

FÁBIO RICARDO LOUREIRO SATO

**AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS DE FIXAÇÃO INTERNA
ESTÁVEL DA OSTEOTOMIA SAGITAL DOS RAMOS
MANDIBULARES: Estudos Mecânico, Fotoelástico,
Análise de Elementos Finitos e de Estabilidade Clínica.**

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

Orientador: Prof. Dr. Márcio de Moraes
Co-Orientadora: Profa. Dra. Luciana Asprino

**PIRACICABA
2011**

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

Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

Sa83a	<p>Sato, Fábio Ricardo Loureiro. Avaliação de técnicas de fixação interna estável da osteotomia sagital dos ramos mandibulares: estudos mecânico, fotoelástico, análise de elementos finitos e de estabilidade clínica / Fábio Ricardo Loureiro Sato. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.</p> <p>Orientadores: Márcio de Moraes, Luciana Asprino. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Cirurgia ortognática. 2. Fixadores internos. 3. Cefalometria. I. Moraes, Márcio de. II. Asprino, Luciana. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">(eras/fop)</p>
-------	---

Título em Inglês: Evaluation of the rigid stable techniques of the sagittal split ramus osteotomies: mechanical, photoelastic, finite elements analysis and clinical stability studies

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Orthognathic surgery. 2. Internal fixators. 3. Cephalometry

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

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Márcio de Moraes, Fernando Melhem Elias, Priscila Domingues de Almeida, Pedro Yoshito Noritomi, Paulo Henrique Ferreira Caria

Data da Defesa: 30-03-2011


Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 30 de Março de 2011, considerou o candidato FÁBIO RICARDO LOUREIRO SATO aprovado.




Prof. Dr. MARCIO DE MORAES



Prof. Dr. FERNANDO MELHEM ELIAS



Profa. Dra. PRISCILA DOMINGUES DE ALMEIDA



Prof. Dr. PEDRO YOSHITO NORITOMI



Prof. Dr. PAULO HENRIQUE FERREIRA CARIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Kikuo e Elizabeth pelo apoio incondicional e incentivo dado aos seus filhos na busca da única riqueza que ninguém pode nos tirar, que é o conhecimento.

Aos meus irmãos e avó pelo incentivo e convívio ao longo dos anos.

À Carina que sempre esteve ao meu lado me apoiando e acreditando que os sonhos são possíveis de serem realizados.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes, um exemplo de pessoa e profissional, muito obrigado pelos ensinamentos, paciência e amizade ao longo da pós-graduação. Sua dedicação e compromisso com o curso e o aprendizado dos alunos é que faz a pós-graduação ser de elevado nível e excelência.

À Profa. Dra. Luciana Asprino, que foi durante toda a pós-graduação a pessoa que me incentivou e ajudou nos trabalhos de pesquisa, sem ela esse trabalho certamente não seria possível.

Ao Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira, exemplo de professor e profissional sempre em busca de novos conhecimentos, meus agradecimentos pelos ensinamentos e pelas oportunidades oferecidas.

Ao Prof. Dr. Renato Mazzonetto, pelos ensinamentos e amizade durante o curso, estamos todos torcendo pela sua recuperação e retorno às atividades.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa pela amizade, convívio e exemplo de professor junto aos alunos da graduação.

Ao Prof. Dr. Renato Sawazaki, meu veterano e agora professor, mas muito mais do que isso, um verdadeiro amigo que fiz durante a pós-graduação.

Ao engenheiro Pedro Yoshito Noritomi e demais colegas do antigo CENPRA, agora CTI, pela forma que me recebeu, pela disposição e auxílio na análise de elementos finitos – nós fomos com a idéia, eles fizeram acontecer.

AGRADECIMENTOS

À Universidades Estadual de Campinas (Unicamp) pela oportunidade de desenvolver o curso de pós-graduação na Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP), meus sinceros agradecimentos.

Ao Conselho Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro durante o curso de pós-graduação.

Aos professores Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Renato Sawazaki e Felipe Bevilaqua Prado pelas sugestões e correções realizadas na banca de qualificação.

À empresa Neoortho pela doação dos materiais de fixação utilizados nesse trabalho.

À Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, particularmente aos Prof. Dr. Simonides Consani, Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho e Eng. Marcos Blanco Cagiani pelo auxílio e possibilidade de realização dos experimentos no laboratório da área.

Aos colegas do CTI, o engenheiro Cesar Augusto Rocha Laureti pela ajuda na elaboração dos modelos na análise de elementos finitos e a cirurgião-dentista Tathy Aparecida Xavier na revisão final dos artigos.

Às estagiárias Andréia Ribeiro e Sâmia Pantoja pela ajuda na coleta dos dados dos pacientes;

Às funcionários da Área de Cirurgia da FOP-Unicamp, Angélica, Daiana, Débora, Edilaine, Gisele e Keila pela ajuda em todos os momentos da pós-graduação.

A todos os alunos da pós-graduação, pela amizade, convívio, ajuda mútua e troca de conhecimentos ao longo desses anos, espero contar para sempre com a amizade de vocês.

Aos alunos de graduação, aperfeiçoamento e especialização pela amizade, convívio e principalmente pelo aprendizado durante o curso.

Aos estagiários, pela disposição em sempre auxiliar os alunos da pós-graduação.

Aos pacientes, que são peça fundamental na nossa formação, obrigado pela confiança e carinho.

Aos colegas que de alguma forma “iluminaram” o meu caminho até a FOP-Unicamp, em especial a Priscila Domingues de Almeida, José Flávio Ribeiro Torezan e Alessandro Costa da Silva.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FO-USP), em especial à Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial, na figura do Prof. Dr. Antonio Carlos de Campos, pelos ensinamentos, amizade e incentivo no início da minha formação e do Prof. Dr. Fernando Melhem Elias, pela ajuda, incentivo à pesquisa e confiança em mim depositada.

A todos aqueles que de forma direta ou indireta contribuíram para a realização desse trabalho, meu muito obrigado!

RESUMO

O objetivo nesse trabalho foi avaliar a resistência mecânica, a distribuição de tensões e a estabilidade em longo prazo das diversas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM). No trabalho 1, cinco técnicas de fixação da OSRM foram submetidas a análise de elementos finitos: 3 parafusos bicorticais lineares a 60° e a 90°, 3 parafusos bicorticais em disposição L invertido, 1 miniplaca com 4 parafusos monocorticais convencionais e com sistema de travamento. Pelos resultados obtidos, a disposição em L invertido foi a que apresentou melhor distribuição de tensões, seguido pela linear 90° e 60°. Em relação às miniplacas, as tensões apresentaram melhor distribuição naquela com sistema de travamento se comparada com a convencional. No trabalho 2, foi realizada um análise mecânica, fotoelástica e de elementos finitos da chamada técnica híbrida, comparando-a com a fixação tradicional com três parafusos bicorticais em L invertido e com miniplaca e parafusos monocorticais. A técnica híbrida apresentou resistência intermediária entre os dois sistemas tradicionais de fixação da OSRM, com concentração de tensões principalmente ao redor do parafuso bicortical e melhora da distribuição de tensões na região da miniplaca. No trabalho 3, foi realizada uma análise da estabilidade esquelética de três formas de fixação da OSRM: técnica híbrida, parafusos bicorticais e miniplacas/parafusos monocorticais. Os resultados mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os três grupos, sendo positiva a correlação entre a quantidade de avanço mandibular e a quantidade de recidiva. Pelos resultados obtidos nos trabalhos, pode-se concluir que todas as técnicas avaliadas podem ser empregadas com segurança na fixação da osteomia sagital dos ramos mandibulares.

Palavras-Chave: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, Cirurgia Ortognática, Fixação Interna Rígida, Cefalometria, Estabilidade.

ABSTRACT

The aim of this research was to evaluate the mechanical resistance, stress distribution and long-term stability of fixation techniques of the sagittal split ramus osteotomy (SSRO). In the first study, five fixation techniques of the SSRO were submitted to finite element analysis: 3 linear screws 90°, 3 linear screws 60°, 3 screws in inverted L arrangement, conventional and locking miniplate with monocortical screws. The results demonstrated that the bicortical screws in inverted L arrangement presented the best stress distribution, followed by linear 90° and linear 60°. The locking system miniplate presented better stress distribution if compared with conventional miniplate and monocortical screws. In the second study, a mechanical, photoelastic and finite element analysis were performed to the so-called hybrid technique, comparing it with bicortical screws in inverted L arrangement and miniplate with monocortical screws. The hybrid technique had an intermediate mechanical resistance between the two traditional fixation techniques, with high stress concentration around the bicortical screw with improvement in the stress distribution around the miniplate. In the third study, skeletal stability was evaluated of three fixation techniques of the SSRO: the hybrid technique, bicortical screws and miniplates with monocortical screws. The results demonstrated no significant statistically difference between the groups, with a positive correlation between the amount of advancement and relapse. From the results obtained in the research, it is possible to conclude that all fixation techniques could be safely applied to sagittal split ramus osteotomy.

Key Words: Oral and Maxillofacial Surgery, Orthognatic Surgery, Rigid Internal Fixation, Cefalometry, Stability.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO 1 - Comparison of Five Different Fixation Techniques of Sagittal Split Ramus Osteotomy Using Three-dimensional Finite Elements Analysis	15
CAPÍTULO 2 - A Comparative Evaluation of the Hybrid Technique for Fixation of The Sagittal Split Ramus Osteotomy in Mandibular Advancement by Mechanical, Photoelastic and Finite Element Analysis	37
CAPÍTULO 3 - Comparison of Postoperative Stability of Three Rigid Internal Fixation Techniques after Sagittal Split Ramus Osteotomy for Mandibular Advancement	57
DISCUSSÃO	75
CONCLUSÃO	85
REFERÊNCIAS	87
APÊNDICE	91
ANEXO	117

1. INTRODUÇÃO

A Osteotomia Sagital dos Ramos Mandibulares

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é o procedimento cirúrgico mais utilizado para o tratamento das deformidades dentofaciais e uma de suas principais indicações é para a correção do retrognatismo mandibular.

O primeiro relato na literatura sobre a realização de uma cirurgia ortognática foi de Simon Hüllihen, em 1847, para correção de uma importante deformidade mandibular de uma jovem decorrente de contratura tecidual em face e pescoço devido a uma queimadura (Hüllihen, 1849). De acordo com a literatura, essa paciente passou por três procedimentos cirúrgicos, incluindo a correção esquelética da mandíbula, ressecção da cicatriz fibrosa e posterior correção do defeito em lábio. Este procedimento foi marcado como a primeira osteotomia mandibular, lembrando a atual técnica de osteotomia subapical anterior (Figura 1).



Figura 1 – Osteotomia realizada em mandíbula por Huillihen (1948).

Fonte: Hüllihen (1849)

Blair (1907) descreveu outra técnica para correção de prognatismo mandibular através do uso da serra de Gigli de forma percutânea para a realização de uma osteotomia próxima à região do colo do côndilo, porém, tal

técnica apresentava como complicações a recidiva por falta de união entre os segmentos, devido à tração muscular desfavorável, além do pouco contato entre os segmentos ósseos (Figura 2).

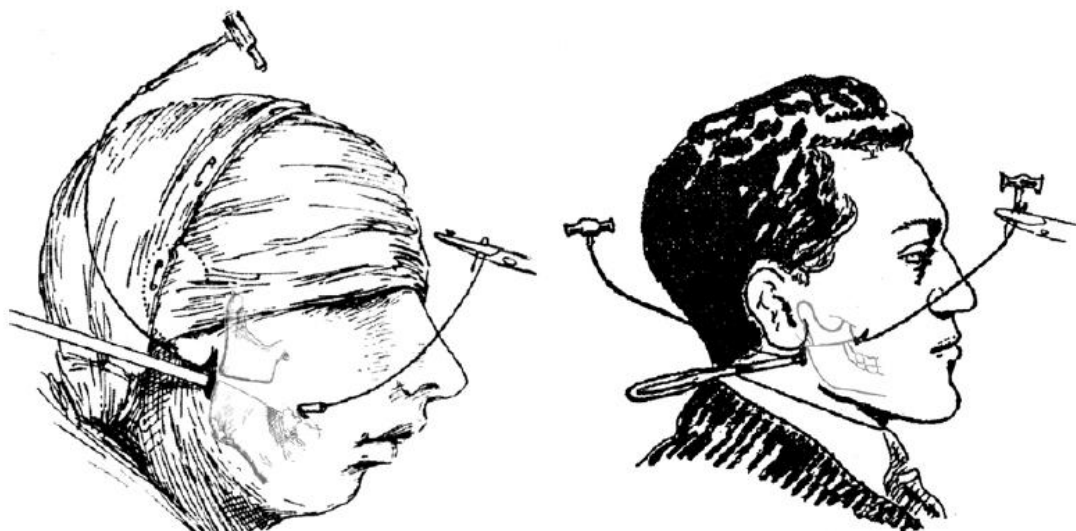


Figura 2 – Osteotomia proposta por Blair (1907) para correção de deformidade em mandíbula.

Fonte: Blair (1907)

A primeira osteotomia em sentido sagital e por via intrabucal a ser proposta para a mandíbula foi descrita por Schuchardt (1942). Entretanto, a técnica precursora da atual osteotomia sagital do ramo mandibular foi idealizada alguns anos depois por Trauner e Obwegeser (1957).

Trauner e Obwegeser descreveram e denominaram essa osteotomia como “separação vertical do ramo ascendente” e apresentava uma importante evolução no desenho das osteotomias mandibulares, pois permitia a correção de três tipos de deformidades: prognatismo, retrognatismo e as deformidades de trespasse vertical negativo (mordida aberta) com grande contato ósseo (Figura 3).

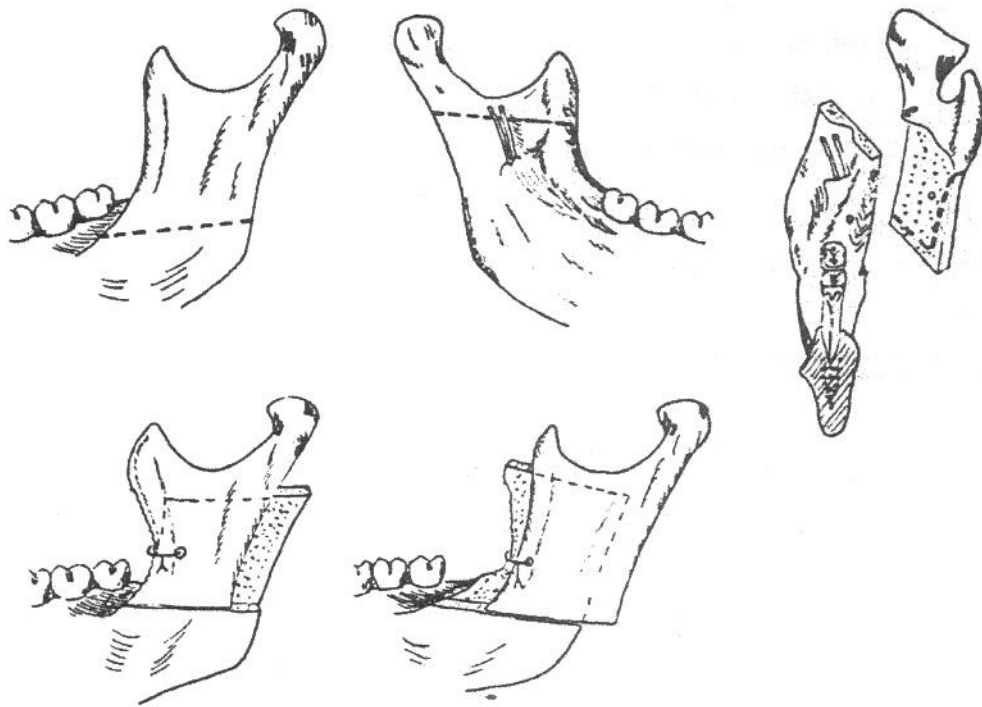


Figura 3 – Osteotomia Sagital segundo Trauner & Obwegeser (1957).

Fonte: Trauner & Obwegeser (1957).

Após a idealização e divulgação da osteotomia sagital de Trauner e Obwegeser, diversos autores ao longo do tempo fizeram contribuições de modo a torná-la ainda mais versátil.

O italiano Dal Pont (1961) propôs uma “osteotomia retromolar” modificando a osteotomia horizontal inferior para uma osteotomia vertical na cortical externa entre o primeiro e segundo molar. Em seu artigo, foram descritas duas técnicas para esta osteotomia retromolar. A primeira foi a osteotomia sagital, em que o corte localiza-se em um plano perto da margem da linha oblíqua e estende-se sagitalmente entre as duas corticais da região retromolar ao ângulo mandibular. A segunda foi a osteotomia oblíqua, em que a secção inicia-se na margem da linha oblíqua e passa acima da região retromolar e emerge na região lingual ao longo da linha milohióidéia (Figuras 4 e 5). Com essas modificações, esperava-se uma melhor adaptação entre os segmentos com mínimo descolamento da musculatura.

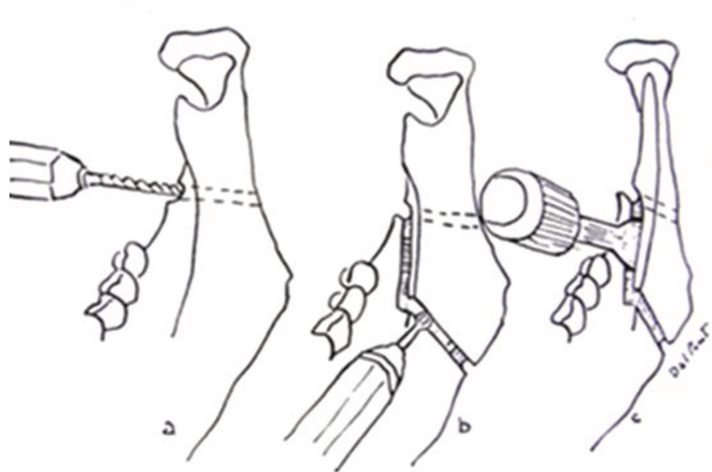


Figura 4 – Osteotomia Sagital segundo Dal Pont (1961).

Fonte: Dal Pont (1961)

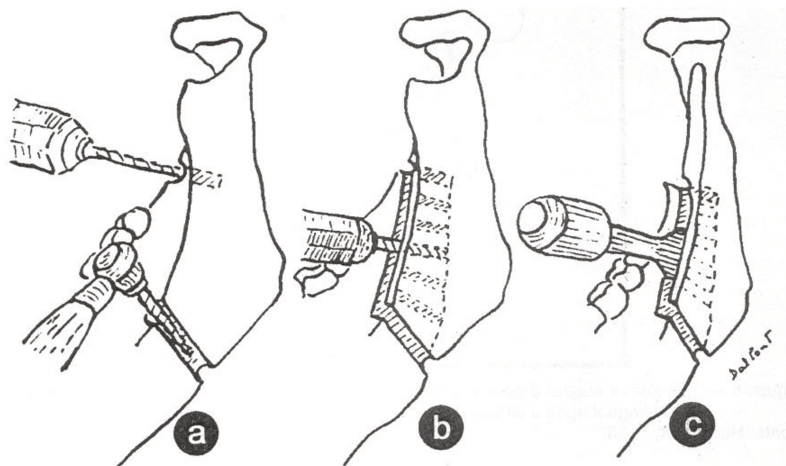


Figura 5 – Osteotomia Oblíqua Retromolar segundo Dal Pont (1961).

Fonte: Dal Pont (1961)

Hundsuck (1968) descreveu outra modificação à osteotomia sagital com um corte medial horizontal menor e com uma extensão posterior à depressão retro-lingular, após o forame mandibular. Essa osteotomia lingual mais curta permitiria uma separação dos segmentos ósseos de forma mais previsível e com menor risco de dano ao nervo alveolar inferior (Figura 6).

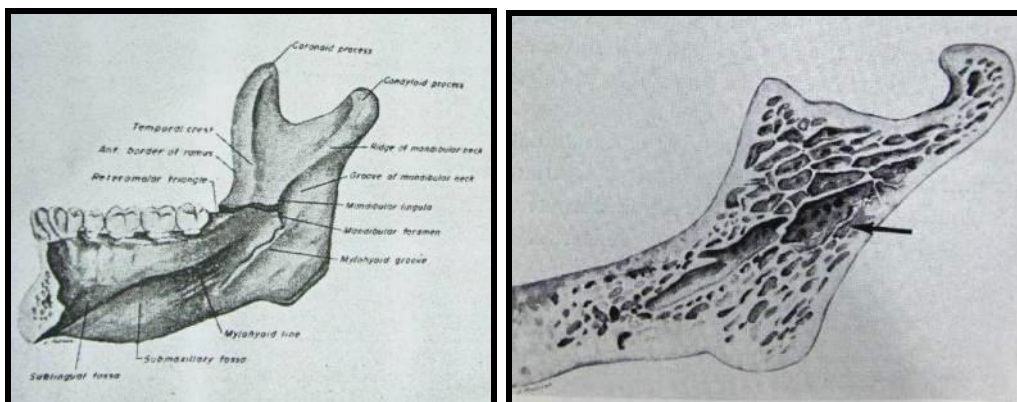


Figura 6 – Osteotomia Sagital segundo Hundsuck (1968).

Fonte: Hundsuck (1968)

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares como é atualmente realizada segue as modificações propostas por Epker (1977). O autor propôs mínimo descolamento da musculatura do masseter e mais limitada dissecação medial (Figura 7). Essas alterações técnicas diminuíram o edema pós-operatório e as hemorragias, facilitando também o manejo do feixe neuro-vascular alveolar inferior. O mesmo conceito foi preconizado por Bell e Schendel (1977) que mostrou que o menor descolamento da cinta pterigo-massetérica reduzia a isquemia intra-óssea e a possibilidade de necrose do segmento proximal.

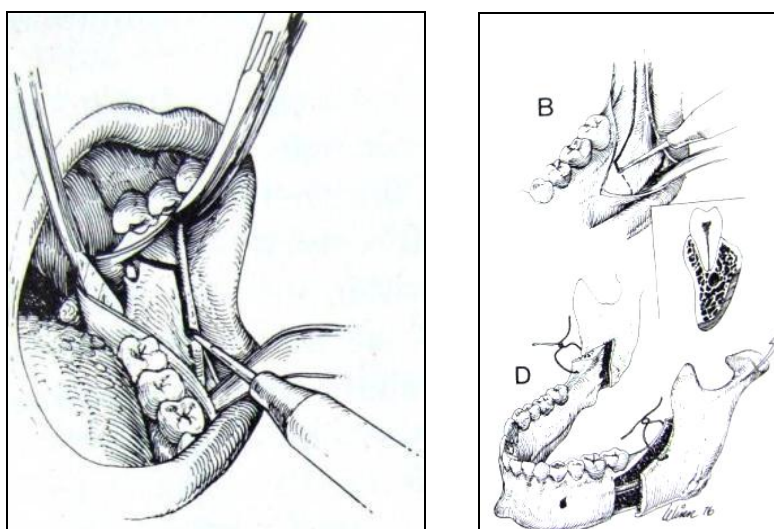


Figura 7 – Osteotomia Sagital segundo Epker (1977).

Fonte: Epker (1977)

Depois da alteração de Epker (1977), alguns autores também propuseram mudanças para melhoria da osteotomia sagital dos ramos mandibulares.

Wolford *et al.* (1987) propôs uma osteotomia horizontal na cortical externa para maior controle do posicionamento dos segmentos ósseos. Posteriormente, a osteotomia da borda anterior também foi proposta para maior previsibilidade da separação da osteotomia e diminuição do risco de fraturas incorretas (Wolford e Davis Jr., 1990).

O Uso da Fixação Interna Estável nas OSRM

No início, acreditava-se que apenas o bloqueio maxilomandibular dental fosse suficiente para a estabilização dos segmentos das osteotomias do ramo mandibular. Martis (1984) recomendava, por exemplo, a não utilização de qualquer tipo de fixação, deixando a cargo da alça muscular ptérigo-massetérica a aproximação dos segmentos proximais e distais. Entretanto, com a elevada taxa de recidiva dos casos operados, necessitou-se de um melhor controle do posicionamento dos segmentos no trans e pós-operatórios até a reparação da osteotomia e a readaptação da musculatura.

Autores como Epker (1977), Booth (1981) e Epker & Fish (1986) recomendavam a utilização de osteossíntese com fio de aço para evitar a rotação do segmento proximal e a manutenção do contato ósseo e a cabeça da mandíbula bem relacionada com a cavidade glenóide.

Entretanto, diversos estudos mostraram as deficiências dessas técnicas de fixação. Thomas *et al.* (1986) compararam grupos de pacientes submetidos a avanços mandibulares que utilizaram fixação com fio de aço e parafusos *lag screw*. Mudanças dentárias e ósseas foram estatisticamente maiores nos pacientes que utilizaram fio em relação aos parafusos. Resultado semelhante foi encontrado por Will & West (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, sem contar a necessidade de bloqueio maxilo-mandibular no período pós-operatório.

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

Apesar da denominação inicial e até hoje utilizada de fixação interna “rígida”, o grupo AO/ASIF (*Arbeitsgemeinschaft fuer Osteosynthesefragen/ Association for the Study of Internal Fixation*) em 1994, modificou o termo para fixação “funcionalmente estável”, já que se provou que esse tipo de fixação permitia função durante o processo de reparo ósseo, entretanto, existia micromovimentos interfragmentários, que poderiam até ser benéficos ao processo de reparo ósseo (Ellis III, 1999).

Spiessl (1974) propôs a utilização de parafusos bicorticais compressivos para a osteotomia sagital do ramo mandibular. De acordo com a proposta do autor, seriam utilizados três parafusos de 2,7 mm instalados de maneira perpendicular à osteotomia para fixação da OSRM, sendo esta técnica uma das mais popularmente utilizadas no mundo até hoje. Entretanto, a técnica proposta originalmente por Spiessl (1974) veio sofrendo ao longo do tempo diversas modificações.

Uma dessas modificações foi proposta por Turvey & Hall (1986) que sugeriram a inserção dos parafusos de titânio de forma angulada e via intrabucal, sem a necessidade de uso do trocarte, evitando assim possíveis cicatrizes indesejáveis em pele, lesões a estruturas vasculares e nervosas e simplificação da técnica com conseqüente diminuição do tempo cirúrgico.

A possibilidade de utilização de material de fixação interna rígida de menor tamanho em cirurgia ortognática foi proposta inicialmente por Jeter *et al.* (1984). De acordo com Ellis III (1993), o uso de parafusos do sistema 2,0 mm passou a

ser aquele de maior prevalência entre os cirurgiões ao longo dos anos. Além dessa miniaturização, o tamanho e o contorno das miniplacas utilizadas para as osteotomias mandibulares também foram alterados para facilitar manipulação intrabucal.

A utilização da fixação interna rígida em cirurgia ortognática permitiu um grande avanço técnico e a popularização do procedimento, já que possibilitava o reparo ósseo em condições estáveis, resultando dessa forma em função imediata, sem necessidade de bloqueio maxilo-mandibular. Além disso, a técnica permite, no momento da cirurgia, a posição funcional dos segmentos ósseos, garantindo resistência suficiente contra a tração muscular sobre o esqueleto ósseo e, portanto, mantendo a posição cirúrgica planejada durante toda a fase de reparação (Prein, 1998).

Outra vantagem da técnica de FIR é o manejo de complicações da própria OSRM, como as fraturas incorretas, para as quais as miniplacas e parafusos facilitam o posicionamento do segmento proximal e sua fixação aos demais segmentos ósseos (Ochs, 2003; Ardary, 1989).

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

As vantagens do uso da fixação interna rígida em comparação com a chamada osteosíntese a fio de aço já são bastante conhecidas, como descritas anteriormente.

Entretanto, ainda existe controvérsia na literatura quanto à técnica de escolha para a fixação interna rígida a ser utilizada nas osteotomias sagitais dos ramos mandibulares.

Por exemplo, alguns autores preconizavam o uso de parafusos bicorticais de acordo com a técnica *lag screw* ou compressiva, que aumentaria a compressão entre os segmentos ósseos, melhorando o contato e conseqüentemente a resistência mecânica. Entretanto, trabalhos como os de Watzke *et al.* (1990) e

Schwimmer *et al.*(1994) não mostraram diferença tanto em estudos *in vivo* como *in vitro* para as técnicas posicionais e compressivas. Além disso, a técnica *lag screw* aumenta ainda o risco de torque condilar e lesão ao nervo alveolar inferior devido à compressão do mesmo entre os segmentos ósseos.

Em relação ao diâmetro dos parafusos, Spiessl (1974), em sua técnica original, propunha a utilização com diâmetro de 2,7 mm. Entretanto, ao longo do tempo, autores como Schwimmer *et al.*(1994) e Kohn (1996) mostraram não haver diferença em termos de resistência mecânica entre parafusos de 2,0 mm e outros de maior diâmetro. Além disso, quanto maior o diâmetro, maior o risco de lesão ao feixe vâsculo-nervoso e de instabilidade principalmente em ossos mais medulares.

A instalação dos parafusos bicorticais de forma intrabucal, conforme técnica proposta por Turvey & Hall (1986) é ainda muito controversa quanto à melhoria na resistência mecânica do sistema. Trabalhos como os de Kim *et al.* (1995) mostraram que os parafusos a 60° apresentavam maior resistência que os inseridos a 90°. Entretanto, a maior parte da literatura parece evidenciar que os parafusos a 60° apresentam resistência mecânica semelhante (Uckan *et al.*,2001; Foley *et al.*, 1989) ou mesmo inferior aos parafusos a 90° (Sato *et al.*, 2010). Dúvidas ainda persistem já que os parafusos angulados apresentam maior superfície de contato ósseo, entretanto, o desempenho mecânico dos mesmos não parece ser superior aos parafusos inseridos de forma perpendicular à osteotomia.

Quanto ao padrão de distribuição dos parafusos bicorticais, que são colocados pela grande maioria dos profissionais na distribuição linear (Figura 8) ou em L invertido (Figura 9), a literatura mostra evidências que a disposição em L invertido apresenta melhor desempenho mecânico em diversos trabalhos (Ardary *et al.*,1989; Foley *et al.*, 1989; Shetty *et al.*, 1996; Haug *et al.*,1999).

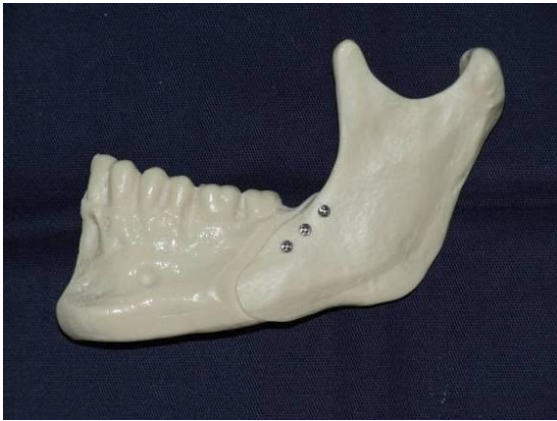


Figura 8 – Fixação com parafusos bicorticais diposição linear
Fonte: Sato *et al.* (2010)



Figura 9 – Fixação com parafusos bicorticais diposição L invertido
Fonte: Sato *et al.* (2010)

Em relação ao uso da miniplacas, a literatura também mostra que a resistência mecânica dessa forma de fixação é normalmente inferior quando comparada com os parafusos bicorticais (Murphy *et al.*, 1997; Peterson *et al.*, 2005; Brasileiro *et al.*, 2009; Sato *et al.*, 2010). Entretanto, apesar dessa desvantagem quanto à resistência mecânica, a fixação com miniplacas e parafusos monocorticais é muito utilizada pelos cirurgiões por apresentar algumas vantagens em relação à fixação com parafusos bicorticais, entre elas: acesso intraoral, menor risco de torque condilar, menor risco de lesão ao nervo alveolar inferior, fácil correção do segmento distal quando esse é mal posicionado durante a cirurgia e rapidez na retirada do sistema de fixação sob anestesia local.

Na tentativa de se conseguir unir as vantagens de ambas as técnicas (parafusos bicorticais e placas + parafusos monocorticais), Schwartz & Relle (1996) propuseram a chamada técnica híbrida, onde além da miniplaca com quatro parafusos monocorticais, também é instalado um parafuso bicortical posterior ao último dente e acima do canal mandibular (Figura 10).

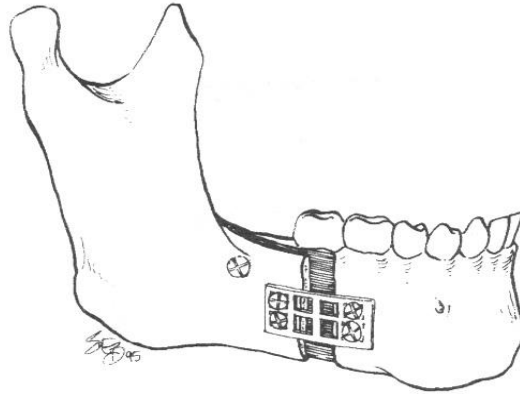


Figura 10 – Fixação de acordo com a técnica híbrida
Fonte: Schwartz & Relle (1996)

Apesar de ser bastante empregada atualmente, a chamada técnica híbrida ainda possui poucos estudos biomecânicos na literatura e nenhum estudo avaliando clinicamente a estabilidade em longo prazo dessa técnica em comparação com outras comumente utilizadas para a osteotomia sagital dos ramos mandibulares. Murphy *et al.* (1997) e Brasileiro *et al.* (2009) demonstraram que a instalação de um parafuso bicortical aumentou a resistência do sistema quando comparado com as miniplacas e parafusos monocorticais em estudos *in vitro*.

Pesquisas envolvendo a resistência mecânica das diversas formas de fixação são de grande importância, pois elas indicam o desempenho do sistema de fixação quando submetidos às cargas mastigatórias do sistema estomatognático no período pós-operatório. Entretanto, mais importante do que se conhecer a resistência total do sistema de fixação é se conhecer o comportamento mecânico dos materiais.

De acordo com Anusavice (2005), a resistência de um determinado sistema de fixação é dependente das propriedades mecânicas desse material (como módulo de elasticidades, dureza, capacidade de deformação,...) e consequentemente do comportamento mecânico dos materiais, ou seja, o modo que ele reage aos carregamentos externos que incidem sobre ele.

A partir da análise do estado de tensões em determinados corpos de prova, é possível verificar qual dos mesmos apresenta melhor desempenho sob as

solicitações mecânicas, bem como propor melhorias para os mesmos.

Hoje, tem-se a disposição algumas metodologias para auxiliar na avaliação do estado das tensões, como por exemplo, o uso dos *strain gauges*, a análise fotoelástica e a análise de elementos finitos.

Os *strain gauges* são sensores que auxiliam na medição das tensões em pontos específicos de um determinado objeto. A dificuldade dessa metodologia está no fato de se restringir a mensurar as deformações em ponto específicos, somado ao fato que os sensores são de dimensões elevadas para mensurar tensões em objetos de pequeno volume como é a mandíbula humana (Eser *et al.*, 2009).

A análise fotoelástica é uma excelente técnica para avaliação das tensões em corpos de prova, já que permite ensaiar em objetos de formas semelhantes à incidência de cargas e a avaliação tanto qualitativa como quantitativa das tensões geradas (Kim *et al.*, 1993). Entretanto, algumas desvantagens existem, como por exemplo, o fato de não se conseguir mensurar as tensões no sistema de fixação, além de não se conseguir reproduzir as características dos materiais na resina fotoelástica e alguns pontos, principalmente aqueles de maior espessura e com sobreposição, ser difícil a avaliação.

A análise de elementos finitos veio como promissora alternativa para a análise das tensões e suprir algumas lacunas de outras metodologias. A análise de elementos finitos é baseada na criação de modelos computacionais que são representados graficamente por malhas de geometria complexas. Entre as vantagens dessa metodologia está a possibilidade de uma avaliação tridimensional e capacidade de avaliar as tensões geradas inclusive no sistema de fixação, coisa que não é possível, por exemplo, na análise fotoelástica. Entretanto, algumas desvantagens existem, como por exemplo, o fato de ser um modelo matemático que precisa ser validado através de outras análises (Noritomi, 2005).

Dessa forma, baseado nas informações obtidas, a proposta desse trabalho é fazer inicialmente uma avaliação por meio da análise de elementos finitos de diversas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, que já foram previamente submetidas a testes mecânico e fotoelástico, conforme trabalho de Sato *et al.* (2010), que também será utilizado para fazer a validação da

técnica.

A seguir, a técnica híbrida será submetida a teste mecânico, fotoelástico e de elementos finitos, comparando esse tipo de fixação com outras tradicionalmente empregadas devido à falta de estudos sobre essa técnica.

Por fim, as tradicionais técnicas de fixação com parafusos bicorticais e com miniplacas e parafusos monocorticais serão avaliadas juntamente com a técnica híbrida quanto à estabilidade esquelética em longo prazo através de traçados cefalométricos.

Essa tese foi desenvolvida em formato alternativo, de acordo com informação CCPG 002/06, cujos objetivos gerais foram avaliar e comparar diferentes formas de fixação interna estável para as OSRM, por meio de testes mecânico, fotoelástico, análise de elementos finitos e de estabilidade clínica, na tentativa de validar os resultados obtidos entre esses testes.

CAPÍTULO 1

COMPARISON OF FIVE DIFFERENT FIXATION TECHNIQUES OF SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY USING THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENTS ANALYSIS

Authors:

Fábio Ricardo Loureiro Sato

MS and PhD Student of Oral and Maxillofacial Surgery, Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

Luciana Asprino

Assistant Professor in Oral and Maxillofacial Surgery, Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

Pedro Yoshito Noritomi

MS and PhD in Engineering – Campinas State University – Unicamp
Three-Dimensional Technologies Division, Center for Information
Technology Renato Archer, Capinas, SP, Brazil – Brazilian Ministry of
Science and Technology (MCT)

Jorge Vicente Lopes da Silva

MS and PhD in Engineering – Campinas State University – Unicamp
Head of Three-Dimensional Technologies Division, Center for Information
Technology Renato Archer, Capinas, SP, Brazil – Brazilian Ministry of
Science and Technology (MCT)

Márcio de Moraes

Associate Professor and Coordinator of the Postgraduate Program in Oral
and Maxillofacial Surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery
Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

COMPARISON OF FIVE DIFFERENT FIXATION TECHNIQUES OF SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY USING THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENTS ANALYSIS

ABSTRACT

Purpose: The aim of this study was to comparatively evaluate the mechanical stress over hemimandible substrate and hardware after sagittal split ramus osteotomy (SSRO) fixed with five different techniques using three-dimensional finite element analysis.

Materials and Methods: A three-dimensional finite element model of a hemimandible was created and a SSRO with 5 mm advancement was simulated on a computer model. The model was fixed with five different techniques: 3 linear 60° screws arrangement, 3 linear 90° screws arrangement, 3 inverted L screws arrangement, 1 conventional miniplate and 1 locking miniplate with four monocortical screws. Load was applied until a displacement of 3 mm and the results obtained compared with previous mechanical and photoelastic tests, analyzing the mechanical stresses developed in the proximity of miniplates and screws and within the fixation system themselves.

Results: The values maximum principal stresses demonstrate a lower mechanical stresses in bone and in the fixation system with inverted L arrangement, followed by linear 90° and linear 60° arrangement. The locking miniplate/screw system presented lower Maximum Principal Stress and better stress distribution in comparison with conventional system.

Conclusions: Under the conditions tested, the reversed L arrangement provided the most favorable stress dissipation behavior.

Keywords: Finite Element Analysis, Sagittal Split Osteotomy, Rigid Internal Fixation.

INTRODUCTION

The sagittal split ramus osteotomy (SSRO) was initially described by Obwegeser, with innumerable modifications through the years, is now a standard, common and very successful procedure in oral and maxillofacial surgery for the treatment of mandibular discrepancies.

In the beginning, patients needed maxillo-mandibular fixation (IMF), as bone stabilization was done by wire osteosynthesis. However, today, stability is reached by metal plates, screws and combinations of both, that are referred to as "Rigid Internal Fixation" (RIF)^{1,2}.

The introduction of modern devices for internal fixation substantially shortens the duration of IMF or even obviates it completely³. Rigid fixation has become the standard method of controlling the position of skeletal segments against muscular pull, contraction of soft tissues and gravitational displacement⁴. The miniplates and screws are used to stabilize the proximal and distal segments after osteotomy, to achieve fast bone healing, to avoid postoperative intermaxillary fixation, to initiate early postoperative mandibular function and oral hygiene, and to improve postoperative skeletal stability⁵.

Unfortunately, rigid fixation has some disadvantages that must be kept in mind such as displacement of the condyle from the fossa and irreversible nerve damage due to the applied compression with miniplates and mainly with lag screws.

Relapse after osteotomy is common and an incidence as high as 50% has been reported². Movement at the site of osteotomy is the main cause of relapse. According to some authors, the use of miniplates or screws can prevent or at least reduce the incidence of relapse. Different fixation methods including miniplate and lag screws have been compared in numerous studies, some with contradictory results^{3,6,7}.

Although the internal rigid fixation has been used for more than three decades in orthognathic surgery, since the classic works of Spiessel, so far there isn't a unanimous consensus in the international literature to support the conclusion about the ideal rigid fixation technique of choice for SSRO, and many

surgeons take their decisions about the fixation methods based on their own clinical experience in working with some kinds of RIF.

Titanium is the most used material to manufacture the miniplates and screws. This is due to its high stiffness, strength and biocompatibility. It is these properties that help to accurately maintain the relative position of the bone segments. Consequently, rigid fixation procedures have radically improved the prospects of the healthy bone union and lowered the rate of mal-union and nonunion⁸.

Through the years, many authors have been dedicating to the study of the mechanical characteristics and differences between the techniques that are used to stabilize a SSRO. Direct experimental measurements, although not impossible, are limited due to many factor, such as the number and type of data points, instrumentation, cost, time, patient availability, and its potential invasive nature⁹. The majority of the studies about the topic used high idealized *in vitro* models. The specific design, model geometry and the type of loading regimens chosen often limit these studies. In most of these studies, it is also difficult to understand the subtle mechanical interactions between bone and fixation devices. Further, generalization of the results of these studies toward possible improvements in surgical design presents a difficult task¹⁰⁻¹⁷.

Several authors have reported the accuracy of finite element analysis (FEA) in describing the biomechanical behavior of bone specimens^{18,19}. FEA is an analytical system widely applied in engineering and in the aerospace industry and can also be used to solve complex problems in biomechanics. In FEA method, the computational model is developed based on the modular principle and is made from many finite size elements adapted to the real structures. In some given conditions of stress, the displacement and strains of these simple elements can be calculated. Based on the linkage conditions of elements to nodes, the displacement of the overall structure at every node and the variables derived from this as well as the strains can be calculated²⁰.

The aim of the present study was to compare five methods of rigid fixation following SSRO advancement surgery in respect to stress values. The results of

FEA will be compared and validated with the results of mechanical and photoelastic tests of the authors previously done and published²¹.

MATERIAL AND METHODS

Construction of the Geometric Structures

To create the finite element model, it was necessary to construct the geometric structures of the hemimandible and the screws and miniplates. The hemimandible was constructed from a DICOM file of a mandible taken from CTI (Center for Information Technology Renato Archer, Campinas, SP, Brazil) data bank, that was previously obtained from a dry mandible submitted to a helical CT scan with thickness of 1 mm.

The computer model of the titanium miniplates (conventional and locking) and screws were developed based on physical specimens from Neoortho (JJGC Ind. e Com. de Mat. Dent. Ltda. – Curitiba, Paraná, Brazil), the same used in the work of Sato *et al.*²¹, that was applied to compare the results obtained with finite elements analysis.

The SSRO were fixed with five techniques of RIF that are commonly used in the clinical setting. Technique 1 uses 3 bicortical titanium screws in inverted L arrangement (diameter 1.5 mm and length 13 mm), technique 2 uses 3 bicortical titanium screws in 90° linear disposition, technique 3 uses 3 bicortical screws in 60° linear arrangement, technique 4 uses a conventional titanium miniplate of 4 holes with 4 monocortical screws (diameter 1.5 mm and length 5 mm) and technique 5 uses a locking titanium miniplate with 4 monocortical screws (same measures of the conventional plates and screws).

Each miniplate and screws was determined to be in perfect contact with the bone, with exception of locking plates, which presented a small misalignment to simulate its clinical application.

The tridimensional geometry of both mandible and miniplate/screws were created by the software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA). In this part, the mandible was separated in two parts to generate a hemimandible,

due to the symmetry in both sides and with just the first molar to simplify the modeling.

Finite Element Model Development and Properties

The geometry was imported to the software Femap v.10.1 (Siemens PLM Software Inc., Plano, TX) for the preprocessing of the finite element (FE) model development. All the materials were considered to be homogenous, isotropic and linear elastic.

As the results of the finite elements analyses were going to be validated with previous tests, it was chosen to model the bone as one phase and homogeneous, just like the material used in the mechanical and photoelastic tests (polyurethane and photoelastic resin). The properties from polyurethane mandibular substratum were obtained from a compression test at Instron 4411 and the properties from the titanium alloy provided by the manufacturers, with an isotropic Young's modulus of 624.42 MPa for the mandibular substratum and 116,000 MPa for the titanium alloy, and a Poisson's ratio of 0.2817 and 0.34, respectively.

A SSRO was simulated according to Epker²², with an advancement of 5 mm between the proximal and distal segments, just like proposed by the majority of the studies in orthognathic²⁰. The two bone fragments were tightly fixed together after the bone was cut, therefore only allowing the displacement in the direction of the chewing force.

The mandible was constrained in the region of TMJ (Temporomandibular Joint) and posterior ramus, simulating the mechanical and photolastic test. Load was applied in the middle of the occlusal face of the first molar and the FEA done until a displacement of 3 mm.

The tetrahedral elements of ten nodes of each model were listed in table 1.

Table 1 – Elements and notes for each 3D FE model

Model	Elements	Nodes
Linear 90°	91,578	138,942
Linear 60°	65,445	100,526
Inverted L	129,548	194,667
Conventional Miniplate	65,550	100,446
Locking Miniplate	96,410	146,673

A mechanical structural analysis was done in the software NEi Nastran v.9.2.3 (NEi Software, Westminster, CA). Stress contours were computed and plotted in the bone tissue and in the fixation appliances. The stability of a three-dimensional stress state was evaluated according to the stress hypothesis of Maximum Principal Stress whose stress scale measures the general effective stress in a material. All stress values are given in MPa (N/mm²). A color scale with 16 stress values served to evaluate quantitatively the stress distribution, varying between -3 to 20 MPa for the hemimandible and -3 to 500 MPa for the miniplates/screws.

The graphical visualization of the results were exported again to the software FEMAP v.10.1 The stress values in the adjacent bone were compared with the fringes from photoelastic test, taking in consideration the pattern and intensity. A quantitative analysis was carried out considering the load performed by the model in the standardized 3 mm displacement.

RESULTS

Validation of the FEA models

The results obtained by finite element analysis was compared in a qualitative manner with the photoelastic analysis results from Sato *et al.*²¹, with similar stress pattern between both group samples, what validates the FEA models.

90° Linear Screws Arrangement

The highest Maximum Principal Stress of the proximal segment was measured around the superior and inferior screws, with minimum stress distribution in the middle screw. In the upper screw, the stress is higher in the external area of the mandible, with the stress dissipating to the superior and posterior region, an area with good bone thickness (oblique line of the mandible) while in the lower screw; the stress is dissipating to superior and anterior region. When analyzing the distal segment, stress was higher in the lower screw, medium in the middle and lower in the upper screw. If taken in consideration the whole set, the lower screw is the one submitted to the higher stress, as seen in the photoelastic test. The stress in the screws showed that the higher stress value was in the middle of the lower screw (Figure 1).

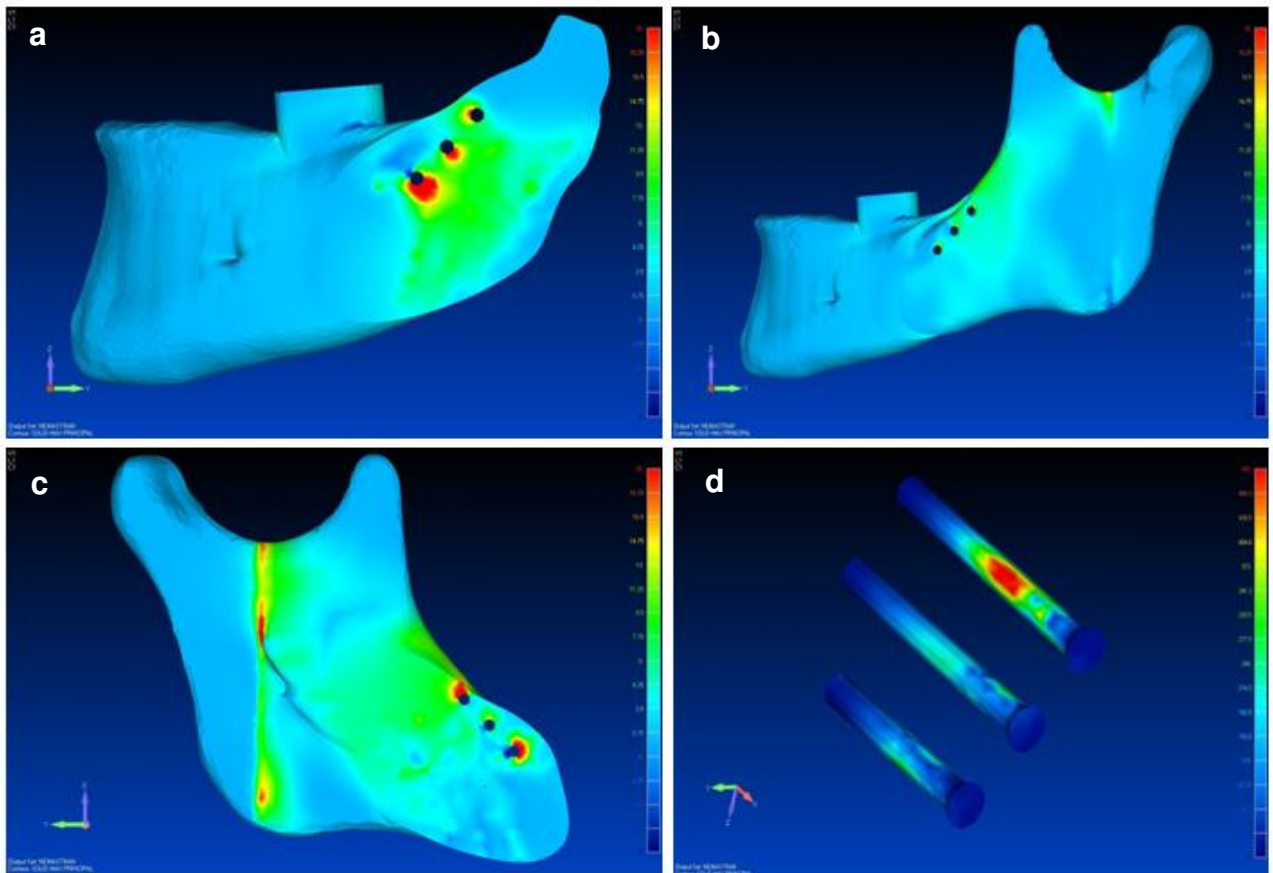


Figure 1 – Maximum Principal Stress values of FEA of the Linear 90° Arrangement: a) buccal view of the distal segment, b) buccal view of proximal and distal segment, c) lingual view of the proximal segment, d) bicortical screw infero-superior view.

60° Linear Screws Arrangement

The Maximum Principal Stress in the proximal segment demonstrates that the higher stress was in the lower screw, and the others screws had just few stress. The same pattern of stress distribution happens in the distal segment. When comparing with the 90° arrangement, in the 60°, the stress was more concentrated in the lower screw than in the 90°. Maximum Principal Stress in the screws was distributed in the middle of the screws, with higher stress when compared with 90° arrangement, that was concentrated in the lower one (Figure 2).

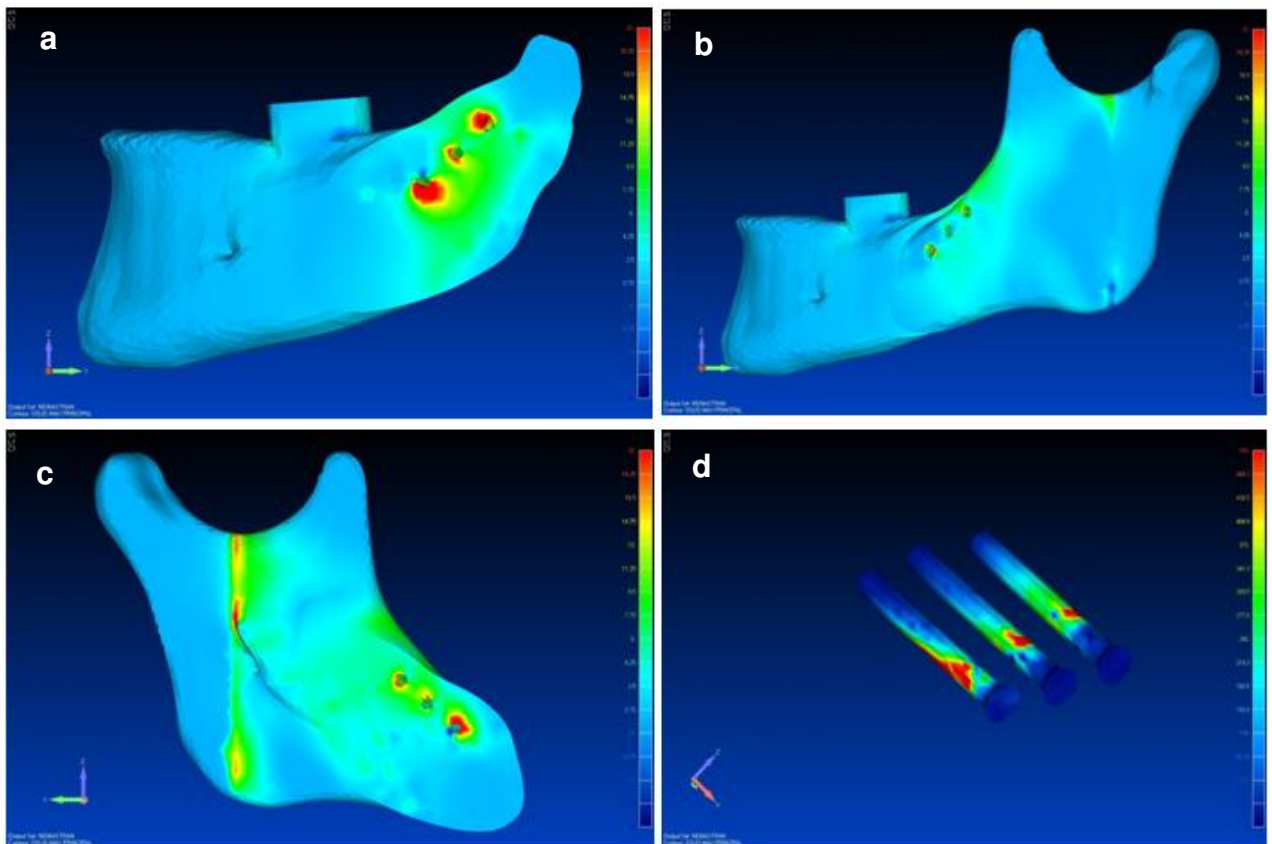


Figure 2 – Maximum Principal Stress values of FEA of the Linear 60° Arrangement:
a) buccal view of the distal segment, b) buccal view of proximal and distal segment, c) lingual view of the proximal segment, d) bicortical screw superior-inferior view.

Inverted L Arrangement

The higher Maximum Principal Stress in the proximal segment were concentrated in the upper and lower screws in the distal segment, and in the proximal segment, the concentration was much higher in the upper screw, followed by the inferior one, and with minimum stress in the medium screw. The stress seems to be much more homogeneous in this group when compared with others bicortical screws fixation techniques. It is also interesting to emphasize that the stress zones in the proximal segment were dissipating to areas with higher bone thickness (oblique line of the mandible), providing more resistance to the fixation system. Very little stress was concentrated in the anterior region of the osteotomy, what could generate a fragility zone, however, stress was found in the interior of the bone segments, in direction to the inferior border of the mandible. The stress in the screws showed that highest stress value was in the middle of the upper screw, followed by the lower one. The middle screw had almost minimum stress (Figure 3).

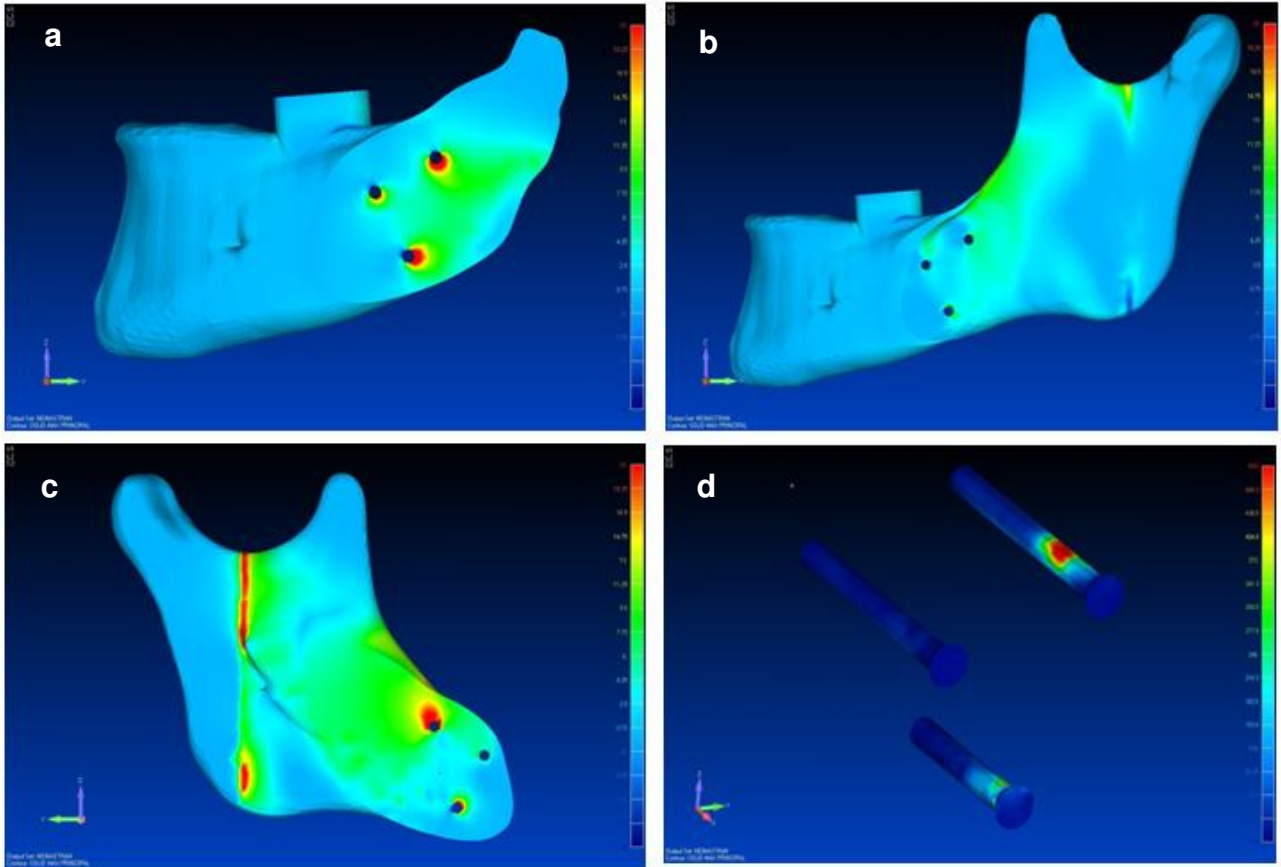


Figure 3 – Maximum Principal Stress values of FEA of the Inverted L Arrangement:
 a) buccal view of the distal segment, b) buccal view of proximal and distal segment, c) lingual view of the proximal segment, d) bicortical screw superior-inferior view.

Conventional Miniplate

The highest Maximum Principal Stress in the proximal segment was around the anterior screw, with stress dissipating to the anterior and superior region, in the direction of the osteotomy. The distal screw of the proximal segment had the lowest stress of all groups, with no stress in the bone around the screw. In the distal segment, some stress was found near the screws, but with lesser intensity than the anterior screw of the proximal segment. It is also interesting to notice that stress in the screw near the osteotomy of the distal segment dissipates to the inferior and posterior directions, while the other screw of this segment, the stress was distributed to the superior and anterior course. About the titanium miniplate

and screw complex, the stress was concentrated mainly in the lower part of the miniplate from the gap to both screws in the distal segment. Stress was also detectable in the upper part of the miniplate near the first screw of the proximal segment, near osteotomy, but with less intensity. About the screws, the screw near the osteotomy in the proximal segment was the one submitted to the highest stress of the system, followed by the screw near the osteotomy of the distal segment (Figure 4).

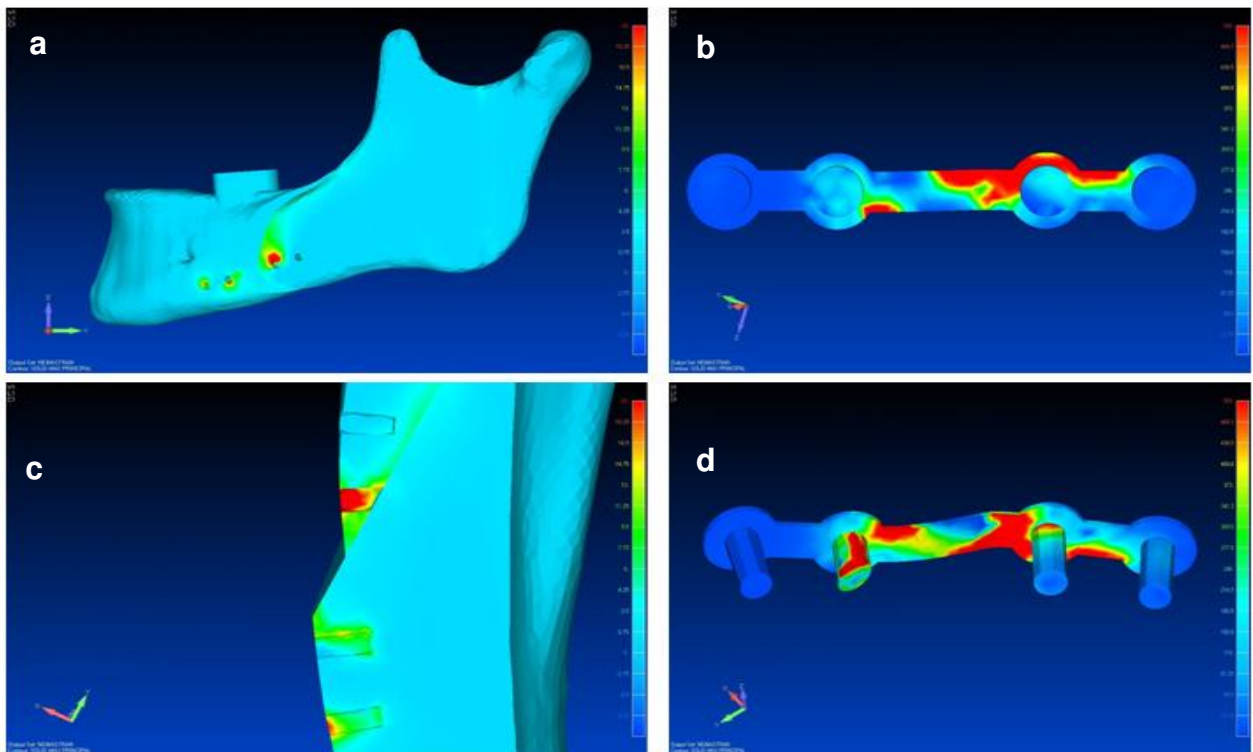


Figure 4 – Maximum Principal Stress values of FEA of the Conventional Miniplate: a) buccal view of the proximal and distal segment, b) buccal view of the miniplate, c) axial view of the segments, d) lingual view of the miniplate and monocortical screws.

Locking Miniplate

Locking miniplate presented better Maximum Principal Stress distribution in comparison with conventional miniplates. There was an important stress concentration with high values neighboring the screw near the osteotomy in the

proximal segment, however, values were lower than in the conventional miniplate, with higher values in the others screws' periphery, including the last screw in the proximal segment, that in the conventional miniplate, had almost meanest stress value. In relation to the fixation system, the highest stress region was in the gaps of the miniplates between the holes, with stress concentration in the superior part of the plate near the proximal segment, and in the inferior part in the distal segment. The stress in the screws were much high in the ones located in the proximal segmental than in the distal segment (Figure 5).

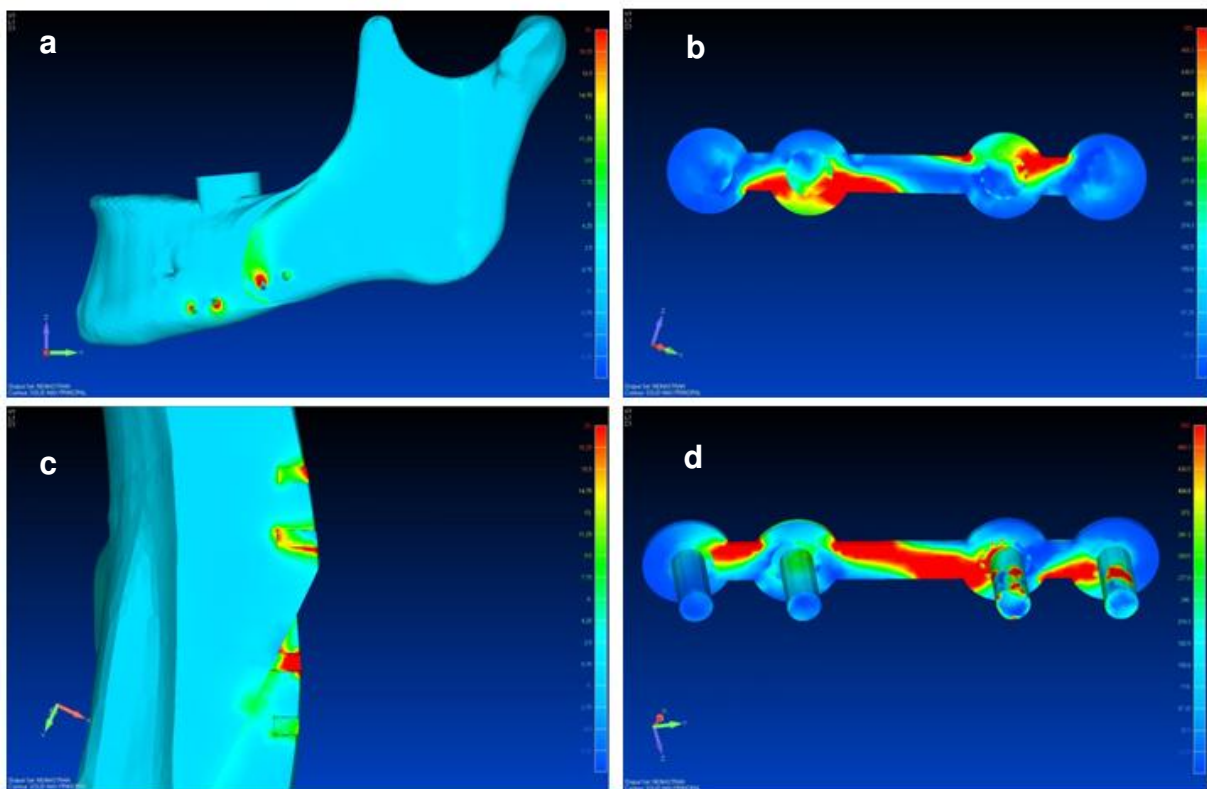


Figure 5 – Maximun Principal Stress values of FEA of the Locking Miniplate: a) buccal view of the proximal and distal segment, b) buccal view of the miniplate, c) axial view of the segments, d) lingual view of the miniplate and monocortical screws.

DISCUSSION

Finite element analysis is a numerical method for addressing biomechanical questions and is a powerful research tool that can provide precise insight into the

complex mechanical behavior of the mandible affected by mechanical loading, which is still difficult to assess otherwise¹⁸. Three-dimensional finite element analysis illustrates stress behavior more realistically than the other methods in considering the complexities that characterize actual clinical conditions²⁰. However, the model used, implied several assumptions about the simulated structures, therefore, such analysis has inherent limitations. One of the most important limitation of this model is the fact that the model could be resumed to a mathematical equation, and if there is any mistake, the model is not correct. So the finite element model must be validated with other methods, just like done in this research, with mechanical and photoelastic analysis, what is not practiced by many works in literature.

Despite these limitations, using this modeling approach, it is possible to gain insights into 1) the mechanical coupling of the distal and proximal mandibular parts after the SSRO, and 2) the mechanical coupling between the implanted devices and their neighboring bone, which are both difficult to obtain otherwise⁹. Further, it was possible to quantify the stress in fixative appliance and neighboring, what is very difficult in other techniques.

Animal's studies like the one from Ellis & Goallo²³, have shown that inadequate securing of the segments can allow a displacement of the distal segment and initiate a early relapse. It has been shown that rigid fixation can provide sufficient resistance to the displacing forces that encourage micro movements across the osteotomy site. At the same time, an appropriate immobilization of the osteotomy gap ensures an uncomplicated healing process, which guarantees favorable long-term results¹⁹.

Internal fixation using miniplates comprises a plate attached to living bone by screws. Because the biomechanical function of rigid fixation systems depends clinically on the interaction between all three components (plate, bone and screws), we think that an appropriate *in vitro* testing model should investigate a fixation system acting as a unit under biologically relevant conditions. The screw and plate designs, with their geometry and material, as well as the bone properties (strength and thickness) influence the results in the overall load-bearing capacity of the plate-screw-bone unit²⁴.

Experimental models and clinical observation have shown that when a test fixation system is placed across a gap, like mandibular advancement that occurs between the proximal and distal segments there is no bone buttressing effect. The lack of direct axial loading between bone segments requires maximal stability from the fixation system that acts as a compound beam with broad cross-sections of bone on the proximal and distal aspects and a thin cross-section in which the hardware is attached. Consequently, the magnitude of the bending resistance depends almost entirely on the material properties and geometry²⁵.

An ideal internal fixation method should obtain a maximum rigidity in-between the segments while it constitutes minimum stress on the surrounding tissue for healing properly. Excessive stress around the fixative appliances can cause gradual resorption of the surrounding bone and loosening of the screws. This is a common clinical experience and important point that must be considered^{19,26}.

The influence of various screw configurations on the strength of fixation after SSRO has been studied by some authors. In our previous research²¹, we found that linear 90° and inverted L configuration of bicortical screws, present the highest mechanical resistance, followed by linear 60° bicortical screws pattern and miniplate with four monocortical screws. This results about the screws disposition is similar to other works^{10,11,15, 16, 17, 27, 28}, although others do not found difference between linear and inverted L disposition^{24, 29}. From the results obtained by the finite element analysis, the amount and mainly the distribution of the stress had a better performance in inverted L screw arrangement in comparison with linear configuration (both 90° and 60°). The same results were found in the fixative appliance when comparing Maximum Principal Stress between the bicortical screws fixation techniques. This better stress distribution in the FEA model, probably justify the better results of the mechanical tests of the inverted L distribution in comparison with others techniques, hypothesis already proposed based in the results of the previous photoelastic analysis²¹.

A polemical topic about the fixation techniques of the SSRO is about the effect of the angle of the screw (90° or 60°), when authors discuss if this angulation could interfere in the mechanical resistance of the fixation system. The

screws inserted at 90° simulate the extraoral technique, while the 60° angulation, the intraoral technique. According to literature, placement of screws perpendicular to the osteotomy site is desirable, as it could provide about 20% more resistance to the displacement of segments³⁰. Uckan *et al.*⁸ suppose that screws inserted at 60° have a larger area of contact in the bone cortex, and this factor could balanced the theoretical disadvantage of placing screws at a 60° angulation. Despite this hypothesis, our previous work²¹ demonstrate that this screw disposition were less resistant than linear 90° arrangement. By FEA analysis, it is possible to verify that the amount stress is not very different between linear 90° and 60° screw arrangement, with stress concentration in the neighboring bone around the first and last screws, however, the stress dissipation pattern is not very similar. In linear 90° configuration, the stress presents better dissipation than linear 60°, whose stress zones were concentrated near the fixative appliance, which is a fragility area. Moreover, it is notable, for example, in the linear 90°, that the stress was distributed though areas of more bone thickness, like the oblique line of the mandible, what could justify the higher mechanical resistance. Furthermore, the stresses in the screws are higher in the 60° than in the 90° arrangement, what can cause fatigue of the screw's material.

It is a consensus in the literature that the miniplate with monocortical screw technique for fixation of SSRO presents inferior mechanic resistance than the bicortical screws techniques^{12, 13, 15, 27, 28, 29}. However, the resistance of the miniplates is clinically enough to promote the bone healing in the postoperative period, as bite forces in the acute postoperative period are much lower than recorded in the postoperative period or in the nonoperated population³¹. This lower mechanical resistance is due to an inferior bone contact in the osteotomy region when compared with bicortical screws fixation techniques, besides the fact that miniplate receives great part of mastigatory load with great stress concentration around the screws in areas of little bone thickness.

The introduction of the locking plate/screw system tried to eliminate some of the disadvantages of conventional miniplates, such as screw loosening, need of precise plate adaptation to the bone, no traction of the bone segment to the plate

and avoidance of compression of the plate and screw against bone cortex, which could result in bone compression and localized osteolysis³²⁻³⁴.

Although we had just few researches in literature about the use of 2.0-mm locking miniplate/screw system, some indicates that locking system presents better mechanical performance in resisting bone displacement³⁵, others no difference between both systems³³. In relation to our FE analysis, the locking miniplate system compared with conventional miniplate system had better Maximum Principal Stress distribution, although for both systems we had a great stress in the neighboring of the screw near the osteotomy in the proximal segment that must be the critical part of the fixation system. When analyzing the fixation appliance, stress was distributed through all miniplate and screws, while in the conventional system, too much stress was found in the first screw of the proximal segment, near osteotomy. Based on that, locking miniplates/screws spread the load over the plate and screws diminish the amount of force transferred to each unit, eliminating excessive forces and screw loosening observed with conventional systems.

We used a three-dimensional finite element analysis to compare the characteristics of mandibular structure and fixation hardware after SSRO stabilization using five different techniques. The technique with three bicortical in inverted L arrangement is shown to offer more effective load transmission in the mandibular construct and hardware compared with linear 90° and 60° configuration. This better load distribution was also found in the locking miniplates/screws system in comparison with conventional system.

ACKNOWLEDGEMENT

To the Center for Information Technology Renato Archer (CTI) – Three-Dimensional Technologies Division for supporting the Finite Element Analysis and CNPq for the scholarship financial grant (process n° 141231/2008-4). Special thanks to the Engineer Cesar Augusto Rocha Laureti for the development of the FEA models.

REFERENCES

1. Edwards CR, Kiely KD, Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59: 271-276.
2. Wall G, Rosenquist B. Radiographic stereophotogrammetric evaluation of intersegmental stability after mandibular sagittal split osteotomy and rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59: 1427-1435.
3. Van Sickels JE, Flanary CM. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1985; 43:338-341.
4. Tharanon W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1998; 56:1055-58.
5. Schwimmer A, Greenberg AE, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52:45-8.
6. Thomas PM, Tucker MR, Prewitt JR, Profitt WR. Early skeletal and dental changes following mandibular advancement and rigid internal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1986; 1:171-8.
7. Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: a comparative study. *Oral Maxillofac Surg* 1990; 48: 108-121.
8. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2001; 39: 266-268.
9. Chung CJ, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63: 68-76.
10. Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 68: 125-9.

11. Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47: 720-3.
12. 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: 1295-9.
13. Hammer B, Ettlin D, Rahn B. Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in-vitro testing of different plate and screw configuration. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23:321-4.
14. Kim HC, Essaki S, Kameyama T. Comparison of screw placement on the rigidity of the sagittal split osteotomy: technical note. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23:54-6.
15. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputto AA. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: effects of positional screws size and placement configuration. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 64: 601-9.
16. 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: 300-8.
17. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67:809-17.
18. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 2000; 28: 91-6.
19. Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite element analysis. Part 1: advancement surgery – posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005; 34: 551-8.
20. Maurer P, Holweg S, Knoll ED, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2002; 40:76-83.
21. Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split

- ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68: 160-6.
22. Epker BN. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 1977; 35: 157-159.
 23. Ellis III E, Goallo J. Relapse following mandibular advancement with dental plus skeletal maxillomandibular fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44:509-515.
 24. Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In-vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 59: 1374-83.
 25. 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: 191-95.
 26. Ellis III E, Esmail N. Malocclusions resulting from loss of fixation after sagittal split ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67:2528-2533.
 27. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal split osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63:1317-24.
 28. Ozden 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: 837-41.
 29. 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: 489-94.
 30. Perren SM, Cordey J, Baumgart F, Rahn BA, Schatzker J. Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. *Int J Orthop Trauma* 1992; 2: 31-48.
 31. Ellis E, Throckmorton GS, Sinn DP. Bite forces before and after surgical correction of mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54: 176 – 181.

32. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60: 1319-26.
33. Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2.0 locking plates to 2.0 mm standard plates in treatment of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62: 1392-5.
34. Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0 mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: 174-77.
35. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68: 724-730.

CAPÍTULO 2

A COMPARATIVE EVALUATION OF THE HYBRID TECHNIQUE FOR FIXATION OF THE SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY IN MANDIBULAR ADVANCEMENT BY MECHANICAL, PHOTOELASTIC AND FINITE ELEMENT ANALYSIS

Authors:

Fábio Ricardo Loureiro Sato

MS and PhD Student of Oral and Maxillofacial Surgery, Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

Luciana Asprino

Assistant Professor in Oral and Maxillofacial Surgery, Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

Simonides Consani

Chairman, Department of Dental Materials
Piracicaba Dental School, Campinas State University – Unicamp

Pedro Yoshito Noritomi

MS and PhD in Engineering – Campinas State University – Unicamp
Three-Dimensional Technologies Division, Center for Information Technology
Renato Archer, Capinas, SP, Brazil – Brazilian Ministry of Science and Technology (MCT)

Márcio de Moraes

Associate Professor and Coordinator of the Postgraduate Program in Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

A COMPARATIVE EVALUATION OF THE HYBRID TECHNIQUE FOR FIXATION OF THE SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY IN MANDIBULAR ADVANCEMENT BY MECHANICAL, PHOTOELASTIC AND FINITE ELEMENT ANALYSIS

ABSTRACT

Purpose: This study was developed with the aim to evaluate the mechanical characteristics and stress distribution in the so called hybrid technique of rigid internal fixation of the sagittal split ramus osteotomy, comparing this technique with the traditional ones with miniplates/monocortical screws and bicortical screws.

Materials and Methods: Three methods were used to evaluate the fixation techniques. In the mechanical test, 10 polyurethane replicas of human hemimandibles were fixed in accordance with the three groups to be tested and submitted to linear loading test. For the photoelastic evaluation, 3 hemimandible replicas were made of photoelastic resin and subjected to photoelastic analysis after linear loading with a 3 mm displacement. In the Finite Element Analysis, 3 models were created and the displacement simulated on a computer model and the values of maximum principal stress results were analyzed.

Results: The results of this study demonstrated that the fixation of the sagittal split ramus osteotomy with three bicortical screws presented better mechanical resistance and stress distribution pattern if compared with the hybrid technique that however, presents better results than the fixation with just a miniplate and monocortical screws.

Conclusions: The results suggested that installation of a bicortical screw in the retromolar area (hybrid technique) may increase the resistance and improve stress distribution of miniplate/monocortical screws fixation maintaining the majority of the advantages and indications of this technique if corrected applied.

Keywords: Oral and Maxillofacial Surgery, Orthognathic Surgery, Rigid Internal Fixation.

INTRODUCTION

The use of the rigid internal fixation (RIF) has been widely used by the surgeons in both maxillofacial trauma and orthognathic surgery due to the innumerable advantages in comparison with wire osteosynthesis. These advantages include no rigid intermaxillary fixation (IMF), which contributes to patient comfort, with internal fixation that does not allow the bone fragments to displace, what means long term treatment stability.

As the benefits of rigid internal fixation are obvious, the question raised today is about how rigid should the RIF be and what is the best technique to apply this fixation. The most used techniques for fixation of the sagittal split ramus osteotomy (SSRO) are bicortical screws (both in lag and positional techniques, with different disposition, like inverted L and linear arrangement) and miniplates with monocortical screws.

More recently, many surgeons have been using the so-called hybrid technique, which was initially proposed by Schwartz and Relle¹, aiming to associate the advantages of the fixation with bicortical screws and miniplates with monocortical screws. Before been considered a form of fixation of the SSRO, the use of screws associated with miniplates were primarily used for the management of unfavorable splits, lingual or buccal plate fracture or bone gaps due to third molar sockets^{2,3}.

Clinically, a miniplate is first applied across the anterior vertical osteotomy using four monocortical screws. Then, a bicortical positional screw is then placed just posterior to the last tooth and above the inferior alveolar nerve¹, aiming to give more mechanical resistance to the fixation system. However, some surgeons prefer installing first the bicortical screw to stabilize the segments, and after, the miniplate with monocortical screws.

Until nowadays, very few studies have analyzed the mechanical characteristics and stress distributions of the hybrid fixation technique in comparison with the traditional fixation with bicortical screws and miniplates with monocortical screws.

Based on this fact, the aim of the study was to evaluate the hybrid technique of fixation of the sagittal split osteotomy in comparison with bicortical screws and miniplates with monocortical screws by two *in vitro* tests: mechanical and photoelastic and one virtual simulation using finite element analysis.

MATERIAL AND METHODS

Mechanical Test

To reach standardization in the sagittal split ramus osteotomies, an osteotomy was performed on a polyurethane hemimandible replica according to what is proposed by Epker⁴. Then, 30 polyurethane samples, in two pieces, were produced from this SSRO mandible for mechanical tests.

The experimental samples were equally divided into 3 groups. Each group was reconstructed simulating 5 mm advancement, as proclaimed by other studies in literature^{5,6}, with 3 different techniques using 2.0 mm system plates and screws (Neoortho[®] – JJGC Ind. e Com. de Mat. Dent. Ltda. – Curitiba, Paraná – Brazil). Group 1 was fixed with the hybrid technique, using 1 bicortical screw of 13 mm and a miniplate with 4 monocortical screws, group 2 with a three bicortical screws of 13 mm in reversed L arrangement and the group 3, fixed with a 4-hole miniplate with 4 monocortical screws of 5 mm (Figures 1 to 3).



Figure 1 – Hemimandible fixation using a hybrid technique



Figure 2 – Hemimandible fixation using bicortical screws



Figure 3 – Hemimandible fixation using a 4-hole miniplate

To reach standardization in relation to the hemimandible segments with a 5 mm advance fixation placement, the methodology proposed by Asprino *et al.*⁷ has been used: it suggests the use of a guide made of acrylic resin for the advancement and attachment of the miniplates and screws.

The three sample groups were submitted to linear loading test from the upper part to the lower part, in the first molar region, by means of the Instron 4411 (Instron Corp., Norwood, MA) servohydraulic material testing unit. The material testing unit produced linear displacement at a rate of 1 mm/min and the loading was continued up to failure. Peak and ending load data (kgf) were obtained, as well as peak and ending displacement information (mm). Peak load is the load at which the system begins to permanently deform. Peak displacement is the one at which permanent deformation begins. Mean and standard deviation values were derived and compared as for statistical significance within the attachment categories and test using analysis of variance (ANOVA). A $p < 0.05$ was considered significant and mean values were compared by use of the Tukey test.

Photoelastic Test

The sample for the photoelastic tests were produced by the impression of the two pieces of the polyurethane mandible replica with SSRO in a silicone impression material. A total of three identical photoelastic resin models were made, one for each of the three tested groups.

The photoelastic models were taken to a plane polariscope (Eikonol Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda., São Paulo – SP, Brazil) attached to the Instron 4411 test machine (Figure 4), and submitted to load at the first molar region up to a 3 mm displacement, at a 1mm/min speed, which was the one which presented the best distribution of isochromatic fringes during the pilot tests for stress distribution evaluation. The photoelastic models were photographed before load input, in order to check the absence of residual stress over the models. They have also been filmed and photographed after the desired displacement (3mm) was reached. For this task, the qualitative method of analysis has been applied.

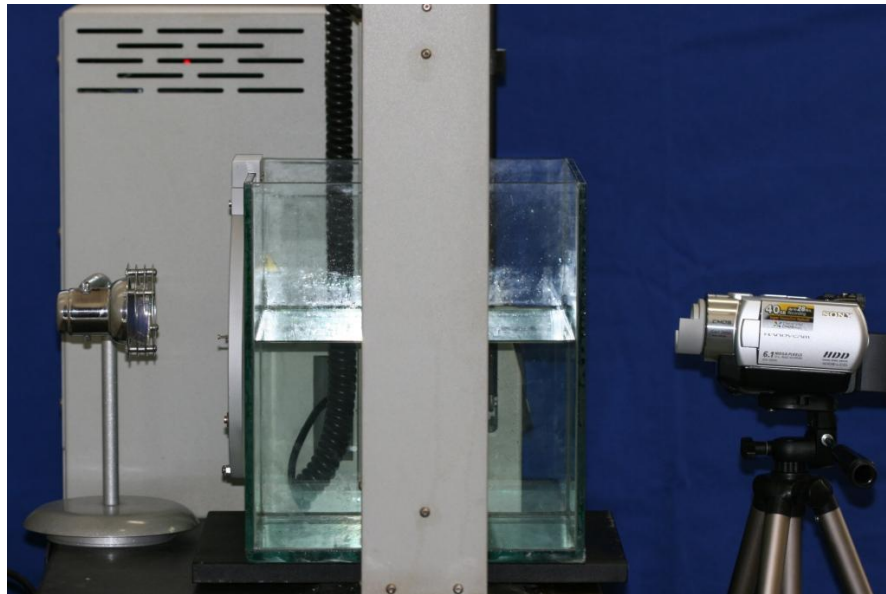


Figure 4 – The polariscope adapted to the Instron 4411 mechanical testing unit

Finite Element Analysis

A human hemimandible similar to the one used in the mechanical and photoelastic tests were constructed based on a mandible in DICOM format from CTI (Center for Information Technology Renato Archer, Campinas, SP, Brazil) data bank, that was previously obtained from a dry mandible submitted to a helical CT scan. The screws and miniplate were computer simulated based on the physical

specimens from Neortho[®], the same fixation used in the mechanical and photoelastic tests. The hemimandible in DICOM format and of the miniplates/screws were assembled to Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA) and 3D hemimandible geometry of the three groups were created with just the first molar to simplify the model.

The hemimandible geometry was exported to the software Femap v.10.1 (Siemens PLM Software Inc., Plano, TX) for the preprocessing of the finite element (FE) model for the three rigid internal fixation techniques studied.

The tetrahedral elements with ten nodes each constituting the models tested were listed in table 1.

Table 1 – Characteristics of the 3D finite element models

Model	Elements	Nodes
Hybrid	145,698	219,928
Inverted L	129,548	194,667
Miniplate	65,550	100,446

The finite element models must have some mechanical properties of the materials that are being simulated. These mechanical properties considered the materials homogenous, isotropic and linear elastic are the Young’s modulus and the Poisson’s rate. The properties from mandibular polyurethane substratum were obtained from a compression test in a specimen at Instron 4411 and the properties from the titanium alloy provided by the manufacturers. The Young’s modulus for the mandibular substratum was 624.42 MPa and the Poisson’s ratio was 0.28. For the titanium alloy, the Young’s modulus and the Possion’s ratio were respectively 116,000 MPa and 0.34.

Mandible was constrained in the region of TMJ (Temporomandibular Joint) and posterior ramus, just like the other tests and the load applied in the region of the central fossa of the first molar until a 3 mm displacement. The models were evaluated according to Maximum Principal Stress whose stress scale measures the tensile and compressive stresses in the material in MPa (N/mm²). For the

qualitative analysis, a color scale with 16 stress values was used, varying between -3 to 20 MPa for the hemimandible and -3 to 500 MPa for the miniplates/screws.

RESULTS

Mechanical Tests

The hemimandibles were submitted to linear loading test and the results of peak and final load and displacement recorded. These values and a summary of the statistical analysis are presented in table 2 and 3.

Table 2 – Mean, standard deviation and Tukey test - peak load and displacement

Sample Category	Peak Load (kgf)		Peak Displacement (mm)	
Hybrid Technique	19.21 (1.91)	B	18.34 (4.62)	A
Reversed L Screws	28.30 (4.33)	A	9.20 (2.54)	B
Miniplates and Screws	4.27 (0.93)	C	5.36 (1.45)	B

Table 3 – Mean, standard deviation and Tukey test - ending load and displacement

Sample Category	Ending Load (kgf)		Ending Displacement (mm)	
Hybrid Technique	18.44 (3.74)	B	19.20 (5.28)	A
Reversed L Screws	27.93 (4.18)	A	9.41 (2.92)	B
Miniplates and Screws	4.27 (0.93)	C	5.36 (1.45)	B

Note: Matching letters (A,B,C) indicate no significant statistical difference.

In accordance with the results of mechanical tests, fixation with bicortical screws in reversed L arrangement is the group with highest mechanical resistance, both for the peak and the final load. The hybrid technique was less resistant than the bicortical screws, and the fixation with miniplate and monocortical screws was the less resistant group.

Regarding the peak and final displacement, the highest displacement occurred for the hybrid technique, and for both bicortical screws in reversed L arrangement and for the miniplates with monocortical screws, there was no statistically significant difference and the displacement were lower than the hybrid technique.

Photoelastic Test



Figure 5 – Photoelastic test of the Hybrid fixation technique



Figure 6 – Photoelastic test of the Reversed L arrangement fixation



Figure 7 – Photoelastic test of the Miniplates and screws fixation

For the hybrid fixation technique (figure 5), in the photoelastic analysis, the highest stress concentration was found around the bicortical screw, and the fringes dissipate mainly toward the distal direction through the mandibular ramus.

In the case of inverted L arrangement fixation (figure 6), the highest stress concentration was found in the screws located more superiorly and near the

osteotomy, with less stress concentration in the screw located more inferiorly. The stress concentration in this group presented the highest homogeneity in the stress distribution when comparing the three studied groups.

For the fixation with miniplates and monocortical screws (figure 7), the stress concentration happened mainly around the screws near the osteotomy, in the proximal and distal segments, and the stresses were of higher intensity when compared with the hybrid technique fixation.

Finite Element Analysis

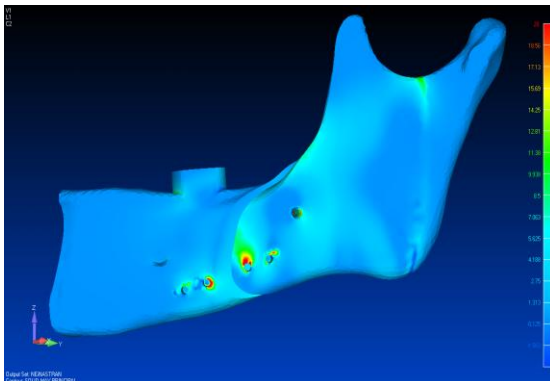


Figure 8 – Maximum Principal Stress values of FEA in a Buccal view of hybrid fixation technique

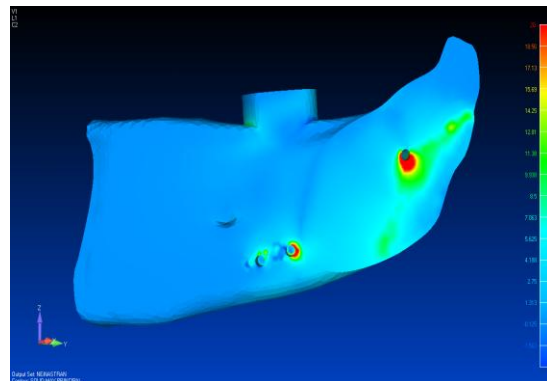


Figure 9 – Maximum Principal Stress values of FEA in a Internal view of hybrid fixation technique

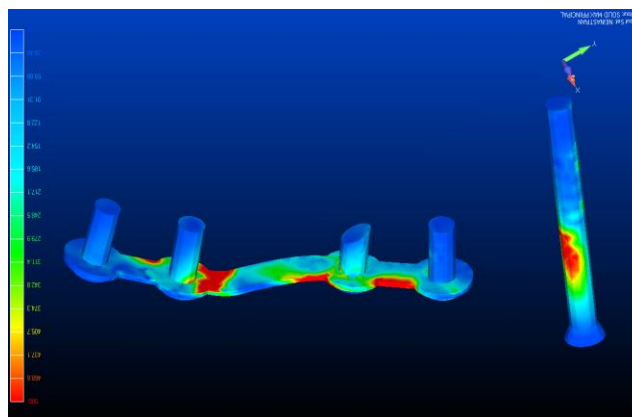


Figure 10 – Maximum Principal Stress values of FEA of the fixation in the hybrid technique

In the case of hybrid fixation technique, by the finite element analysis, the area of highest stress concentration was around the screws close to the

osteotomy, and for the screw near the osteotomy in the proximal segment, the dissipation of the stress happened mainly from anterior to posterior, in an area of less bone thickness (Figure 8). Interestingly, in an internal view of the osteotomy, an important area of stress concentration was formed around the bicortical screw, that was the highest stress concentration of the entire fixation system (Figure 9). In relation to the stress generated in the fixation system, an important amount of stress was created in the bicortical screw and in the miniplate close to the screw near the osteotomy in the distal segment (Figure 10).

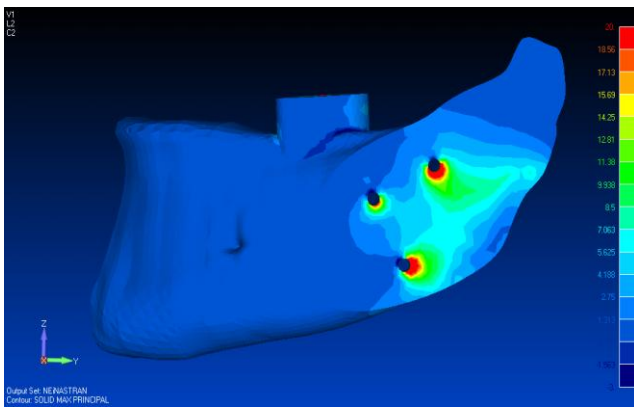


Figure 11 – Maximum Principal Stress values of FEA in a Buccal view of hybrid fixation technique

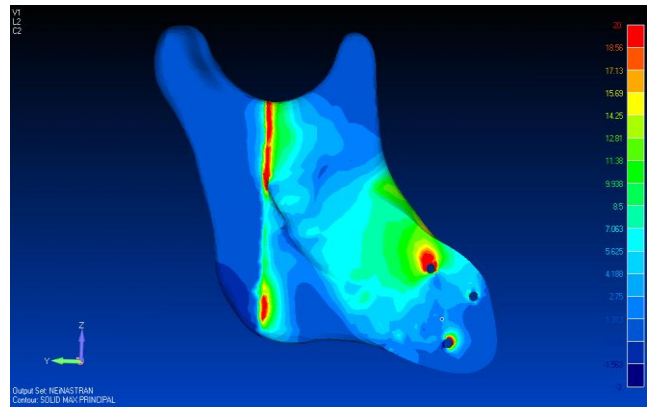


Figure 12 – Maximum Principal Stress values of FEA in a Internal view of hybrid fixation technique

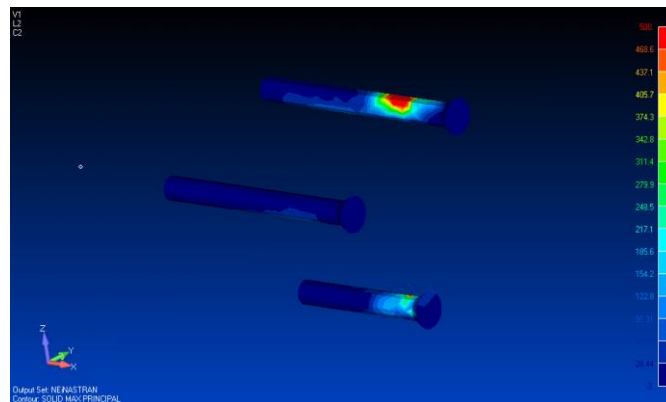


Figure 13 – Maximum Principal Stress values of FEA in the bicortical screws

For the fixation technique with bicortical screws, the stress distribution around the screws was the most homogeneous of the three tested groups, mainly when analyzing the finite element model in the buccal view of the distal segment

(figure 11). In the internal view of the proximal segment (figure 12), an important quantity of the stress generated in the simulation, was concentrated near the upper screw (figure 13), with dissipation though the oblique line of the mandible, with little stress around the screw that was nearest the osteotomy, that was the region of the segment with less bone thickness.

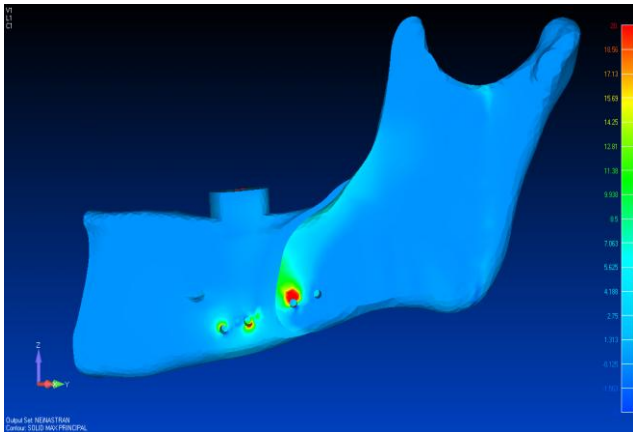


Figure 14 – Maximum Principal Stress values of FEA in a Buccal view of the fixation with miniplate and monocortical screws

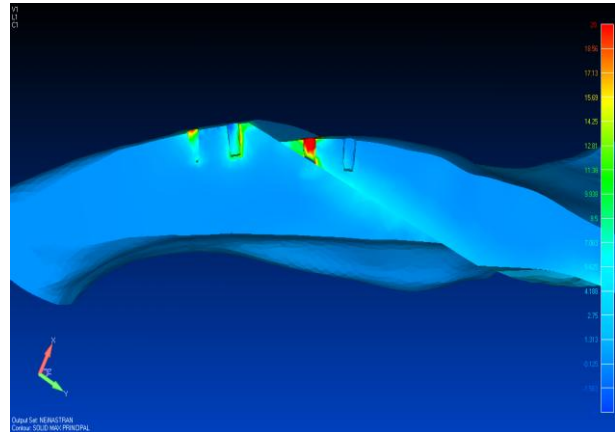


Figure 15 – Maximum Principal Stress values of FEA in a Axial view of the fixation with miniplate and monocortical screws

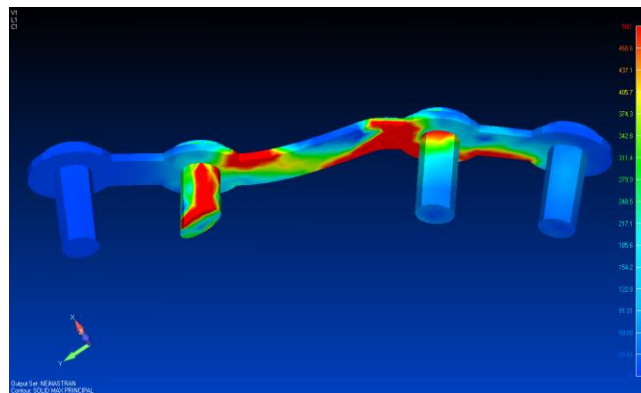


Figure 16 – Maximum Principal Stress values of FEA in the miniplate and screws

The fixation group with a miniplate and four monocortical screws had a high stress concentration around the screws near the osteotomy, mainly in the screw in the proximal segment (figure 14). The stress near this screw in the proximal segment was dissipated in the direction of the osteotomy, which is a region with a little bone thickness (figure 15). When analyzing the stress in the fixation system,

the concentration in the miniplate was higher near the region of the osteotomy in the distal segment, however, when evaluating the screws, the stress was concentrated in the one near the osteotomy in the proximal segment (figure 16).

DISCUSSION

The use of the so called hybrid technique has been adopted by many oral surgeons in the last years based mainly in two arguments: improvement of the mechanical resistance of the fixation with miniplates and monocortical screws and to facilitate the fixation technique, maintaining some of the advantages of the conventional miniplate/monocortical screws fixation technique and combining with the advantages of the bicortical screws techniques.

The fixation with bicortical screws were introduced by Spiessl⁸ and later popularized by Paulus and Steinhauser⁹. Almost at the same time, Michelet *et al.*¹⁰ also proposed the fixation of the segments of the sagittal split osteotomy with miniplates and monocortical screws.

The SSRO advancement procedure has a very particular biomechanical feature, as with the advancement of the segments, a gap is produced in the osteotomy area, what requires load transfer between segments to occur mainly through their fixation systems¹¹, what requires maximum stability from the fixation system that acts as a compound beam with broad cross-sections of bone on the proximal and distal aspects and a thin cross-section in which the hardware is attached in the middle (miniplate group), at a few points across the osteotomy site (bicortical screws group) and a combination of both¹².

The literature has been demonstrating that the fixation using bicortical screws has more mechanical resistance than the fixation with miniplates in *in vitro* studies. Anucul *et al.*¹³ described that bicortical screws fixation is three times more resistant than miniplates. This result is similar to the one obtained by Hammer *et al.*¹⁴ Peterson *et al.*¹⁵ in a study comparing the different methods of fixation of the SSRO advancement, demonstrated that the both straight and curved miniplates were less resistant than bicortical screws. Other studies in literature also found similar results^{6,12,16}, what is in accordance with the results of this research.

By adding a bicortical screw to a SSRO fixed with a miniplate/monocortical screws, the mechanical resistance improved with statistical significance in this study, although not as resistant as three bicortical screws. This result is in accordance with others studies in literature, like Ozden *et al.*¹⁶ and Shetty *et al.*¹⁷ From a mechanical perspective, a screw applied bicortically in this retromolar region inhibits the trend toward segment displacement through its resistance to axial and shear stresses. Relative displacements between the mandible segments can be further reduced by widening the separation between the miniplate and retromolar screw, thereby, increasing the length of the moment arm.^{12, 17}

The decision about placing a screw in the superior border of the mandibular ramus in the hybrid technique is based in researches like from Obeid and Lindquist¹⁸ that demonstrated in an anatomic study of human cadaveric mandibles that the superior border of the ramus was the one with thickest buccal and lingual cortical bone. Moreover, the retromolar region has also excellent accessibility through an intraoral approach.¹⁹

The resistance and mechanical stability of the fixation with three bicortical screw can be explained by the photoelastic and finite elements analysis due to the good uniformity of stress distribution, that were not concentrated in specific areas of fragility as in other modalities of fixation. The stress areas in the three bicortical screw fixation were in areas of greater thickness and bone strength. Besides that, the stress in the fixation system is not as intense as in other groups.

In the case of the fixation with miniplates and monocortical screws, as demonstrated in other studies in literature^{6,20}, the stress concentration is always higher around the screws near the osteotomy, especially in the proximal segment that has a thin bone thickness, what increases the fragility of the fixation system. Moreover, the evaluation of the stress in the fixation system, that is only possible in the finite element analysis, demonstrated that an important amount of stress is located in the miniplate in the region of the osteotomy, exactly where this hardware works with loadbearing function, which is usually an area for high risk of fixation failure near the osteotomy.

The behavior of the stress in the so called hybrid technique is very interesting, as with the addition of a bicortical screw, a decrease in the stress

around the miniplates happened and important concentration of stress was created around the bicortical screw, however, this screw is located in an area that the bone is thicker and more cortical, which provides more stability to the fixation system. In relation to the stress in the fixation system, it was less intense when compared with the traditional fixation with miniplate/monocortical screws, what decreases the possibility of fixation failure due to material fatigue. Moreover, the stress generated in the bicortical screw was similar to those created in the inverted L arrangement fixation, so the risk of overloading in the bicortical screw was similar to the ones in the fixation with three bicortical screws.

Important information is related to the displacement, what was always higher for the hybrid technique when compared to the other tested groups. This mechanical characteristic is due to the fact that the bicortical screw gives higher mechanical resistance, however, it also served as a fulcrum point for the system, and an additional screw does not change the mechanical resistance of the system¹⁶.

Ochs²¹ listed some factor that may influence the use of the rigid internal fixation, like bone anatomy, osteotomy design, surgical movement, third molars, unfavorable splits, inferior alveolar nerve position and proximal segment positioning.

For example, a patient with a high mandibular plane angle and a short ramus, there may not have enough bone between the second molars and posterior extent of the lingual plate of the distal segment for three superior border screws^{22,23}. Infrequently, the lingual cortex just below the superior border is very thin and does not engage well and does not provide adequate stability for bicortical screw fixation. In those cases, a miniplate fixation must be used and can be associated to a bicortical screw to increase stability.

Another case for hybrid technique fixation is for advancements beyond 10 mm, when begins to have inherent increased instability and less available bone overlap for bicortical screw fixation^{24,25}. Similar case occurs in significant asymmetric SSRO advancement. The side that the midline moves toward normally fits quite nicely with flat, even contacts and it is possible to apply any kind of fixation. However, the contralateral side is advanced farther, and due to the distal

segment's lingual plate rotating toward that side it will cause considerable flaring of the proximal segment with a sizable anterior gap. Once the proper proximal segment and condylar position have been determined, then bone reductions should be done to eliminate point's contacts and interferences on the lingual plate of the distal segment. In those cases that the contact between the segments are not so good and with a large movement, the use of a positional screw in the region of minimal gapping and a miniplate with monocortical screw below that is indicated, trying to avoid a recreation of the preexisting asymmetry or intercondylar widening²⁶.

The majority of the surgeons prefer to remove wisdom teeth, impacted or erupted at least 6 months before the orthognathic surgery²⁷. However, the presence of the third molar do not avoid the procedure and the surgeon should ignore the tooth and guide the osteotomy through whatever portion of the tooth structure is in the way, and after complete the osteotomy, the tooth is removed. The problem is that the third molar leaves a significant bone void with thin cortical, and in those cases, hybrid technique is used with a miniplate/monocortical screw with an additional bicortical screw in an area with adequate bone stock.

Although the hybrid technique has many advantages and indications, like described previously, some surgeons still prefer to choose the original techniques only with bicortical screws or miniplate with monocortical screws, as some the advantages of the fixation with miniplates could be lost with the insertion of a bicortical screw. For example, with the use of a bicortical screw, even in the positional technique, there is torsion at the level of the condyles and a risk of compression of the inferior alveolar nerve, although more evident in the lag screw technique. Sometimes the bicortical screw is not so easily inserted intrabucally, and a stab incision is needed, and another advantage of the miniplates is lost. Also, the removal of the fixation, in case of infection, for example, became difficult, and in some cases, cannot be done under local anesthesia²⁸.

CONCLUSIONS

By the mechanical tests, the insertion of a bicortical screw associated to a miniplate/monocortical screws, in a hybrid technique, increases the resistance of the fixation, however, still less resistant than the fixation with bicortical screws. The improvement in the mechanical resistance is also followed by a better stress distribution around and through the fixation.

Acknowledgment

The authors would like to thank Neoortho, Curitiba, Paraná, Brazil for the donation of the fixation material used in this research and Professor Lourenço Correr Sobrinho and engineer Marcos Blaco Cagiani from the Division of Dental Material, Piracicaba Dental School – State University of Campinas by the technical assistance in this research. A special thanks to the engineer Cesar Augusto Rocha Laureti from Unicamp/CTI for the development of the FEA models. The study was supported by a grant from CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – process grant 141231/2008-4).

REFERENCES

1. Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-Monocortical Fixation of the Sagittal Mandibular Osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54:234-235.
2. Tucker MR, Ochs MW. Use of rigid internal fixation for management of intraoperative complications of mandibular sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthod Orthog Surg* 1988; 2: 71-80.
3. Van Sickels JE, Jeter TS, Theriot BA. Management of an unfavorable lingual fracture during a sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1985; 43: 808-809.
4. Epker BN. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 1977; 35: 157-159.

5. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2002; 40: 76-83.
6. Sato FRL, Asprino L, Consani S, Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68: 160-166.
7. Asprino L, Consani S, Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 3: 452-256.
8. Spiessl B. Osteosynthese bei sagittaler Osteotomie nach Obwegeser-Dal Pont. *Fortschr Kiefer-Gesichtschir* 1974; 18:145.
9. 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: 2-6.
10. Michelet FX, Benoit JP, Festal F, Despujols P, Bruchet P, Arvor A. Fixation without blocking of sagittal osteotomies of the rami by means of endo-buccal screwed plates in the treatment of antero-posterior abnormalities. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1971; 72:531-537.
11. Foley WL, Frost DE, Paulin Jr WB, Tucker MR. Internal screw fixation: Comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47: 720-723.
12. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2009.; 67: 809-817
13. Anucul B, Wait PD, Lemmons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: non-compression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1992; 50: 1295-1299.
14. Hammer B, Etlin D, Rahn B, Prein J. Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23: 321-324.

15. Peterson G, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation technique. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63: 1317-1324.
16. Ozden 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: 837-841.
17. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54:1317-1324.
18. Obeid G, Lindquist CC. Optimal placement of bicortical screw in sagittal split ramus osteotomy of mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991; 71: 665-669.
19. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52:45-48.
20. Kim HC, Essaki S, Kameyama T, Yamamoto K. Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 1993; 21: 266-70.
21. Ochs M. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 1477-1484.
22. Carter TB, Frost DE, Tucker MR, Zuniga JR. Cortical thickness in human mandibles: clinical relevance to the sagittal split ramus osteotomy. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1991; 6: 257-60.
23. Smith BR, Rajchel JL, Waite PE. Mandibular anatomy regarding the medial osteotomy and rigid fixation of the sagittal osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47: 97.
24. McDonald WR. Stability of mandibular lengthening: a comparison of moderate and large advancement. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 1990; 2: 729-735.
25. Shardt-Sacco D, Turvey TA, Proffit WR. Stability of large advancements greater than 8 mm. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54: 105.

26. Hackney FL, Van Sickels JE, Nummikoski PV. Condylar displacement in temporomandibular joint dysfunction following bilateral sagittal split osteotomy and rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 46: 223-227.
27. Tucker MR. Sagittal ramus osteotomy with and without third molars. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 55:80.
28. Stoelinga PJW, Borstlap WA. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplate: the versatility of a technique. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 1471-76.

CAPÍTULO 3

COMPARISON OF POSTOPERATIVE STABILITY OF THREE RIGID INTERNAL FIXATION TECHNIQUES AFTER SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY FOR MANDIBULAR ADVANCEMENT

Authors:

Fábio Ricardo Loureiro Sato
MS and PhD Student of Oral and Maxillofacial Surgery, Piracicaba Dental School,
Campinas State University - Unicamp

Luciana Asprino
Assistant Professor in Oral and Maxillofacial Surgery
Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

Roger William Fernandes Moreira
Associate Professor, Department of Oral and Maxillofacial Surgery
Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

Márcio de Moraes
Associate Professor and Coordinator of the Postgraduate Program in Oral and
Maxillofacial Surgery, Department of Oral and Maxillofacial Surgery
Piracicaba Dental School, Campinas State University - Unicamp

COMPARISON OF POSTOPERATIVE STABILITY OF THREE RIGID INTERNAL FIXATION TECHNIQUES AFTER SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY FOR MANDIBULAR ADVANCEMENT

ABSTRACT

Purpose: This investigation had the objective to compare the long-term skeletal stability of three different methods of rigid fixation after mandibular advancement.

Materials and Methods: Twenty-five patients with class II malocclusion treated by bilateral sagittal split ramus osteotomy and mandibular advancement were selected for this retrospective study. Group 1 (n = 7) had miniplates with monocortical screws, Group 2 (n = 6) had bicortical screws and Group 3 (n = 12) had the osteotomy fixed with the hybrid technique. Cephalograms were taken preoperatively, 1 week postoperatively, and 6 months after the orthognathic surgery. The linear and angular changes of the cephalometric landmarks of the chin region were measured at each period, and the changes of each cephalometric landmark were determined for the time intervals. Postoperative changes in mandibular shape were analyzed to determine the stability of fixation methods.

Results: There was a minimal difference in relapse of the mandibular advancement between the three groups. Statistical analysis showed no significant difference in postoperative stability. However, a positive correlation between the amount of advancement and the amount of postoperative relapse was demonstrated by linear multiple regression test ($p < 0.05$).

Conclusions: It can be concluded that all techniques could be used to obtain stable postoperative results after 6 months in mandibular advancement.

Keywords: Rigid Internal Fixation, Mandibular Osteotomy, Skeletal Relapse.

INTRODUCTION

Various techniques of rigid internal fixation (RIF) have been used in recent years by several authors to achieve skeletal stability. The primary purposes of rigid internal fixation with sagittal split ramus osteotomy (SSRO) are to achieve fast bone healing without maxillomandibular fixation, to initiate postoperative mandibular function as early as possible and to decrease the amount of relapse¹⁻⁴.

The most used methods of RIF of the SSRO are bicortical screws or miniplates with monocortical screws. Although these techniques have been applied for some years with clinical success, controversial still remains about this topic. Previous studies have shown that bicortical screws fixation tends to be more rigid and less susceptible to deformation than monocortical plate fixation⁵⁻¹⁰, however, other studies demonstrated no statistically significant difference between the strength of bicortical fixation and miniplate/monocortical screws^{4,11}.

Despite the majority of the studies in literature show that bicortical screws fixation have better mechanical resistance, several long-term follow-up studies of miniplates with monocortical osteosynthesis after SSRO have presented stable results with regard to relapse^{12,13}. Also, the use of miniplates has several advantages compared with bicortical screw fixations. The easy access and manipulation without a transbuccal fixation system is one of the advantages, added by the facilitation in manipulating the proximal segment and seating of the condyle. Also, large advancement movement is not restricted as in bicortical fixation due to the amount of bone contact and the chance of mandibular flaring decreases^{14,15}.

In order to maintain the advantages of the miniplate/monocortical screws and to increase the stiffness of the fixation system, some authors proposed a supplementary bicortical screw in the retromolar region, and these fixation techniques are known as "hybrid technique". These techniques have been described primarily for the management of unfavorable splits, lingual or buccal plate fracture, or bone gaps due to third molar sockets¹⁶. Some *in vitro* studies in literature demonstrated that additional application of a single bicortical screw in the retromolar region could substantially enhance the stability of monocortical plate fixation; however, no clinical long term follow-up was done until nowadays.

Based on these facts, the purpose of this study was to examine the skeletal stability comparing three methods of rigid fixation in SSRO after 6 months: 1) three bicortical screws, 2) one miniplate and monocortical screws and 3) a hybrid technique, one miniplate/monocortical screws with a bicortical screw in the retromolar region.

MATERIAL AND METHODS

This retrospective study includes 25 patients submitted to orthognathic surgery by the Department of Oral and Maxillofacial Surgery of Piracicaba Dental School – State University of Campinas – UNICAMP that were selected on the basis of the following criteria: 1) who had combined orthodontic and surgical treatment of a skeletal Class II malocclusion, 2) who were surgically treated by means of an SSRO and mandibular advancement according to Epker's modification of Obwegeser-Dal Pont osteotomy method, 3) who completely fulfilled the regular postoperative check-ups, 4) age 16 or older at the time of the surgery and a willingness to participate as a volunteer in the research, that was approved by the local Committee of Ethics under number 078/2010.

Exclusion criteria applied were: 1) previously orthognathic surgery procedure; 2) temporomandibular joint surgery; 3) need for simultaneous 2-jaw surgery; 4) any medical, physical or mental condition that would impair the patient's ability to follow instruction, 5) patients who had transoperative accident like bad split or postoperative complications, like malunion or non-union, 6) patient who needs to undergo a wiring maxillomandibular fixation (MMF) in the postoperative period, 7) patients with less than 20 teeth total or 10 teeth in an arch, or severe periodontal disease; 8) craniofacial deformities; 9) change in the residence that would preclude the follow-up and 10) incomplete records, like clinical data and radiographies.

In this study, patients submitted to genioplasty were also accepted, as the stability and changes in the bone could also be evaluated by this complementary orthognathic procedure and a non-influenced cephalometric point was also presented (B point).

The patients were divided in three groups according to the rigid internal fixation technique used for the SSRO. In the study, three techniques were evaluated: 1 titanium miniplate and 4 monocortical screws 2.0-mm system along the oblique ridge of the mandible, 3 linear bicortical screws inserted transbucally 90 degree above the mandibular canal around the retromolar area and a hybrid technique, with a 2.0-mm titanium miniplate and 4 monocortical screws and one bicortical screw placed posterior to the last tooth and superior to the inferior alveolar nerve.

In all groups, maxillomandibular fixation with elastics was maintained for at least 7 days, thereafter by functional training with light guiding elastics. No final splints were maintained in the immediate post-operative period in the patients of the sample that could lead to an autorotation of the mandible caused by the removal of the splint, depending on its thickness. All patients received preoperative and postoperative orthodontic treatment.

In order to evaluate stability of mandibular shape and position linear measures to depict sagittal and vertical positions of the skeletal structures in relation to a cranial base reference system were taken from cephalometric radiographs, which were done preoperatively (T0), and at 1 week (T1) and at 6 months (T2) postoperatively. All radiographs were traced and analyzed by the same individual. The magnification at all sites was around 9% to 10%¹⁷, but corrections for linear measurements were not made.

A coordinate system (x,y) was constructed. A line 7° above the nasion-sella line (SN) at nasion (N) indicates the x-axis, and its perpendicular line through the sella (S) indicates the y-axis.

To evaluate the preoperative facial characteristics as well as the operative and postoperative mandibular changes the following cephalometric measures were made:

1. Sagittal changes:
 - a. B-point to the y-axis
 - b. Pg-point (Pogonium) to y-axis
 - c. Me-point (Mentum) to the y-axis

2. Vertical changes:
 - a. B-point to x-axis
 - b. Pg-point to x-axis
 - c. Me-point to x-axis
3. Rotational changes:
 - a. Mandibular Depth (Angle formed by the Frankfort horizontal and a line from nasio through point B – NB Line)

The linear measurements were made with a ruler and the angular measurement with a protractor. Changes to these landmarks were determined at 2 different time intervals: T0 to T1 ($\Delta T1$) and T1 to T2 ($\Delta T2$).

Statistical analyses were performed in order to correlate and compare the cephalometric parameters. Postoperative changes in the mandibular position were analyzed by an arithmetic mean and standard-deviation for linear and angular measurements and a Kruskal-Wallis ANOVA test compare the stability of the three fixation methods and a linear multiple regression test to verify the association between the amount of advancement and relapse (SPSS Version 11, Chicago, IL). Probability values less than 0.05 were considered statistically significant.

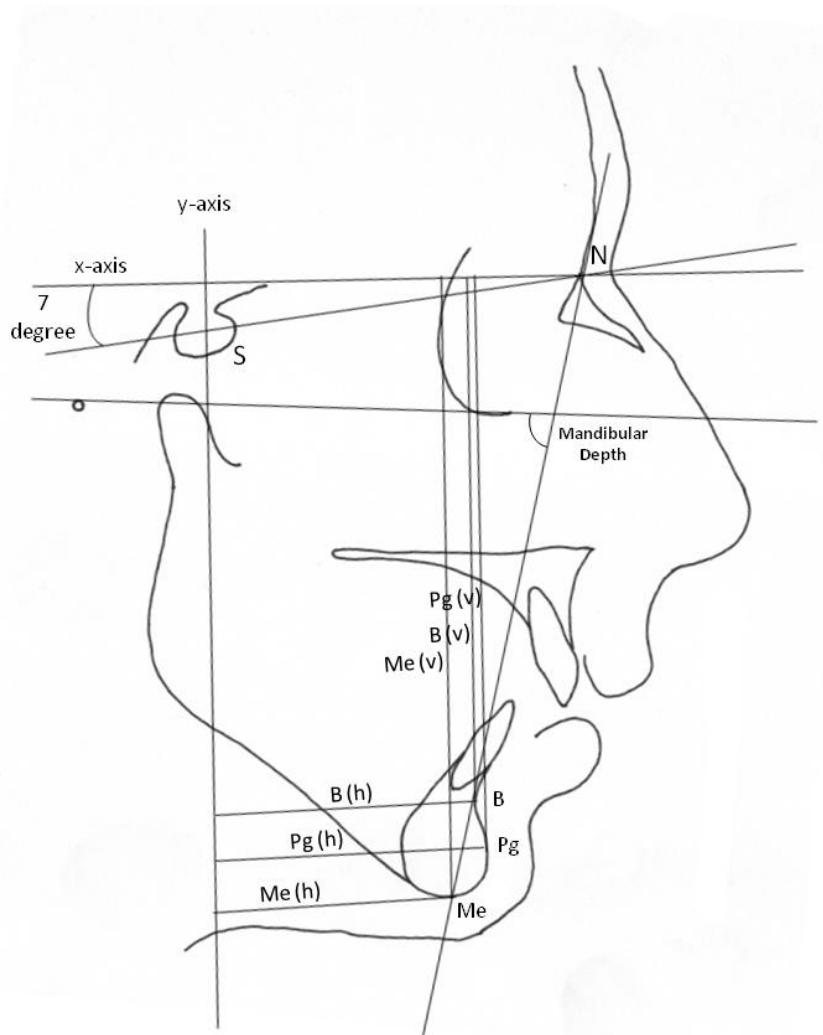


Figure 1 – Cephalometric landmarks and distances. Horizontally: B(h): B-point – y-axis, Pg(h): Pg-point – y-axis, Me(h): Me-point – y-axis, B(v): B-point – x-axis, Pg(v): Pg-point – x-axis, Me(v): Me-point – x-axis, Mandibular depth: Frankfort horizontal/NB Line.

RESULTS

Sample Characterization

In accordance with the inclusion and exclusion criteria, the patient's sample composition and characterization was presented in table 1.

Table 1 – Patient’s Characteristics by Sample Group

	Miniplate/Monocortical Screws	Bicortical Screws	Hybrid Technique	Total
Number of Patients	7	6	12	25
Male	1	2	0	3
Female	6	4	12	22
Age at Surgery (mean ± SD - yrs)	23.67 ± 6.98	34.57 ± 12.33	28.75 ± 9.58	29.16 ± 10.31

The sample was randomly chosen and the majority of the patients were women (88%), which can be explained by the higher demand for this type of surgery by this gender in the service. Hybrid technique (48% of the cases) seen also to be more used that the conventional ones with miniplate/monocortical screws (28%) and bicortical screws (24%).

Surgical Changes

To analyze the surgical movement done in the surgery, the results from $\Delta T1$ (TO to T1) were presented in table 2.

Table 2 – Surgical changes in mm to sagittal and vertical movement and in degrees for mandibular depth

		Miniplate/Monocortical Screws	Bicortical Screws	Hybrid Technique
Sagittal	B Point	4.14 ± 3.62	2.5 ± 1.52	8.67 ± 5.19
	Pogonion	5.00 ± 3.41	2.17 ± 3.43	11.17 ± 7.28
	Menton	4.43 ± 4.24	1.5 ± 3.27	11.58 ± 7.38
Vertical	B Point	2.14 ± 4.41	-1.5 ± 4.18	-2.75 ± 5.85
	Pogonion	3.28 ± 10.87	-1.00 ± 5.55	-3.00 ± 6.12
	Menton	1.86 ± 8.78	0.17 ± 5.81	-1.17 ± 5.15
	Mandibular depth	1.00 ± 4.65	0.16 ± 4.26	4.92 ± 5.32

By the results of the table 2, the movement of the mandible can be characterized an advancement for all the studied groups with a superior movement of the chin landmarks, except for the miniplate/monocortical screws group. An

increase in the mandibular depth angle was also seen in the patients in the postoperative period when comparing to the preoperative mandibular depth angle.

Postoperative Stability

The verification of the postoperative stability has done by comparing the results obtained in the T1 (1 week after surgery) with T2 (6 month after surgery). The results were presented in table 3.

Table 3 – Changes in the mandibular position in mm to sagittal and vertical movement and in degrees for mandibular depth

		Miniplate/Monocortical Screws	Bicortical Screws	Hybrid Technique	p value
Sagittal	B Point	0.71 ± 1.89	0.17 ± 2.99	-0.83 ± 2.72	0.512
	Pogonion	-0.28 ± 2.06	1.17 ± 2.48	-1.25 ± 3.93	0.376
	Menton	-0.14 ± 2.672	1.50 ± 2.17	-1.58 ± 3.21	0.146
Vertical	B Point	-1.71 ± 1.89	0.17 ± 3.49	1.25 ± 3.23	0.134
	Pogonion	-2.86 ± 3.67	-0.83 ± 2.48	1.67 ± 3.34	0.053
	Menton	-2.71 ± 3.25	-0.67 ± 3.39	0.75 ± 2.56	0.071
Mandibular depth		-0.28 ± 1.97	2.67 ± 3.88	-0.83 ± 1.80	0.098

From the results obtained in the analysis between T1 and T2, which assesses the stability of the treatment, it was possible to observe that in the sagittal direction, the fixation with miniplates and monocortical screws was more stable than the others. However, there was a small tendency of the mandible fixed with bicortical screws to be repositioned more anterior, and for the hybrid technique, to be repositioned more posterior. However, there was no statistically significant difference among the three fixation groups.

For the vertical movement, the tendency for the fixation with miniplates and monocortical screws was a superior repositioning, with reduction of the facial height, tendency that is also identified in the bicortical screw fixation, but in lower proportion. For the hybrid technique, there was a tendency for an inferior repositioning of the mandible with increase of the facial height. Despite these

trends in changing the mandibular position, no statistically significant difference exists between the groups.

The mandibular depth is determined mainly by the sagittal positioning of the mandible. Based on this fact, the greater the movement forward, the greater will be the mandibular depth. So, in the case of bicortical screw fixation, that presented the higher amount of mandibular advancement, it was also the group that presented the highest increase in this angle, while the hybrid technique, which had the highest reduction in the sagittal mandibular position was the one with the highest reduction in the mandibular depth.

It was also evaluated the correlation between the amount of advancement in B point and the relapse for the three groups of fixation analyzed (figures 1 to 3). For all the groups, there was positive correlation when a linear multiple regression was performed ($p < 0.05$). Thus, for all cases, the greater the mandibular advancement, the greater was the relapse over time.

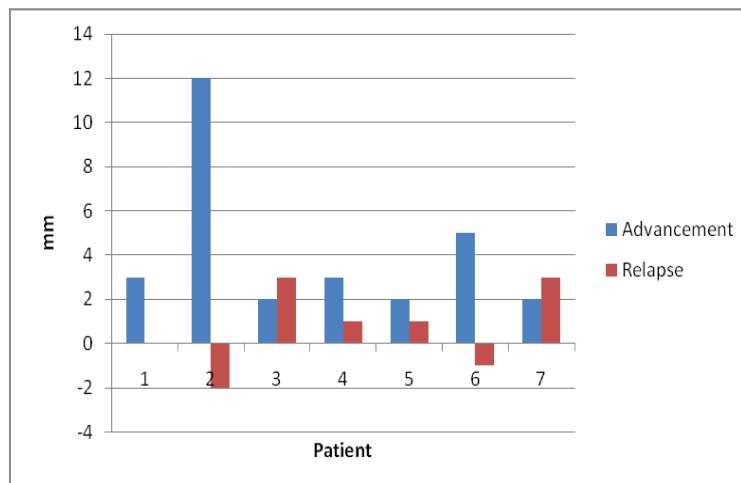


Figure 1 – Correlation between the amounts of advancement and relapse in the fixation with miniplates and monocortical screws

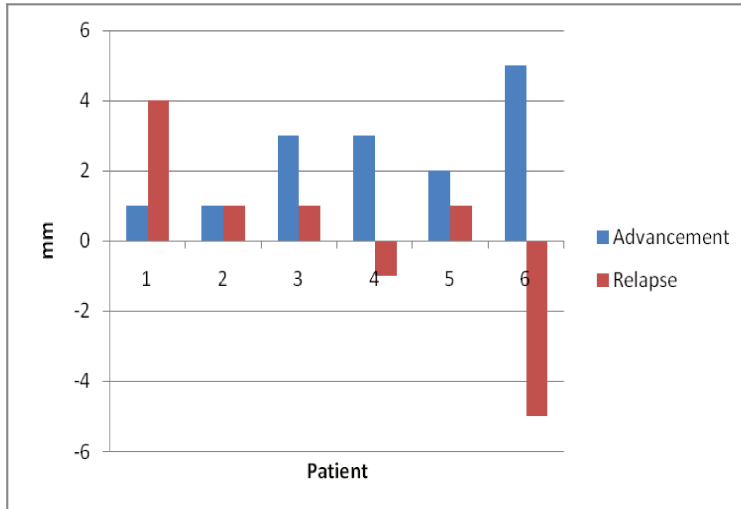


Figure 2 – Correlation between the amounts of advancement and relapse in the fixation with bicortical screws

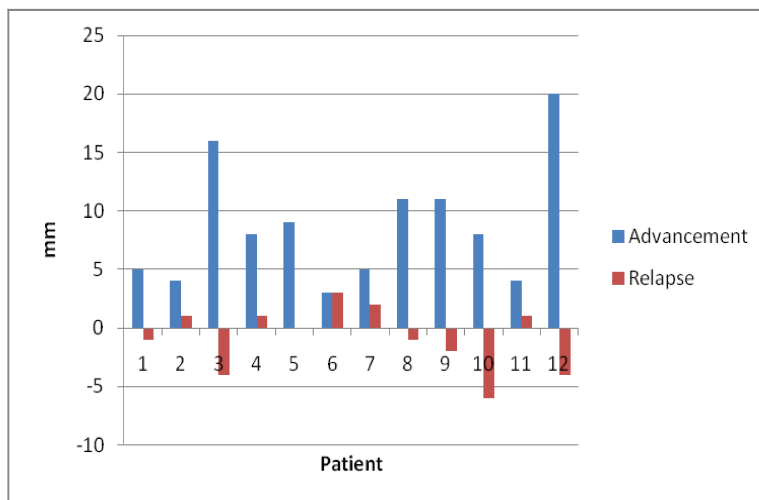


Figure 3 – Correlation between the amounts of advancement and relapse in the fixation with hybrid technique

DISCUSSION

Mandibular advancement surgery may be the procedure that is most prone to skeletal relapse according to some authors^{12,17,18}, as a result of stretching of the supra-hyoid muscle and they suggest for major anterior movements to cut the geniohyoid muscle and part of the digastrics muscle, although none of the

patients of the sample was submitted to myotomy. However, classical works like from Proffit *et al.*¹⁹ reported on the hierarchy of stability in orthognathic surgery, that mandibular advancement in patients with normal to decrease facial height as the second most stable orthognathic surgical procedure after maxillary upward positioning. In their view, the order of importance begins with the direction of movement, the type of fixation used and at the end, the surgical technique.

Schendel and Epker²⁰ distinguished between early relapse, or what occurs in the first few months after surgery, and late relapse. Early relapse seems to be related to surgical technique and fail in the fixation system. Later relapse would be the results of unbalanced forces in the stomatognathic system and would occur more slowly, normally leading to condylar resorption. In this study, the focus was in the early relapse, as condylar resorption is a multifactorial phenomenon affected by many different variables and has a specific target group that is young women with a high mandibular plane angle^{21,22} and early relapse is more affect by the rigid internal fixation hardware and technique, and the stability in the bone healing period, that was the objective of this research.

The use of the rigid internal fixation is the gold standard to stabilize the proximal and distal segment of the SSRO, and the professionals could choose the type of RIF, that can be bicortical screws, miniplates with monocortical screws or even a “hybrid technique”, a mix between both anterior techniques, according to the mandibular movement, to the amount of movement and also personal choice.

The most significant load that affects the stability of the maxillomandibular complex after osteotomy is the shearing force. This shearing stress acts on the osteotomy site after SSRO and causes clockwise rotation of distal segment and counterclockwise of the proximal segment of the mandible²³. The consequences of a bent at the osteotomy site could be identified as a movement of B, Pog and Me points. Although many *in vitro* studies demonstrated that bicortical screws presents better mechanical resistance than the miniplates with monocortical screws^{10,24-27}, the results of the study find no statistically significant difference in the stability in all groups between the early and late postoperative cephalometrics.

A comparison between the relapse rate between miniplates and bicortical screws were only studied by Kahnberg *et al.*²⁸, that found no significant difference

between the two groups in skeletal relapse during the control period, that is similar to the result obtained in this study. Unfortunately no study is available in the literature comparing the stability of the hybrid technique with others.

Joss and Vassalli²⁹ in a systematic review of the literature evaluated the relapse of the SSRO with rigid internal fixation. The authors found few studies about the stability with miniplates and a great number with bicortical screws. In accordance with the results, little difference in relapse was presented between bicortical screws and miniplate/monocortical screws, and both are stable fixation by the results of the meta-analysis.

As identified in this study, a positive correlation between amount of advancement and relapse rate was found in other studies in literature³⁰⁻³³. These relapse is also influenced by soft tissues/muscles and condylar position during the surgery, besides the facts already mentioned. Muscular pull after readaptation of elevator muscles after SSRO could also lead to relapse of the mandible after the fixation of the osteotomy³⁴, as a result of increase soft tissue and muscular tensions because of the advancement of the mandible.

If the condyles were not properly positioned, they could undergo a process called condylar distraction, as they were positioned inferiorly and anteriorly to the glenoid fossa seated position. The condyle is therefore unable to support the mandible in the new advanced position defined by the surgeon, and the muscular sling exerts its influence when function resumes and tends to return the proximal segment to the original and correct position²⁹.

When analyzing the long term condylar position changes, as the amount of mandibular advancement increases, the intercondylar width tends also to increase, as changes in axial inclination involving either a medial or lateral rotation of the condylar axis, mainly in the rigid internal fixation using bicortical screws. Those alterations in condylar position, with excessive compressive or tensile loading in the area, probably leads to a decrease in nutrition from the synovial fluid, resulting in possible condylar resorption³⁵.

In a multicenter randomized clinical trial, Van Sickels *et al.*³⁶ showed that advancement with RIF of more than 5.2 mm is prone to relapse. Scheerlinck *et al.*¹² also find that the amount of advancement is correlated positively with

progressive condylar resorption that is one of main factor of relapse. The results indicate that the risk of condylar resorption was 5.2 times higher for those with a mandibular advancement between 5 and 10 mm than those with an advancement of 5 or less. For 10 mm or more, the risk was as much as 20 times higher, compared with 5 mm or less.

Another important factor is the age of the patient submitted to orthognathic surgery. The mean age of the sample was 29.16 years-old, so the patients were in the majority young adults. Surgery should mainly be provided to patients when the end of the growth is at least confirmed, to minimize relapse due to continuous growth. On the other hand, it is likely that remodeling and remaining growth could be a cofactor for relapse in older patients. The initial growth of the patient's face and continuous remodeling process may lead to an advantageous or disadvantageous change of position of the mandible after SSRO.

Besides all factors related to relapse described previously, it also important to remember that good surgical training, profound experience in orthognathic surgery, technical refinements by the surgeon and control of the surgical splint and its newly defined occlusion to allow correct placement of the mandible during surgery are also required to achieve good results in regard to stability and esthetics. The orthodontist had also an important role in long term stability by preparing the patient before the surgery in regard to a perfect coordination of both dental arcades in transverse width and the correct decompensation of the incisors.

The results of the present study suggest that the stability between the groups were similar in the postoperative period, with a good stability of the mandibular advancement for all of the three groups. There is also evidence that the amount of advancement is positively related to the amount of relapse.

ACKNOWLEDGEMENT

The authors thank all the patients that voluntarily participated in this research and CNPq for the scholarship financial grant (process n° 141231/2008-4).

REFERENCES

1. Reitzik M, Schoorl W. Bone repair in the mandible: a histologic and biometric comparison between rigid and semirigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1983, 41: 215-8.
2. Van Sickels J, Flanary C. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1985; 43: 338-41.
3. 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: 2-6.
4. Tharanon W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1998, 56: 1055-8.
5. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: non compression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1992; 56: 1295-9.
6. Hammer B, Ettlin D, Rahn B, Prein J. Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configuration. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23: 321-4.
7. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal split osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63:1317-24.
8. Ozden 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: 837-41.
9. 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: 489-94.
10. Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68: 160-6.

11. Foley WL, Beckman TB. In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognathic Surg* 1992; 7: 147-51.
12. Scheelinck JPO, Stoelinga PJW, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML. Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates: A 2-5 years follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994; 23: 127-31.
13. Johan A, Calix DC, Luc N. Skeletal stability following miniplate fixation after bilateral sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51: 366.
14. Shetty V, Freymiller E, McBreatry D, Caputto AA. Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54: 1317-24.
15. Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 1477-84.
16. Tucker MR, Ochs MW. Use of internal rigid fixation for management of intraoperative complications of mandibular sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthod Orthog Surg* 1988; 2: 71-80.
17. Dolce C, Hatch JP, Van Sickels JE, Rugh JD. Rigid versus wire fixation for mandibular advancement: skeletal and dental changes after 5 years. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 212: 610-619.
18. Blomqvist JE, Isaksson S. Skeletal stability after mandibular advancement: a comparison of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 52: 1133-7.
19. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. Orthognathic surgery: a hierarchy of stability. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1996; 11:191-204.
20. Schendel SA, Epker BN. Results after mandibular advancement surgery: an analysis of 87 cases. *J Oral Surg* 1980; 38: 265-82.
21. Moore KE, Gooris PJ, Stoelinga PJ. Contributing role of condylar resorption to skeletal relapse following mandibular advancement surgery: report of five cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1991; 49:448-60.
22. Hoppenreijts TJ, Freihofer HP, Stoelinga PJ, Tuinzing DB. Condylar remodelling and resorption after Le Fort I and bimaxillary osteotomies in patients with

- anterior open bite: a clinical and radiological study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998; 28, 81-91.
23. Fujioka M, Fujii T, Hirano A. Comparative study of mandibular stability after sagittal split osteotomies: bicortical versus monocortical osteosynthesis. *Cleft Palate Craniofac J* 2000; 37: 551-5.
 24. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA. An In Vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 809-817.
 25. 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; 50:1295-9.
 26. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screw. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54: 1317-24.
 27. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63: 1317-24.
 28. Kahnberg KE, Kashani H, Owman-Moll PY. Sagittal split advancement osteotomy: comparison of the tendency to relapse after two different methods of rigid fixation. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2007; 41: 167-172.
 29. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 301-313.
 30. Kierl MJ, Nanda RS, Currier GP. A 3-year evaluation of skeletal stability of mandibular advancement with rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48: 587-92.
 31. Douma E, Kuftinec MM, Moshiri F. A comparative study of stability after mandibular advancement surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 141-55.
 32. Blomqvist JE, Ahlborg G, Isaksson S, Svartz K. A comparison of skeletal stability after mandibular advancement and use of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55:568-74.

33. Joss CU, Thuer UW. Stability of the hard and soft tissue profile after mandibular advancement in sagittal split osteotomies: a longitudinal and long-term follow-up study. *Eur J Orthod* 2008; 30: 16-23.
34. Schatz JP, Tsimas P. Cephalometric evaluation of surgical orthodontic treatment of skeletal Class III malocclusion. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1995; 10:173-80.
35. Fish LC, Epker BN. Prevention of relapse in surgical-orthodontic treatment. Part 1 – Mandibular Procedures. *J Clin Orthod* 1986; 20: 826-41.
36. Van Sickels JE, Dolce C, Keeling S. Technical factors accounting for stability of bilateral sagittal split osteotomy advancement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89: 19-23.
37. Mobarak KA, Espeland L, Krogstad O, Lyberg T. Mandibular advancement surgery in high-angle and low-angle class II patients: different long-term skeletal responses. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:368-81.
38. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal split osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63:1317-24.

DISCUSSÃO

Atualmente a osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é o procedimento cirúrgico mais utilizado para a correção das deformidades dentofaciais que envolvem a mandíbula, sendo empregada com sucesso desde a sua idealização por Trauner & Obwegeser (1957).

Ao longo dos anos, os diversos aspectos envolvendo o aprimoramento das técnicas cirúrgicas para correção do prognatismo e do retrognatismo mandibular vêm sendo estudados com o objetivo de conseguir aprimorar a técnica e principalmente os resultados clínicos obtidos.

A literatura demonstrou que inúmeros fatores estão relacionados com a recidiva no período pós-operatório, como a idade, gênero, ângulo do plano mandibular no pré-operatório, a quantidade de avanço (Van Sickels *et al.*, 1986), estiramento dos tecidos moles com a criação de um vetor de força posterior (Bloomquist & Lee, 2004), rotação e deslocamento do segmento posterior, duração e método de bloqueio maxilo-mandibular (Watzke *et al.*, 1990), qualidade do preparo ortodôntico pré-operatório, experiência do cirurgião, reabsorção condilar (Moore *et al.*, 1991) e método de fixação dos segmentos osteotomizados (Bailey *et al.*, 2004), fator esse que é o objeto de estudo desse trabalho.

A resistência dos diversos métodos de fixação é avaliada por meio dos chamados testes mecânicos, nos quais as diversas formas de fixação da OSRM são submetidas a testes de carregamento *in vitro* e algumas variáveis analisadas, como a carga e o deslocamento de pico e final.

Em termos de resistência mecânica, a literatura mostra um consenso que as fixações utilizando parafusos bicorticais apresentam maior resistência que as fixações que utilizam as miniplacas e parafusos monocorticais (Anucul *et al.*, 1992; Hammer *et al.*, 1995; Peterson *et al.*; 2005; Ozden *et al.*, 2006; Sato *et al.*, 2010).

Apesar dessa diferença em termos de resistência mecânica, cada uma dessas técnicas de fixação apresenta indicações específicas, de acordo com as vantagens e desvantagens que cada uma delas.

No caso das fixações com parafusos bicorticais, as principais vantagens são a maior resistência mecânica, que teoricamente levaria a uma maior

estabilidade em longo prazo do tratamento, facilidade da técnica, podendo os parafusos inclusive serem inseridos de forma intrabucal, menor custo em relação à fixação com miniplacas e maior contato ósseo, inclusive pela possibilidade de emprego da chamada técnica compressiva ou *lag screw* (Ochs, 2003).

Como desvantagens do uso da fixação com parafusos bicorticais têm-se a maior chance de lesão ao nervo alveolar inferior, tanto no momento das perfurações como pela compressão entre os segmentos (Bouwman *et al.*, 1995), maior risco de torque condilar (Hackney *et al.*, 1989) e dificuldade de fixação em casos de fraturas incorretas ou grandes avanços/casos de assimetria, pela limitação da quantidade óssea para o engajamento dos parafusos bicorticais (Tucker & Ochs, 1988).

No caso das fixações utilizando as miniplacas e parafusos monocorticais, as principais vantagens são o menor torque condilar, principalmente em casos de grandes movimentos, já que a placa consegue ser adaptada à superfície da mandíbula, menor chance de lesão ao nervo alveolar inferior, possibilidade de fixação por via intrabucal, facilidade de correção em caso de malposicionamento do segmento distal durante a fixação, bem como de remoção em caso de infecção, inclusive sob anestesia local, além de facilitar a fixação em casos de fraturas incorretas (Stoelinga & Borstlap, 2003).

Outra opção de sistema de fixação com miniplacas e parafusos monocorticais é o que usa as chamadas placas com sistema de travamento (*locking*), onde os parafusos ficam presos à placa através de um sistema de roscas internas. Entre as vantagens desse sistema tem-se a menor probabilidade de perda de estabilidade dos parafusos, maior estabilidade, menos necessidade de adaptação da placa, menor compressão da placa contra a cortical óssea, que poderia levar a uma área de osteólise local, entre outras vantagens (Ellis & Graham, 2002). Estudos mostram uma melhoria na distribuição das tensões nessas placas com travamento, porém a diferença de resistência mecânica não é significativa (Oguz *et al.*, 2009; Lyrio, 2009; Ribeiro-Jr *et al.*, 2010).

Em relação à fixação com parafusos bicorticais, existe dentro da técnica, uma grande variação quanto à disposição dos parafusos para essa fixação, sendo as principais em L invertido (seguindo uma disposição triangular), linear 90°

(parafusos perpendiculares à osteotomia) e linear 60° (parafusos angulados em relação à osteotomia).

Trabalhos na literatura mostram que a disposição em L invertido normalmente é a que apresenta maior resistência, sendo em alguns casos superiores à linear 90° (Ardary *et al.*, 1989; Foley *et al.*, 1989; Shetty *et al.*, 1996; Haug *et al.*, 1999, Peterson *et al.*, 2005; Ozden *et al.*, 2006) e em outros, sem diferença estatística entre ambos os grupos (Kohn *et al.*, 1995; Murphy *et al.*, 1997). Já para a fixação linear 60°, essa parece ter sempre resistência inferior às demais disposições dos parafusos bicorticais (Uckan *et al.*, 2001; Sato *et al.*, 2010).

Como alternativa intermediária a ambas as técnicas, foi idealizada a chamada técnica híbrida, com o uso de uma miniplaca e parafusos monocorticais, mais um parafuso bicortical na região posterior ao último dente e acima do nervo alveolar inferior (Schwartz & Relle, 1996). Ainda são poucos os trabalhos na literatura avaliando a resistência mecânica da chamada técnica híbrida, e os resultados ainda não são totalmente conclusivos (Shetty *et al.*, 1996; Brasileiro *et al.*, 2009).

A resistência mecânica, que é o resultado obtido nos testes mecânicos, advem de uma série de fatores, que podem ser divididos em dois grandes grupos: as características intrínsecas dos materiais e o comportamento dos mesmos (Anusvice, 2005).

As características intrínsecas do material envolvem dados como coeficiente de elasticidade, dureza, capacidade de deformação, entre outros, que podem ser melhorados a partir de estudos de otimização das características estruturais e químicas desse material. Já os estudos do comportamento mecânico envolvem principalmente a avaliação de como esses materiais reagem quando são submetidos às tensões mecânicas e como os mesmos dissipam essas tensões. Esses estudos são avaliados através de diversas técnicas, como através de *strain gauges*, a análise fotoelástica e a análise de elementos finitos. Apesar da grande importância desse tipo de análise, elas ainda são pouco utilizadas para avaliar as diversas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares.

Quanto mais homogênea a distribuição das tensões e quanto mais distante elas são dissipadas para longe do sistema de fixação, bem como para área de maior espessura óssea, mais resistente são os sistemas de fixação (Obeid & Lindquist, 1991).

Os resultados da análise de elementos finitos desse trabalho mostram que a fixação utilizando parafusos bicorticais apresenta melhor distribuição de tensão quando comparado com as fixações com miniplacas e parafusos monocorticais, resultado esse que coincide com outros da literatura, e que levam o sistema a ter maior resistência mecânica, o que pode ser constatado nos teste de carregamento linear (Erkmen *et al.*, 2005; Sato *et al.*, 2010; Bohluli *et al.*, 2010).

Isso se deve principalmente ao fato que no caso das miniplacas, elas funcionam como uma ponte que une os segmentos da osteotomia, sendo que nesse ponto, quase toda a carga mastigatória acaba sendo exercida sobre ela (sistema de carga suportada – *loadbearing*), enquanto que nos parafusos, o objetivo principal é aproximar os segmentos ósseos, mantendo um bom contato entre eles, e permitindo o travamento entre os dois segmentos. Dessa forma, a maior parte da tensão é dissipada na mandíbula, e os parafusos acabam ajudando a manter os segmentos em posição, não ficando responsáveis por receberem toda a carga mastigatória (sistema de carga compartilhada – *loadsharing*).

Em relação à disposição dos parafusos, a forma em L invertido apresenta melhor distribuição de tensões se comparado nos testes de elementos finitos com a distribuição das fixações do tipo linear, tanto a 90°, como a 60°. Esse resultado é semelhante ao obtido nos testes com análise fotoelástica (Sato *et al.*, 2010), já que as tensões na disposição em L invertido apresenta-se menos concentrada do que nos padrões lineares, e estão localizadas, no caso da disposição triangular, principalmente, em área de maior espessura óssea. Soma-se também o fato de que o próprio sistema de fixação apresenta menos concentração de tensão no caso do L invertido.

Apesar de alguns autores defenderem o uso dos parafusos inclinados, como uma possível forma de se aumentar a resistência do sistema, já que os mesmos poderiam ter maior contato ósseo do que os parafusos a 90° (Shepherd *et al.*, 1991), os testes mecânicos indicam que isso não ocorre. A justificativa que

é obtida a partir dos testes de elementos finitos é que no caso dos parafusos a 60°, tensões são dissipadas para regiões de menor espessura óssea quando comparado com a fixação com parafusos a 90° e, portanto, são geradas áreas de fragilidade para o sistema de fixação.

Em relação ao uso da placas com sistema de travamento, pelo teste de elementos finitos, realmente existe uma melhoria da distribuição de tensões, sendo a mesma mais homogênea, principalmente ao longo da placa de fixação, entretanto, essa não parece ser tão significativa a ponto de trazer repercussão em termos de resistência nos testes mecânicos, fato este já descrito em trabalhos avaliando resistência mecânica na literatura (Lyrio, 2009; Ribeiro-Jr *et al.*, 2010).

O acréscimo de um parafuso bicortical à fixação, utilizando placas e parafusos monocorticais, na chamada técnica híbrida apresentou melhoria da resistência mecânica, entretanto, esta ainda se mostrou inferior à fixação somente com parafusos bicorticais. Devido aos poucos trabalhos existentes na literatura (Shetty *et al.*, 1996; Brasileiro *et al.*, 2009) não existe um consenso, porém existe uma tendência a aceitar que o uso de um parafuso bicortical adicional à placa com parafusos monocorticais aumenta a resistência dos sistema de fixação, porém essa ainda não é superior à fixação com parafusos bicorticais.

Nos estudos com análise fotoelástica e de elementos finitos, o acréscimo do parafuso bicortical promoveu uma grande melhoria na distribuição de tensão na placa e parafusos monocorticais, entretanto, grande área de tensão foi gerada ao redor e no parafuso bicortical, tornando-o ponto de fragilidade do sistema de fixação. Nesse tipo de fixação híbrida, a tendência do sistema é de rotacionar ao redor do parafuso bicortical, sendo que a placa passa a ter função principalmente de bloquear esse tipo de movimento (ação anti-rotacional). Tal situação poderia ser solucionada com o acréscimo de mais um parafuso bicortical, entretanto, nesse caso, as características da fixação com a técnica híbrida começam a se perder, e se torna mais vantajoso fazer uso da técnica tradicional com parafusos bicorticais, devido a questão de se otimizar tempo e custo.

Após a análise dos trabalhos realizados e da literatura sobre o assunto, pode-se montar uma hierarquia do desempenho mecânico das diversas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, levando-se em

consideração a resistência apresentada nos testes mecânicos, bem como a forma de absorção e dissipação das tensões ao redor e nos sistemas de fixação após os testes fotoelásticos e análise de elementos finitos (Figura 11).

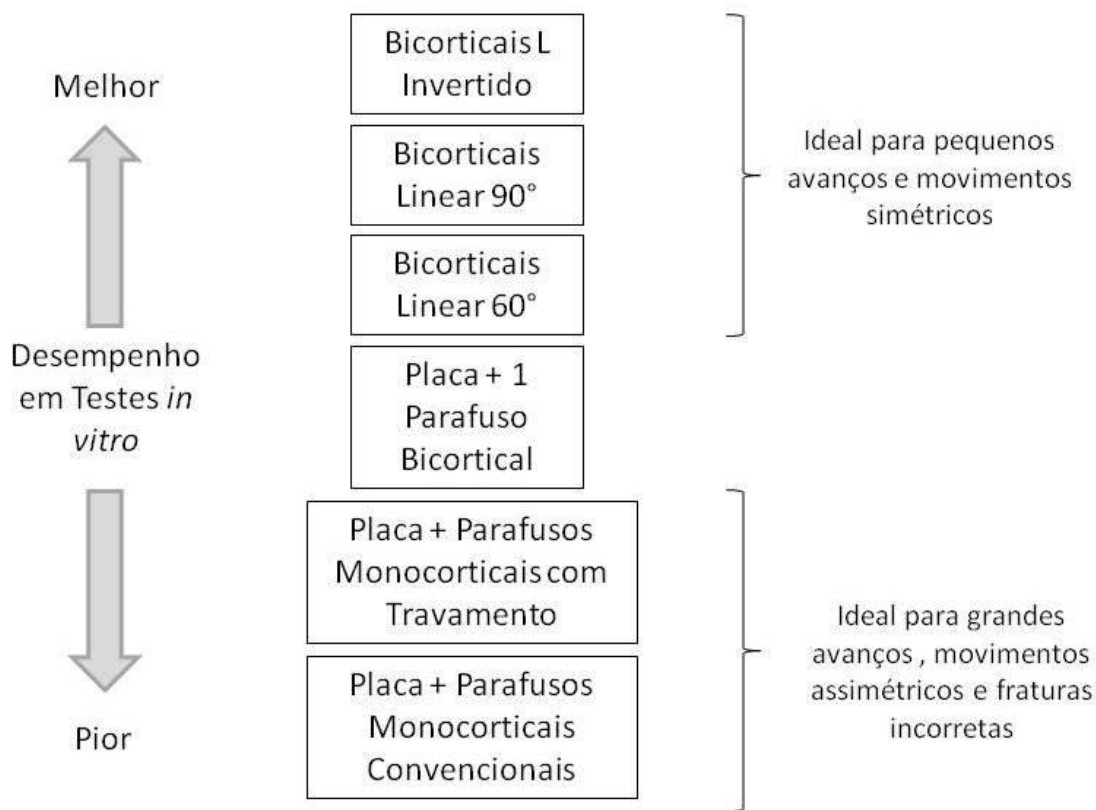


Figura 11 – Hierarquia da estabilidade das diversas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares de acordo com o desempenho em testes mecânicos e de distribuição de tensões (análise fotoelástica e de elementos finitos) *in vitro*

Todos os resultados obtidos de trabalhos realizados em modelos experimentais não podem ser levados de imediato para a prática clínica, já que nos modelos *in vitro* nunca é possível incluir todas as variáveis que envolvem as características do sistema estomatognático.

Dessa forma, são necessários estudos clínicos em longo prazo procurando avaliar a estabilidade dos resultados obtidos nas correções das deformidades

dentofaciais que envolvem a mandíbula e fixadas com as diversas técnicas descritas na literatura.

Já é consenso que a fixação interna rígida ou estável promoveu grande avanço na área quando comparada, por exemplo, com a osteosíntese com fio de aço, cuja recidiva era bastante elevada, além do desconforto para o paciente devido à necessidade do bloqueio maxilo-mandibular (Moenning *et al.*, 1990; Dolce *et al.*, 2000).

Desde a introdução da fixação interna estável para a estabilização da osteotomia sagital dos ramos mandibulares na década de 70 com parafusos bicorticais e com o surgimento de outras técnicas ao longo dos anos, diversos autores começaram a avaliar a estabilidade em longo prazo dessas técnicas.

Joss & Vassalli (2009) fizeram uma revisão sistemática da literatura sobre a estabilidade em longo prazo das fixações das osteotomias sagitais utilizando parafusos bicorticais e miniplacas com parafusos monocorticais. De acordo com a metanálise dos autores envolvendo 24 trabalhos, pequena diferença existe em termos de estabilidade entre as diversas formas de fixação, sendo que os parafusos apresentaram uma taxa de recidiva maior, entretanto, poucos foram os trabalhos avaliando a estabilidade em longo prazo das miniplacas.

Ainda segundo Joss & Vassalli (2009), os trabalhos da literatura evidenciam que quanto maior a quantidade de avanço, independente do tipo de técnica de fixação adotada, maior é a quantidade de recidiva, fato este também identificado nos resultados obtidos neste trabalho.

Na literatura temos poucos trabalhos comparando a estabilidade entre as fixações com parafusos e miniplacas/parafusos monocorticais. Blomqvist *et al.* (1997) e Kahnberg *et al.* (2007) não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de fixação, resultado semelhante deste trabalho. Infelizmente na literatura pesquisada não há nenhum trabalho avaliando estabilidade em longo prazo da técnica híbrida de fixação, mas como nos demais trabalhos de estabilidade de fixação interna rígida em sagital não foram identificadas diferenças estatisticamente significante entre as três formas de fixação da osteotomia sagital.

A partir desses resultados, em que não há diferença significativa quanto à estabilidade em longo prazo entre as diversas técnicas de fixação interna estável da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, surge uma pergunta, mesmo com as diferenças identificadas nos testes mecânicos e de distribuição de tensões, que é o quão rígida precisa ser a fixação a fim de se conseguir a estabilidade entre os segmentos ósseos.

A função da fixação é basicamente estabilizar os segmentos ósseos após a osteotomia sagital até a consolidação dos mesmos. Felizmente, após a cirurgia, em especial nas primeiras 6 semanas, existe uma drástica diminuição das forças mastigatórias devido ao edema, hematoma e descolamento dos músculos mastigatórios (Throckmorton & Ellis, 2001). Dessa forma, mesmo sistemas com menor resistência podem exercer satisfatória estabilização durante a fase inicial do reparo ósseo (Maurer *et al.*, 2003).

Na realidade, ainda não se sabe a quantidade de estabilidade que se precisa ter para um reparo ósseo adequado, e clinicamente, pelos estudos existentes, todas as técnicas de fixação interna estável apresentam adequada estabilidade. Entretanto, o cirurgião deve sempre levar em consideração algumas variáveis que podem ajudar a obter melhores resultados pós-operatórios, como, por exemplo, o tipo de movimento (avanço, recuo ou assimetria), a quantidade de movimento e a exata posição entre os segmentos proximal e distal, que interfere no grau do contato ósseo.

Nos casos em que existe um bom contato ósseo, principalmente em pequenos movimentos simétricos, com pouco impacto sobre a musculatura e articulação, teoricamente, qualquer técnica de fixação interna rígida pode ser adotada que se terá resultados pós-operatórios adequados, ficando a decisão baseada em termos de familiaridade com a técnica, menor tempo cirúrgico e menor custo.

Já nas situações clínicas em que o contato ósseo é menor, existe grande resistência da musculatura ou que o paciente apresente grande força mastigatória, para se conseguir o máximo de rigidez na função mandibular imediata, recomenda-se técnicas com maior resistência mecânica, como os parafusos bicorticais e as técnicas híbridas (Ochs, 2003; Van Sickels *et al.*, 2005).

Entretanto, há casos com limitações anatômicas, como posição dos dentes, do nervo alveolar inferior, paredes alveolares delgadas após exodontia de terceiros molares durante a osteotomia sagital, mínima superfície de sobreposição entre os segmentos distais e proximais, fraturas incorretas ou casos de grandes avanços e assimetrias, que a melhor técnica passa a ser o uso da miniplacas, já que não há quantidade óssea suficiente para a utilização dos parafusos bicorticais ou o seu uso poderia levar a um torque condilar importante (Scheerlinck *et al.*, 1994; Stoelinga & Borstlap, 2003) .

Como consideração final, pode-se afirmar que os estudos mecânicos, de distribuições de tensões e de estabilidade em longo prazo trazem aos profissionais informações importantes que irão ajudar na tomada de decisão quanto à técnica a ser adotada para a fixação das osteotomias sagitais dos ramos mandibulares, porém a decisão final é dependente de uma avaliação pessoal de cada caso, baseado nas características clínicas de cada paciente, da experiência profissional e da disponibilidade local de material de fixação.

CONCLUSÃO

As metodologias empregadas na elaboração dos três trabalhos foram complementares e auxiliaram no melhor entendimento do comportamento das diferentes formas de fixação interna estável da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, pela confirmação dos resultados entre os testes. Dessa forma, os testes *in vitro* analisados podem ser utilizados de maneira isolada ou em associação, já que os resultados foram validados e se mostraram confiáveis.

REFERÊNCIAS*

1. Anusavice KJ. Materiais Dentários. São Paulo: Elsevier, 11ª ed, 2005
2. Bailey LJ, Cevidanes LHC, Proffit WR. Stability and predictability of orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126: 273-7.
3. Bell W.H., Schendel, A.S. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. J Oral Surg, 1977; 35: 362-369.
4. Blair VP. Operations on the jaw bones and the face. Dental Era. 1907; 6: 169-185.
5. Bloomquist DS, Lee JJ. Principles of mandibular orthognathic surgery. In: Miloro M. Peterson's principle of oral and maxillofacial surgery. Hamilton: BC Decker Inc.; 2004.
6. Bohluli B, Montamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. J Oral Maxillofac Surg 2010; 68: 2765-2769.
7. Booth, D.F. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. J Maxillofac Surg. 1981; 9: 126-128.
8. Bouwman JP, Husak A, Putnam GD, Becking AG, Tuinzing DB. Screw fixation following bilateral sagittal ramus osteotomy for mandibular advancement – complications in 700 consecutive cases. Bj J Oral Maxillofac Surg 1995; 33: 231-4.
9. Dal Pont, G. Retro-molar osteotomy for the correction of prognathism. J. Oral Surg. 1961; 19: 42-45.
10. Dolce C, Van Sickels JE, Bays ER, Rugh JD. Skeletal stability after mandibular advancement with rigid versus wire fixation. J Oral Maxillofac Surg 2000; 58: 1219-1227.
11. Ellis III E, Graham J. Use of a 2.0 mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. J Oral Maxillofac Surg 2002; 60: 642-5.
12. Ellis III E. Rigid skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg 1993; 51:164-73.

*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos de acordo com o Medline.

13. Ellis III E. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 243-52.
14. Epker B.N., Fish, L.C. *Dentofacial Deformities – Integrated Surgical and Orthodontic Correction*. v.1, Mosby, 1986.
15. Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24: 439-46.
16. Hullihen SP. Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck caused by a burn and successfully treated. *Am J Dent Sci* 1849: 9, 157.
17. Hunsuck, E.E. Modified intraoral splitting technique for correction of mandibular prognathism. *J Oral Surg*. 1968; 26: 250.
18. Jeter TS, Van Sickels JE, Dolwick MF. Rigid internal fixation of ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42: 270-2.
19. Kohn DH. Functional stability of sagittal split ramus osteotomy: effects of positional screw size and placement configuration - Discussion. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54: 609-10.
20. Lyrio MCN. *Análise mecânica e fotoelástica das técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital utilizando placa convencional e placa com sistema de travamento em avanços mandibulares [dissertação]*. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.
21. Martis, C.S. Complications after mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984; 42: 101.
22. Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 2003; 31: 284-9.
23. Michelet FX, Benoit JP, Festal F. Contention sans blacage des ostéotomies sagittales des branches montantes de la mandibule par plaques vissées endobuccales dans le traitement des dysmorphoses antéro-postérieures. *Rev Stomatol* 1971; 4: 531.
24. Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillofacial surgery. *J Maxillofac Surg* 1973; 1: 79-84.

25. Moenning JE, Bussard DA, Lapp TH, Garrison BT. A comparison of relapse in bilateral sagittal split osteotomies for mandibular advancement: rigid internal fixation (screws) versus inferior border wiring with anterior skeletal fixation. *Int J Adult Orthod Orthognathic Surg* 1990; 3: 175-182.
26. Noritomi PY. Desenvolvimento de uma metodologia para análise de bioengenharia em ossos compactos com remodelagem superficial pelo método dos elementos de contorno 3D em meios transversalmente isotrópicos. Tese FEM/Unicamp. 2005.
27. Prein J. Manual of internal rigid fixation in the cranio-facial skeleton. Berlin: Springer, 1998.
28. Schardt-Sacco D. Rigid internal fixation in orthognathic surgery. In: Fonseca RJ. Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: WB Saunders; 2000.
29. Schuchardt, K. Ein Betrag zur chirurgischen Kieferorthopädie unter Berücksichtigung ihrer Bedeutung für die Behandlung angeborener und erworbener Kieferdeformitäten bei Soldaten. *Dtsch Zahn Mund Kieferheil* 1942; 9: 73-89.
30. Shepherd JP, Dohvoma CN, Harradine NWT. Screw fixation after mandibular sagittal split ramus osteotomy: an intraoral approach. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1991; 29: 325-9.
31. Throckmorton GS, Ellis E. 3rd. The relationship between surgical changes in dentofacial morphology and changes in maximum bite force. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59: 620-7.
32. Trauner R., Obwegeser H. The Surgical Correction of Mandibular Prognathism And Retrognathia With Consideration Of Genioplasty. *Oral Surg.* 1957; 10: 677-689.
33. Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies: early experiences. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1989; 47: 651-2.
34. Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44:698-702.

35. Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63: 1620-5.
36. Watzke IM, Tucker ME, Turvey TA. Lag screw versus positional screw techniques for rigid internal fixation of sagittal osteotomies: a comparison of stability. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1991; 6: 19-27.
37. Will, LA; West, RA. Factors influencing the stability of the sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 47: 813-818.
38. Wolford LM, Davis Jr WM. The mandibular inferior border split: a modification in the sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48: 92-4.
39. Wolford, L.M., Bennet, M.A., Rafferty, C.G. Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987; 64: 146-155.

APÊNDICE

Material e Métodos referente à Análise de Elementos Finitos dos Capítulos 1 e 2

A chamada análise de elementos finitos baseia-se na criação de um modelo matemático que simula as condições geométricas e propriedades mecânicas dos objetos a serem testados.

Para a criação dos modelos deste trabalho, alguns passos precisam ser seguidos, que são os a seguir descritos: tomografia computadorizada ou escaneamento de superfície do objeto a ser estudado, com a reconstrução tridimensional do mesmo; criação da malha geométrica do objeto a ser estudado, com uma maior concentração de nós em regiões de interesse, introdução no modelo das informações referentes às propriedades mecânicas do objeto, condições de contorno, realização da simulação propriamente dita e interpretação dos resultados obtidos.

A seguir serão descritos cada um desses passos em detalhes:

Tomografia computadorizada e criação do modelo tridimensional (Etapa de Pré-processamento)

Inicialmente foi utilizada uma mandíbula em formato DICOM tomada do banco de dados da Divisão de Tecnologia Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) obtida a partir de uma tomografia computadorizada helicoidal *multislice* de uma mandíbula humana com cortes de espessura de 1 mm. Esse arquivo em formato DICOM foi exportado então o software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA), de onde foi criado o modelo tridimensional da mandíbula. Essa mandíbula obtida a partir do banco de dados do CTI foi remodelada tendo como base a hemimandíbula dos testes mecânicos e fotoelástico, com a finalidade da mesma ter as mesmas dimensões das utilizadas nesses testes. Ainda nesse mesmo software, a mandíbula foi

segmentada em duas metades, gerando assim uma hemimandíbula semelhante à utilizada nos testes mecânicos e fotoelásticos.

Com o objetivo de simplificação do modelo foram eliminadas áreas que não tinham interesse para o estudo da dissipação das tensões, como foi o caso dos dentes, onde só permaneceu o 1º molar que é o dente de incidência da carga, já que os demais são geometrias complexas e deixaria o modelo com uma quantidade de nós ainda maior, muitas vezes à custa de nós em regiões de interesse, como próximo à fixação e no sistema de fixação. Além disso, é importante ressaltar, que a mesma era homogênea, sem diferenciação entre osso cortical e medular, assim como nas hemimandíbulas utilizadas nos testes mecânicos e fotoelástico.

Os parafusos e as miniplacas dos modelos computacionais foram gerados no software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA) a partir das peças físicas da empresa Neoortho (JJGC Ind. e Com. de Mat. Dent. Ltda., Curitiba, Paraná) que também foram utilizadas no trabalho de Sato *et al.* (2010), cujos resultados foram utilizados para a valiação dos modelos de elementos finitos. Para a fixação com parafusos bicorticais, os mesmos apresentavam diâmetro de 1,5 mm e comprimento de 13 mm. Para os parafusos monocorticais, os mesmos tinham diâmetro de 1,5 mm e comprimento de 5 mm.

Nesse momento, após a criação dos modelos de hemimandíbula e miniplacas e parafusos, foi simulada na mesma uma osteotomia sagital do ramo mandibular, seguindo o padrão da osteotomia proposto por Epker (1977) com avanço de 5 mm, conforme empregado pela maioria dos estudos nessa área (Sato *et al.*, 2010). Os segmentos da osteotomia foram então fixados com cinco diferentes técnicas de fixação interna rígida que foram testadas neste experimento: linear 90° e 60°, L invertido, miniplacas e parafusos monocorticais convencionais e com sistema de travamento.

Os modelos tridimensionais gerados no software Rhinoceros foram exportados para o software Femap versão 10.1 (Siemens PLM Software Inc., Plano, TX) para a etapa de processamento para a criação da chamada malha geométrica que foi utilizada para a análise de elementos finitos propriamente dito.

As condições de contato foram definidas entre as miniplacas, os parafusos e os segmentos da osteotomia como estando em perfeito contato com o substrato, com exceção das placas com sistema de travamento, que tiveram um mínimo desalinhamento, simulando o seu uso clínico. Além disso, nas placas com sistema de travamento, os parafusos e as miniplacas tinham contatos colados, simulando o travamento placa-parafuso do sistema *locking*. Os modelos de elementos finitos foram todos considerados homogêneos, isotrópicos e com elasticidade linear.

Os modelos apresentaram as características de malha descritas a seguir (Tabela 1):

Tabela 1 – Elementos e nós dos modelos de elementos finitos

Modelo	Elementos	Nós
Linear 90°	91.578	138.942
Linear 60°	65.445	100.526
L Invertido	129.548	194.667
Miniplacas Convencionais	65.550	100.446
Miniplaca com Sistema Travamento	96.410	146.673

Ainda nesta etapa de pré-processamento, algumas características precisam ser inseridas no modelo de elementos finitos. Uma observação importante é que a hemimandíbula foi considerada como uma fase única, assim como ela foi confeccionada para os testes mecânico e fotoelástico, ou seja, não existe diferenciação entre cortical e medular óssea.

O modelo de material aplicado à análise deste trabalho exige o conhecimento de duas propriedades dos materiais: Coeficiente de Poisson e Módulo de Elasticidade (ou de Young). O Módulo de Elasticidade, segundo Anusavice (2005), é a relação existente entre o esforço específico e a alongação específica, ou seja, é a relação entre as tensões e as deformações elásticas. Dessa forma, quanto maior o módulo de elasticidade para uma determinada tensão, menor será a deformação correspondente, ou seja, está relacionado com a rigidez do material.

O coeficiente de Poisson pode ser definido como a relação existente entre o deslocamento no sentido de aplicação de um carregamento e o deslocamento do corpo na direção transversal, ou seja, um alongamento no sentido longitudinal ocasiona uma contração no sentido lateral e vice-versa (Meyers & Chawla, 1982).

O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson para o poliuretano foram estabelecidos por meio de ensaio mecânico na máquina Instron 4411 (Instrons Corp., Norwood, MA) através do uso de corpos de prova (Figura 11). No caso das miniplacas e parafusos, as propriedades dos materiais foram fornecidas pelo fabricante.

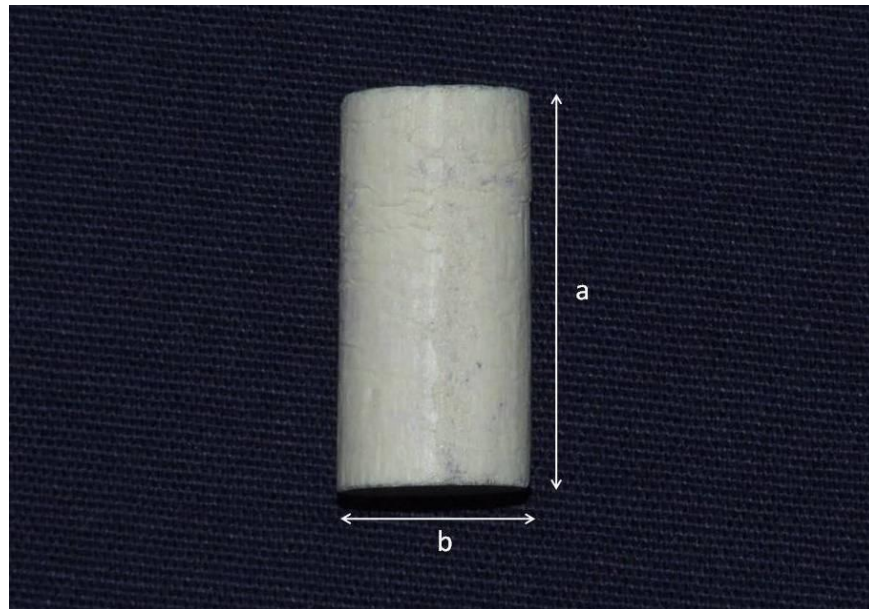


Figura 11 – Corpo de Prova utilizado para determinação do coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade. $a = 30$ mm e $b = 15$ mm

De acordo com os testes realizados para o substrato (hemimandíbula), o coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade foram respectivamente 0,2817 e 624,42 MPa. Para a liga de titânio, 0,34 e 116.000 MPa.

A condição de fixação ou restrição foi aplicada em toda a região da cabeça de mandíbula e ramo mandibular, permitindo a fixação do segmento proximal enquanto a força era exercida na região da fossa central do primeiro molar, permitindo a realização do teste de carregamento e a análise das tensões geradas.

Etapa de Processamento

Depois de finalizada a etapa de pré-processamento, os modelos geométricos foram exportados para o software NEi Nastran versão 9.2.3 (NEi Software, Westminster, CA) para a realização da etapa do processamento.

No software NEi Nastran os modelos foram submetidos à análise de elementos finitos. Um deslocamento de 3 mm na região do ponto de aplicação da carga foi estipulada, tendo sido calculadas para cada um dos modelos as Tensões Máximas Principais em MPa (N/mm^2).

Etapa de Pós-processamento

As imagens obtidas com as Tensões Máximas Principais foram então analisadas e comparadas com as imagens obtidas nos testes fotoelásticos de Sato (2009) para validação dos modelos de elementos finitos. Para essa validação, observaram-se que os padrões de distribuição das tensões nos modelos fotoelásticos e compararam-se esses padrões com os obtidos na análise de elementos finitos, e verificou-se que os mesmos tinham semelhança entre os modelos, validando dessa forma os modelos obtidos através da análise de elementos finitos.

A análise de elementos finitos foi feita de maneira qualitativa por meio da avaliação das tensões máximas principais representadas em uma escala com 16 faixas de valores de tensão com distribuição entre -3 a 30 MPa para a hemimandíbula e -3 a 500 MPa para as placas e parafusos.

Referências:

1. Anusavice KJ. Materiais Dentários. São Paulo: Elsevier, 11^a ed, 2005.
2. Epker, B.N. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg. 1977; 35: 157-159.
3. Meyers MA, Chawla KK. Princípios de metalurgia mecânica. São Paulo: Edgard Blucher Ltda., 1982.

4. Sato FRL. 2009. Avaliação mecânica e fotoelástica de diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomias sagital em avanços mandibulares [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

Material e Métodos referente aos Testes Mecânico e Fotoelástico do Capítulo 2

Testes Mecânicos

Para os testes mecânicos foram utilizadas hemimandíbulas anatômicas sintéticas padronizadas, confeccionadas com poliuretano rígido da marca comercial Nacional e densidade padronizada de 200 g/L (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brasil).

Inicialmente foi adquirida 1 mandíbula dentada íntegra da marca Nacional (Código 4013), que foi seccionada em 2 partes entre os incisivos centrais inferiores, sendo geradas dessa forma 2 hemimandíbulas.

Essa hemimandíbula foi então submetida a uma osteotomia sagital do ramo mandibular com o uso de uma serra recíprocante acoplada a um motor tipo TPS (Stryker Instruments Inc. Kalamazoo, MI, EUA).

Essa hemimandíbula já com a osteotomia foi enviada à empresa Nacional que realizou a reprodução da mesma em poliuretano, permitindo dessa forma a padronização de todas as amostras.

Para a realização desse trabalho, as amostras foram divididas da seguinte forma:

- Grupo 1 – 10 hemimandíbulas com OSRM fixadas com 1 placa de titânio de 4 furos mais 1 parafuso bicortical de 13 mm posterior ao último dente (técnica híbrida)
- Grupo 2 – 10 hemimandíbulas com OSRM fixadas com 3 parafusos (2 x 13 mm) dispostos em L invertido;

- Grupo 3 – 10 hemimandíbulas com OSRM fixadas com 1 placa de titânio de 4 furos com extensão de 0,55 mm espessura.

Todas as hemimandíbulas foram fixadas com um avanço de 5 mm com as técnicas de fixação que foram propostas nesse estudo. Para a padronização do avanço entre os segmentos ósseos e da fixação com placas e parafusos de titânio, foram confeccionados guias de resina acrílica quimicamente ativada incolor (Dental Vipi Ltda., Pirassununga – São Paulo, Brasil), que permitiam o correto posicionamento dos segmentos para fixação, conforme metodologia proposta por Asprino (2005).

Para a fixação, os dois segmentos que formavam a hemimandíbula eram inseridos nos guias de resina acrílica e perfurados com o uso de uma broca do sistema 2,0 mm da Neoortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil) e fixados com os parafusos do mesmo sistema ou miniplaca, ainda com o uso dos guias. Após a fixação as hemimandíbulas eram retiradas dos guias e verificada a correta redução e fixação dos segmentos (Figura 12).



Figura 12 – Hemimandíbulas fixadas com um avanço de 5 mm: a) Hemimandíbula fixada utilizando técnica híbrida, b) Hemimandíbula fixada com miniplaca e parafusos monocorticais, c) Hemimandíbula fixada com 3 parafusos em L invertido.

Após as fixações, todas as amostras foram incluídas em um bloco de resina acrílica, quimicamente ativada, incolor (Dental Vipi Ltda., Pirassununga – São Paulo, Brasil) em toda a extensão do ramo mandibular (Figura 13), para permitir seu posicionamento e apreensão nos suportes em que foram levadas à máquina de ensaio. Para isto foi utilizado um molde metálico retangular, previamente lubrificado com vaselina sólida branca (Indústria Farmacêutica Rioquímica Ltda. São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil).

A confecção dessa base em resina acrílica, neste molde, permitiu a padronização das dimensões de todos os blocos de resina e do

posicionamento e apreensão das amostras no suporte para o teste mecânico.



Figura 13 - Base em resina acrílica confeccionada para as hemimandíbulas nos testes mecânicos

O Teste de Carregamento teve como objetivo avaliar a resistência dos sistemas de fixação às forças exercidas sobre os mesmos. Para isso, foi utilizada uma máquina para ensaio universal servohidráulica Instron, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP) (Figura 14).

Para a realização de tal teste, foram confeccionados, em aço inoxidável, um dispositivo de aplicação de carga e um dispositivo para fixação das hemimandíbulas (suporte) junto ao equipamento do teste de carregamento.

Para o teste de carregamento, foi estabelecida uma velocidade de 1mm/min, para aplicação de carga progressiva sobre o sistema, quando foi realizada a obtenção do valor de resistência ao carregamento, em quilograma-força, na carga de pico e carga final e aferido o deslocamento

imposto pelo ensaio, em milímetros, nestes dois momentos. A carga foi sempre aplicada no segmento distal num ponto fixo, que recebia o dispositivo de aplicação de carga, previamente confeccionado, na fossa central do primeiro molar inferior. Os valores da carga de pico foram tomados no momento em que se alcançou a carga máxima antes da primeira falha do sistema, logo após esta, a carga começava a diminuir, e era possível observar na máquina de ensaio, o registro deste valor, chamado pela máquina de carga de pico. Além do valor da carga era registrado o deslocamento que o corpo de prova havia sofrido até o momento da carga de pico, chamado deslocamento de pico. Após a aferição da carga de pico, ou seja, carga máxima antes da primeira falha do sistema, e seu respectivo deslocamento, na aplicação de carga progressiva o sistema continuou a ser submetido ao teste até a falha total do mesmo, quando havia perda da resistência e a máquina terminava o ensaio (parava automaticamente, indicando “break”), também registrando os valores de carga e deslocamento finais.



Figura 14 – Máquina de Ensaio Instron 4411 com suporte e amostra em posição

A análise estatística foi realizada a fim de comparar, quantitativamente, as médias das cargas de pico (em kgf), o deslocamento de pico (em mm), a carga final (em kgf) e o deslocamento final (em mm) para todos os grupos estudados.

Os valores foram analisados no programa de análise estatística SAS (SAS Institute Inc., Cary NC, EUA). Na análise exploratória utilizando PROC LAB, foi indicada a necessidade de transformação logarítmica para a variável carga e a inversa para a variável deslocamento. Após a transformação foi aplicada a Análise de Variância (ANOVA) One-way e posteriormente o teste de Tukey com significância de 5% ($\alpha=0,05$) para a comparação entre as médias.

Teste Fotoelástico

Para a confecção dos modelos para análise fotoelástica, partiu-se de uma hemimandíbula de poliuretano rígido da marca Nacional (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brasil), seccionada em dois segmentos por OSRM, idêntica àquelas utilizadas nos teste mecânicos. Os segmentos foram então lixados com uma lixa d'água modelo T277 (Norton Abrasivos Brasil Ltda. – Guarulhos, São Paulo - Brasil) e posteriormente aplicada uma camada de esmalte de unha transparente (Niasi Ind. Comésticos Ltda. – Taboão da Serra, São Paulo – Brasil) sobre os modelos para eliminação das irregularidades da superfície.

Para a confecção do grupo controle no teste fotoelástico foi utilizada uma hemimandíbula íntegra para a qual a superfície também foi lixada e aplicada sobre a mesma uma camada de esmalte, assim como realizado com os segmentos dos grupos testes.

Inicialmente foi construída uma moldeira em acrílico para a moldagem dos segmentos das hemimandíbulas com material de moldagem a base de silicone.

A seguir foi preparado o material de moldagem à base de silicone Silibor[®] (Clássico Artigos Odontológicos Ltda. – São Paulo, São Paulo - Brasil) (Figura 15). Este material foi manipulado na proporção de 3 a 4% de líquido catalisador para cada porção de silicone dosada, a fim de preencher completamente a moldeira acrílica. O preenchimento da moldeira com o material de moldagem foi realizado de maneira lenta, a fim de evitar a formação de qualquer tipo de bolha no material. O segmento da hemimandíbula foi então inserido lentamente na silicone, de modo a estar totalmente imerso no material. Para cada segmento da hemimandíbula (parte proximal e distal) foi realizado um molde de silicone.



Figura 15 – Material a base de Silicone para Moldagem

Foi aguardado então um período de 24 horas para a completa presa do material de moldagem e a separação do molde/matriz, de acordo com a recomendação do fabricante. Cada molde foi utilizado uma única vez para evitar distorções quando da inserção da resina e retirada dos modelos fotoelásticos. O segmento da hemimandíbula foi então retirado do interior do material de moldagem com o máximo de cuidado possível para evitar que a moldagem sofresse alterações como perfurações ou rasgamento (Figura 16).



Figura 16 – Abertura e retirada da hemimandíbula do interior do molde

A confecção dos modelos fotoelásticos foi realizada com resina Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda - Hunstman) que possui dois componentes líquidos, a GY-279 modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2964 à base de amina cicloalifática, modificado, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio.

A cura deste material ocorre à temperatura ambiente por meio de um sistema endurecedor, o que possibilita a confecção de modelos de plástico fotoelástico, transparente, de alto brilho e sem exsudação. Os componentes devem ser armazenados a 18-25°C e tempo de armazenamento de um ano (GY279 BR) e dois anos (HY 2964).

A quantidade de material a ser utilizada deve ser previamente calculada de acordo com o tamanho da peça a ser modelada, e a proporção da mistura recomendada é de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY 2964.

Ambas as porções foram vertidas em um recipiente tipo Becker e misturadas de forma manual com um bastão de vidro bem vagarosamente, de modo a evitar a incorporação de bolhas no material, que poderiam dificultar o processo de leitura – Figura 17 a 19.



Figura 17 – Resina Araldite adicionada ao Becker



Figura 18 – Resina Araldite com o endurecedor



Figura 19 – Mistura da resina com o endurecedor com o auxílio de um bastão de vidro

A resina e o endurecedor foram misturados até a completa homogeneização dos produtos e com o auxílio de uma seringa foram injetados lentamente no interior do molde até completar todo o conteúdo interno do mesmo (Figura 20).

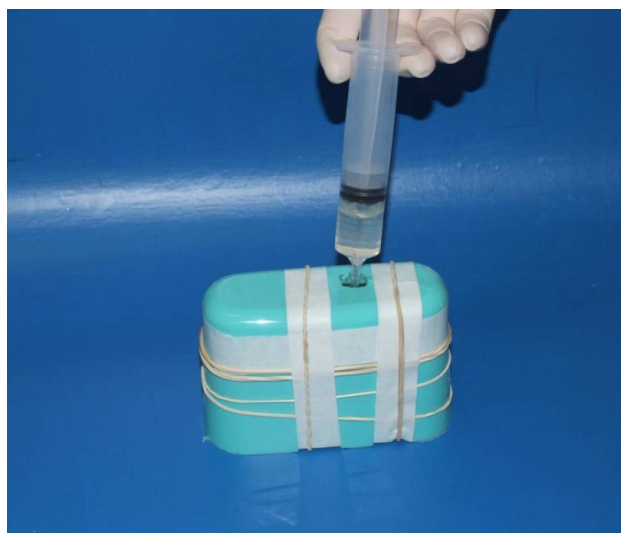


Figura 20 – Aplicação da resina fotoelástica no interior do molde

O tempo estimado para o modelo fotoelástico alcançar o estágio de reconformeamento é de 2 a 3 horas após o início da mistura, dependendo do tamanho da amostra, espessura e do ambiente de polimerização. Foi

aguardado um período adicional de 72 horas, seguindo recomendações do fabricante, para a remoção dos modelos fotoelásticos dos moldes.

Após o período necessário para a presa da silicona, foi realizado um corte no molde e a hemimandíbula retirada com muito cuidado para evitar ao máximo a indução de tensões.

Os segmentos da hemimandíbula foram então fixados com o auxílio dos guias confeccionados em resina acrílica, os mesmos utilizados na fixação das hemimandíbulas em poliuretano. Para o teste fotoelástico, foram confeccionados 3 modelos correspondentes: as seguintes amostras: miniplacas e parafusos monocorticais, parafusos bicorticais em disposição em L e técnica híbrida, com as miniplacas e parafusos monocorticais, mais 1 parafuso bicortical.

Para a fixação, foram utilizadas miniplacas de titânio retas com extensão sistema 2,0 mm de 4 furos e parafusos de titânio monocorticais de 5 mm e parafusos bicorticais de 13 mm da marca comercial Neoortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil).

A perfuração das amostras foi realizada lentamente com brocas do sistema 2,0 mm Neoortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil) a 30.000 rpm com irrigação abundante para evitar a indução de tensões no modelo de resina fotoelástica.

Após a fixação dos modelos, os mesmos foram à máquina de ensaio universal Instron, modelo 4411, acoplada ao polariscópio plano desenvolvido pela empresa Eikonai Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda. (São Paulo – SP, Brasil) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-Unicamp) (Figura 21 e 22).

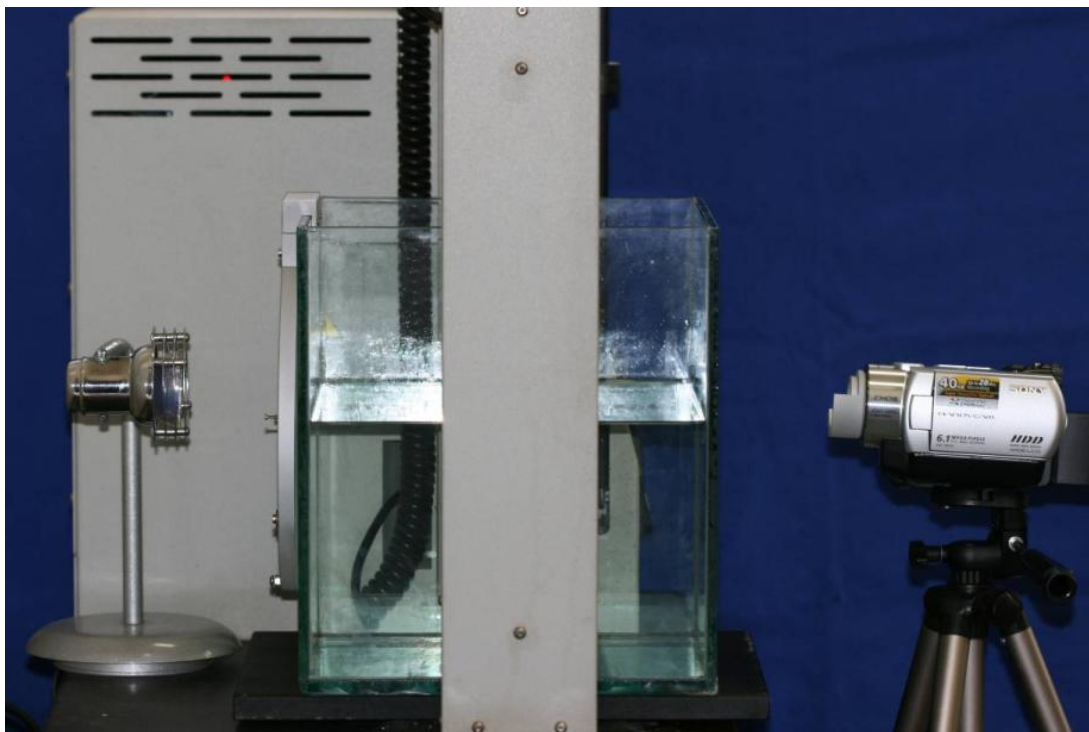


Figura 21 – Vista Lateral do Polariscópio já acoplado à máquina de ensaio e com a câmera em posição



Figura 22 – Vista Frontal do Polariscópio acoplado à máquina de ensaio

As amostras foram submetidas à carga vertical na região de fossa central do primeiro molar inferior através de um dispositivo de aplicação de carga semelhante ao utilizado no teste mecânico, que foi adaptado à máquina de ensaio universal Instron modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA - EUA) da mesma instituição. Essa incidência de carga permitiu uma avaliação das tensões geradas na face vestibular da mandíbula.

Hemimandíbulas em resina fotoelástica também foram preparadas e fixadas de modo semelhante a dos testes mecânicos, e com cuidado para evitar pressão no momento da perfuração e com uso de irrigação em abundância com o intuito de reduzir a geração de tensões.

Para melhorar a visualização das franjas de tensões nas hemimandíbulas confeccionadas em resina fotoelástica, foi utilizado um cubo de 30 x 30 x 30 cm confeccionado em vidro temperado, onde foi adicionado óleo mineral transparente (Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. – São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil).

Para a realização do teste fotoelástico, foi confeccionada uma base de resina acrílica (Dental Vipi Ltda., Pirassununga – São Paulo, Brasil), também vazada na moldeira metálica utilizada para a confecção das bases para o teste mecânico. Como molde, foi utilizada uma hemimandíbula em poliuretano. Após a polimerização da resina, a base foi seccionada ao meio, possibilitando, dessa forma, a retirada da hemimandíbula que serviu como molde e a inserção das hemimandíbulas em resina fotoelástica.

As hemimandíbulas em resina fotoelástica foram então posicionadas entre ambas as partes da base de resina acrílica e presas ao suporte metálico, através da compressão desta base de resina com o apertamento dos parafusos. Esse suporte foi então levado ao interior do cubo de vidro para a realização do teste fotoelástico.

A máquina de ensaio foi programada para realizar um deslocamento constante de 1mm/min até atingir o deslocamento de 3 mm, quando a

mesma estacionava a ponta de incidência de carga e era realizada a tomada fotográfica das franjas isocromáticas. Além da tomada fotográfica na carga final, também foi realizada a tomada fotográfica inicial, a fim de se demonstrar a ausência de tensões residuais na amostra.

Para se tentar minimizar as tensões geradas no modelo fotoelástico, os mesmos foram levados a uma estufa com temperatura de 55°C onde permaneceram por 5 minutos para eliminação das tensões residuais, conforme proposta de Torres (2008), que é o protocolo utilizado na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

A resina fotoelástica utilizada nesse estudo possui alta sensibilidade, porém apresenta baixa resistência à deformação, desta forma, a faixa de trabalho de força aplicável sobre este material é pequena e com valores mais baixos, quando comparados com a resina de poliuretano utilizada nos testes mecânicos.

Para a análise fotoelástica desse trabalho, a opção foi pela padronização do deslocamento, e não pela carga. Isso se deve ao fato de que os sistemas de fixação apresentam diferentes resistências, e dessa forma o deslocamento parece ser a melhor forma de se padronizar e avaliar as franjas isocromática das amostras.

As hemimandíbulas foram filmadas e fotografadas no deslocamento de 3 mm, por ser aquele que apresentou uma ordem de franjas mais nítida para a análise das hemimandíbulas. Antes de iniciar os testes fotoelásticos, foram realizadas fotos iniciais com uma Máquina Fuji Modelo 9000 (Fuji Corporation, Japão) para registro das mínimas tensões residuais remanescentes nas amostras, em decorrência das perfurações realizadas previamente à inserção dos parafusos de fixação, bem como a própria pressão dos parafusos sob o substrato. O teste foi filmado na íntegra com o uso de uma filmadora Sony Modelo Handycam DCR-SR300 6.1 MP (Sony Corporation, Japão). Após a máquina de ensaio universal ter realizado o

deslocamento desejado (3 mm), a mesma era automaticamente colocada em pausa e uma foto final realizada.

Referências:

1. Asprino L. Comparação da resistência ao carregamento de três técnicas de fixação interna rígida utilizada no tratamento de fraturas condilares. Estudo in vitro em hemimandíbulas de poliuretano. [Tese]. Piracicaba: Unicamp/FOP, 2005.
2. Torres EM. Análise fotoelástica das tensões geradas por próteses sobre implantes com diferentes planejamentos para reabilitações parciais em áreas posteriores da mandíbula. [Tese]. Ribeirão Preto: FORP-USP, 2008.

Material e Métodos referente à Análise de Estabilidade Cefalométrica em Longo Prazo do Capítulo 3

A amostra desse estudo incluiu 25 pacientes que foram submetidos à cirurgia ortognática pela Área de Cirurgia Bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP para correção de deformidade dentofacial envolvendo avanço mandibular através de osteotomias sagitais dos ramos mandibulares.

Os critérios de inclusão dos pacientes para esse estudo foram: 1) pacientes que foram submetidos a tratamento ortodôntico-cirúrgico para correção de deformidade esquelética do tipo classe II, 2) pacientes submetidos a avanço mandibular através de osteotomias sagitais dos ramos mandibulares de acordo com a técnica proposta por Epker (1977), 3) pacientes que compareceram a avaliações pós-operatórias regulares, 4) idade igual a 16 anos ou acima no momento da cirurgia e que aceitaram de forma voluntária a participarem da pesquisa que foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP sob número 078/2010.

Os critérios de exclusão foram: 1) procedimento prévio de cirurgia ortognática 2) cirurgia da articulação temporo-mandibular prévia ou posterior à cirurgia, 3) necessidade de cirurgia bimaxilar, 4) qualquer problema de saúde ou mental que impossibilitaram o paciente a seguir as recomendações pós-operatórias, 5) casos de acidentes transoperatórios, como fraturas incorretas ou complicações pós-operatórias, como não-união ou mal-união, 6) pacientes que necessitaram permanecer com bloqueio maxilomandibular no pós-operatório, 7) menos de 20 dentes no total ou menos de 10 dentes em algum dos arcos ou problema periodontal severo, 8) deformidades ou síndromes craniofaciais, 9) mudança de residência que impossibilitasse o acompanhamento pós-operatório e 10) dados clínicos incompletos no prontuário, como de radiografias e dados referentes à cirurgia ou do período pós-operatório.

Para esse estudo, pacientes submetidos à mentoplastia também foram incluídos na amostra, pois a estabilidade e as mudanças ósseas também puderam ser avaliadas por esse procedimento cirúrgico complementar e um ponto cefalométrico não influenciado pela cirurgia também estava presente (ponto B).

Os pacientes foram divididos em três grupos de acordo com a técnica de fixação interna rígida adotada para a osteotomia sagital dos ramos mandibulares. Para esse estudo, três técnicas de fixação foram avaliadas: 1) miniplaca de titânio com 4 parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm ao longo da linha oblíqua da mandíbula, 3 parafusos bicorticais em disposição linear 90° inseridos de modo transbucal acima do canal mandibulares próximo a área retromolar e a técnica híbrida, composta por 1 miniplaca de titânio fixada por 4 parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm, e mais 1 parafuso bicortical instalado posterior ao último dente e acima do canal mandibular.

Para todos os grupos, fixação maxilo-mandibular com elásticos pesados foi mantida por um período de 7 dias, seguido por fisioterapia pós-operatória com elásticos leves. Não foram mantidos no período pós-operatório os guias finais dos pacientes da amostra, pois a sua remoção poderia levar a uma autorotação da mandíbula dependendo da espessura do guia. Todos os pacientes receberam tratamento ortodôntico pré-cirúrgico para coordenar apropriadamente os arcos dentários e eliminar as compensações dentárias, melhorando o posicionamento

dos dentes dentro das respectivas bases ósseas e tratamento ortodôntico pós-cirúrgicos para refinamento da oclusão com diversos profissionais especialistas em ortodontia.

Com o intuito de se avaliar a estabilidade dos procedimentos mandibulares, medidas lineares e uma angular foram utilizadas para se avaliar as posições sagitais e verticais das estruturas esqueléticas mandibulares em relação às estruturas cranianas em telerradiografias, que foram tomadas no período pré-operatório (T0), com 1 semana (T1) e com 6 meses de pós-operatório (T2). As telerradiografias foram tomadas em norma lateral de acordo com a técnica de posicionamento ao cefalostato preconizada por Broadbent (1931).

Todas as radiografias foram traçadas e analisadas por um mesmo indivíduo. A magnificação foi ao redor de 9 a 10% em todos os campos, porém nenhuma correção para as medidas foi realizada.

Para a realização dos traçados, foi adaptada uma folha de papel vegetal (gramatura 90) sobre as telerradiografias e fixada com o auxílio de fita adesiva transparente sobre negatoscópio de luz branca centralizada. Para melhor visualização das radiografias, os traçados foram realizados em sala escura. Para delimitação das estruturas anatômicas, foi utilizada uma lapiseira (Pentel 0,5 mm) com grafite (Pentel HB de 0,5 mm) e borracha (Mercur Record 40), sendo que onde se encontrava dupla imagem, foi delimitado um ponto médio entre as duas. As medidas lineares foram tomadas com uma régua milimetrada (Dessetec modelo 7115 – Trident) e a medida angular com o auxílio de um transferidor (Dessetec número 1521 - Trident).

Para se minimizar a possibilidade de erro, foram realizadas quatro repetições e obtidas médias, como preconizou Houston (1983), sendo que essas médias foram as utilizadas para as análises estatísticas e descritivas dos dados.

Foram demarcados os seguintes pontos cefalométricos para esse trabalho, de acordo com Gregoret (1999):

S (sela): centro geométrico da sela túrcica

N (nasio): ponto de interseção entre a sutura do osso frontal com os ossos nasais

Or (orbitário): ponto mais inferior do rebordo infra-orbitário

Po (pório): ponto mais superior do meato acústico externo

B: ponto mais profundo da concavidade anterior da mandíbula

Pg (pogônio): ponto mais anterior do mento ósseo

Me (mentoniano): ponto mais inferior da sínfise mandibular

Um sistema de coordenada (x,y) foi construído. Uma linha 7° acima da linha nasio-sela (NSL) no ponto nasio (N) indicando o eixo x, e uma linha perpendicular pelo ponto sela (S) indicando o eixo y.

Para se avaliar as características faciais pré-operatórias, bem como as variações da cirurgia, bem como no período pós-operatório, as seguintes medidas cefalométricas foram realizadas:

1. Medidas Sagitais:

- a. Ponto B ao Eixo y
- b. Ponto Pg (Pogônio) ao Eixo y
- c. Ponto Me (Mentoniano) ao Eixo y

2. Medidas Verticais:

- a. Ponto B ao Eixo x
- b. Ponto Pg (Pogônio) ao Eixo x
- c. Ponto Me (Mentoniano) ao Eixo x

3. Medida Rotacional:

- a. Profundidade Mandibular (Ângulo formado pelo Plano de Frankfort e a linha entre o ponto nasio e o ponto B – Linha NB)

As medidas lineares foram feitas com o auxílio de uma régua e as medidas angulares com o auxílio de um transferidor. As mudanças entre essas medidas foram calculadas em dois intervalos diferentes de tempo: T0 a T1 ($\Delta T1$) e T1 a T2 ($\Delta T2$).

Análise estatística foi realizada com o objetivo de se verificar a correlação e se comparar os parâmetros cefalométricos entre os intervalos de tempo. As mudanças pós-operatórias do posicionamento mandibular foram analisados através das médias aritméticas e desvio-padrão para as medidas lineares e

angulares, e através do teste de ANOVA de Kruskal-Wallis para se comparar a estabilidade entre os três métodos de fixação e um teste de regressão múltipla linear para verificar a associação entre a quantidade de avanço e recidiva (SPSS Version11, Chicago, IL). Valores inferiores a 0,05 foram considerados estatisticamente significantes.

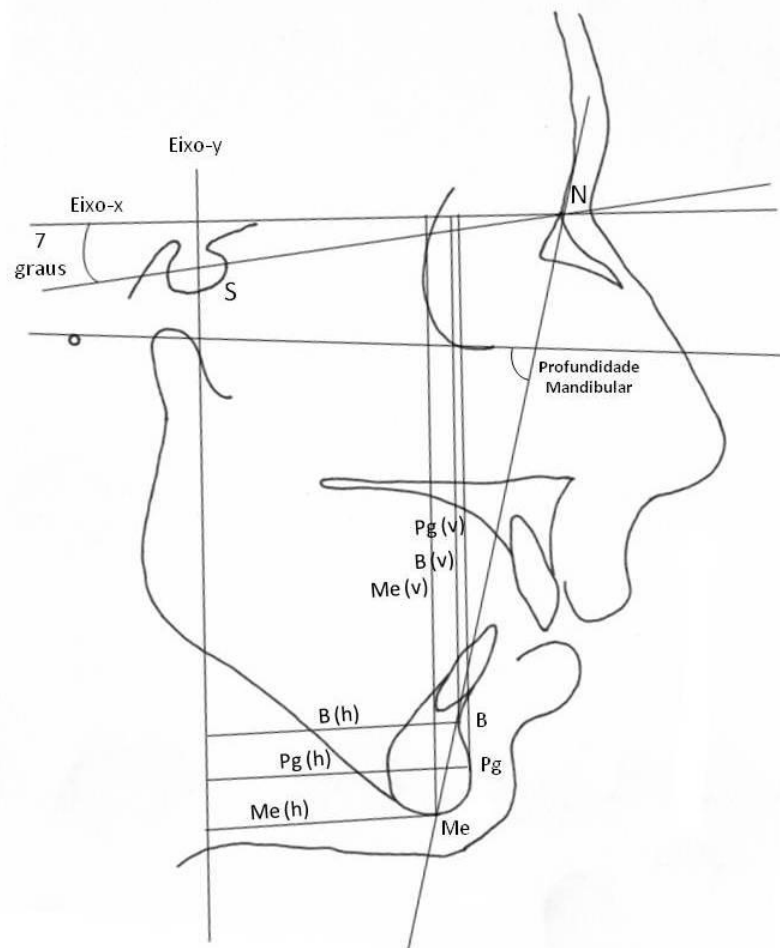


Figura 23 – Pontos e Medidas Cefalométricas. Horizontais: B(h): Ponto B – Eixo y, Pg (h): Ponto Pg – Eixo y, Me (h): Ponto Me – Eixo y; Sagitais: B(v): Ponto B – Eixo x, Pg (v): Ponto Pg – Eixo x, Me (v): Ponto Me – Eixo x, Profundidade Mandibular: Plano de Frankfort/Linha NB.

Referências:

1. Broadbent BH. A new technique and its application to Orthodontia. Angle Orthop Appleton 1931; 1:45-66.
2. Epker, B.N. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg. 1977; 35: 157-159.
3. Gregoret J. Ortodontia e Cirurgia Ortognática: Diagnóstico e Planejamento. São Paulo: Ed. Santos, 1999.
4. Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. Am J Orthod 1983; 83: 382-90.

ANEXO



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Comparação da estabilidade pós-operatória de três técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital dos ramos mandibulares para avanço mandibular**", protocolo nº 078/2010, dos pesquisadores Fábio Ricardo Loureiro Sato, Luciana Asprino e Marcio de Moraes, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 04/08/2010.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Comparison of postoperative stability of three rigid internal fixation techniques after sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement**", register number 078/2010, of Fábio Ricardo Loureiro Sato, Luciana Asprino and Marcio de Moraes, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 08/04/2010.

Prof. Dr. Pablo Agustin Vargas
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.