a sua utilização para a correção do prognatismo, do retrognatismo e da mordida aberta anterior (Trauner & Obwegeser, 1957).

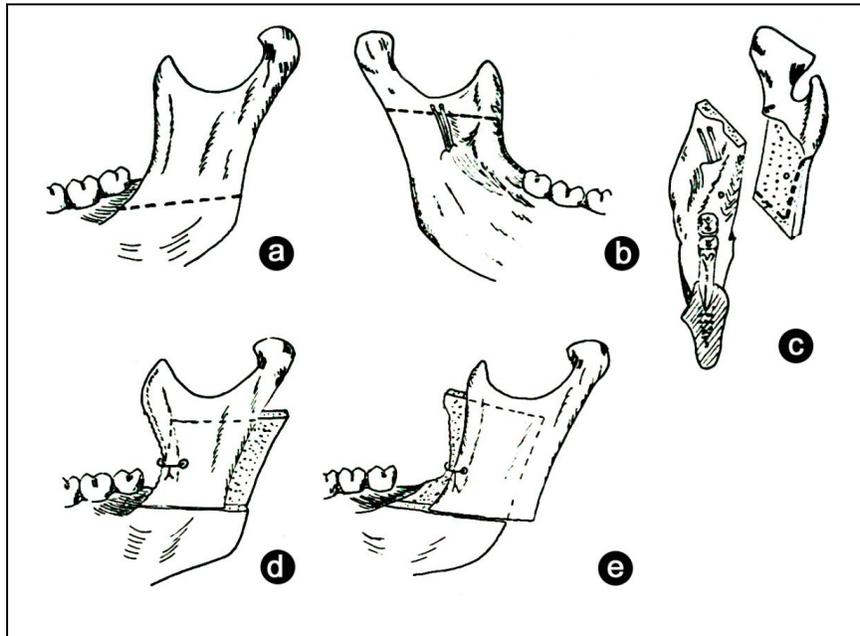


Figura 1. Osteotomia de Obwegeser com separação em plano sagital do ramo mandibular por via intra-bucal. Cortes da superfície óssea (a) na cortical externa, logo acima do ângulo mandibular; (b) na cortical interna, abaixo da incisura mandibular; (c) cortes conectados por osteotomia vertical e o ramo separado por osteótomo; (d) grande recuo do segmento mandibular para correção de prognatismo; (e) grande protrusão para correção de prognatismo. Ambos os segmentos são mantidos em posição por osteossíntese.
 Fonte: Trauner & Obwegeser, 1957.

Modificações posteriores passaram a ser realizadas nos anos seguintes visando um aumento da estabilidade e diminuição dos índices de complicações, com destaque ao trabalho de Giorgio Dal Pont, em 1961, que propôs a osteotomia lateral até a região de corpo mandibular na área do segundo molar, dirigindo-a até a borda inferior, denominando-a de “osteotomia retromolar”. Em seu artigo, descreve duas técnicas de osteotomias, a primeira denominada osteotomia retromolar sagital (Figura 2), de maior aceitação e destaque, realizada inicialmente por meio de secção em um plano próximo a margem da linha oblíqua estendendo-se sagitalmente entre as corticais retromolares ao ângulo da mandíbula. A segunda, chamada de osteotomia retromolar oblíqua (Figura 3), com corte iniciando em margem da linha oblíqua, cruzando acima da região retromolar e

terminando na cortical lingual ao longo da crista milo-hióidea. Ressaltou que estas técnicas permitem menor dissecção dos músculos na região posterior do segmento proximal e maior contato dos segmentos ósseos em virtude da melhor adaptação destes (Dal Pont, 1961). Esta técnica determinou o desenho básico da osteotomia empregada na atualidade.

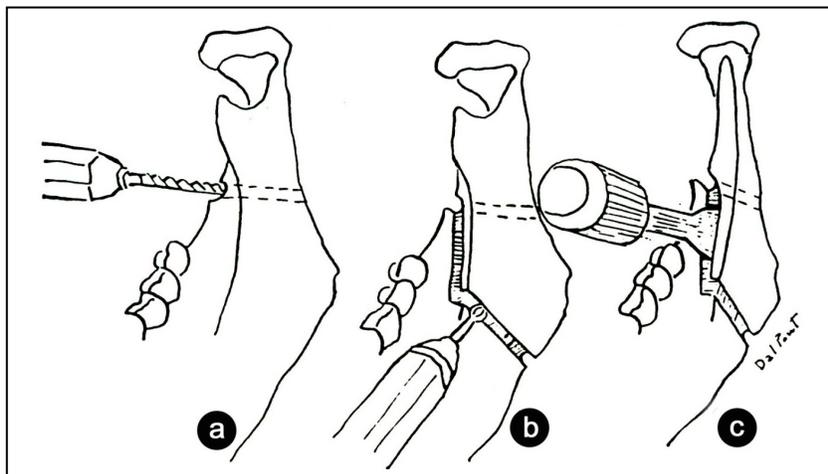


Figura 2. Osteotomia retromolar sagital de Dal Pont.
Fonte: Dal Pont, 1961.

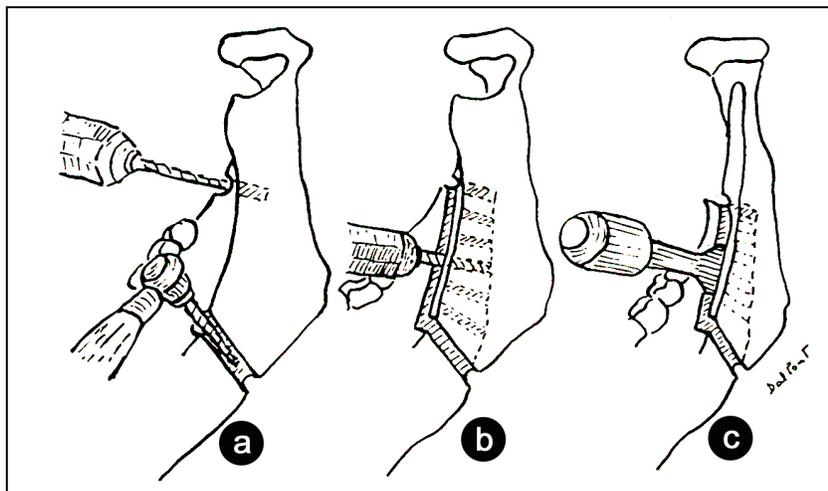


Figura 3. Osteotomia retromolar oblíqua de Dal Pont.
Fonte: Dal Pont, 1961.

Hunsuck, em 1968, sugeriu realização da osteotomia horizontal logo após a línula, na região de depressão retro-lingual, sem extê-la até a borda posterior do ramo, diminuindo ainda mais o descolamento muscular. A osteotomia inferior posicionava-se na área distal do segundo molar, de acordo com o autor, correspondendo à região de união do ramo e corpo mandibular, obtendo neste local a maior espessura óssea no sentido buco-lingual (Figuras 4 e 5). Isto permitiu um aumento da previsibilidade na separação dos segmentos, diminuindo dessa forma a ocorrência de fraturas incorretas e menor possibilidade de danos ao feixe vâsculo-nervoso alveolar inferior. Hunsuck introduziu ainda o conceito da utilização de guias de resina visando orientação da oclusão com o reposicionamento mandibular durante o período de bloqueio maxilo-mandibular, permitindo a redução deste período para 4 semanas (Hunsuck, 1968).

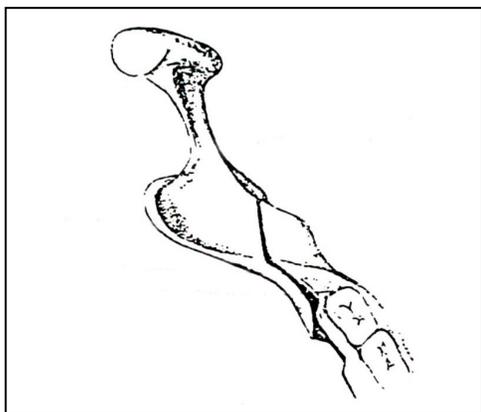


Figura 4. Osteotomia sagital de Hunsuck, com extensão da osteotomia desde a região lingual e cruza a região retromolar até a cortical externa.
Fonte: Hunsuck, 1968.

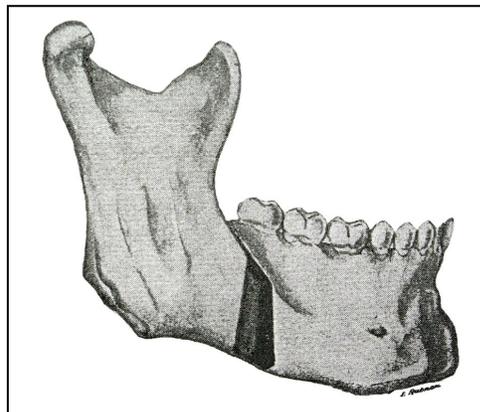


Figura 5. Visão externa da osteotomia sagital de Hunsuck
Fonte: Hunsuck, 1968.

As propostas de modificações relatadas no período entre meados da década de 1960 e início da década de 1970 ainda objetivavam uma maior redução do índice de complicações, sobretudo no sentido de preservação dos tecidos por meio de menor descolamento muscular, entretanto, não havia publicações científicas que fundamentassem estas alterações (Wyatt, 1997).

Assim, Bell & Schendel, em 1977, investigaram os processos de vascularização, revascularização e reparo ósseo em duas técnicas de OSRM realizadas em 10 macacos *rhesus* adultos, por meio de estudos microangiográfico e histológico. A metodologia consistiu na realização da técnica de osteotomia proposta por Trauner & Obwegeser (1957) de um lado e contra-lateralmente, a osteotomia realizada com preservação das inserções de tecido mole, ou seja, com o mínimo descolamento dos músculos masseter, pterigóideos lateral e medial (Figura 6). Os resultados obtidos demonstraram significativa redução da isquemia e necrose intra-óssea na amostra contra-lateral, o que justificou a redução do descolamento do mucoperiósteo e da alça ptérigo-massetérica (Bell & Schendel, 1977).

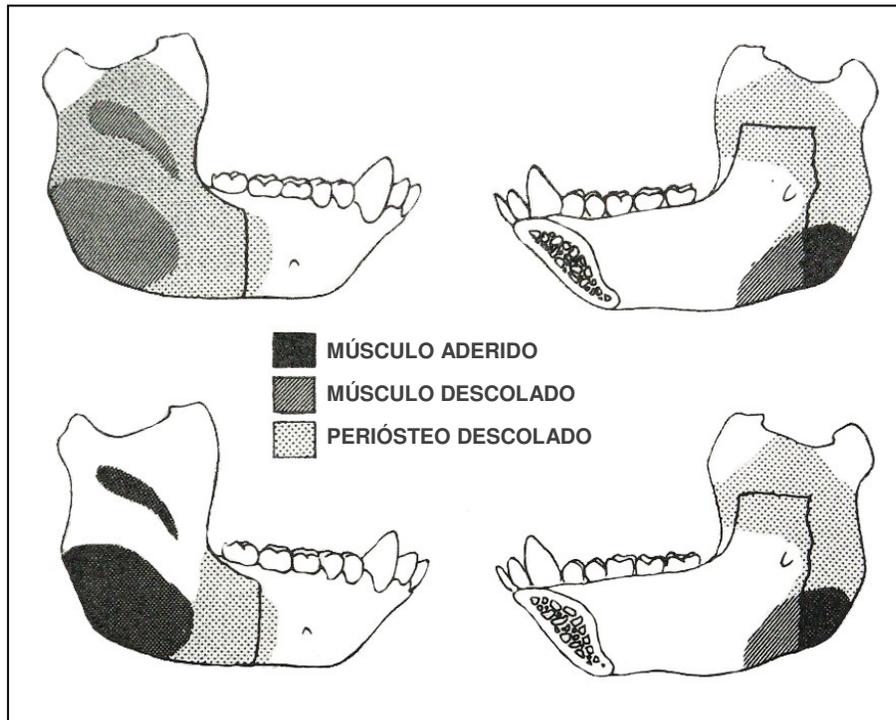


Figura 6. Representação esquemática das áreas de descolamento muscular, descolamento de periósteo e manutenção de musculatura aderida.

Fonte: Bell & Schendel, 1977.

Baseado nos resultados obtidos por Bell & Schendel (1977) no modelo de experimentação em animais, Epker, ainda em 1977, propôs modificação da técnica proposta por Hunsuck (1968), reduzindo o descolamento da cinta ptérido-massetérica e da face lingual, somente até a visualização da lín-gua (Figura 7). Encontrou menores índices de complicações pós-cirúrgicas com a modificação, justificada pela manutenção do aporte sangüíneo do segmento proximal, evitando deste modo, especialmente a necrose óssea por isquemia, diminuindo os índices de reabsorção condilar (Epker, 1977).

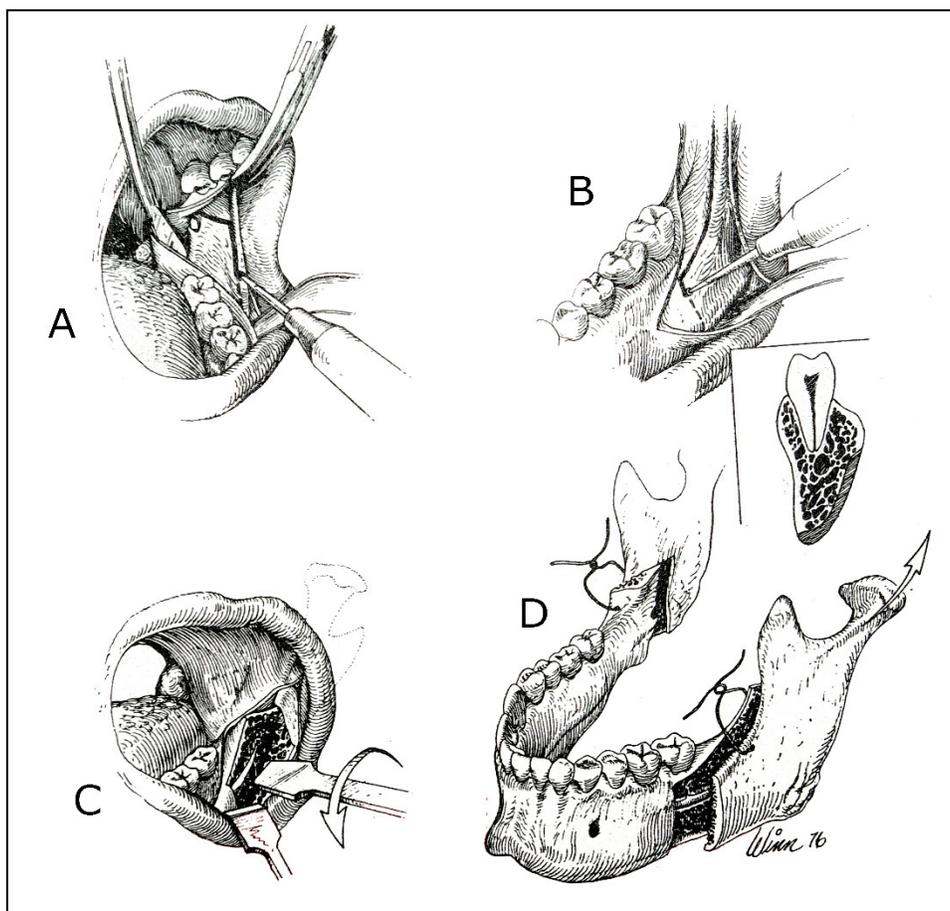


Figura 7. Osteotomia sagital proposta por Epker, 1977. (A) Incisão e dissecação medial; (B) Osteotomias lateral e inferior estendendo-se pela cortical óssea; (C) Separação dos segmentos e identificação do feixe neuro-vascular; (D) Fixação óssea com fios permitindo reposicionamento condilar na fossa articular. Fonte: Bell & Schendel, 1977.

Modificações subseqüentes visavam primariamente a redução dos índices de intercorrências trans-cirúrgicas, como fraturas incorretas e alterações do posicionamento condilar e pós-cirúrgicas, como recidivas, desconforto, dor e desenvolvimento de infecção, bem como as alterações neurossensoriais do feixe vâsculo-nervoso alveolar inferior (Wolford, 2000).

Neste sentido, Martis em 1984, avaliando complicações trans-cirúrgicas e tardias de 258 pacientes submetidos a OSRM, verificou ocorrência de parestesia (86,8%) e recidiva (17,6%) como principais complicações. Turvey, em 1985, observou a incidência de 8,2% de complicações em 128 pacientes submetidos a OSRM, sendo as principais ocorrências, a transecção do nervo alveolar inferior (3,5%), fraturas incorretas (3,1%) e hemorragia (1,2%). O autor atribuiu ao desenho da osteotomia e à técnica cirúrgica como os principais responsáveis pelas complicações.

Assim, novos desenhos de osteotomias foram relatadas nos anos seguintes, como a proposta por Wolford *et al.*, em 1987, que publicaram alterações da osteotomia na porção anterior do ramo ascendente, criando um degrau próximo ao segundo molar. Segundo o autor, visando um aumento da resistência na extremidade proximal do segmento distal, reduzindo o risco de fratura vertical incorreta (Figura 8).

O desenvolvimento de novos instrumentos cirúrgicos, visando proporcionar uma separação mais precisa e favorável na OSRM, facilitando a fixação com parafusos, também foram propostos, como a utilização de serra recíprocante modificada por Wolford & Davis Jr., em 1990, para osteotomia da borda inferior da mandíbula.

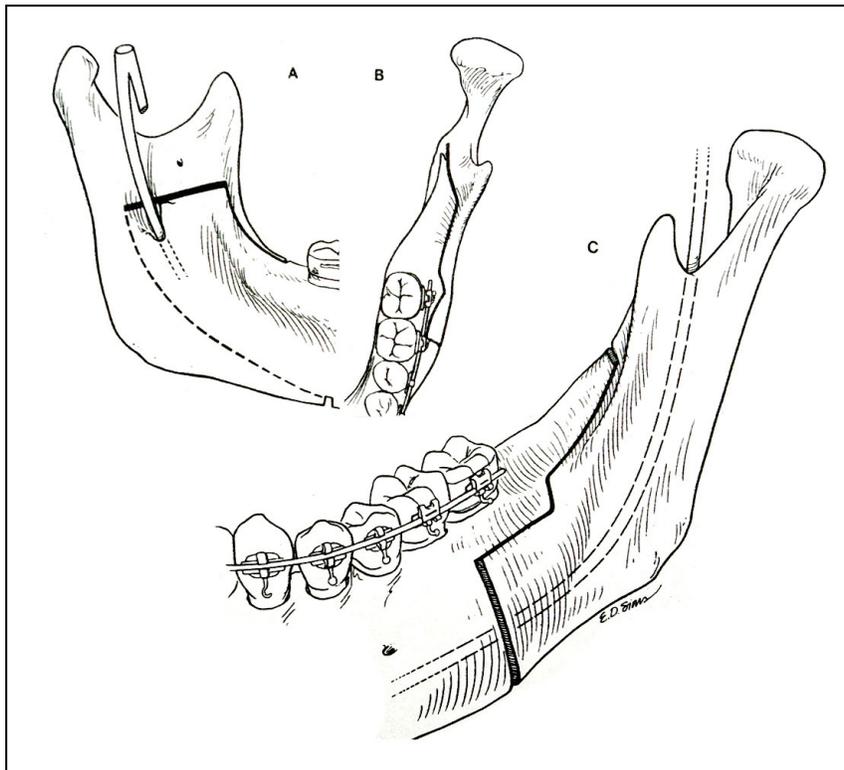


Figura 8. Modificação do desenho da osteotomia sagital por Wolford, 1987, demonstrando o degrau na osteotomia em região de segundo molar
Fonte: Wolford, 1987.

Estudos anatômicos na região retromolar da mandíbula foram abordados por Smith, em 1991, que relatou a importância desta região para a seleção do método de fixação. Sugeriu a utilização da fixação na área de maior espessura óssea, correspondendo à borda superior da mandíbula, aumentando a estabilidade e reduzindo os índices de recidiva. Em estudos de posicionamento do feixe vâsculo-nervoso na região de primeiro molar, Wyatt, em 1997, sugeriu extensão da osteotomia vertical até a região mesial do primeiro molar, em função do posicionamento medial do feixe nesta região, diminuindo assim o índice de dano durante a separação dos segmentos.

No entanto, ao contrário do que ocorreu durante as décadas de 60 e 70, apesar da constante busca pelo refinamento da técnica, as modificações principalmente no desenho da osteotomia, não obtiveram repercussão clínica favorável. De modo que as OSRM realizadas no presente mantêm similaridade com a técnica inicialmente proposta por Epker (1977), sendo a técnica mais popularmente difundida nos estudos de comportamento mecânico e estabilidade da FIR.

2.2. Técnicas de Fixação da Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular

A evolução nos materiais e métodos de fixação, ao contrário do que ocorrem com as OSRM e suas modificações, continua até a atualidade e embora existam complicações associadas ao uso da FIR, como ocorrência de sensibilidade ao metal ou alterações neurossensoriais (Hegtvedt & Zuniga, 1990; Schow *et al.*, 1996) e possibilidade de formação de cicatrizes e ferimentos em pele por acidentes com instrumental (Bouwman *et al.*, 1995). A utilização da FIR reflete em melhores condições para o reparo ósseo, com maior estabilidade durante a fase inicial de reparação, com isso podendo resultar em menor índice de recidivas e possibilidade de função imediata e ainda a eliminação do bloqueio maxilo-mandibular (Assael, 1998).

No decorrer da evolução da OSRM, historicamente, variadas técnicas de fixação da OSRM foram propostas, desde a não fixação; fixação não rígida, com a utilização de fios interósseos até a fixação interna rígida (FIR), com uso de parafusos e/ou placas e parafusos.

As alterações articulares e alta taxa de recidiva estavam condicionadas principalmente à instabilidade após a OSRM, como comprovado por Martis, em 1984, que preconizava a não utilização de qualquer forma de fixação, mantendo a aproximação dos segmentos proximais e distais apenas em função das tensões promovidas pela alça muscular ptérigo-massetérica. Assim, elevadas taxas de recidiva eram obtidas, devido à tensão dos tecidos moles e deslocamento do côndilo durante a cirurgia.

Complementando essas informações, Wessberger *et al.*, em 1982, defendiam que a recidiva ocorria mais comumente nos primeiros dias pós-operatórios. Justificada, segundo os autores, por alterações da posição e

relacionamento dos côndilos às fossas articulares por tensões musculares, particularmente às musculaturas suprahióideas, músculos intrínsecos da língua e ainda por tensão periosteal.

O reconhecimento da ação muscular e a tensão provocada pelos tecidos moles aos segmentos ósseos após OSRM e a sua correlação com os pobres resultados obtidos motivaram os pesquisadores à busca de métodos de estabilização dos segmentos. A utilização de fixação com fio de aço associados a bloqueio maxilo-mandibular (BMM) foram propostos por Epker, em 1977; Booth, em 1981 e Fish & Epker, em 1986, objetivando a prevenção na rotação do segmento proximal e correto posicionamento condilar na fossa articular, possibilitando maior previsibilidade no posicionamento dos segmentos durante o período trans-cirúrgico e pós-operatório até a reparação da osteotomia e a readaptação da musculatura.

Estudos de Ellis & Carlson (1983) e Ellis & Gallo (1986) postulavam metodologia similar, defendendo a utilização da fixação esquelética com fio de aço e BMM por 6 semanas ou mais. Ainda assim, recidivas eram encontradas e estudos subseqüentes demonstraram deficiências na estabilidade nessa modalidade de fixação, quando comparadas à fixação interna rígida (Ellis *et al.*, 1988).

Por isso, apesar da notável diminuição dos índices de recidiva, estudos posteriores mostraram deficiências desses métodos de fixação. Tucker & Thomas, em 1986, compararam grupos de pacientes submetidos a avanços mandibulares que utilizaram fixação óssea com fio de aço e parafusos compressivos. Observou que as mudanças dentárias e ósseas foram estatisticamente maiores nos pacientes que utilizaram fio em relação aos parafusos. Resultado semelhante foi encontrado por Will & West, em 1989, mostrando que fio de aço não

proporcionava estabilidade adequada entre os segmentos ósseos, levando dessa forma a índices maiores de recidiva óssea e dentária.

Estudos de Mayo *et al.*, em 1987, avaliaram a estabilidade da OSRM após avanço mandibular e constataram que as fixações intermaxilares ou bloqueio maxilo-mandibular associadas ou não à fixação esquelética são necessárias para um resultado previsível. No entanto, verificou desvantagens em seu uso, como dificuldade de fonação, maior possibilidade de complicações em vias aéreas superiores no pós-operatório imediato, maior dificuldade de nutrição e higiene bucal que freqüentemente geravam desconforto pós-operatório.

Estas desvantagens puderam ser minimizadas com a ausência do bloqueio maxilo-mandibular promovida pela alternativa de utilização de placas e parafusos para fixação das osteotomias em cirurgia ortognática. Amplamente difundidas a partir de Michelet & Quentin, em 1971, que descreveram seu uso na estabilização dos segmentos proximal e distal na OSRM. E, posteriormente, em 1973, Michelet descreve a aplicação deste método também na fixação de fraturas. Este método apresentou vantagens como o acesso por via intra-bucal, a ausência de bloqueio maxilo-mandibular, resultando em maior conforto pós-operatório e possibilidade de verificação da oclusão.

Assim, buscando uma maior estabilização dos segmentos proximal e distal na OSRM, Bernd Spiessl, em 1974, relatou a técnica de fixação com parafusos bicorticais compressivos, propondo a técnica conhecida como “lag screw”. Eram utilizados três parafusos do sistema 2,7 mm posicionados por via percutânea e caracterizava-se por promover o efeito de compressão entre os segmentos distal e proximal. A técnica consistia em perfurar a cortical vestibular com broca do mesmo diâmetro que o parafuso a ser utilizado. Após esta primeira perfuração, a cortical lingual é perfurada com broca de menor diâmetro. Assim, o parafuso passa livre pela primeira cortical engajando o segmento proximal e

promovendo compressão entre os segmentos. Isto resulta em aumento da área de contato ósseo, permitindo reparo ósseo mais rápido, com restauração da função de forma imediata ou precoce (Ellis III E, 1983).

O conceito de máximo contato ósseo foi objeto de pesquisa de Perren e colaboradores (1969), citados por Ardary, em 1989, observaram que fraturas estabilizadas com técnica compressiva reparam por primeira intenção, sem formação de calo ósseo externo e com diminuição do período de tempo de reparação. No entanto, foram observadas desvantagens como a compressão do feixe vaso-nervoso alveolar inferior e possibilidade de ocorrência de maior torque condilar.

Van Sickels, em 1991, realizou estudo clínico comparativo da estabilidade entre a fixação com parafusos bicorticais do sistema 2,0 mm e a mesma fixação conjugada à fixação óssea e BMM por um período de sete dias, em pacientes submetidos a OSRM seguido de avanços maiores do que 7 mm, em uma média de 12,2 mm. Em preservação de curto prazo, após seis semanas, verificou recidiva de 2 mm no grupo que recebeu fixação interna rígida apenas com o uso de parafusos e no grupo submetido à associação de técnicas, a recidiva encontrada foi de 0,6 mm. Os dados obtidos puderam confirmar que a fixação por parafusos conferem estabilidade bastante satisfatória, entretanto, o menor índice de recidiva encontrado no grupo com fixação óssea não está condicionada à sua presença ou ao BMM, mas devido ao delineamento desse estudo retrospectivo que abrangeu diferentes épocas e provavelmente houve incremento em técnica cirúrgica nas OSRM mais recentes.

Outro estudo envolvendo métodos de fixação não rígida comparadas às formas rígidas foi conduzido por Perrot *et al.*, em 1994, que avaliaram três modalidades de fixação em trinta e três pacientes submetidos a OSRM com movimento de avanço. A primeira associando a fixação óssea ao BMM mantida

por 6 semanas, a segunda utilizando FIR sem uso de BMM e a última realizada FIR com BMM por 2 semanas. Foram avaliadas as radiografias pré e pós-operatórias, por meio de pontos cefalométricos para mensuração da estabilidade em que se verificaram diferenças estatisticamente significativas somente entre o grupo com fixação não-rígida e o grupo com FIR e BMM em que, nesta última, ocorreram menores índices de recidiva tanto no sentido vertical quanto ântero-posterior. E, embora não tivesse sido observada a correlação magnitude de avanço e taxa de recidiva, os pesquisadores sugeriram que em avanços acentuados diferenças significativas poderiam ocorrer entre utilizar ou não o bloqueio maxilo-mandibular associada com a fixação rígida.

Ainda comparando estabilidade, Dolce *et al.*, em 2000, realizaram estudo clínico multicêntrico de longo prazo examinando mudanças esqueléticas em 49 pacientes divididos em dois diferentes grupos submetidos a OSRM para avanço mandibular com fixação rígida e fixação óssea. A fixação rígida compreendeu o uso de três parafusos bicorticais dispostos no padrão “L” invertido, mantidos por até duas semanas em BMM por elásticos e a fixação esquelética foi realizada mediante fio de aço calibre 24, com BMM mantido por até 6 semanas. Telerradiografias em norma lateral foram obtidas antes do preparo ortodôntico pré-cirúrgico, ao pré-operatório imediato, e posteriormente a uma semana, a 2 meses, a 6 meses, a 12 meses e após 24 meses de cirurgia. Pontos cefalométricos foram determinados para a mensuração das alterações mandibulares nos sentidos vertical e ântero-posterior, ângulo do plano mandibular e dimensão mandibular. Os resultados demonstraram mudanças verticais, em orientação e configuração mandibular semelhantes nos dois grupos. E em pós-operatório de 2 anos, o grupo com fixação rígida não sofreu mudanças estatisticamente significativas, entretanto, o grupo de fixação com fio demonstrou recidiva de 30%. Concluíram assim que, a fixação rígida é mais estável do que a fixação esquelética em avanços de mandíbula.

Deste modo, na atualidade, o uso da FIR proporciona vantagens como, permitir função mandibular imediata ou precoce, promovendo excelente estabilização e controle do segmento proximal, rápido reparo ósseo, eliminação do uso de BMM pós-operatória (Van Sickels *et al.*, 1985; Ardary, 1989; Abeloos, 1993) e melhora as condições para cuidados em higiene bucal (Paulus & Steinhauser, 1982; Reitzik & Schoorl, 1983). Podendo ser realizada de quatro formas segundo o método de fixação. São utilizados parafusos bicorticais posicionais; parafusos bicorticais compressivos; placas e parafusos monocorticais, e ainda uma combinação de placas e parafusos monocorticais associados a parafusos bicorticais.

Quando considerada as técnicas de fixação de OSRM em movimentos de avanço mandibular e uso de parafusos bicorticais, podem ser realizados pelos métodos compressivo, posicional ou a associação destes (Anucul *et al.*, 1992). E, de acordo com a via de acesso, podem ser realizados por via intra-bucal ou por via transcutânea (Gabrielli, 2007).

O método compressivo constitui na técnica “lag screw” difundida por Spiessl, a partir de 1974, embora possua a vantagem de promover melhor contato ósseo entre os segmentos por seu caráter compressivo, em movimentos de avanço mandibular, além do maior risco de compressão do nervo alveolar inferior (Paulus & Steinhauser, em 1982), existe também a tendência de se aumentar a distância intercondilar, pois o parafuso tende a deslocar o côndilo lateralmente (Lindorf, 1986; Obeid & Lindquist, 1991).

Para minimizar a ocorrência destes torques indesejáveis ao côndilo, recomenda-se o emprego do método compressivo apenas no primeiro parafuso, que deve ser instalado na área de maior contato ósseo. Nos avanços mandibulares, esta área normalmente corresponde ao aspecto mais posterior da osteotomia. Sendo que os demais parafusos devem ser instalados pelo método

posicional nas demais áreas em que há distanciamento entre os segmentos proximal e distal (Lindorf, 1986; Assael, 1998; Gabrielli, 2007).

Sendo assim, o método posicional por se constituir em engajamento do parafuso tanto no segmento proximal quanto no distal, permite manutenção da distância das superfícies ósseas dos segmentos, prevenindo a compressão do nervo alveolar inferior e reduz os riscos de deslocamentos indesejáveis do côndilo. Entretanto, em função da necessidade de engajamento no segmento proximal, esta técnica é dependente de espessura suficiente nesse segmento (Souyris, 1978; Carter *et al.* 1991; Obeid & Lindquist, 1991; Smith *et al.*, 1991). Além disso, esta técnica dificulta a verificação da ocorrência de engajamento da cortical lingual do segmento distal após a inserção do primeiro parafuso, podendo comprometer a estabilidade primária (Gabrielli, 2007).

Ardary *et al.*, em 1989, realizaram comparação de dois métodos distintos de disposição de parafusos do sistema 2,0 mm para fixação da OSRM em mandíbulas de cadáveres humanos, por meio de teste de carregamento. Um grupo foi fixado com três parafusos dispostos linearmente próximo à borda superior do ramo e o outro grupo recebeu dois parafusos na borda superior e um parafuso na borda inferior. Submetidos às cargas, o grupo com parafusos lineares suportou entre 2,18 a 4,98 kgf e a disposição triangular foi ligeiramente superior, resistindo a cargas de 2,80 a 9,44 kgf, uma diferença de 58%. Com isso, concluem que a quantidade e o diâmetro dos parafusos e a disposição destes influenciariam no grau de resistência após a OSRM.

Considerando o parâmetro de diferentes diâmetros dos parafusos, Foley *et al.*, em 1989 compararam a resistência à tração de cinco diferentes sistemas de fixação nos diâmetros de 2,0 mm, 2,7 mm e 3,5 mm em costelas suínas frescas. Os parafusos foram inseridos obedecendo a um eixo de inserção perpendicular à superfície óssea, sendo utilizados parafusos auto-perfurantes e

convencionais e comparados a parafusos inseridos e removidos repetidas vezes na mesma perfuração. Não foi observado diferenças significativas entre os parafusos de mesmo diâmetro, mas, maiores resistências à tração eram obtidas dos parafusos de maior diâmetro, uma média de 44,28 kg para o parafuso do sistema 3,5 mm e médias de 39,67 kg e 27,37 kg para os sistemas 2,7 e 2,0 mm, respectivamente. As repetidas inserções e remoção dos parafusos não influenciaram na resistência à tração.

Visando um melhor posicionamento dos parafusos bicorticais na OSRM, Obeid & Lindquist, em 1991, realizaram estudo em mandíbulas secas humanas, onde foi avaliada a quantidade de roscas dos parafusos de fixação que estavam engajadas na cortical do segmento proximal. Verificaram que durante a técnica de perfuração com uso de broca tipo “countersink”, 55% dos parafusos do sistema 2.7 mm e 27% dos parafusos do sistema 2.0 mm não apresentaram roscas na cortical do segmento proximal, por diminuírem a espessura cortical. Encontraram também que, a borda superior do segmento proximal, particularmente em sua região mais anterior, a cortical apresenta-se mais densa e espessa (média de 2,66 mm), enquanto que em sua borda inferior, a cortical foi mais fina (média de 2,06 mm). Concluíram que o posicionamento apropriado dos parafusos depende da adequada retenção das roscas na cortical do segmento proximal e da espessura desta, para que os parafusos mantenham o padrão posicional e não se comportem como compressivo.

No entanto, quando relacionada a estabilidade do método compressivo comparada ao posicional, Watzke *et al.*, também em 1991, encontraram similaridade clínica entre as duas técnicas com a fixação do sistema 2.0 mm. Não havendo diferenças clinicamente significantes em OSRM de 56 pacientes após acompanhamento de curto prazo. Resultado semelhante ao encontrado por Schwimmer *et al.*, em 1994, em estudo do comportamento mecânico de parafusos dos sistemas 2.0 e 2.7 mm, também por métodos compressivo e posicional,

obtidos em OSRM de cadáveres humanos após avanço de 5 mm e inserção dos parafusos de fixação em padrão de disposição triangular. Em que foi observado que o uso de parafusos do sistema 2.0 e 2.7 mm apresentaram o mesmo grau de estabilidade, sendo que o método compressivo não promoveu aumento de estabilidade quando comparada à alternativa posicional.

Com relação à via de acesso para fixação das osteotomias, na ocorrência de pequeno espaçamento no aspecto ântero-posterior entre o segmento proximal e o distal, a instalação dos parafusos por via intra-bucal pode ser considerada, associado a vantagens como a eliminação do acesso cutâneo e um menor tempo cirúrgico. Embora nesta via possa ser mais freqüente a ocorrência de inserção oblíqua dos parafusos (Shepherd *et al.* 1991; Gabrielli, 2007).

Deste mesmo modo, uma das vantagens do uso de placas fixadas com parafusos monocorticais, é ser tecnicamente simples, não necessitar de acesso transcutâneo e promover ainda um menor risco de dano neurovascular devido ao uso de parafusos monocorticais que não ocasionam compressão dos segmentos e com um menor potencial de deslocamento condilar (Anucul *et al.*, 1992; Gabrielli, 2007).

Jeter *et al.*, em 1984, propuseram a fixação das OSRM por meio de parafusos posicionais dispostos linearmente sobre a borda superior do ramo ou em configuração tipo “L” invertido, instalados por meio de trocar posicionado mediante discreta incisão cutânea, em região gonial. O período de preservação de 24 meses demonstrou ausência de cicatriz extra-bucal pós-operatória. Farole, em 1992, por sua vez, defende a via transcutânea por permitir uma maior precisão na inserção dos parafusos de modo perpendicular à superfície cortical, conferindo assim a instalação dos parafusos em áreas de maior contato ósseo, diminuindo a ocorrência de torques aos segmentos distal e proximal.

Consideradas essas vantagens, trabalhos passaram a ser publicados comparando a estabilidade em OSRM entre os parafusos bicorticais e placas. Neste sentido, em 1983, Reitzik realizou estudo em nove pacientes, analisando a estabilidade da fixação de OSRM após avanço de 5 mm com uso de malha de vitalium fixada com parafusos monocorticais associados a curto período de bloqueio maxilo-mandibular. Por meio de pontos cefalométricos obtidos em telerradiografias laterais, comparou os dados pré-operatórios ao pós-operatório, onde verificou discreto deslocamento mandibular no sentido ântero-superior em acompanhamento de longo prazo, sem que ocorressem recidivas nos sentidos vertical e ântero-posterior, concluindo que a técnica permitia alto índice de estabilidade.

Anucul *et al.*, em 1992, realizaram análise comparativa da resistência à tração entre parafusos bicorticais posicionais e placas retas de 4 furos não compressivas em 40 costelas bovinas submetidas a osteotomia sagital. Sendo realizadas fixações segundo um avanço de 5 mm ou sem nenhum deslocamento. Foram obtidos resultados semelhantes entre os grupos quando considerada força de baixa magnitude (menor do que 22,27 N). No entanto, as placas foram mais susceptíveis a deformação e demonstraram menor rigidez à tração do que os grupos fixados com parafusos bicorticais.

Em 1993, Abeloos *et al.* estudaram a estabilidade após OSRM fixadas com placas retas de 4 furos e parafusos monocorticais em avanço mandibular de 20 pacientes. Foram utilizadas medidas cefalométricas para a mensuração, em telerradiografias laterais pré-operatórias, pós-operatórias imediatas e após 6 meses de cirurgia. A média de avanço do ponto pogônio foi de 5 mm, com um acréscimo de 0,3 mm após 6 meses em função do estabelecimento da oclusão. Considerando a distância entre os pontos gônio e mento, foi verificado média de avanço de 5,8 mm com recidiva de 0,3 mm após 6 meses. Os autores concluíram que a fixação utilizada permitiu estabilidade esquelética comparável à

osteossíntese com parafusos bicorticais em função do baixo índice de recidiva, embora considerem estudos posteriores em situações de grandes avanços mandibulares, que sejam maiores que 5,8 mm.

Estes resultados foram similares ao observado por Blomqvist & Isaksson, em 1994, em um estudo de estabilidade com 38 pacientes submetidos a OSRM para avanço mandibular comparando a técnica de fixação por parafusos posicionais e placas com parafusos monocorticais. Entretanto, de acordo com o teste de regressão linear múltipla, houve correlação positiva entre a quantidade de avanço e a instabilidade da fixação, correspondendo à hipótese formulada por Abeloos, em 1993.

Shetty *et al.*, em 1996b, determinaram a estabilidade funcional por meio de estudo mecânico em réplicas de mandíbulas humanas simulando a OSRM, em diferentes sistemas e configurações de placas comparadas à fixação unicamente por parafusos e ainda com a associação de placas com um parafuso bicortical adicional do sistema 2.4 mm disposto na região retromolar. Após fixação e simulação de um avanço de 7 mm, as réplicas foram avaliadas em ensaio de carregamento e verificou-se que a utilização do parafuso bicortical associado às placas promoveu significativa estabilidade quanto comparada ao uso isolado de placas.

Em um estudo multicêntrico publicado em 1994, Blomqvist *et al.*, avaliaram dois diferentes métodos de fixação rígida comparando a estabilidade em período pós-operatório de até 6 meses em sessenta pacientes submetidos a OSRM para avanço mandibular. A metade desses pacientes recebeu fixação rígida com parafusos bicorticais posicionais, via transcutânea e a outra parcela foi tratada com placas fixadas com parafusos monocorticais, sendo todos mantidos com BMM entre 7 a 10 dias e elásticos maxilo-mandibulares por aproximadamente 21 dias. Telerradiografias laterais foram obtidas no pré-operatório, dois dias após

a cirurgia e ao término de 6 meses pós-operatórios, para determinação de pontos cefalométricos necessários à mensuração (dois pontos fixos, o sela e o násio e ainda três pontos móveis, o ponto B, o pogônio e o mento). Os resultados mostraram mínima variação entre quantidade de avanço e alterações pós-operatórias, não sendo observada diferença estatisticamente significativa nos sentidos vertical e sagital, de modo que os autores sugerem que a decisão pelo método de fixação seja condicionada pela experiência do cirurgião com determinado método.

Tharanon, em 1998, investigou a estabilidade mecânica entre a fixação com 3 parafusos bicorticais dispostos linearmente sobre a borda mandibular superior e a fixação com uma única placa de 4 furos com parafusos monocorticais também sobre a borda superior de mandíbulas de cadáveres humanos submetidas a OSRM com recuo de 5 mm. Sendo expostos a cargas compressivas até que ocorresse falha do material de síntese ou fratura óssea adjacente aos parafusos. A carga máxima de resistência variou em uma média de 20,49 kg no grupo de parafusos e 17,41 kg no grupo de placa. No entanto, a análise de regressão múltipla não demonstrou diferenças significativas entre a disposição dos parafusos segundo a altura óssea e a carga máxima suportada, de modo que ambos os métodos de fixação comportam-se similarmente em termos de estabilidade.

Apesar das semelhanças em estabilidade entre a técnica com uso apenas de parafusos e a utilização de placas e parafusos, esta última possui a vantagem de permitir satisfatório posicionamento condilar após OSRM em pacientes portadores de assimetrias mandibulares, como defendido por Ueki *et al.*, em 2001. Para tanto, segundo os autores, o dobramento e adaptação das placas podem refletir em um melhor prognóstico em casos de sintomas articulares por minimizarem os deslocamentos condilares. Em estudo com 42 pacientes submetidos a OSRM para correção de assimetria mandibular, 20 pacientes

receberam placas pré-ajustadas. Todos foram acompanhados por meio de radiografias submento-vértice pré e pós-operatórias para mensuração dos deslocamentos condilares e ainda avaliados quanto a alterações em sintomas articulares. A análise radiográfica demonstrou menores deslocamentos quando comparada aos pacientes que receberam fixação por placas retas.

No entanto, além das características físicas do osso e dos materiais de osteossíntese, a estabilidade também está condicionada ao tipo de osteotomia realizada e varia de acordo com o tipo de movimento realizado. Assim, Proffit *et al.*, em 1996, publicaram um estudo onde desenvolvem a hierarquia da estabilidade das osteotomias em cirurgia ortognática a partir de dados de outros estudos retrospectivos deste mesmo autor. Os procedimentos cirúrgicos e suas respectivas estabilidades são ilustrados abaixo (Figura 9). Para cirurgias mandibulares, o avanço mandibular associado ou não a cirurgias maxilares, mostrou-se mais estável ou previsível do que movimentos de recuo. Os autores sugerem este fato ao posicionamento condilar e a ação muscular ao segmento proximal.

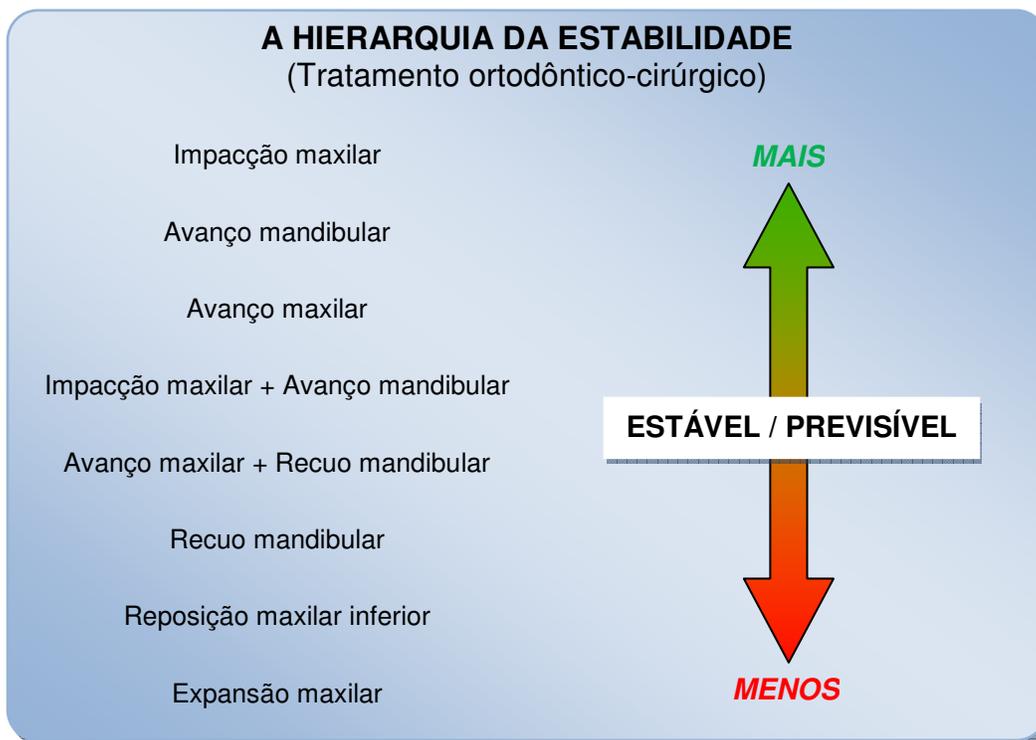
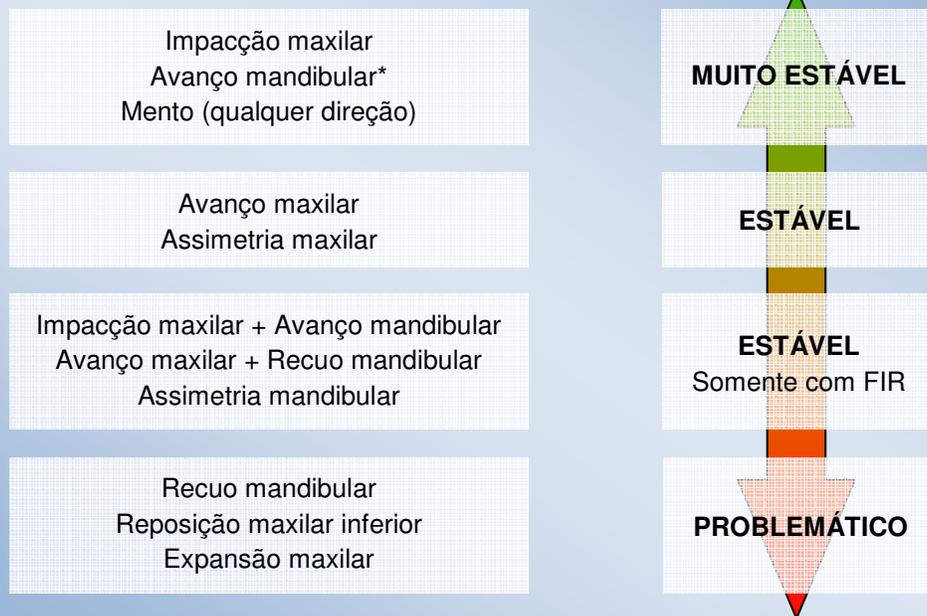


Figura 9. A hierarquia da estabilidade em procedimentos de cirurgia ortognática.
Fonte: Adaptado de Proffit et al., 1996.

Já no ano de 2007, Proffit *et al.*, com novos dados de estabilidade em cirurgia ortognática principalmente em relação às correções de assimetrias, publicaram outro artigo correlacionando o tipo de movimento cirúrgico realizado e suas respectivas estabilidades e a influência dos materiais de fixação nestas estabilidades (Figura 10).

A HIERARQUIA DA ESTABILIDADE

(Tratamento ortodôntico-cirúrgico)



* Somente com altura facial curta ou normal

Figura 10. A hierarquia da estabilidade estendida.
Fonte: Adaptado de Proffit *et al.*, 2007.

Além disso, alguns pesquisadores passaram a comparar também as possíveis diferenças fisiológicas entre pacientes submetidos à OSRM tratados por parafusos bicorticais ou placas e parafusos. Yamashita *et al.*, em 2007, compararam o restabelecimento da função mastigatória e alterações neurosensoriais com essas técnicas de fixação. Verificaram estes parâmetros em 50 pacientes submetidos a OSRM para recuo mandibular, sendo que, em 38 desses realizou-se fixação por parafusos bicorticais e nos demais utilizou-se placas. Encontrou mínimas diferenças em ambos os grupos após preservação de 12 meses, embora tenha notado tendência de recuperação mastigatória e neurosensorial mais rápida no grupo de placa do que no grupo de parafusos bicorticais. Desse modo, os autores concluíram que a escolha da técnica deve

partir da experiência e familiaridade do cirurgião, uma vez que o conforto do paciente e a confiabilidade das técnicas são similares.

Neste mesmo aspecto, Hatch *et al.*, em 2001, analisaram a taxa de mobilidade mandibular após OSRM para avanço em pacientes tratados com osteossíntese por fio de aço e BMM por 8 semanas (n=49) e um outro grupo de pacientes que receberam fixação rígida (n=78). As movimentações mandibulares foram avaliadas 2 semanas antes da cirurgia e em 8 semanas, 6 meses, 12 meses, 24 meses e 5 anos após cirurgia e consistiram de mensuração em milímetros da abertura bucal, protrusão e lateralidades direita e esquerda. Em ambos os grupos foi verificado hipomobilidade em todos os tipos de movimento, sendo progressivamente recuperados nos cinco anos de preservação. Entre os grupos, não ocorreu diferenças estatisticamente significativas. Sendo que as alterações condilares não justificam a mobilidade diminuída.

2.3 Estabilidade da Fixação e Estudos Biomecânicos

A recidiva esquelética ainda permanece como uma das complicações pós-operatórias mais freqüentes em OSRM (Kobayashi *et al.*, 2000; Borstlap *et al.*, 2004). Embora a literatura seja reticente de que as fixações rígidas são superiores às fixações ósseas em termos de estabilidade (Van Sickels *et al.*, 1986; Moenning *et al.*, 1990), variados implantes de osteossíntese são desenvolvidos anualmente e disponibilizados aos cirurgiões, assim, estudos ainda se fazem necessários para elucidar quais materiais e/ou métodos são mais efetivos no controle da estabilidade esquelética. (Özden *et al.*, 2006).

Estudos laboratoriais podem ser úteis na determinação da resistência dos materiais frente a cargas de tração e compressão, desta forma, auxiliando no desenvolvimento desses materiais para que haja adequada aplicação clínica. (Murphy *et al.*, 1997; Erkmen, 2005a; Erkmen, 2005b).

Foley *et al.*, em 1992, utilizando-se de costelas suínas frescas, compararam a resistência à tração de diferentes sistemas de fixação nos diâmetros de 2,0 mm, 2,7 mm e 3,5 mm. Os dados obtidos demonstraram que não houve diferenças significantes entre os parafusos de mesmo diâmetro, mas, maiores resistências à tração eram obtidas dos parafusos de maior diâmetro, considerando uma média de 44,28 kg para o parafuso do sistema 3,5 mm e médias de 39,67 kg e 27,37 kg para os sistemas 2,7 e 2,0 mm, respectivamente.

Kim *et al.*, em 1995, avaliaram a resistência de três diferentes padrões de disposição de parafusos posicionais em mandíbulas de cadáver humano após realização de OSRM. Foram fixados em padrão linear com inserção a 90º na borda superior do ramo mandibular, no mesmo padrão anterior com inserção oblíqua dos parafusos e ainda em disposição triangular. Os resultados mostraram diferenças significativas entre os três grupos avaliados, particularmente entre os

padrões triangulares e os demais, em que o padrão linear obteve médias de resistência inferiores. Quando comparadas o padrão de inserção linear em 90° ou em inserção oblíqua, obteve-se média de resistência maior nesta última, segundo os autores, isso se deve a um ganho em espessura cortical quando o parafuso é inserido obliquamente, que confere maior engajamento do parafuso, conforme já descritos por Obeid e Lindquist (1991) e Kim *et al.*(1993). No entanto, os autores defendem que, clinicamente, a resistência necessária a um reparo ósseo satisfatório ainda não é conhecido.

Shetty *et al.*, em 1996a, examinaram os efeitos do tamanho dos parafusos e padrão de inserção na estabilidade funcional em réplicas sintéticas de mandíbulas humanas após OSRM e avanço de 7 mm. Fixadas com parafusos posicionais dos sistemas 2,0 mm e 2,4 mm em padrões lineares e triangulares. Após teste mecânico de compressão com força aplicada em primeiros molares, observou-se que a disposição triangular promoveu menor deslocamento do segmento distal quando comparada ao padrão linear. Sendo que os parafusos de 2,4 mm apresentaram maior resistência ao deslocamento do que os parafusos do sistema 2,0 mm.

Uckan *et al.*, em 2001, também compararam os efeitos da angulação dos parafusos do sistema 2,0 mm em estabilidade após OSRM seguido de avanço de 5 mm realizadas em dez mandíbulas frescas de carneiro. Foi analisada a resistência no padrão de inserção em 60° e em 90° em relação à superfície cortical do segmento proximal, por meio de cargas compressivas verticais. A mediana da resistência ao deslocamento em 60° e em 90° foram de 27,7 N e 22,3 N, respectivamente. Não houve, portanto, diferenças significativas entre os dois padrões.

Shetty *et al.*, em 1996b, determinaram a estabilidade de diferentes sistemas e métodos de fixação baseados em placas e comparando à fixação por parafusos bicorticais do sistema 2,4 mm. No estudo, utilizou-se de réplicas sintéticas de mandíbulas humanas simulando OSRM em avanços de 7 mm e três mandíbulas eram fixadas de acordo com cada grupo (Figura 11). Forças verticais de compressão foram realizadas em primeiro molar, simulando forças mastigatórias. As OSRM fixadas com combinação de placa e parafuso posicional complementar foi superior em estabilidade do que as fixações exclusivamente com placas e ao método padrão de parafusos posicionais de 2,4 mm. As placas quando utilizadas isoladamente, apresentaram a menor estabilidade entre os grupos avaliados, com índices variáveis de falhas.

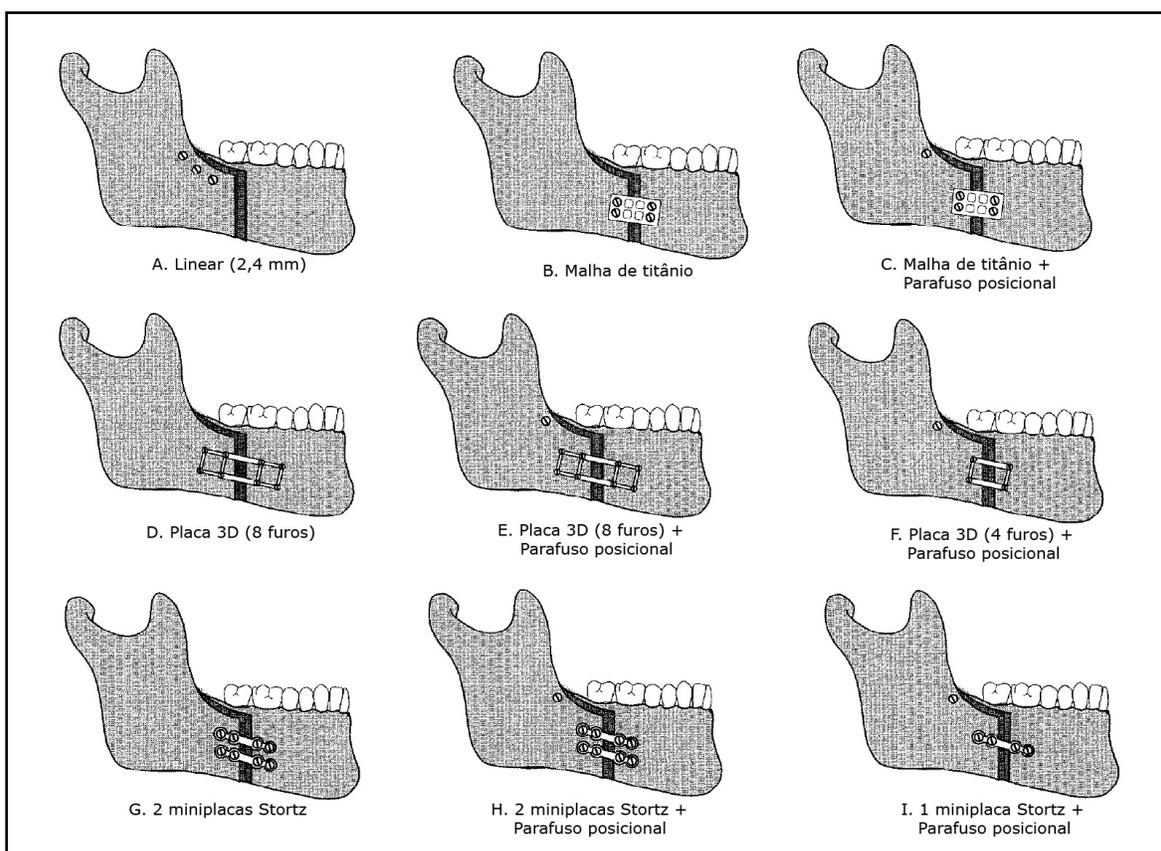


Figura 11. Representação esquemática dos métodos avaliados.
Fonte: Shetty *et al.*, 1996a.

Murphy *et al.*, em 1997, realizaram testes laboratoriais para comparar características mecânicas, em termos de resistência a cargas verticais semelhantes às forças mastigatórias, de três técnicas de fixação rígida em quinze costelas bovinas frescas submetidas a osteotomia simulando a OSRM. Os grupos foram determinados por três parafusos bicorticais não compressivos do sistema 2,0 mm em padrão L invertido, placa sagital de 8 furos e a mesma placa associada a três parafusos bicorticais não compressivos do sistema 2,0 mm e com os cinco demais parafusos monocorticais (Figura 12). Foram avaliados parâmetros mecânicos como rendimento de carga, carga máxima, deslocamento em carga máxima, carga em deslocamento de 3 mm e resistência à tração. Como resultados, em carga máxima, carga em deslocamento de 3 mm e resistência, o grupo placa sagital mostrou-se menos resistente do que os demais grupos, entretanto, não houve diferença significativa entre o grupo parafusos em L invertido e grupo placa associada a parafusos bicorticais. Além disso, quando considerado o deslocamento em carga máxima, não foi notado diferenças

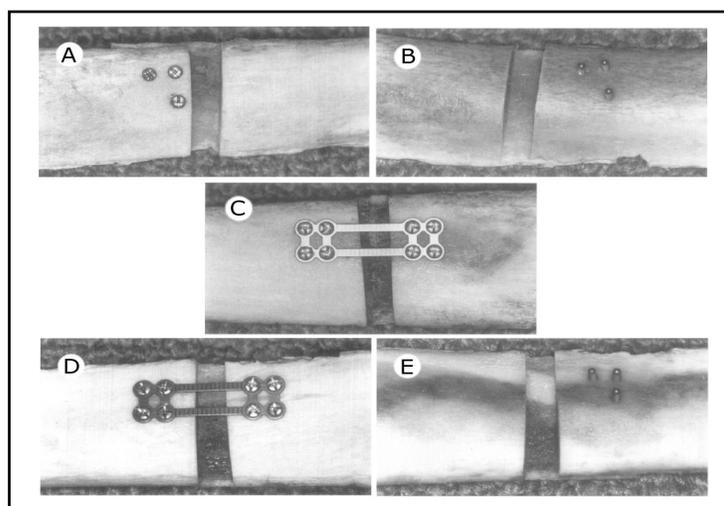


Figura 12. Representação das técnicas avaliadas: A) Três parafusos bicorticais posicionais; B) Vista inversa do espécime em “A”, demonstrando engajamento do segmento proximal; C) Placa sagital com 8 parafusos monocorticais; D) Placa sagital associado a três parafusos bicorticais; E) Vista inversa do espécime em “D”, demonstrando engajamento dos parafusos bicorticais no segmento proximal .
Fonte: Adaptado de Murphy et al., 1997.

estatisticamente significativas entre todos os grupos avaliados.

Tharanon, em 1998, avaliou a estabilidade mecânica entre a fixação com três parafusos bicorticais dispostos linearmente sobre a borda mandibular superior e a fixação com uma única placa de 4 furos com parafusos monocorticais também sobre a borda superior de mandíbulas de cadáveres humanos submetidas a OSRM com recuo de 5 mm. A exposição a cargas compressivas foi mantida até que ocorresse falha do material de síntese ou fratura óssea adjacente aos parafusos. Nestes parâmetros, os métodos de fixação comportam-se similarmente em termos de estabilidade, não sendo observadas diferenças significativas entre os tipos de materiais, em análise de regressão múltipla.

Em 1999, Haug *et al.*, investigaram o efeito do número e padrão de inserção de parafusos posicionais na resistência em cargas verticais. Para tanto, utilizou como substrato a madeira de carvalho da classe vermelha nas quais foram dispostos diversos padrões de posicionamento dos parafusos de 17 x 2,0 mm, a saber: um, dois, três, quatro e cinco parafusos em padrão linear; dois parafusos em padrão vertical; três parafusos em padrão L, em L invertido, em L posterior, em L invertido posterior; padrões diagonal direito e esquerdo, quatro parafusos em padrão tipo caixa e cinco parafusos em padrão tipo dominó (Figura 13). Os dados resultantes dos testes demonstraram que a quantidade e padrão dos parafusos alteraram as características mecânicas na resistência vertical, em que, três ou menos parafusos e os padrões lineares apresentaram menor efetividade em suportar cargas verticais. Além disso, o padrão L de três parafusos foi significativamente superior aos padrões de parafusos lineares ou em diagonal, sendo que a complementação com mais parafusos em qualquer configuração geométrica não se mostrou mais efetivo do que o padrão L de três parafusos.

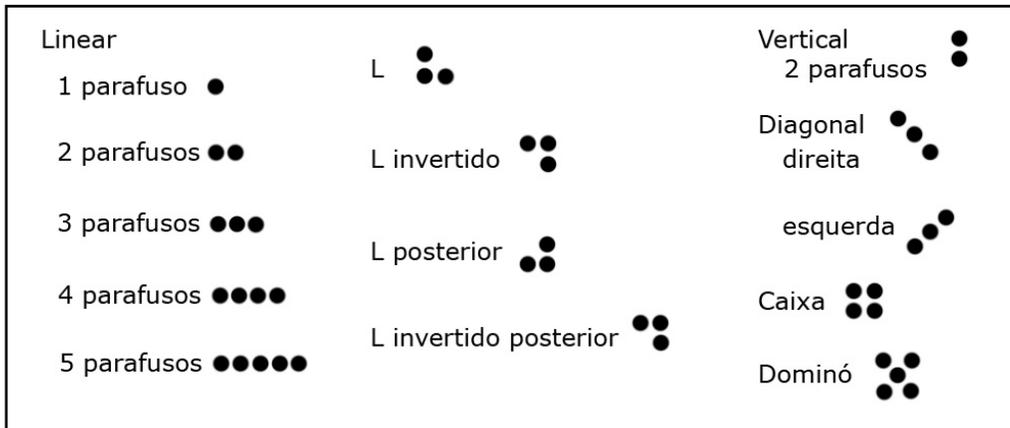


Figura 13. Representação geométrica dos padrões e números de parafusos.
 Fonte: Adaptado de Haug et al., 1999.

Assim, Peterson *et al.*, em 2005, avaliaram e compararam o comportamento mecânico de vários materiais de fixação interna rígida desenvolvidas para um melhor posicionamento condilar após a OSRM com relação ao método posicional com parafusos bicorticais como grupo controle. Foram utilizadas 25 réplicas de mandíbulas em poliuretano, sendo 5 controles e cada 5 demais mandíbulas divididas em 4 diferentes grupos de materiais de fixação, a saber: 1) 3 parafusos bicorticais posicionais em padrão L invertido, 2) placa reta de 4 furos, 3) placa curva de 6 furos e 4) placa sagital ajustável de 4 furos. Com a aplicação de carga compressiva em região incisal e em molares, foram observadas diferenças significativas entre o grupo controle e os demais em relação à força de carregamento, força de deslocamento e rigidez dos materiais que foram superiores no grupo controle.

Van Sickels *et al.*, em 2005, realizaram estudo de comparação biomecânica entre sistema de fixação por placa ajustável e variações com parafusos bicorticais em padrão L invertido em OSRM simuladas em mandíbulas de poliuretano com avanço de 7 mm. Utilizaram sessenta mandíbulas, dez desses foram mantidos sem OSRM para controle do estudo. As demais réplicas foram

distribuídas em 5 diferentes grupos, sendo: 3 parafusos bicorticais em padrão L invertido, placa sagital ajustável de 4 furos, placa sagital ajustável e um parafuso bicortical adicional, placa sagital ajustável e 2 parafusos adicionais e placa sagital ajustável e 3 parafusos adicionais. Foram submetidas a forças compressivas verticais em área incisal e forças torsionais em região de molares, sendo determinadas as variáveis de carga de carregamento, deslocamento e resistência do conjunto. Os resultados demonstraram que, para carga incisal, o grupo controle demonstrou carga de carregamento superior aos demais grupos estudados, principalmente entre o grupo controle e o grupo placa ajustável com 3 parafusos bicorticais adicionais, entretanto, não foi observado diferenças significativas entre os grupos placa ajustáveis entre si.

Em 2001, Armstrong *et al.*, publicaram um artigo com dados preliminares de um novo modelo de testes laboratoriais para estudo de estabilidade de materiais de síntese em OSRM para avanço baseado em uma mecânica de três pontos. Os autores realizaram os testes em costelas bovinas frescas fixadas com cinco diferentes tipos de placas (Figura 14) no modelo de teste de três pontos (Figura 15).

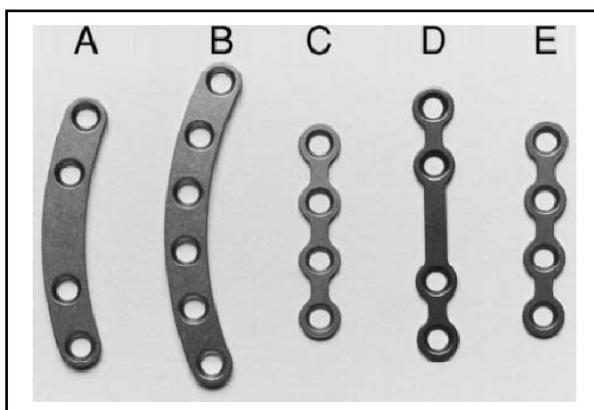


Figura 14. Tipos de placas avaliadas.
Fonte: Armstrong et al., 2001.

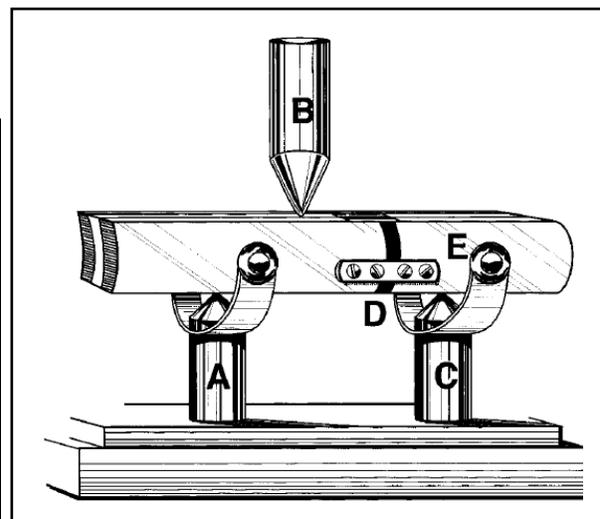


Figura 15. Modelo de teste de três pontos.
Fonte: Armstrong et al., 2001.

A avaliação dos materiais revelou que as placas curvas possuem um limite elástico maior do que as placas retas, sugerindo uma maior resistência ao deslocamento. Segundo os pesquisadores, o modelo proposto possui um baixo custo para desenvolvimento, sendo facilmente reproduzível e representa uma das formas mais precisas de simulação da mandíbula em função.

Seguindo este mesmo princípio, Özden *et al.*, em 2006, compararam dez diferentes métodos de fixação em OSRM, por meio de 25 mandíbulas frescas de carneiro das quais se obteve 50 hemimandíbulas por seccionamento em linha média. Os grupos foram divididos de acordo com os materiais de síntese (Figuras 16 e 17). As hemimandíbulas foram dispostas em plataforma de teste de 3 pontos, baseado no modelo proposto por Armstrong *et al.* (2001) sendo submetidos a cargas compressivas até um deslocamento de 3 mm. Verificou-se que o grupo de 3 parafusos bicorticais em padrão L invertido apresentou maior estabilidade mecânica que todos os demais métodos que se fixavam apenas com parafusos. Sendo que a placa associada a parafusos bicorticais no segmento proximal conferiu maior estabilidade nos grupos de placas.

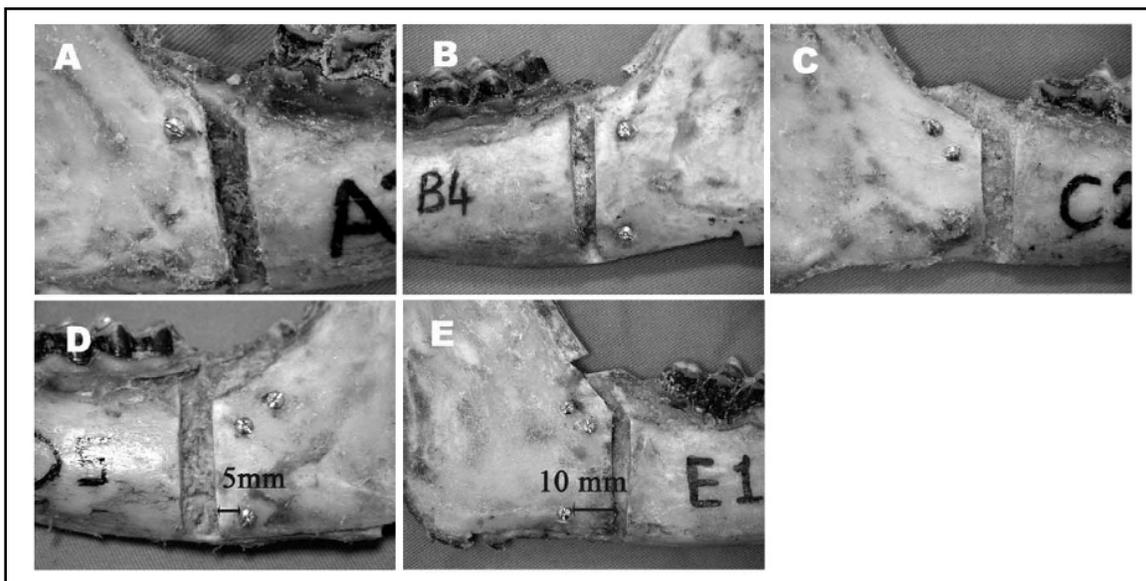


Figura 16. Grupos de parafusos avaliados: (A) Um parafuso bicortical; (B) Dois parafusos bicorticais em padrão vertical; (C) Dois parafusos bicorticais lineares; (D) Três parafusos bicorticais em padrão L invertido posterior; (E) Três parafusos bicorticais em padrão L invertido. Fonte: Özden *et al.*, 2006.

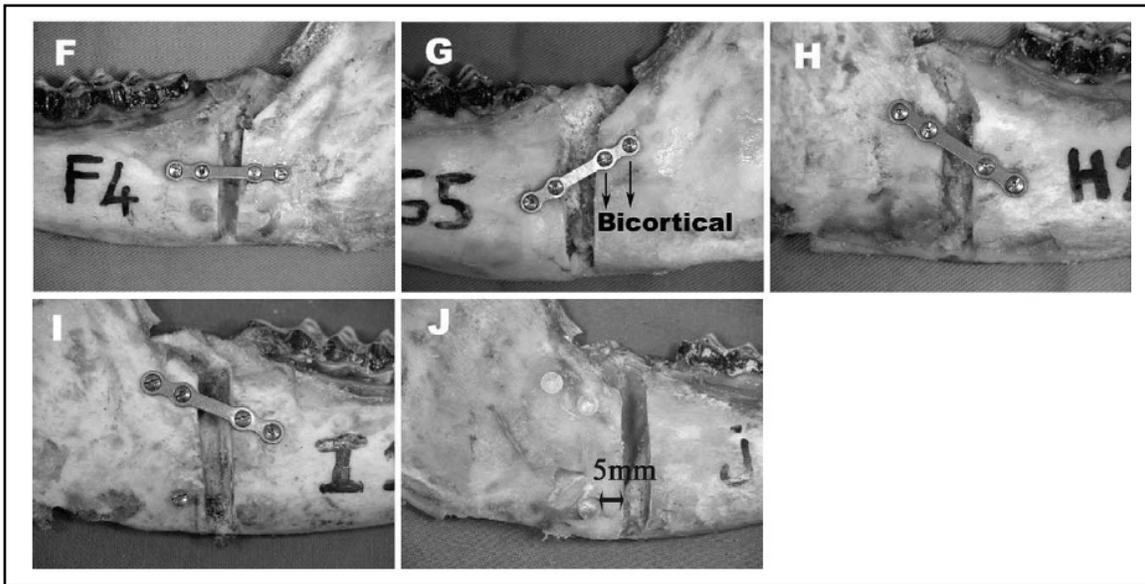


Figura 17. Grupos de placa avaliados: (F) Placa horizontal com 4 parafusos monocorticais; (G) Placa oblíqua com 2 parafusos bicorticais no segmento proximal e 2 parafusos monocorticais no segmento distal; (H) Placa oblíqua com 4 parafusos monocorticais; (I) Placa oblíqua com 2 parafusos bicorticais no segmento proximal e um parafusos posicional complementar em borda inferior; (J) Três parafusos bicorticais absorvíveis em padrão L invertido posterior.
 Fonte: Özden et al., 2006.

Estudos recentes, com o auxílio de engenharia de computação gráfica baseada em teorias matemáticas, como o método de elemento finito, tornaram possíveis ensaios mecânicos por modelagem virtual de mandíbulas e materiais de fixação como uma nova ferramenta para melhor compreensão da complexa mecânica e cinemática envolvidas nas forças submetidas à mandíbula.

Neste sentido, Maurer *et al.*, em 2003, publicaram artigo comparando duas técnicas de fixação e suas estabilidades em OSRM com o auxílio do método de elemento finito. O trabalho comparou a estabilidade de parafusos do sistema 2,0 mm em disposição triangular com a fixação por placas e parafusos também do sistema 2,0 mm. O modelo de mandíbula foi produzido segundo parâmetros geométricos e as propriedades mecânicas dos materiais de síntese foram obtidos pela literatura pertinente e mediante consulta com os fabricantes. A análise dos

dados revelou que, em força de tensão máxima, os parafusos em configuração triangular podem neutralizar forças mastigatórias de até 1675 N. E as placas suportariam até 1246 N. Os autores concluíram que, o modelo de elemento finito é válido na simulação das complexas forças de estresse, podendo ser consideradas no desenvolvimento de novos materiais de síntese, no entanto, correlações com dados clínicos e literatura já existente são necessárias para confirmação desses achados.

Choi *et al.*, em 2005, estudaram por meio da técnica do elemento finito, dois diferentes métodos de fixação para OSRM. Comparou o comportamento de 3 parafusos posicionais e fixação por placa curva de 4 furos, considerando como parâmetros, as resultantes de deslocamento em incisivos centrais, o estresse mecânico no osso ao redor dos implantes e a correlação entre o estresse mecânico dos parafusos e placas. O grupo de parafusos posicionais apresentou o menor deslocamento em incisivos centrais, sugerindo alta estabilidade mecânica, apresentando também os menores índices de estresse tanto da superfície óssea quanto dos materiais de fixação.

2.4 Deslocamento Condilar

Associado aos avanços dos sistemas de fixação rígida, a ampla difusão da técnica de OSRM deve-se, provavelmente, à sua versatilidade e aos satisfatórios resultados obtidos e às sucessivas modificações implementadas ao longo dos anos (Turvey, 1985). Conseqüentemente, favorecendo o rápido retorno à função, melhorando o suporte nutricional do paciente e reduzindo ainda os índices de recidiva (Foley *et al.*, 1989; Haug *et al.* 1999; Peterson *et al.*, 2005).

No entanto, a crescente utilização da fixação rígida trouxe também a possibilidade de ocorrência de alterações têmporo-mandibulares caracterizadas principalmente por remodelação condilar. Esta condição torna-se importante, pois a remodelação está associada com o posicionamento do côndilo na fossa articular e a fixação rígida influencia neste posicionamento (Flynn *et al.*, 1990).

Deste modo, quando da utilização de fixação rígida por meio de parafusos bicorticais é necessária atenção para escolha da área de instalação do primeiro parafuso, que deve respeitar o local de maior contato ósseo entre os dois segmentos para minimizar ou mesmo eliminar a tendência de se aumentar a distância intercondilar nos casos de avanços mandibulares, uma vez que o parafuso tende a deslocar lateralmente o côndilo da fossa articular (Lindorf, 1986; Obeid & Lindquist, 1991; Gabrielli, 2007).

Embora os mecanismos de reabsorção condilar após OSRM para avanço mandibular ainda não estejam completamente compreendidos, é um importante fator para o desenvolvimento de alterações oclusais e esqueléticas pós-operatórias, sendo que, sugere-se etiologia multifatorial, que incluem desordens têmporo-mandibulares pré-existentes, mudanças no posicionamento condilar transoperatórios, a magnitude de avanço ou recuo do segmento distal, bem como a ocorrência de deslocamentos condilares pela utilização dos materiais

de fixação rígida, fatores que levam a desordens condilares como osteomielite, osteólise, isquemia vascular e reabsorção por pressão exercida por músculos e tecidos moles (Kerstens *et al.*, 1990).

Assim sendo, Moore *et al.*, em 1991, avaliaram a influência da reabsorção condilar nas recidivas após OSRM, listando os prováveis fatores de risco para desenvolvimento das desordens têmporo-mandibulares, em estudo realizado com 5 pacientes que apresentaram reabsorções condilares. De acordo com os resultados encontrados, os autores sugerem que as reabsorções condilares após OSRM para avanço mandibular possuem etiologia multifatorial, concluindo que os pacientes de risco para desenvolvimento das reabsorções incluem: 1) pacientes do gênero feminino; 2) entre 20 a 30 anos de idade; 3) presença de ângulo do plano mandibular aumentado; 4) presença de disfunção têmporo-mandibular pré-operatória; 5) casos de grandes avanços mandibulares e 6) casos com rotação anti-horária do segmento proximal.

Flynn *et al.*, em 1990, avaliaram os efeitos da fixação rígida sobre a articulação têmporo-mandibular em pacientes submetidos a OSRM para avanço mandibular em comparação ao método de fixação não rígida composta por osteossíntese com fio de aço em borda inferior da mandíbula. Ambos os grupos foram mantidos sob bloqueio maxilo-mandibular por período mínimo de duas semanas. Os pacientes foram questionados com relação ao histórico de sintomas em articulação têmporo-mandibular e avaliados clinicamente segundo a classificação de oclusão, movimentos mandibulares, máxima abertura bucal, desvios em abertura bucal e presença de estalidos em ATM. Os resultados obtidos demonstraram não haver diferenças significativas nos sinais e sintomas encontrados entre os pacientes que receberam fixação rígida e fixação com fio de aço.

Bouwman *et al.*, em 1994a, estudaram a ocorrência de reabsorção condilar em 158 pacientes submetidos a cirurgia ortognática bimaxilar com avanço mandibular. Para a avaliação, foram obtidas radiografias panorâmicas e telerradiografias laterais no pré-operatório e pós-operatório imediato e após um ano de cirurgia. Constatou-se que 32 pacientes apresentaram sinais de reabsorção condilar após 12 meses de preservação, sendo que todos apresentavam deficiência mandibular associado a um ângulo do plano mandibular aumentado. Sendo que, verificou-se que 24 destes foram mantidos em BMM por 6 semanas e nos 8 demais, foram incentivados a manter função mandibular imediatamente após a cirurgia.

Realizando avaliação de pacientes submetidos a OSRM, Hwang *et al.*, em 2000, avaliaram os fatores cirúrgicos de risco para reabsorção condilar em 452 pacientes submetidos a OSRM, destes, 17 pacientes apresentaram reabsorções condilares, sendo realizados comparação entre as radiografias panorâmica e telerradiografia lateral pré-operatórias e pós-operatórias realizadas imediatamente à cirurgia e após um e dois anos da cirurgia. Os resultados demonstraram que o deslocamento condilar posterior ocorreu com maior frequência, não havendo diferenças significativas na incidência de deslocamento condilar anterior entre o grupo estudado e os demais pacientes avaliados. Neste sentido, o risco de reabsorção condilar aumenta significativamente com o aumento na rotação horária dos segmentos distal e proximal. Entretanto, não confirmaram correlação com avanços mandibulares, uma vez que as reabsorções ocorreram no aspecto ântero-superior do côndilo e não em sua superfície posterior.

Outro importante fator a ser considerado para minimizar a ocorrência de deslocamento do côndilo da fossa articular inclui manobras para reposicionamento do segmento proximal após a OSRM. As manobras mais comumente realizadas incluem a manipulação manual ou o uso de dispositivos de posicionamento (Burye & Stella, 2000).

Os cirurgiões costumeiramente realizam o reposicionamento condilar na fossa articular com a manipulação do segmento proximal, direcionando-o de acordo com os seguintes métodos: 1) Direção ântero-posterior seguido de reposicionamento anterior passivo; 2) Direção ínfero-posterior com reposicionamento superior em região de ângulo mandibular; 3) Direção ínfero-posterior com reposicionamento ântero-superior em região de ângulo mandibular e 4) Direção posterior com reposicionamento superior em região de ângulo mandibular (Gabrielli, 2007).

Quanto aos dispositivos de posicionamento condilar (DPC), variados modelos foram propostos na tentativa de se reproduzir a localização do côndilo pré-operatória (Kwon *et al.*, 2000), entretanto, em estudos comparativos com as técnicas manuais e/ou empíricas, não foi observado diferenças significativas que justificassem a sua utilização (Costa *et al.*, 2008). Alguns autores reforçam que a experiência e familiaridade do cirurgião com relação a uma determinada técnica é o fator mais importante para a estabilidade do procedimento (Ingervall *et al.*, 1995), outros pesquisadores sugerem que a rotação horária do segmento proximal é a condição mais comumente associada a recidivas pós-operatórias, devendo, portanto, ser evitada (Schatz *et al.*, 1995; Politi *et al.*, 2004)

Devido a estes achados, nos últimos anos, a remodelação condilar passou a ser amplamente investigada em pacientes com desordens têmporo-mandibulares pós-operatórias, uma vez que a aplicação de materiais de fixação de modo excessivo e inadequado pode deslocar os côndilos, sugerindo-se que a fixação rígida pode ser responsável pelo desenvolvimento de DTM pós-operatórias (Flynn *et al.*, 1990; Bouwman *et al.*, 1994a; Bailey *et al.*, 2004).

Deste modo, com o objetivo de se minimizar a ocorrência de deslocamentos condilares, pesquisadores têm investigado e desenvolvido novos sistemas de fixação principalmente no sentido de se permitir relativa acomodação

do segmento proximal, conseqüentemente, diminuindo os riscos de recidivas pós-operatórias imediatas bem como a ocorrência de reabsorções condilares que podem gerar recidivas tardias (Joos, 1999; Van Sickels *et al.*, 2005).

Joos, em 1999, sugere que estes sistemas de fixação devem obedecer aos seguintes critérios: 1) Ser suficientemente estável, permitindo eliminar a necessidade de BMM; 2) Possuir elasticidade transversa para compensar os deslocamentos medial ou lateral do côndilo e 3) Promover estabilização temporária do segmento proximal que permita a verificação dinâmica da oclusão que, quando confirmada é facilmente fixada (Joos, 1999).

3. PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve por objetivo avaliar três diferentes técnicas de fixações metálicas, por meio de ensaio mecânico de compressão aplicado em osteotomia sagital do ramo mandibular com avanço de 5 mm simulada em hemimandíbulas sintéticas.

4. MATERIAL E MÉTODOS

O presente 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 Odontológicos e Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, para avaliação do comportamento mecânico de materiais de fixação interna rígida aplicadas em réplicas de hemimandíbulas humanas submetidas a testes de compressão sob condições padronizadas e posteriormente interpretadas segundo análise estatística.

4.1. Materiais de Fixação

Os implantes metálicos para fixação interna rígida utilizadas no estudo foram (Figura 18):

- Dez (10) placas retas de quatro furos do sistema Modus® 2.0 (Medartis AG, código M-4320, Basel, Suíça);
- Dez (10) placas sagitais ajustáveis Modus OSS 2.0 do sistema Modus® 2.0 (Medartis AG, código M-4774, Basel, Suíça);
- Trinta (30) parafusos corticais de 15 mm do sistema Modus® 2.0 (Medartis AG, código M-5140.15, Basel, Suíça);
- Cento e vinte (120) parafusos corticais de 6 mm do sistema Modus® 2.0 (Medartis AG, código M-5140.06, Basel, Suíça);

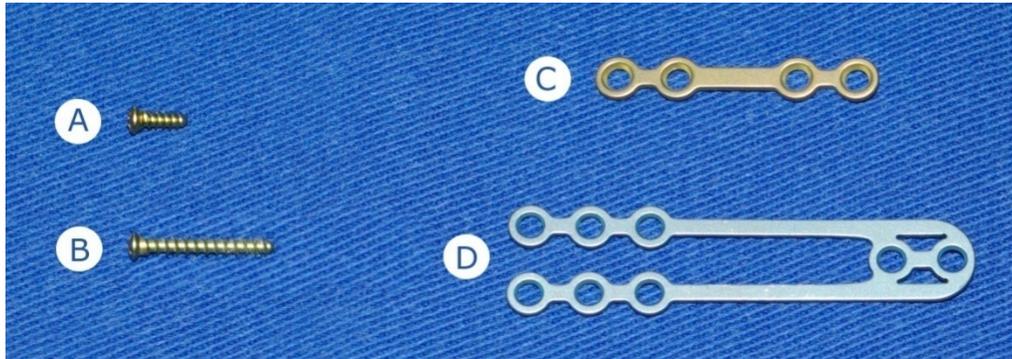


Figura 18. Os implantes metálicos utilizados: (A) Parafuso cortical de 6 mm; (B) Parafuso cortical de 15 mm; (C) Placa reta de 4 furos e (D) Placa sagital ajustável de 8 furos.

Sendo utilizados ainda os instrumentos a seguir (Figura 19):

- Um (1) cabo para chave de engate rápido do sistema Modus® 2.0 (Medartis AG, código M-2503, Basel, Suíça);
- Uma (1) chave tipo *crossdrive* de engate rápido do sistema Modus® 2.0 (Medartis AG, código M-4045, Basel, Suíça);
- Uma (1) broca helicoidal de 50 mm, com *stop* de 7 mm e engate de diâmetro 1.5 mm (Medartis AG, código M-3173, Basel, Suíça)
- Uma (1) broca helicoidal de 93 mm, com *stop* de 20 mm e engate de diâmetro 1.6 mm (Medartis AG, código M-3203, Basel, Suíça)

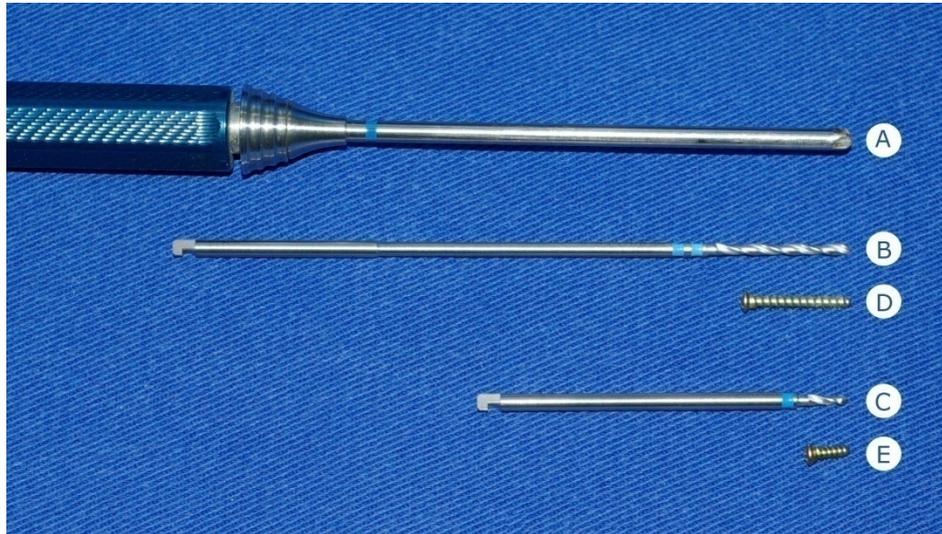


Figura 19. (A) Chave *crossdrive* do sistema 2.0 mm montado em cabo; (B) Broca helicoidal de 93 mm com stop de 20 mm; (C) Broca helicoidal de 50 mm com stop de 7 mm; (D) Parafuso cortical de 15 mm e (E) Parafuso cortical de 6 mm

Para a composição dos três grupos de teste deste estudo, as placas e parafusos foram utilizados aleatoriamente. Sendo que, com o objetivo de se identificar prováveis variações dimensionais do material de fixação que pudessem interferir com os resultados do teste, foi realizada avaliação por meio de paquímetro digital (Mitutoyo, código 500-144b, Suzano, SP, Brasil), em oito dimensões das vinte placas e em três dimensões de dez parafusos de 6 mm e dez parafusos de 15 mm, ambos escolhidos aleatoriamente.

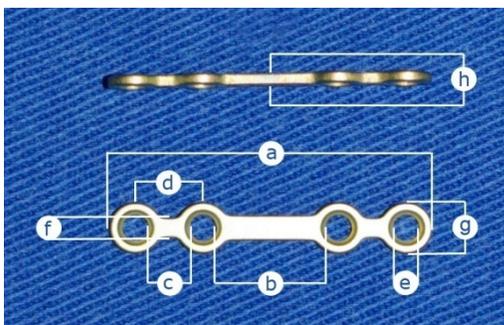


Figura 20. Avaliação dimensional das placas retas: (a) Comprimento da placa; (b) Comprimento da ponte; (c) Distância entre furos; (d) Largura da placa no furo; (e) Diâmetro do furo; (f) Largura da placa entre os furos; (g) Distância entre os centros dos furos; (h) Espessura da placa.

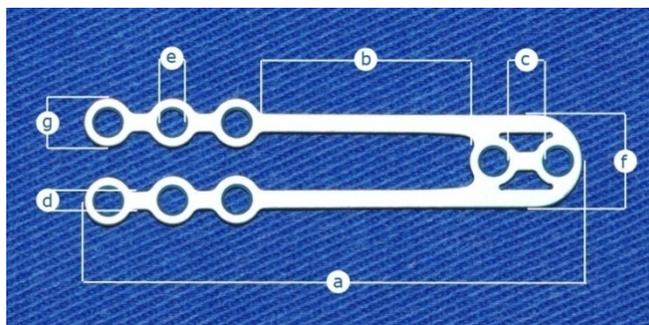


Figura 21. Avaliação dimensional das placas sagitais: (a) Comprimento da placa; (b) Comprimento da ponte; (c) Distância entre furos; (d) Largura da placa entre os furos; (e) Diâmetro do furo; (f) Largura da placa na extremidade proximal; (g) Largura da placa nos furos

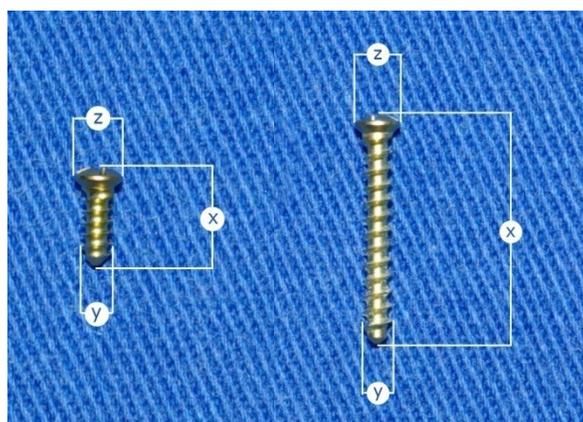


Figura 22. Avaliação dimensional dos parafusos corticais: (x) Comprimento do parafuso; (y) Diâmetro das roscas do parafuso e (z) Diâmetro da cabeça do parafuso.

O objetivo desta avaliação foi realizar a padronização da amostra, sendo que a coleta e interpretação dos dados obtidos foram baseadas no modelo utilizado por Trivellato (2001), Asprino (2005) e Brasileiro (2007). Sendo adaptada segundo as especificações das placas estudadas. Foi utilizado o coeficiente de variação como unidade de referência para a avaliação, um indicador direto da variação de padronização dos materiais de fixação. A referida medida é o resultado da divisão do quadrado do desvio padrão pela média das suas dimensões. Desta maneira, quanto menor o valor obtido, com maior proximidade de zero, maior regularidade existe na amostra (Anexo 1).

4.2. Hemimandíbulas

Para a realização deste estudo foram utilizadas 30 réplicas de hemimandíbulas humanas dentadas, produzidas em resina de poliuretano rígido, apresentadas com corte tipo osteotomia sagital, da marca comercial Nacional Ossos (Jaú, SP, Brasil), código 4029, que serviu de substrato para os materiais de fixação e posterior aplicação do teste de flexão (Figura 23).



Figura 23. Réplica de hemimandíbula humana de poliuretano com corte do tipo sagital. À esquerda, vista externa do segmento distal. À direita, vista externa do segmento proximal.

As réplicas foram produzidas com o corte pré-fabricado, simulando a osteotomia sagital dos ramos mandibulares. A determinação do tamanho amostral considerou os valores de variância e média conforme descritos na literatura, como apresentado no estudo de Özden *et al.*, em 2006. Sendo estabelecido nível de significância de 5% e poder de 80%, apontou-se para a necessidade de 10 hemimandíbulas para cada grupo.

4.3. Suporte de Testes

Para possibilitar a avaliação mecânica dos materiais de fixação instalados nas réplicas de hemimandíbulas, foi produzido um suporte de teste metálico de liga de ferro, segundo modelo proposto por Brasileiro (2007), constituído de uma base retangular e uma haste vertical com uma extensão horizontal na região mais superior (Figuras 24, 25 e 26)

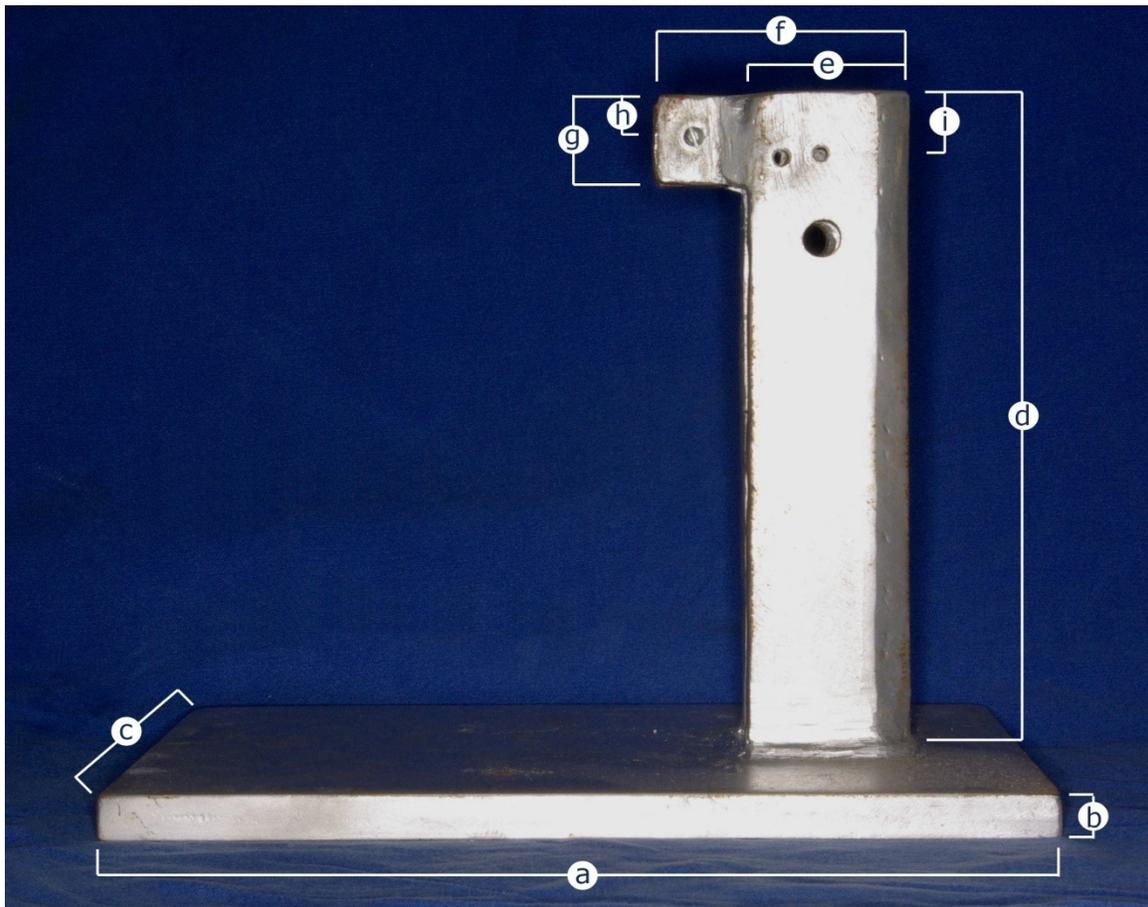


Figura 24. Dimensão do suporte de testes: (a) Comprimento da base = 245 mm; (b) Altura da base = 12 mm; (c) Largura da base = 145 mm; (d) Altura da haste vertical = 180 mm; (e) Largura da haste vertical = 40 mm; (f) Comprimento da haste horizontal = 65 mm; (g) Altura da haste horizontal = 25 mm; (h) Distância da região superior da haste horizontal até a perfuração do parafuso de 1/8" = 10 mm; (i) Distância da região superior da haste vertical até a perfuração do parafuso de 1/8" = 15 mm.

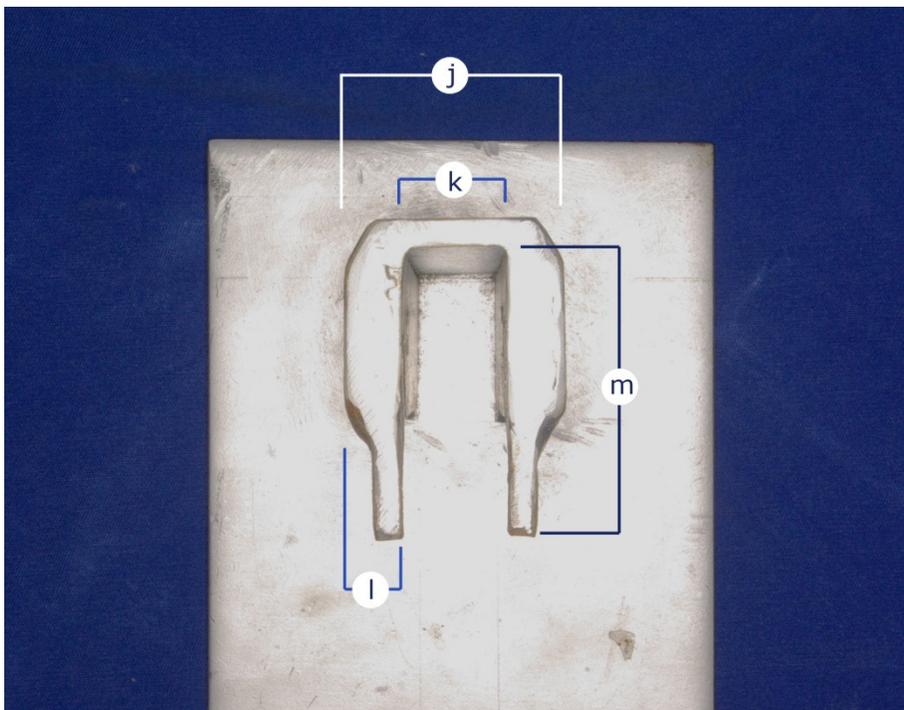


Figura 25. Vista superior do suporte de testes, visualização da haste horizontal. Dimensões: (j) Largura da haste vertical = 45 mm; (k) Espaço interno livre da haste vertical = 23 mm; (l) Maior espessura da haste horizontal = 11 mm e (m) Comprimento interno livre da haste horizontal = 60 mm.

Para a adaptação e fixação das réplicas de hemimandíbulas ao suporte de teste, foram necessários os seguintes acessórios:

- Um (1) parafuso de ferro niquelado com cabeça tipo fenda, diâmetro 1/8 de polegada, de 40 mm de comprimento, com porca, para fixação do processo coronóide da réplica na extensão horizontal da haste vertical do suporte.

- Um (1) parafuso de ferro niquelado com cabeça tipo fenda, diâmetro 1/8 de polegada, de 50 mm de comprimento, com porca, para fixação do côndilo da réplica na haste vertical do suporte.

- Uma (1) broca helicoidal de aço, diâmetro 1/8 de polegada e uma (1) furadeira elétrica de impacto (GBM 10-RE, Bosch, Robert Bosch Ltda., Campinas, SP, Brasil) para perfuração do côndilo e processo coronóide das réplicas.

- Um (1) dispositivo de adaptação em resina acrílica quimicamente ativada, incolor (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil), com dimensões de 22 mm x 22 mm x 18 mm (altura x largura x espessura). Apresentando uma fenda central de 7 mm de profundidade e 6 mm de espessura e um furo correspondente à perfuração no processo coronóide para adaptação à haste vertical do suporte de testes.

- Um (1) guia em resina acrílica quimicamente ativada, incolor (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil), confeccionado para padronização das perfurações no processo coronóide e côndilo das réplicas, apresentando duas perfurações de 1/8 polegadas de diâmetro.

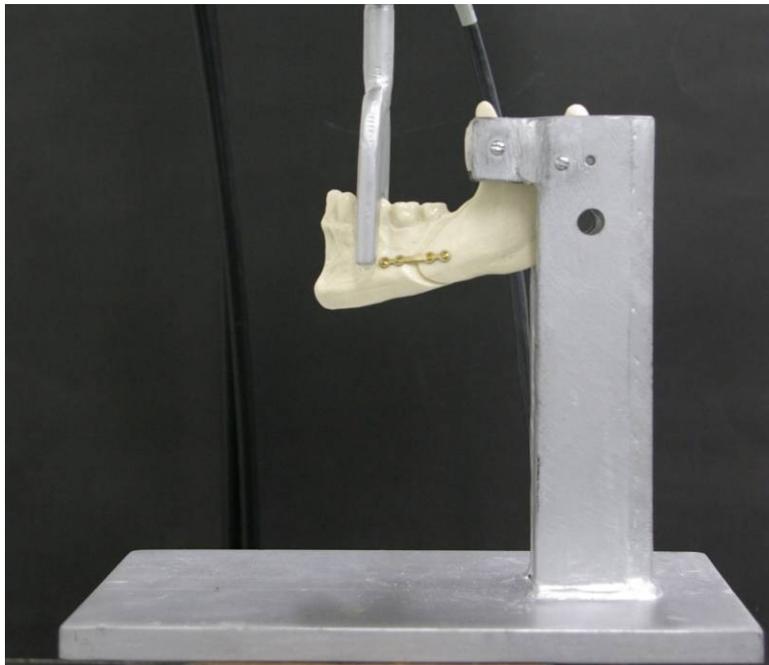


Figura 26. Suporte de testes mecânicos mostrando hemimandíbula já adaptada e pronta para avaliação, na qual foi determinado o posicionamento segundo paralelismo do plano oclusal à base do suporte. A ponta de aplicação de carga foi posicionada entre o primeiro e segundo pré-molares.

4.4 Preparo dos Grupos

Os segmentos proximais e distais foram separados aleatoriamente em 3 grupos contendo 10 amostras cada, seguindo os seguintes critérios:

Grupo 1: três (3) parafusos de 15 mm, posicionais dispostos bicorticalmente, em ângulo de inserção de 90°, distribuídos de forma equidistante em 10 mm, no padrão em “L” invertido;

Grupo 2: uma (1) placa reta de quatro furos, fixada sobre o canal mandibular com 4 parafusos de 6 mm;

Grupo 3: uma (1) placa sagital, fixada sobre a região do canal mandibular com 8 parafusos de 6 mm

Todas as amostras foram fixadas com a utilização de guias de resina quimicamente ativada, incolor, para padronização do avanço de 5 mm medidos a partir da borda anterior do corte vertical do segmento proximal até o corte vertical no segmento distal por intermédio de paquímetro digital (Mitutoyo, código 500-144b, BR012275, Suzano, SP, Brasil), para padronização dos locais de instalação dos parafusos (Figuras 27, 28 e 29).

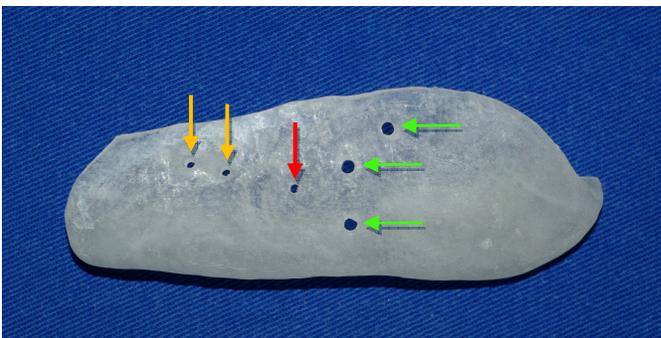


Figura 27. Guia de resina acrílica para padronização de avanço de 5 mm. Demonstrando: pontos de perfuração para placa reta (setas vermelha e laranjas) e pontos de perfuração para parafusos bicorticais (setas verdes). As setas laranjas indicam perfuração no segmento distal.



Figura 28. Guia de resina para avanço de 5 mm já adaptada a uma amostra de segmento proximal.

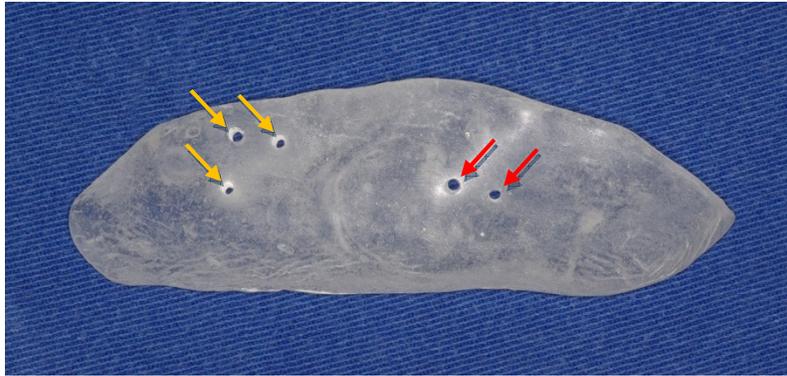


Figura 29. Guia de resina acrílica para padronização de avanço de 5 mm. Demonstrando: pontos de perfuração para placa sagital. As setas laranjas indicam perfuração no segmento distal, setas vermelhas indicam perfuração no segmento proximal.

As perfurações das mandíbulas nos locais de instalação dos parafusos foram realizadas com broca preconizada pelo fabricante do sistema de fixação, acoplada a peça-reta (Kavo, 10 ABN, Joinville, SC, Brasil) e montada em motor elétrico (Beltec Indústria e Comércio de Equipamentos Odontológicos Ltda., Lb 100, Araraquara, SP, Brasil). As perfurações foram realizadas após a estabilização dos segmentos com pinça de redução (Walter Lorenz, Wolford sagittal clamp, referência 01-0422) e com o auxílio dos guias em resina acrílica para o correto posicionamento das perfurações. A inserção dos parafusos foi realizada com chave manual do sistema Modus 2,0 mm (Medartis AG, M-2503, Basel, Suíça).

Para o Grupo I foi determinado uma distância de 15 mm do corte vertical do segmento proximal até os parafusos e entre os parafusos as perfurações mantiveram uma distância de 10 mm, sendo que os parafusos foram dispostos a uma distância de 5 mm até as bordas superiores e/ou inferiores do ramo. Para o Grupo II as placas foram dispostas em região que clinicamente corresponderia ao trajeto do canal mandibular, respeitando a medida de 5 mm desde a borda da osteotomia do segmento proximal para a inserção do primeiro parafuso. Por fim, para o Grupo III a placa sagital ajustável foi inserida de forma que os parafusos do segmento proximal fossem inseridos sobre uma linha

mediana na osteotomia e com o primeiro parafuso a 15 mm do corte vertical do segmento proximal, já no segmento distal a placa foi mantida sobre a região do canal mandibular (Figura 30).

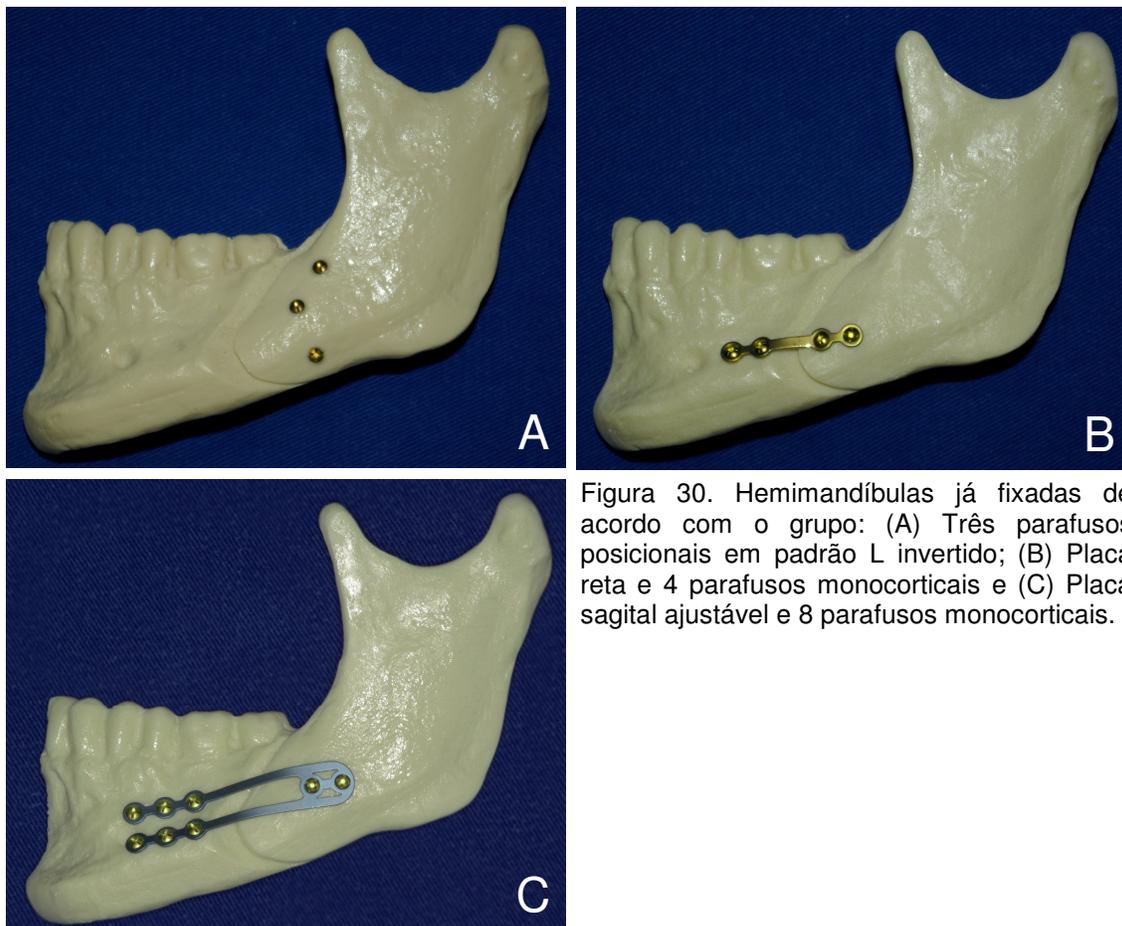


Figura 30. Hemimandíbulas já fixadas de acordo com o grupo: (A) Três parafusos posicionais em padrão L invertido; (B) Placa reta e 4 parafusos monocorticais e (C) Placa sagital ajustável e 8 parafusos monocorticais.

Após instalação dos dispositivos de resina às hemimandíbulas, este conjunto foi fixado ao suporte de testes por meio dos parafusos posicionados na região condilar e coronóide, permitindo a completa estabilização do segmento proximal. Para tanto, inicialmente foi fixado o parafuso na região condilar e a seguir, fixação da região coronóide com o auxílio do dispositivo de resina acrílica, posicionada adequadamente à extensão horizontal da haste vertical do suporte. Fixada desta forma, o conjunto permitiu livre ação de forças pela máquina de ensaio, sem que ocorressem interferências que pudessem influenciar nos resultados dos testes.

4.5 Testes de Compressão

Com as hemimandíbulas corretamente fixadas e adaptadas ao suporte de testes, estas foram expostas a cargas compressivas verticais simulando as cargas mastigatórias. As cargas foram aplicadas entre o primeiro pré-molar e segundo pré-molar, por meio de uma máquina de ensaio universal MTS® (modelo 810 Material Test System, MTS Systems Inc, Minneapolis, MN, EUA), com cabeçote acoplado a uma célula de carga com capacidade máxima de 500 Newton (N), (Figuras 31 e 32).



Figura 31. Máquina de ensaio universal MTS® durante realização dos testes mecânicos.

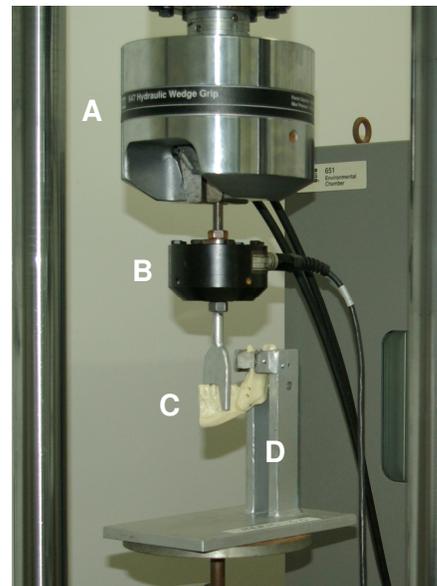


Figura 32. Visão aproximada mostrando: (A) cabeçote; (B) Célula de carga; (C) Hemimandíbula fixada ao suporte de teste (D).

A ponta de aplicação da força foi confeccionada em forma de um “U” para que durante a aplicação de força não ocorresse discretos movimentos rotacionais do conjunto avaliado que poderiam comprometer os resultados dos testes. A MTS® foi então programada para informar a máxima carga de

resistência em Newton (N), quando da aplicação de carga progressiva sobre o sistema, na velocidade de deslocamento de 1 mm/min, até deslocamento máximo de 10 mm da ponta de aplicação ou até a falha do sistema caso isto ocorresse antes (Figura 33).

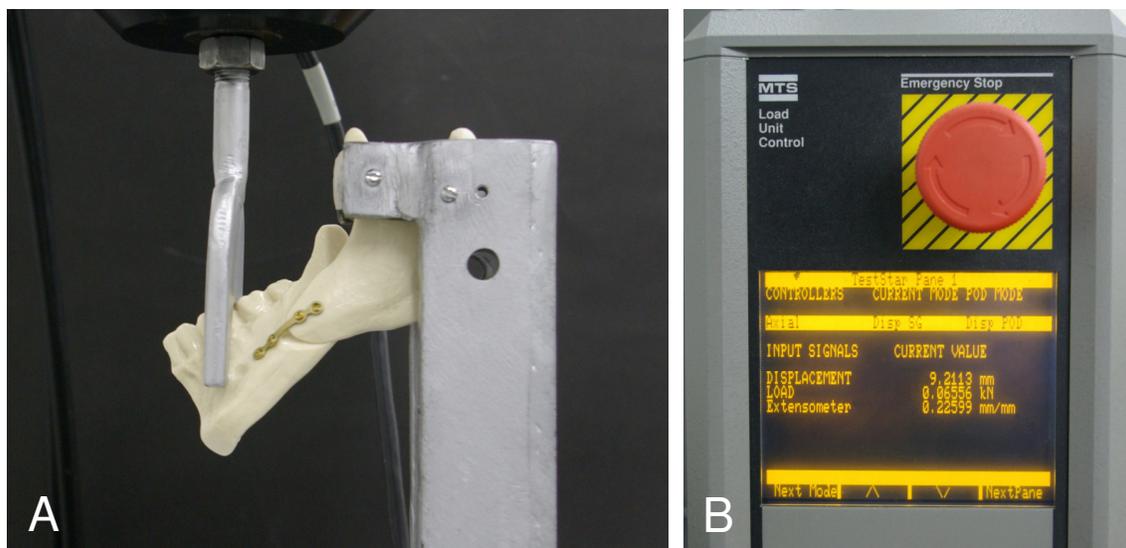


Figura 33. Em (A) Hemimandíbula durante teste mecânico, demonstrando em deslocamento de 9,2113 mm a força de carga equivalente a 65,56 N, conforme demonstra o painel de controle da MTS® em (B).

Os dados de força máxima necessária para o deslocamento de 10 mm foram obtidos e anotados em Newton (N), sendo os valores anotados no momento do deslocamento final de 10 mm ou anotado a força de carga no momento em que houvesse falha do sistema antes de se atingir o deslocamento final de 10 mm.

4.6 Análise Estatística

Planejamento Experimental

Inicialmente, os valores obtidos em todos os testes foram organizados em tabelas individualizadas para cada grupo, em programa para computadores da marca Microsoft Office Excel Enterprise 2007® para plataforma Microsoft Windows XP Professional 2003® (Microsoft Corporation®, CA, EUA, Identificação do Produto 89388-707-1528066-65825), permitindo a análise estatística descritiva e comparativa.

Os três grupos foram comparados por meio de ANOVA para um fator, seguidos pelo teste HSD de Tukey para comparações múltiplas. A escolha do teste dependeu da aderência à distribuição normal, bem como da homogeneidade de variâncias (teste de Levene, $P > 0,05$). O programa SPSS 12.0.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, Ill, EUA) foi utilizado para as análises. A significância estatística foi ajustada para $\alpha = 0,05$.

5. RESULTADOS

5.1 Análise Estatística dos Testes de Compressão

De acordo com os resultados da Tabela 1, é possível observar que os valores obtidos com o teste demonstram pouca variação entre os grupos e uma diferença considerável entre as médias. Aparentemente, o Grupo 1 apresentou maior resistência à força de carga, seguido do Grupo 2, enquanto o Grupo 3 mostrou-se menos resistente à força. Um dos espécimes avaliados no Grupo 1 apresentou fratura do processo coronóide, ou seja, falha no substrato. Deste modo o valor registrado no ensaio não corresponde ao colapso da fixação, sendo assim excluído da análise estatística.

Tabela 1. Valores da força de carga, em Newton, para cada grupo teste; suas respectivas médias e desvio padrão.

<i>Amostra</i>	<i>Grupo 1</i>	<i>Grupo 2</i>	<i>Grupo 3</i>
1	-	51,45	29,52
2	80,80	42,62	59,76
3	71,14	48,78	31,33
4	80,59	58,55	36,81
5	96,03	57,67	33,17
6	81,60	66,77	31,95
7	86,56	50,69	38,12
8	87,34	54,65	38,78
9	79,66	48,99	30,01
10	121,50	38,92	26,62
Média	87,25	51,91	35,61
Desvio Padrão	14,52	8,03	9,36

A Tabela 2 contém os resultados da análise de variância a um fator para os valores de carga, de acordo com os diferentes tipos de fixações. Sendo

que na Tabela 1 observa-se que para o movimento de avanço de 5 mm e sob força de compressão vertical, o tipo de fixação avaliada influencia significativamente nos valores de resistência, ou seja, considerando-se a média de força de carga obtida no Grupo 1 (de 87,25 N) pode-se verificar que este grupo apresentou um maior valor de resistência à força de compressão, sendo significativamente maior do que os demais grupos. Verificou-se ainda que o Grupo 2 (de 51,91 N) foi em média 40,51% menos resistente à força de compressão do que o Grupo 1. Desta mesma forma, ainda correlacionada ao Grupo 1, o Grupo 3 apresentou-se em média 59,19% menos resistente à força (de 35,61 N).

Tabela 2. Análise de variância a um fator para os valores de resistência

Fonte de variação	SQ	gl	QM	F	P
Grupos	13067,66	2	6533,83	55,62	<0,001
Resíduo	3054,27	26	117,47		
Total	16121,92	28			

Onde: SQ = Soma de quadrados; gl = Graus de liberdade; QM = Quadrados médios; F = Fator de correção; P = Nível de significância da probabilidade

A média para os valores de força de carga, respectivos desvios padrão e resultados da comparação *post hoc* podem ser observados no Gráfico 1. O tipo de fixação influenciou no valor de resistência à força de carga. Todos os três grupos apresentaram diferenças significativas entre si, sendo o Grupo 1 com carga de pico superior aos demais, apresentando maior resistência à força de carga, enquanto que o grupo 3 apresentou os menores valores de resistência à carga (Figura 41).

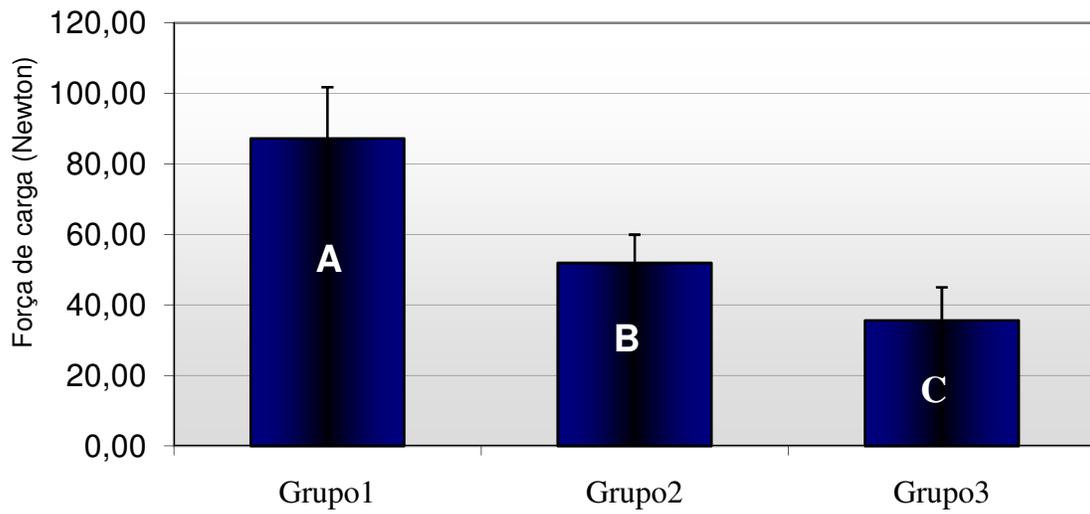


Figura 34. Valores médios e respectivos desvios padrão para os valores de força de carga para cada tipo de fixação. As barras com letras diferentes representam diferença significativa (teste HSD de Tukey, $\alpha=0,05$).

6. DISCUSSÃO

A realização de estudos mecânicos é uma das principais formas de se avaliar a capacidade de resistência dos materiais de osteossíntese, projetando resultados que podem permitir sua provável utilização clínica (Ilg, 1998; Erkmen, 2005a; Özden *et al.*, 2006). No entanto, uma das limitações deste tipo de método é a seleção do substrato no qual o material de síntese será aplicado e avaliado.

Deste modo, o substrato de seleção ideal seria as mandíbulas de cadáveres humanos (Ardary *et al.*, 1989; Obeid & Lindquist, 1991; Schwimmer *et al.*, 1994; Kim *et al.*, 1995; Tharanon, 1998), mas, além da dificuldade de aquisição e seus aspectos legais e éticos, a utilização deste tipo de substrato ainda conta com outra desvantagem que está relacionada à padronização das amostras, de difícil avaliação. Pesquisadores relatam esta desvantagem como variável que poderia interferir nos resultados dos estudos em função das diferenças na qualidade e nas características do osso (Ardary *et al.*, 1989; Bouwman *et al.*, 1994b)

Como alternativas, a literatura tem mostrado variados tipos de substrato utilizados para estes testes mecânicos que variam, basicamente entre formas orgânicas de origem animal, que podem ser mandíbulas de macaco (Ellis III *et al.*, 1988); mandíbulas de carneiro (Uckan *et al.*, 2001; Guimarães Filho, 2003; Özden *et al.*, 2006); mandíbulas de cães (Foley *et al.*, 1989); costelas suínas frescas (Foley *et al.*, 1994); costelas bovinas frescas (Anucul *et al.*, 1992; Murphy *et al.*, 1997; Armstrong *et al.*, 2001) ou substratos orgânicos de origem vegetal, como a madeira de carvalho da classe vermelha (Haug *et al.*, 1999). E as formas sintéticas, normalmente constituídas por resinas de poliuretano, sob forma interna de esponjas, em formato de mandíbulas humanas (Shetty *et al.*, 1996a; Shetty *et al.*, 1996b; Shetty *et al.*, 1997; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005).

A utilização das mandíbulas frescas de carneiro, muito empregada em estudos laboratoriais é caracterizada por vantagens como a fácil aquisição dos espécimes, facilidade de armazenamento e possibilidade de realização de OSRM similar ao realizado em humanos (Uckan *et al.*, 2001). Conforme demonstrado no estudo de Guimarães Filho, em 2003, o autor citou que a confecção da OSRM nas mandíbulas de carneiro foi realizada mediante modificação da técnica original, com osteotomia medial abaixo do forâmen mandibular, visando facilitar a separação dos segmentos, diminuindo assim a ocorrência de fraturas incorretas e proporcionando segmentos proximais mais resistentes.

Além disso, o uso de substratos orgânicos frescos de origem animal exige atenção aos métodos de conservação das amostras até que seja realizado o estudo. Neste contexto, avaliações experimentais indicaram que os tecidos ósseos não sofrem alteração em suas propriedades mecânicas quando conservadas sob refrigeração e mantidas sob imersão em solução fisiológica a 0,9% (Foley *et al.*, 1989; Foley *et al.*, 1990; Garcia, 2001). Estas exigências, no entanto, são de difícil aplicabilidade, pois, apenas sob refrigeração, as amostras tendem a sofrer ressecamento e decomposição em longos períodos de conservação (Gomes, 2002).

De modo geral, apesar do forte odor e relativa dificuldade de manipulação dos substratos de origem animal, as costelas bovinas e suínas têm sido preferíveis especialmente em função da fácil disponibilidade, maior regularidade de forma quando comparada às mandíbulas e por possuir geometria retangular favorável ao emprego nos testes mecânicos (Foley *et al.*, 1989; Foley *et al.*, 1995).

No entanto, outros autores consideram que esses substratos por serem de origem biológica tornam a uniformização das amostras difícil, adicionando outra variável aos estudos (Anucul *et al.*, 1992). Questionam a validade dos dados

obtidos quando do seu emprego com relação ao padrão encontrado na mandíbula, devido ao diferente padrão anatômico (Kohn *et al.*, 1995).

Diante desses aspectos, baseados nos trabalhos de Peterson *et al.* (2005) e Van Sickels *et al.* (2005), no presente estudo foi utilizado como substrato as mandíbulas de poliuretano, uma vez que o objetivo do presente estudo foi analisar especificamente a capacidade de resistência mecânica dos sistemas de fixação rígida. Ainda, por serem produtos industrializados, as mandíbulas sintéticas apresentam menor variação de características mecânicas e, dada à sua padronização favorecem a regularidade de formas e tamanho, diminuindo a possibilidade de ocorrências de variáveis que comprometeriam os resultados. Na tese de Brasileiro (2007), as hemimandíbulas de poliuretano utilizadas nos testes, que foram do mesmo tipo que utilizadas neste experimento, apresentaram um módulo de elasticidade de aproximadamente 0,07 GPa. Estando de acordo com o trabalho de Cordey (2000) que relatou um módulo de elasticidade do osso medular humano de até 0,1 GPa, demonstrando semelhança das características físicas do substrato selecionado e o osso mandibular.

Para a maioria dos cirurgiões, a OSRM é a técnica de escolha para o avanço mandibular, apresentando-se de modo razoavelmente estável em avanços de até 12 mm (Karabouta-Voulgaropoulou & Martis, 1984; Ueki *et al.*, 2001). Assim sendo, em estudos laboratoriais, a literatura consultada demonstrou variadas magnitudes de avanços mandibulares. O presente estudo estabeleceu o avanço de 5 mm, baseando-se que a maioria dos trabalhos deste tipo utilizaram esta média (Anucul *et al.*, 1992; Kim *et al.*, 1995; Tharanon *et al.*, 1998; Uckan *et al.*, 2001; Özden, 2006). Entretanto, em estudos clínicos e laboratoriais, tem sido observado uma variação de movimento de 5 mm a até 10 mm (Murphy *et al.*, 1997; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005).

As vantagens e desvantagens da utilização de parafusos bicorticais posicionais e placas para fixação dos segmentos proximal e distal após OSRM já estão bem estabelecidas na literatura (Özden *et al.*, 2006).

As vantagens no uso de parafusos posicionais são principalmente a maior estabilidade quando comparada ao uso de placas, que seria válido em avanços de grande magnitude (Abeloos *et al.*, 1993), a menor possibilidade de compressão dos segmentos evitando lesões ao feixe neuro-vascular alveolar inferior (Souyris, 1978; Carter *et al.*, 1991) e o menor índice de deslocamento condilar (Assael, 1998; Ueki *et al.*, 2001) quando comparadas à técnica compressiva. Alguns autores citam como desvantagem a necessidade de acesso por via trans-cutânea para permitir inserção perpendicular ao osso, principalmente com o objetivo de instalação do parafuso na área de maior contato ósseo, minimizando os deslocamentos do segmento proximal (Farole, 1992), o relativo incremento no tempo de cirurgia e a possibilidade de danos ao nervo facial devido ao acesso trans-cutâneo, embora esses dados sejam inconsistentes na literatura, uma vez que os parafusos posicionais podem ser instalados por via intra-bucal em inserção oblíqua, eliminando o risco de dano ao nervo facial (Gabrielli, 2007).

Quando consideradas as angulações de inserção dos parafusos posicionais, a literatura demonstra dois tipos principais de padrão, a 90° (ou seja, perpendicular a superfície cortical do segmento proximal) ou de modo oblíquo a 60°. Tendo sido avaliados esses dois métodos em função das vias de acesso e comparação dos índices de resistência. No entanto há controvérsias nos resultados. Kim *et al.*, em 1995, encontraram que a inserção dos parafusos de modo oblíquo foi mais resistente às forças verticais, justificando o fato a um maior engajamento das roscas do parafuso nos segmentos proximal e distal pelo ganho em espessura promovido pela inserção oblíqua. Por outro lado, Uckan *et al.*, em 2001, verificaram que não há diferenças estatisticamente significativas entre a inserção em 90° e em 60°, justificando que matematicamente, o parafuso inserido

perpendicularmente ao longo eixo da osteotomia fornece elevado grau de resistência ao movimento. Parafusos a 60º além de permitirem instalação por via intrabucal, possuem a vantagem de apresentarem maior superfície de contato ao osso cortical compensando a desvantagem teórica da inserção oblíqua em relação ao longo eixo da osteotomia.

Deste modo, o presente estudo abordou a utilização da fixação por meio de parafusos bicorticais posicionais realizados em inserção perpendicular no sentido de se eliminar uma possível variável adicional ao experimento, dada à necessidade de confecção de dispositivos adicionais de resina acrílica para uma correta padronização do eixo de inserção, visando assim à simplificação e maior uniformidade do teste. Optou-se pela configuração em L invertido por este padrão nos parecer mais aceitável, devido à sua maior resistência ao deslocamento, demonstrando maior vantagem mecânica conforme já descrito na literatura (Ardary *et al.*, 1989; Haug *et al.*, 1999; Brasileiro, 2007).

Em estudo similar, Brasileiro (2007) demonstrou que a carga de pico, obtida no grupo de fixação por parafusos bicorticais em L invertido foi significativamente maior do que nos demais grupos (placas com parafusos monocorticais e técnica híbrida composta por placa fixada com parafusos monocorticais associada a parafuso bicortical) quando da utilização de força vertical aplicada em região de incisivos para movimento de avanço de 5 mm. Resultado este concordante ao observado em nosso estudo, em que a técnica de fixação por parafusos em configuração geométrica em disposição tipo L invertido, apresentou o maior índice de resistência ao deslocamento de até 10 mm quando comparado aos sistemas de fixação por placas. Corroborando também aos dados encontrados em outros estudos mecânicos da literatura (Reitzik, 1983; Ardary *et al.*, 1989; Anucul *et al.*, 1992; Kim *et al.*, 1995; Shetty *et al.*, 1996b; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005).

Historicamente, os estudos de estabilidade e resistência de parafusos posicionais comparadas a placas com parafusos monocorticais demonstraram maior resistência nos grupos que utilizaram parafusos posicionais isoladamente desde que estivessem dispostos em geometria não-linear (Reitzik, 1983; Shetty *et al.*, 1996b; Van Sickels *et al.*, 2005). Assim, estudo de Tharanon (1998) comprovou que, quando comparado os parafusos posicionais em padrão linear com placas, não houve diferenças estatisticamente significativas, comprovando similaridade em resistência entre os dois métodos. Por outro lado, alguns trabalhos retrospectivos de avaliação clínica concluem que os índices de recidivas entre essas técnicas são baixas e similares quando realizadas OSRM com avanços de pequena magnitude, embora os próprios autores defendem que este comportamento similar em resistência entre as técnicas possam se diferir em grandes avanços mandibulares, em que as placas são susceptíveis a maiores deformações (Abeloos *et al.*, 1993; Blomqvist & Isaksson, 1994).

A utilização das placas é marcada por benefícios como proporcionar menor tempo cirúrgico pelo acesso direto por via intrabucal, conseqüentemente o torna tecnicamente mais simples e com menor risco de dano ao nervo alveolar inferior pelo uso de parafusos monocorticais (Gabrielli, 2007; Yamashita *et al.*, 2007) e possibilita menores índices de deslocamento condilar em função da possibilidade de pré-ajuste e adaptação da placa antes da fixação dos segmentos (Ueki *et al.*, 2001). Assim, quando considerados esses achados clínicos e extrapolando-se à interpretação dos resultados laboratoriais, deve-se respeitar uma diferença clinicamente significativa em detrimento a uma diferença estatisticamente significativa (Cordey, 1999).

Nos testes mecânicos de Brasileiro (2007), considerando-se a variável técnica de fixação, verificou-se que independentemente do padrão de direção de força (vetor vertical ou lateral), tipo de movimento (recuo ou avanço) e o limite de deslocamento, o grupo placa reta sempre demonstrou uma menor resistência à

força, exibindo os menores índices de pico de carga do que os grupos híbrido e L invertido.

Em nosso trabalho, a avaliação do comportamento mecânico de placas retas de quatro furos do sistema 2,0 mm, comparativamente aos parafusos bicorticais em L invertido foram aplicadas similarmente aos estudos encontrados na literatura (Peterson *et al.*, 2005; Özden *et al.*, 2006). Assim como Brasileiro (2007), os resultados obtidos demonstraram que as placas apresentaram um menor índice de resistência às cargas compressivas quando comparadas ao sistema de fixação por parafusos posicionais, estando também em conformidade com os resultados já descritos por outros autores (Anucul *et al.*, 1992; Shetty *et al.*, 1996b; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005; Özden *et al.*, 2006).

No entanto, apesar da maior resistência dos parafusos bicorticais na fixação das OSRM, conforme demonstrado neste trabalho e em vários estudos na literatura, a utilização de placas são aceitáveis do ponto de vista mecânico uma vez que suportam as cargas mastigatórias que se encontram moderadamente reduzidas nas primeiras semanas pós-operatórias, em função da limitação ocasionada principalmente pelo edema e hematoma dos músculos da mastigação (Throckmorton & Ellis III, 2001; Maurer *et al.*, 2003).

Harada *et al.*, em 2000, avaliaram a força mastigatória e a área de contato oclusal antes e após OSRM de vinte e cinco pacientes prognatas submetidos a recuo mandibular por meio de dispositivo sensível à pressão. As avaliações foram realizadas no pré-operatório, aos 2, 4 e 8 semanas bem como aos 3 e 6 meses após a cirurgia. Verificaram que a força mastigatória encontrou-se acentuadamente reduzida nos primeiros 15 dias pós-operatórios, sendo que a recuperação completa da força, comparável aos valores obtidos no pré-operatório, foi atingido entre 8 a 12 semanas pós-operatórias.

Seguindo o mesmo raciocínio, Throckmorton *et al.*, em 1995, avaliando pacientes submetidos a OSRM para recuo mandibular, encontraram que as forças mastigatórias eram progressivamente aumentadas após a cirurgia, sendo completamente restabelecidas somente após dois anos. Ellis *et al.*, em 1996, verificaram valores similares ao estudo de Throckmorton (1995) na avaliação de pacientes prognatas submetidos a recuo mandibular, com recuperação da força mastigatória após cerca de 2 a 3 anos do procedimento de OSRM. Tendo estes valores, sugere-se que sistemas com menor resistência podem promover estabilização adequada na fase inicial do reparo ósseo.

Além disso, considerando-se o deslocamento condilar em decorrência do excesso de rigidez dos materiais de fixação (Flynn *et al.*, 1990), estudos recentes questionam o quanto rígido deve ser o sistema de fixação. Stoelinga & Borstlap, em 2003, publicaram artigo defendendo a fixação com placas devido a versatilidade técnica, em que se sugere possibilidade de otimização do resultado com uso de elásticos que promovem ligeira movimentação na área de OSRM, permitindo uma melhor acomodação oclusal. Ajuste somente possível em função da flexibilidade das placas, o que não ocorre quando da utilização dos parafusos bicorticais. Ainda neste artigo, Stoelinga & Borstlap citam como maiores vantagens das placas frente aos parafusos bicorticais, a possibilidade de dobramento da placa para melhor adaptação à superfície óssea dos segmentos osteotomizados levando a um mínimo deslocamento condilar. Segundo estes autores, a fácil correção de possíveis mal posicionamentos do segmento distal, quando a oclusão conseguida não coincide com a oclusão planejada, pode ser corrigida com relativa facilidade em ambiente ambulatorial mesmo após vários dias.

Por sua vez, Joos, em 1999, avaliou um novo modelo de placa particularmente desenvolvida para uso em fixação de OSRM. Denominando-a de placa sagital ajustável, caracterizada por uma ponte dupla que liga as duas extremidades da placa, que suportou torque axial máximo de 520,2 Nmm com

elasticidade de superfície de 5,4 N e resistência torsional de 469 Nmm. Segundo o autor, a placa sagital possui as mesmas propriedades mecânicas de uma placa reta convencional, no entanto, difere pela flexibilidade três vezes maior devido à menor espessura da área da ponte. Estas propriedades conferem ao sistema estabilidade suficiente para mobilização funcional e alta flexibilidade transversal que previne deslocamentos mediais ou laterais do côndilo, permitindo ainda fácil correção transcirúrgica do posicionamento dos segmentos proximal e distal.

Em nosso estudo, foi verificado que o grupo fixado com parafusos bicorticais posicionais apresentou o maior índice de resistência para valores de compressão do que os outros métodos avaliados, conforme estudos já publicados na literatura (Anucul *et al.*, 1992; Shetty *et al.*, 1996b; Van Sickels *et al.*, 2005; Özden *et al.*, 2006). Havendo diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos avaliados, sendo que o grupo de placa sagital ajustável apresentou-se com os menores índices de resistência à força de deslocamento, com resistência de cerca de 40% da encontrada com os parafusos bicorticais, que justificam sua maior flexibilidade, confirmando os achados de Joos, em 1999. Contudo, não podemos corroborar com os achados deste pesquisador quando o mesmo afirma que as placas sagitais tem a mesma resistência mecânica que as placas convencionais. Já que neste estudo foi possível observar uma diferença de cerca de 20% a menos de resistência a flexão para este grupo. Provavelmente em função deste fato tais placas tem sido comumente utilizadas clinicamente associadas a pequenos períodos de bloqueio maxilomandibular, que variam, de 3 dias a 3 semanas (Kleinheinz, 2008). Contudo, para se dizer a respeito da eficiência clínica deste tipo de fixação serão necessárias novas avaliações *in vivo*.

Em vista do discutido e a semelhança dos resultados dos ensaios deste trabalho com outros resultados de testes encontrados na literatura comprovam a validade da metodologia do presente estudo na avaliação das características físicas dos materiais de osteossíntese quando aplicados a substratos de origem

sintética, particularmente à avaliação da resistência desses materiais. E assim como observado em outros estudos, as informações obtidas mediante análise dos resultados das três diferentes técnicas de fixação metálicas para utilização em osteotomias sagitais dos ramos mandibulares podem auxiliar no correto direcionamento de estudos *in vivo* em animais e também na adequada aplicabilidade clínica destas formas e tipos de fixação em seres humanos.

7. CONCLUSÕES

Analisando os dados obtidos, nas condições experimentais deste estudo, conclui-se que:

1. Parafusos bicorticais posicionais com padrão de disposição em L invertido apresentaram-se como superiores aos demais métodos de fixação;
2. As placas sagitais ajustáveis apresentaram os menores índices de resistência.

REFERÊNCIAS*

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.

Ackerman JL, Proffit WR. Communication in orthodontic treatment planning: bioethical and informed consent issues. *Angle Orthod* 1995; 65(4): 253-61.

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.

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.

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.

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.

* 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.

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.

Bailey LJ, Cevidanes LHC, Proffit WR. Stability and predictability of orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126(3): 273-7.

Bell WH, Schendel SA. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. J Oral Surg 1977; 35: 362-9.

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.

Booth DF. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. J Maxillofac Surg 1981; 9(2): 126-8

Borstlap WA, Stoeling PJ, Hoppenreijts TJ, van't Hof MA. Stabilization of sagittal split advancement osteotomias with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year follow-up. Part III. Condylar remodeling and resorption. Int J Oral Maxillofac Surg 2004; 33(7): 649-55.

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.

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.

Bouwman JPB, Husak A, Putnam GD, Becking AG, Tuinzing DB. Screw fixation following bilateral sagittal ramus osteotomy for mandibular advancement – complications in 700 consecutive cases. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995; 33(4): 231-4.

Brasileiro BF. Avaliação biomecânica in vitro de técnicas de fixação rígida metálica para a osteotomia sagital do ramo mandibular em movimentos de avanço e recuo [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP: 2007.

Burye MT, Stella JP. An innovative method for accurate positioning of the proximal segment in sagittal split osteotomias. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2000; 15(1): 59-63.

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.

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.

Cordey J. An introduction to selected chapters in bone biomechanics. *Injury* 1999; Suppl 1: A1-6.

Cordey J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury* 2000; Suppl 2: S B1-13.

Costa F, Robiony M, Toro C, Sembronio S, Polini F, Politi M. Condylar positioning devices for orthognathic surgery: a literature review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106(2): 179-90.

Dal Pont G. Retromolar osteotomy for correction of prognathism. *J Oral Surg* 1961; 19: 42-7.

Dolce C, Van Sickels JE, Bays RA, Rugh JD. Skeletal stability after mandibular advancement with rigid versus wire fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58(11): 1219-27

Ellis III E, Carlson DS. Stability two years after mandibular advancement with and without suprahyoid myotomi: an experimental study. *J Oral Maxillofac Surg* 1983; 41(7): 426-37

Ellis III E, Gallo WJ. Relapse following mandibular advancement with dental plus skeletal maxillomandibular fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44(7): 509-15

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.

Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 1977; 35: 157-9.

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

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.

Farole A. An intraoral technique for transoral rigid fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1992; 50(4): 422-3.

Fish LC, Epker BN. Prevention of relapse in surgical-orthodontic treatment. Part 1. Mandibular procedures. *J Clin Orthod* 1986; 20(12): 826-41

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.

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.

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.

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.

Gabrielli MRF. Stable fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *Selected Readings in Oral and Maxillofacial Surgery* 2007; 15(1): 1-46.

Garcia RR. Avaliação da resistência, à remoção por tração, de parafusos de titânio inseridos em tíbias de coelho [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

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.

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.

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.

Hatch JP, Shinkai RS, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Arch Oral Biol* 2001; 46(7): 641-8.

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.

Hegtvædt 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.

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.

Hunsunck E. A modified intraoral sagittal splitting technique for correction of mandibular prognatism. *J Oral Surg* 1968; 26: 249-52.

Hwang SJ, Haers PE, Sailer HF. The role of a posteriorly inclined condylar neck in condylar resorption after orthognatic surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 2000; 28(2); 85-90.

Ilg JP. Resistência da fixação interna em duas técnicas osteotomia para avanço mandibular: estudo biomecânico em mandíbula de carneiro [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1998.

Ingervall B, Thüer U, Vuillemin T. Stability and effect on the soft tissue profile of mandibular setback with sagittal split osteotomy and rigid internal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1995; 10(1): 15-25.

Jeter TS, Van Sickels JE, Dolwick MF. Rigid internal fixation of ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42(4); 270-2.

Joos U. An adjustable bone fixation system for sagittal split ramus osteotomy: preliminary report. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1999; 37: 99-103.

Karabouta-Voulgaropoulou I, Martis C. Facial paresis following sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; 57(6): 600-3.

Kerstens HC, Tuinzing DB, Golding RP, Van der Kwast WA. Condylar atrophy and osteoarthrosis after bimaxillary surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 69(3): 274-80.

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.

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.

Kleinheinz, J. Novos conceitos sobre fixação estável em cirurgia ortognática. I Encontro de Cirurgia Ortognática de Araraquara. Programa geral do I Encontro de Cirurgia Ortognática de Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara: Universidade Estadual Paulista "Julio de Mesquita Filho"; 2008 ago 23; Araraquara, Brasil.

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.

Kwon TG, Mori Y, Minami K, Lee SH, Sakuda M. Stability of simultaneous maxillary and mandibular osteotomy for treatment of class III malocclusion: an analysis of three-dimensional cephalograms. *J Craniomaxillofac Surg* 2000; 28(5): 272-7.

Lindorf HH. Sagittal ramus osteotomy with tandem screw fixation. Technique and results. *J Maxillofac Surg* 1986; 14(6): 311-6.

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.

Martis CS. Complications after mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg 1984; 42(2): 101-7.

Mayo KH, Ellis III E. Stability of the mandible after advancement and use of dental plus skeletal maxillomandibular fixation: an experimental investigation in *Macaca mulatta*. J Oral Maxillofac Surg 1987; 45(3): 243-50.

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

Michelet FX, Benoit JP, Festal F. Contention sans blacage des ostéotomies sagittales des branches montantes de la mandibule par plaques vissées endobucales 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.

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

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.

Moening JE, Bussard DA, Lapp TH, Garrison BT. Comparison of relapse in bilateral sagittal split osteotomias for mandibular advancement: rigid internal fixation (screws) versus inferior border wiring with anterior skeletal fixation. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 1990; 5(3): 175-82

Moore KE, Gooris PJJ, Stoelinga PJW. The contributing role of condilar resorption to skeletal relapse following mandibular advancementsurgery: report of five cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1991; 49(5): 448-60.

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.

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.

Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61(12): 1477-84.

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.

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.

Perrot DH. Stability of sagittal split osteotomias. A comparison of three stabilization techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 78(6): 696-704.

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.

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.

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.

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.

Politi M, Costa F, Cian R, Polini F, Robiony M. Stability of skeletal class III malocclusion after combined maxillary and mandibular procedures: rigid internal fixation versus wire osteosynthesis of the mandible. J Oral Maxillofac Surg 2004; 62(2): 169-81.

Proffit WR, Phillips C, Turvey TA. Stability following superior repositioning of the maxilla. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987; 92(2): 151-61.

Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. Orthognathic surgery: a hierarchy of stability. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 1996; 11(3): 191-204.

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.

Reitzik M, Schooli 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.

Reitzik M. Cortex to cortex healing after mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1983; 41(10): 658-63.

Schatz JP, Tsimas P. Cephalometric evaluation of surgical-orthodontic treatment of skeletal class III malocclusion. *Int J Adult Orthodon Orthognathic Surg* 1995; 10(3): 173-80.

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.

Schuchardt G. Ein Beitrag zur chirurgischen kieferorthopädie 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 prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10(7): 677-89.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

Souyris F. Sagittal splitting and bicortical screw fixation of the ascending ramus. *J Maxillofac Surg* 1978; 6(3): 198-203.

Spiessl B. Ostéosynthèses bei sagittaler osteotomie nach Obwegeser-Dal Pont. *Fortchr Kiefer Gesichtschir* 1974; 18: 145. *Apud* Ellis III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51(2): 163-73.

Steinhauser EW. Bone screws and plates in orthognathic surgery. *Int J Oral Surg* 1982; 11(4): 209-16.

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.

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.

Throckmorton GS, Ellis III E, Sinn DP. Functional characteristics of retrognathic patients before and after mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 53(8): 898-908.

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.

Trauner R, Obwegeser H. Operative oral surgery: the surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10(7): 677-89.

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.

Tucker MR, Thomas PM. Temporomandibular pain and dysfunction in the orthodontic surgical patient: rationale for evaluation and treatment sequencing. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1986; 1(1): 11-22.

Tucker MR. Management of severe mandibular retrognathia in the adult patient using traditional orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60(11): 1334-40.

Turvey TA. Intraoperative complications of sagittal osteotomy of the mandibular ramus: incidence and management. *J Oral Maxillofac Surg* 1985; 43(7): 504-9.

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.

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.

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.

Ueki K, Nakagawa K, Takatsuka S, Yamamoto E. Plate fixation after mandibular osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2001; 30(6): 490-6.

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.

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.

Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44(9): 698-702.

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.

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.

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.

Wessberger 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.

Will LA, West RA. Factors influencing the stability of the sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47(8): 813-8.

Wolfe SA, Berkowitz S. The Mandible. In: Wolfe, SA. *Plastic surgery of the facial skeleton*. Boston: Little, 1989: 154-156.

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.

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.

Wolford LM. The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58(3): 310-2.

Wyatt WM. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggested modification of technique. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1997; 35(2): 137-41

Yamashita Y, Mizuashi K, Shigematsu M, Goto M. Masticatory function and neurosensory disturbance after mandibular correction by bilateral sagittal split ramus osteotomy: a comparison between miniplate and bicortical screw rigid internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007; 36(2): 118-22.

BIBLIOGRAFIA

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.

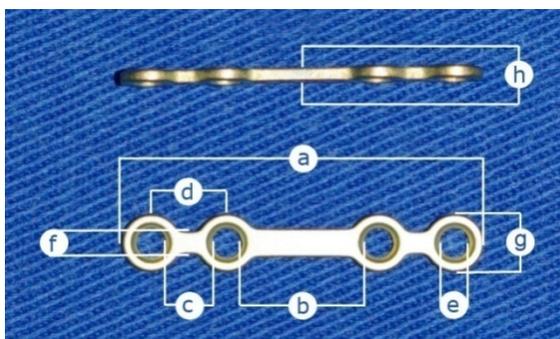
Ceccotti HM, Sousa DD. Teses e dissertações; manual de normalização da UNICAMP/FOP; 2ª ed. 2006.

Houaiss. Dicionário eletrônico da língua portuguesa [programa de computador]. Versão 1.0. Editora objetiva Ltda.; 2001. 1 CD-ROM.

Pubmed. Pesquisa de dados e títulos de periódicos. [on line] Disponível na internet: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/>.

ANEXO 1

Avaliação Dimensional dos Materiais de Fixação



Avaliação dimensional: Placa reta

- (a) Comprimento da placa
- (b) Comprimento da ponte
- (c) Distância entre os furos
- (d) Distância entre os centros dos furos
- (e) Diâmetro do furo
- (f) Largura da placa entre os furos
- (g) Largura da placa no furo
- (h) Espessura da placa

Placa Reta 4 furos

DIMENSÃO (mm)

Placa	a				b			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	28,57	28,56	28,57	28,57	9,73	9,74	9,74	9,74
2	28,56	28,56	28,56	28,56	9,75	9,73	9,73	9,74
3	28,59	28,59	28,59	28,59	9,76	9,75	9,76	9,76
4	28,55	28,54	28,54	28,54	9,75	9,75	9,76	9,75
5	28,54	28,54	28,54	28,54	9,74	9,75	9,74	9,74
6	28,58	28,58	28,57	28,58	9,76	9,76	9,75	9,76
7	28,57	28,57	28,57	28,57	9,74	9,74	9,74	9,74
8	28,57	28,57	28,58	28,57	9,74	9,75	9,75	9,75
9	28,58	28,58	28,58	28,58	9,73	9,73	9,74	9,73
10	28,57	28,58	28,58	28,58	9,72	9,72	9,71	9,72
Média	28,57				9,74			
Desvio Padrão	0,02				0,01			
Coeficiente de variação	0,00025				0,00015			

Placa	c				d			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	3,72	3,7	3,72	3,71	6,12	6,12	6,15	6,13
2	3,72	3,71	3,71	3,71	6,14	6,12	6,14	6,13
3	3,71	3,7	3,71	3,71	6,16	6,14	6,14	6,15
4	3,71	3,71	3,7	3,71	6,15	6,14	6,15	6,15
5	3,71	3,71	3,71	3,71	6,15	6,15	6,14	6,15
6	3,71	3,71	3,72	3,71	6,07	6,08	6,08	6,08
7	3,7	3,7	3,71	3,70	6,16	6,15	6,15	6,15
8	3,7	3,7	3,7	3,70	6,08	6,08	6,07	6,08
9	3,71	3,72	3,71	3,71	6,06	6,07	6,07	6,07
10	3,72	3,72	3,71	3,72	6,13	6,14	6,14	6,14
Média	3,71				6,12			
Desvio Padrão	0,01				0,03			
Coeficiente de variação	0,00003				0,00115			

Avaliação Dimensional dos Materiais de Fixação

Placa Retta 4 furos

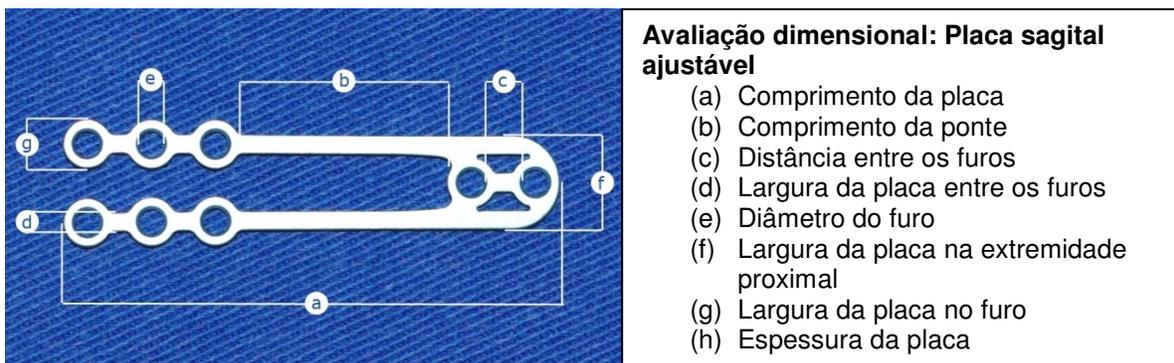
(Continuação)

DIMENSÃO (mm)

Placa	e				f			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	2,48	2,51	2,5	2,50	2,27	2,27	2,26	2,27
2	2,46	2,47	2,45	2,46	2,28	2,27	2,27	2,27
3	2,5	2,47	2,5	2,49	2,27	2,27	2,27	2,27
4	2,48	2,49	2,48	2,48	2,27	2,27	2,26	2,27
5	2,49	2,48	2,48	2,48	2,26	2,26	2,26	2,26
6	2,51	2,5	2,51	2,51	2,27	2,27	2,26	2,27
7	2,49	2,49	2,5	2,49	2,27	2,26	2,27	2,27
8	2,5	2,49	2,5	2,50	2,27	2,27	2,27	2,27
9	2,49	2,49	2,51	2,50	2,27	2,28	2,27	2,27
10	2,5	2,51	2,51	2,51	2,27	2,27	2,28	2,27
Média	2,49				2,27			
Desvio Padrão	0,01				0,00			
Coeficiente de variação	0,00019				0,00002			

Placa	g				h			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	4,63	4,62	4,62	4,62	0,98	0,97	0,97	0,97
2	4,61	4,62	4,62	4,62	0,96	0,97	0,96	0,96
3	4,61	4,62	4,62	4,62	0,97	0,98	0,98	0,98
4	4,62	4,62	4,63	4,62	0,98	0,97	0,97	0,97
5	4,61	4,61	4,61	4,61	0,98	0,99	0,99	0,99
6	4,61	4,62	4,62	4,62	0,97	0,98	0,98	0,98
7	4,62	4,62	4,62	4,62	0,98	0,98	0,98	0,98
8	4,61	4,62	4,62	4,62	0,97	0,98	0,98	0,98
9	4,61	4,62	4,62	4,62	0,96	0,98	0,97	0,97
10	4,61	4,61	4,61	4,61	0,97	0,97	0,98	0,97
Média	4,62				0,98			
Desvio Padrão	0,00				0,01			
Coeficiente de variação	0,00002				0,00004			

Avaliação Dimensional dos Materiais de Fixação



Placa sagital

DIMENSÃO (mm)

Placa	a				b			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	46,65	46,66	46,65	46,65	20,02	20,03	20,02	20,02
2	46,64	46,63	46,64	46,64	20,03	20,03	20,02	20,03
3	46,63	46,64	46,64	46,64	20,02	20,03	20,02	20,02
4	46,64	46,65	46,64	46,64	20,02	20,02	20,02	20,02
5	46,64	46,64	46,63	46,64	20,03	20,03	20,03	20,03
6	46,62	46,64	46,65	46,64	20,03	20,02	20,02	20,02
7	46,63	46,62	46,64	46,63	20,03	20,03	20,02	20,03
8	46,63	46,65	46,64	46,64	20,03	20,03	20,04	20,03
9	46,65	46,66	46,65	46,65	20,03	20,02	20,02	20,02
10	46,64	46,65	46,65	46,65	20,02	20,02	20,02	20,02
Média	46,64				20,03			
Desvio Padrão	0,01				0,00			
Coefficiente de Variação	0,00006				0,00002			

Placa	c				d			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	3,73	3,72	3,71	3,72	1,98	1,99	1,98	1,98
2	3,73	3,71	3,71	3,72	1,98	1,98	1,99	1,98
3	3,71	3,73	3,71	3,72	1,99	1,98	1,98	1,98
4	3,71	3,73	3,73	3,72	1,98	1,98	1,98	1,98
5	3,73	3,72	3,72	3,72	1,98	1,99	1,98	1,98
6	3,72	3,72	3,72	3,72	1,98	1,99	1,98	1,98
7	3,73	3,71	3,72	3,72	1,99	1,98	1,98	1,98
8	3,71	3,73	3,73	3,72	1,98	1,97	1,97	1,97
9	3,72	3,72	3,72	3,72	1,99	1,98	1,99	1,99
10	3,72	3,73	3,71	3,72	1,98	1,98	1,99	1,98
Média	3,72				1,98			
Desvio Padrão	0,00				0,00			
Coefficiente de Variação	0,00001				0,00001			

Avaliação Dimensional dos Materiais de Fixação

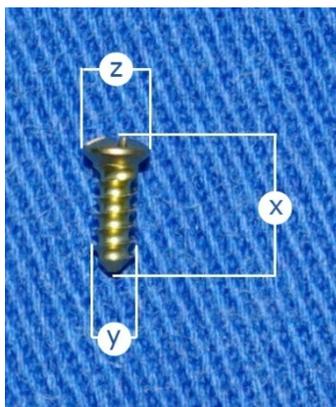
Placa sagital
(Continuação)

DIMENSÃO (mm)

Placa	e				f			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	2,48	2,49	2,49	2,49	8,97	8,96	8,97	8,97
2	2,49	2,5	2,48	2,49	8,98	8,96	8,96	8,97
3	2,47	2,48	2,49	2,48	8,98	8,97	8,97	8,97
4	2,48	2,48	2,5	2,49	8,98	8,97	8,96	8,97
5	2,47	2,47	2,49	2,48	8,97	8,97	8,97	8,97
6	2,47	2,48	2,47	2,47	8,98	8,98	8,97	8,98
7	2,49	2,49	2,48	2,49	8,97	8,97	8,96	8,97
8	2,5	2,5	2,47	2,49	8,98	8,98	8,99	8,98
9	2,49	2,46	2,49	2,48	8,97	8,98	8,97	8,97
10	2,49	2,48	2,49	2,49	8,97	8,97	8,97	8,97
Média	2,48				8,97			
Desvio Padrão	0,01				0,01			
Coeficiente de Variação	0,00003				0,00003			

Placa	g				h			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	4,61	4,61	4,62	4,61	0,76	0,76	0,77	0,76
2	4,62	4,62	4,62	4,62	0,76	0,76	0,77	0,76
3	4,62	4,62	4,62	4,62	0,77	0,77	0,78	0,77
4	4,62	4,63	4,61	4,62	0,77	0,76	0,77	0,77
5	4,62	4,62	4,61	4,62	0,76	0,77	0,76	0,76
6	4,61	4,61	4,62	4,61	0,78	0,77	0,76	0,77
7	4,62	4,63	4,62	4,62	0,76	0,76	0,76	0,76
8	4,63	4,61	4,62	4,62	0,76	0,76	0,76	0,76
9	4,61	4,61	4,62	4,61	0,76	0,78	0,77	0,77
10	4,61	4,61	4,61	4,61	0,76	0,76	0,77	0,76
Média	4,62				0,77			
Desvio Padrão	0,00				0,00			
Coeficiente de Variação	0,00002				0,00002			

Avaliação Dimensional dos Materiais de Fixação



Avaliação dimensional: Parafuso cortical de 6 mm

- (x) Comprimento do parafuso
- (y) Diâmetro das roscas
- (z) Diâmetro da cabeça

Parafuso 6 mm

DIMENSÃO (mm)

Parafuso	x				y			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	5,98	5,99	5,99	5,99	1,97	1,98	1,98	1,98
2	5,97	5,97	5,96	5,97	1,96	1,97	1,97	1,97
3	5,98	5,97	5,97	5,97	1,97	1,98	1,97	1,97
4	5,98	5,99	5,98	5,98	1,98	1,98	1,98	1,98
5	5,99	5,99	5,99	5,99	1,97	1,98	1,99	1,98
6	5,98	5,99	5,99	5,99	1,99	1,98	1,99	1,99
7	5,96	5,97	5,97	5,97	1,96	1,97	1,98	1,97
8	5,96	5,97	5,96	5,96	1,96	1,99	1,99	1,98
9	6	5,99	5,99	5,99	1,99	1,99	1,98	1,99
10	5,98	5,99	5,98	5,98	1,96	1,96	1,96	1,96
Média	5,98				1,98			
Desvio Padrão	0,01				0,01			
Coefficiente de Variação	0,00012				0,00007			

Parafuso	z			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	3	3	3	3,00
2	2,99	2,99	2,99	2,99
3	2,99	2,99	2,99	2,99
4	3	2,99	3	3,00
5	3	2,98	2,99	2,99
6	3	3	3	3,00
7	2,99	2,99	3	2,99
8	2,99	2,99	2,99	2,99
9	2,99	2,99	2,99	2,99
10	2,99	2,99	3	2,99
Média	2,99			
Desvio Padrão	0,00			
Coefficiente de Variação	0,00002			

Avaliação Dimensional dos Materiais de Fixação



Avaliação dimensional: Parafuso cortical de 15 mm

(x) Comprimento do parafuso

(y) Diâmetro das roscas

(z) Diâmetro da cabeça

Parafuso 15 mm

DIMENSÃO (mm)

Parafuso	x				y			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	14,98	14,98	14,98	14,98	1,99	1,99	1,99	1,99
2	14,96	14,97	14,96	14,96	2	2	2	2,00
3	14,97	14,98	14,98	14,98	1,99	2	2	2,00
4	14,98	14,98	14,98	14,98	1,99	1,99	2	1,99
5	14,96	14,97	14,97	14,97	1,99	2	2	2,00
6	14,97	14,97	14,97	14,97	2	2	1,99	2,00
7	14,96	14,96	14,97	14,96	2	2,01	2,01	2,01
8	14,97	14,97	14,97	14,97	1,99	2	2	2,00
9	14,99	14,99	14,99	14,99	1,99	1,99	1,99	1,99
10	14,97	14,97	14,96	14,97	1,99	1,99	1,99	1,99
Média	14,97				2,00			
Desvio Padrão	0,01				0,01			
Coefficiente de Variação	0,00008				0,00003			

Parafuso	z			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Final
1	3	2,99	2,99	2,99
2	3	2,99	2,99	2,99
3	2,99	2,99	2,99	2,99
4	3	2,99	3	3,00
5	2,99	2,99	2,99	2,99
6	2,99	2,99	2,99	2,99
7	3	3	2,99	3,00
8	2,99	2,99	2,99	2,99
9	3	3	2,99	3,00
10	3	2,99	3	3,00
Média	2,99			
Desvio Padrão	0,00			
Coefficiente de Variação	0,00001			