

**Fabício Moreira Serra e Silva**

Cirurgião-Dentista

**Avaliação Mecânica *in vitro* da Resistência de  
Parafusos Reabsorvíveis Utilizados como Fixação  
Rígida de Osteotomias Sagitais em  
Hemimandíbulas de Poliuretano**

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

**Orientador:** Prof. Dr. Renato Mazzonetto

Piracicaba – SP  
2006

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

Bibliotecário: Sueli Ferreira Julio de Oliviera – CRB-8ª. / 2380

S68a

Serra e Silva, Fabrício Moreira.

Avaliação mecânica *in vitro* da resistência de parafusos reabsorvíveis utilizados como fixação rígida de osteotomias sagitais em hemimandíbulas de poliuretano. / Fabrício Moreira Serra e Silva. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2006.

Orientador: Renato Mazzonetto.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cirurgia ortognatica. 2. Osteotomia. 3. Fixação de fratura. I.Mazzonetto, Renato. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(sfjo/fop)

Título em Inglês: *In vitro* mechanical evaluation of strength of absorbable screws used as rigid fixation in sagittal osteotomies of polyurethane hemimandible.

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Surgery Orthognatic. 2. Osteotomy. 3. Fracture fixation.

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

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Alexandre Elias Trivellato, Cássio Edvard Sverzut, Renato Mazzonetto, Roger William Fernandez Moreira, Walter Leal de Moura.

Data da Defesa: 11-12-2006.

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 11 de Dezembro de 2006, considerou o candidato FABRÍCIO MOREIRA SERRA E SILVA aprovado.

PROF. DR. BENATO MAZZONETTO

PROF. DR. WALTER LEAL DE MOURA

PROF. DR. CASSIO EDVARD SVERZUT

PROF. DR. ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO

PROF. DR. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

## DEDICATÓRIA

Ao meu pai e amigo, Wagner. Meu exemplo de caráter, seriedade, honestidade e hombridade. Lembro sempre de seus ensinamentos e palavras.

À minha mãe e amiga, Graça. Meu exemplo de sensatez, amadurecimento e bondade. Eu te amo, MEU SOL!

Ao meu irmão e grande amigo, Wagner Filho. Você é muito importante para mim. Conte comigo em tudo e sempre.

À minha irmã caçula, Maíra Daysê. A nossa mais nova e futura Cirurgiã-Dentista da família Serra e Silva. Boa sorte! Conte comigo.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus, a essência de tudo, pela vida, amor e proteção. Sinto-me um iluminado por Vossa Luz, obrigado, abençoai-nos, Amém!

Aos meus pais e irmãos, meu alicerce e suporte, pelo apoio e estímulo em todos os momentos da minha vida.

À minha avó, Alba, pelo amor, carinho e orações.

Aos meus avós, Maurício e Tancredo (*in memoriam*), pelo exemplo de seriedade e sabedoria.

Aos meus tios e primos, pelo apoio, confiança e torcida pelo meu sucesso.

À Maraisa, pessoa que me fez amadurecer e que aprendi a amar e admirar, por me acompanhar de forma incansável durante todos os momentos da minha vida em Piracicaba. Obrigado pelo seu amor!

Ao amigo e orientador, Prof. Renato Mazzonetto, por confiar em mim e no meu trabalho. Espero ter correspondido em tudo. Muito obrigado!

Ao amigo, Prof. Luis Augusto Passeri, pela confiança depositada em mim, pelos ensinamentos e pelo exemplo de dedicação, conduta profissional e amor à cirurgia. Serei eternamente agradecido!

Ao amigo, Prof. José Ricardo de Albergaria Barbosa, pelo exemplo de alegria e alto astral, pela amizade e contribuição indispensável no exame de qualificação. Meus sinceros agradecimentos por sua amizade!

Ao amigo, Prof. Márcio de Moraes, pela amizade e ensinamentos, pelo exemplo de ser humano e conduta profissional. Muito obrigado por sua amizade!

Ao amigo, Prof. Roger William Fernandes Moreira, por me acolher como aprendiz de seus valiosos ensinamentos, logo no começo e em toda a minha caminhada em Piracicaba. Sinceramente, muito obrigado!

Ao amigo, Prof. Alexandre Elias Trivelatto, pela pronta disponibilidade, e pela contribuição no exame de defesa de tese. Espero que nossa amizade, que começou logo com minha chegada a Piracicaba, possa perdurar e fortalecer ainda mais.

Ao Prof. Cássio Edvard Svezut, pela disponibilidade e imensa contribuição no exame de defesa de tese. Já o admirava mesmo antes de conhecê-lo pessoalmente. Espero o ter como um novo amigo daqui pra frente. Obrigado!

Ao amigo, Prof. Walter Leal de Moura, pelo estímulo e apoio, por mostrar a primeira porta que me foi aberta em Piracicaba, meu muito obrigado e estimada consideração.

Ao amigo, Prof. Rubens Guimarães Filho, pela contribuição no exame de qualificação, pela amizade, pelo companheirismo e pelas experiências vividas juntos logo na minha chegada a Piracicaba, em que eu era um simples estagiário interessado e agora me vejo honrado como seu colega cirurgião.

À Profa. Eliana Aparecida de Rezende Duek, pela parceria neste trabalho, e contribuição no exame de qualificação.

Ao Prof. Lourenço Correr Sobrinho, por ter aberto as portas do laboratório de Materiais Dentários, e permitido a realização desta pesquisa. Agradeço também pela disponibilidade em esclarecer minhas inúmeras dúvidas durante a execução do nosso trabalho.

À Profa. Glaucia Maria Bovi Ambrosano, pela ajuda e paciência durante a análise estatística deste trabalho. Muito obrigado!

À colega e amiga, Vanessa Galego, pela disponibilidade, paciência e ajuda durante a análise estatística, sem você realmente não teríamos resultados. Obrigado!

Ao colega, Marcos Blanco Cagiani, pessoa especial na execução deste trabalho, e a todos os colegas do Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela ajuda neste trabalho.

Às colegas e funcionárias do Centro-Cirúrgico da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Edilaine (Didi), Daiana, Sueli, Cristiane,

Camila e Fernanda, pela amizade e paciência, pelo convívio sempre alegre e prazeroso, e pela ajuda diária indispensável para minha formação.

Aos colegas de doutorado, Aníbal, Bernardo, Delson, Gustavo, Alex, Cecília, Glaykon, Greison, Júlio e Rodrygo; e aos colegas do mestrado, Bento, Eduardo, Leandro, Renato, Fábio, Jaime, Miguel e Rafael; e aos estagiários e novos colegas de curso, pelo convívio e ajuda na minha formação. Boa sorte a todos!

Aos colegas, amigos e ex-alunos do curso de pós-graduação, Eider, Luisão, Robson, Laureano, Dinho, Fernando, Adriano, Wagner, Alleyson, Alessandro, Sandra, Nelson Rebelato, Paulo Muller, Botelho, Luciana, André, Petrus, pelo exemplo de amizade, coleguismo, cumplicidade e trabalho, que durante toda a minha passagem em Piracicaba procurei seguir e passar para os colegas de curso.

A todos os colegas do curso de Clínica Odontológica que foram tão importantes durante minha caminhada e formação em Piracicaba, e que agora fazem parte do meu seleto grupo de amigos.

A todos os meus amigos e colegas de Teresina, que sempre estiveram na torcida pelo meu sucesso e que nunca deixaram a distância enfraquecer os nossos laços de amizade.

A todos os meus professores da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Piauí, pelo início da minha formação odontológica.

## **AGRADECIMENTOS**

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela estrutura oferecida para realização desta etapa da minha formação profissional.

À CAPES, pelo auxílio financeiro indispensável ao desenvolvimento de todas as atividades durante meu curso de pós-graduação.

À Engimplan, pela doação dos materiais testados neste trabalho e todo o apoio durante a nossa pesquisa.

A todos que indiretamente foram indispensáveis para a realização de mais uma etapa da minha formação.

*O homem não foi posto neste mundo,  
unicamente apenas pra viver...  
Deus lhe deu um espírito fecundo,  
com o exemplo de um dia de lazer.*

*O trabalho, portanto, está no fundo  
da própria condição de merecer;  
fruto do amor do qual tudo é oriundo,  
o sacrifício torna-se prazer.*

*O original pecado, em disparate,  
a humanidade leva à má conduta,  
pela qual ela paga e se debate.*

*Há, na terra, uma lei absoluta:  
"Não se chega ao repouso sem combate;  
não se alcança vitória sem a luta!"*

*Maurício Mamede Moreira*

*Fortaleza - 1977*

## RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência mecânica *in vitro* de parafusos reabsorvíveis e metálicos utilizados em fixação interna rígida de osteotomias sagitais em hemimandíbulas de poliuretano. Foram utilizados 60 parafusos reabsorvíveis a base de um copolímero poli(L-co-D,L Ác. Lático) 70:30; e 60 parafusos metálicos (Ti-6Al-4V), todos com 2mm de diâmetro e 12mm de comprimento. Quarenta réplicas de hemimandíbulas dentadas humanas a base de poliuretano rígido foram utilizadas como substrato. As hemimandíbulas foram seccionadas na região de ramo mandibular bilateral, simulando uma osteotomia sagital, e reposicionadas sem recuo ou avanço dos segmentos. Vinte hemimandíbulas foram fixadas com 3 parafusos reabsorvíveis bicorticais com disposição em “L” invertido, correspondendo ao grupo teste; e outras 20 hemimandíbulas foram fixadas com 3 parafusos metálicos com mesma disposição, correspondendo ao grupo controle. Utilizando máquina de ensaio universal Instron®, modelo 4411, foram selecionadas 10 hemimandíbulas de cada grupo para que fossem submetidas a teste de carregamento com ponto de aplicação de força em região de incisivo, e outras 10 hemimandíbulas de cada grupo, em região de molar. Os valores das cargas foram obtidos, em Kgf, no momento de deslocamento de 3mm e em pico máximo de carga. As médias obtidas foram analisadas por meio de teste F e teste t de *student*. Os parafusos reabsorvíveis e metálicos apresentaram resultados sem diferença estatisticamente significativa.

**Palavras-chaves:** Cirurgia ortognática, Osteotomia, Fixação rígida

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the *in vitro* mechanical strength of absorbable and metallic screws used as internal rigid fixation in sagittal split ramus osteotomies in polyurethane hemimandible replicas. Sixty poly(L-co-D,L lactic acid) (70:30 ratio) copolymer absorbable screws and sixty metallic screws (Ti-6Al-4V) were used, all presenting a 2mm diameter and 12mm length. Forty rigid polyurethane human hemimandible replicas were used as test specimens and sectioned bilaterally in the mandible ramus simulating sagittal split ramus osteotomies. The segments were fixed without advancement or setback. Twenty hemimandibles were fixed with three bicortical absorbable screws in an inverted L-shaped configuration (test group); and twenty hemimandibles were fixed with three metallic screws in the same configuration (control group). Ten hemimandibles of the test and control groups were subjected to vertical loading at the incisal edge, and other ten hemimandibles of both groups were subjected to vertical loading at the molar edge, using an Instron™ servo hydraulic mechanical testing unit, model 4411. The load peak value and load values (Kgf) at the time of a 3mm displacement were recorded. The means were evaluated through F test and t-student test. Absorbable and metallic screws showed results without statistically significant difference.

**Key Words:** Orthognathic surgery, Osteotomy, Rigid fixation

# SUMÁRIO

|     |   |    |
|-----|---|----|
| 1.  | INTRODUÇÃO  | 01 |
| 2.  | REVISÃO DA LITERATURA                             |    |
| 2.1 | Evolução dos Métodos de Fixação                   | 03 |
| 2.2 | FIR em Osteotomia Sagital dos Ramos Mandibulares  | 06 |
| 2.3 | Materiais Reabsorvíveis em Fixação Interna Rígida | 11 |
| 3.  | PROPOSIÇÃO  | 28 |
| 4.  | METODOLOGIA                                       |    |
| 4.1 | Parafusos   | 29 |
| 4.2 | Substrato   | 31 |
| 4.3 | Preparo das amostras                              | 31 |
| 4.4 | Teste de carregamento                             | 35 |
| 4.5 | Análise estatística                               | 37 |
| 5.  | RESULTADOS  | 38 |
| 6.  | DISCUSSÃO   | 43 |
| 7.  | CONCLUSÃO   | 50 |
|     | REFERÊNCIAS                                       | 51 |
|     | ANEXOS  | 66 |

# 1. INTRODUÇÃO

A osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) tem sido empregada para correção de deformidades de crescimento mandibular desde os meados dos anos 50 (Trauner & Obwegeser, 1957). Desde então, numerosas modificações têm sido propostas para diminuir a morbidade e aumentar a previsibilidade do procedimento, bem como a estabilidade (DalPont, 1961; Hunsuck, 1968; Epker, 1977; Bell & Schendel, 1977; Wolford *et al.*, 1987).

As técnicas para osteossíntese têm avançado da fixação por meio de fio de aço associada ao bloqueio maxilo-mandibular (BMM) até a utilização de sistemas de fixação interna rígida (FIR) (Costa *et al.*, 2006). A partir dos trabalhos de Michelet *et al.* (1971), Spiessl (1974), Champy *et al.* (1978), Schilli (1982), Luhr *et al.* (1986), a utilização da fixação interna rígida eliminando ou evitando a necessidade do BMM passou a ser difundida e aplicada no tratamento de fraturas maxilo-faciais e de deformidades (Alpert & Seligson, 1996).

Com o desenvolvimento das placas e parafusos de titânio, a fixação interna rígida da OSRM tem se tornado a modalidade de estabilização mais utilizada, pois promove o retorno às funções pré-cirúrgicas de forma mais rápida, melhora o suporte nutricional e a manutenção, mais facilmente, das vias aéreas, além de reduzir as chances de recidiva (Haug *et al.*, 1999).

Algumas desvantagens são relatadas com a utilização de fixação interna rígida metálica, dentre estas a migração da osteossíntese, a restrição do crescimento em pacientes jovens, dor,

palpabilidade, sensibilidade térmica e infecção, exigindo a necessidade de um segundo tempo cirúrgico para a remoção dos materiais de FIR (Alpert & Seligson, 1996).

Os materiais reabsorvíveis têm sido utilizados largamente como materiais de síntese e como membranas em regeneração guiada. Entretanto, a sua utilização em osteossíntese passou a ser difundida apenas a partir de trabalhos com materiais confeccionados a partir de polímeros de ácido láctico, em meados da década de 80 (Bos *et al.*, 1987).

Na tentativa de eliminar as desvantagens da FIR metálica e principalmente a necessidade de um segundo procedimento cirúrgico para a remoção do sistema de fixação, diversos sistemas de placas e parafusos reabsorvíveis vêm sendo desenvolvidos e testados em ensaios biomecânicos (Gomes *et al.*, 2003; Guimarães-Filho, 2003) para a aplicação em estudos clínicos, avaliando comparativamente com a fixação metálica, seu comportamento no tratamento de fraturas, principalmente em crianças, e mais recentemente em cirurgia ortognática (Edwards *et al.*, 2001a,b; Turvey *et al.*, 2002).

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 Evolução dos Métodos de Fixação**

Hipócrates foi o primeiro a descrever os princípios básicos de reparação, redução e estabilização por meio de fixação e bandagem. Em 1275, Salicetti relatou a importância da oclusão para a obtenção de sucesso no tratamento das fraturas mandibulares. Em 1492, Prévost introduziu a teoria do bloqueio maxilo-mandibular (BMM), porém este conceito foi esquecido por alguns séculos, sendo reintroduzido em 1887 por Gilmer. Procurando proporcionar uma melhor forma de aplicação do bloqueio maxilo-mandibular, Gilmer em 1907, introduziu a aplicação de barras em forma de arcos (Spina & Marciani, 2000).

O sucesso da técnica de tratamento fechado das fraturas era variado. Com a descoberta da anestesia, da assepsia e do antibiótico, as fraturas começaram a ser exploradas e tratadas de forma aberta, utilizando fixações internas (Spina & Marciani, 2000).

Thoma, em 1869, descreveu o princípio de utilização de fios metálicos para a osteossíntese por meio de perfurações ósseas nas bordas da fratura, porém nesta época os índices de infecção e necrose foram altos (Spina & Marciani, 2000).

A aplicação de fixações com placas e parafusos de alumínio ou malhas metálicas proporcionou melhoria na redução das fraturas e aumentou os índices de sucessos mesmo sem bloqueio maxilo-mandibular em situações específicas, porém não eliminou totalmente a necessidade de BMM, pois o mesmo proporcionava com maior segurança

a estabilidade necessária para a reparação das fraturas (Hahn & Corgill, 1969; Alpert & Seligson, 1996).

Na Europa, Michelet *et al.* (1971), Spiessl (1974), Champy *et al.* (1978), Schilli (1982), Luhr *et al.* (1986) desenvolveram e popularizaram os sistemas de fixação interna rígida (FIR) com aplicação de placas e parafusos, procurando evitar e eliminar a necessidade de BMM no tratamento de fraturas e deformidades maxilo-faciais. O principal objetivo da FIR seria imobilizar os segmentos ósseos de forma que permanecessem estáveis durante processo de reparo. Esta técnica e filosofia de tratamento foram aceitas na Europa no final da década de 70, e nos Estados Unidos na década de 80 (Alpert & Seligson, 1996; Ellis, 1992).

O primeiro relato na literatura americana da utilização de fixação interna rígida, por meio de parafusos posicionais em osteotomias sagitais dos ramos mandibulares foi feito por Souyris (1978). A utilização de placas e parafusos em cirurgia ortognática foi escrita por Frost & Koutnik, em 1983, em um caso de reposicionamento da maxila. Os autores utilizaram materiais de osteossíntese utilizados em cirurgias ortopédicas das mãos.

Inicialmente, os sistemas de placas eram de grandes dimensões, proporcionando maior rigidez e segurança na fixação das fraturas. Champy *et al.* (1978) foram os primeiros a aplicar placas de menor rigidez no tratamento de fraturas mandibulares, instituindo cuidados pós-operatórios específicos. Estes materiais eram confeccionados a partir de ligas de cromo-cobalto ou de aço, sendo necessária a sua remoção após o reparo da fratura como parte do tratamento. A necessidade da remoção da fixação em um segundo tempo cirúrgico, tornou-se uma prática pouca aceita por parte dos

pacientes, o que estimulou o desenvolvimento e aplicação de sistemas de fixação de menores dimensões, porém sem perder a biocompatibilidade e a resistência necessária para manter a estabilidade das fraturas (Alpert & Seligson, 1996).

O titânio e suas ligas têm demonstrado considerado sucesso em vários procedimentos cirúrgicos, incluindo ortopédicos, cardiovasculares e maxilo-faciais. Isso se deve às suas propriedades mecânicas e sua biocompatibilidade. Porém, atualmente questiona-se a necessidade de remoção das fixações de titânio, devido a provável liberação de íons metálicos, presença de pigmentos nos tecidos adjacentes às placas e mesmo em regiões à distância, ou em regiões de linfonodos, permanecendo tal discussão como uma grande controvérsia na literatura (Rosenberg *et al.*, 1993; Alpert & Seligson, 1996; Acero *et al.*, 1999; Matthew & Frame, 1999; Meningaud *et al.*, 2001).

A remoção de fixações de titânio deva ser ponderada, principalmente quanto aos riscos e custos de uma segunda cirurgia. Situações de desconforto do paciente, palpabilidade, exposição e infecção devem ser consideradas no momento de se indicar a remoção das fixações (Haug, 1996; Alpert & Seligson, 1996; Meningaud *et al.*, 2001).

Paralelamente ao desenvolvimento da FIR metálica, a utilização de materiais reabsorvíveis na fixação interna rígida vem sendo avaliada e aplicada em estudos biomecânicos e clínicos. Atualmente, sendo cogitada como uma opção para substituição das fixações metálicas em situações desfavoráveis como já relatadas (Yerit *et al.*, 2005; Turvey *et al.*, 2006).

## 2.2 FIR em Osteotomia Sagital dos Ramos Mandibulares

Com a introdução dos procedimentos de osteossíntese em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, houve um notável aumento do conforto dos pacientes em cirurgia ortognática, devido ao menor tempo ou mesmo a ausência de bloqueio maxilo-mandibular (BMM) durante o período de reparo das osteotomias (Spiessl, 1974).

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é o procedimento mais comumente realizado para correções de deformidades mandibulares. A técnica cirúrgica tem sofrido modificações, tanto no desenho da osteotomia como nas formas de fixação desde a descrição original de Trauner & Obwegeser em 1957 (Dal Pont, 1961; Hunsuck, 1968; Epker, 1977; Ellis *et al.*, 1988; Watzke *et al.*, 1990; Van Sickels, 1991; Keeling *et al.*, 2000).

A fixação interna rígida (FIR) foi inicialmente usada para estabilizar os segmentos osteotomizados durante a OSRM, ocasionalmente em conjunto com um período de BMM pós-operatório de 2 a 6 semanas (McDonald, 1990; Van Sickels *et al.*, 1991). Porém, numerosos estudos têm sido realizados no intuito de avaliar a estabilidade da fixação da OSRM sem a necessidade de BMM pós-operatório, e eliminando os efeitos deletérios do BMM na articulação têmporo-mandibular (Thomas *et al.*, 1986; Van Sickels *et al.*, 1986; Dolce *et al.*, 2002). Dentre os avanços na OSRM, a aplicação da fixação interna rígida foi a que mais proporcionou vantagens para o paciente, permitindo um retorno mais precoce à função pré-cirúrgica, melhor suporte nutricional e mais fácil manutenção das vias aéreas (Haug *et al.* 1999).

A técnica de FIR, utilizando parafusos bicorticais apresenta altos índices de sucesso quanto a estabilização da OSRM, tornando-se um padrão de comparação para outras técnicas (Foley *et al.*, 1989; Obeid & Lindquist, 1991; Murphy *et al.*, 1997; Maurer *et al.*, 2003). Embora relativamente simples e estável, esta técnica tem sido associada com risco de danos neuro-vasculares e impreciso posicionamento condilar (Foley *et al.*, 1989). Diante destas desvantagens, placas fixadas de forma monocortical têm sido aplicadas (Farmand, 1992). Mais recentemente, a utilização de sistemas híbridos tem sido proposta na intenção de associar as vantagens de cada técnica (Schwartz & Relle, 1996).

Em 1974, Spiessl descreveu a técnica de fixação da OSRM por meio de três parafusos compressivos (*Lag Screw*) de 2,7mm em disposição em “L” invertido. Na cortical vestibular a perfuração era realizada com broca de mesmo diâmetro externo do parafuso a ser utilizado. Após a primeira perfuração, esta era trocada por uma de diâmetro menor e a segunda cortical, a lingual, então era perfurada. Desta forma o parafuso passaria livre pela primeira cortical engajando e aproximando os segmentos. Como desvantagens, foram relatados a compressão do feixe nervoso alveolar inferior, um maior torque condilar e um aumento no tempo de execução.

Em 1978, Souyris descreveu uma técnica similar a descrita por Spiessl, porém os parafusos bicorticais eram inseridos de forma posicional não promovendo compressão entre os segmentos proximal e distal. Em ambas as corticais a perfuração era realizada com broca de diâmetro igual ao diâmetro interno do parafuso a ser utilizado. Desta forma ocorreria engajamento de forma ativa em ambas as corticais, diminuindo o torque condilar e a compressão do nervo alveolar inferior.

Foley *et al.* (1989), em estudo biomecânico, avaliaram parafusos compressivos e posicionais em disposições semelhantes, não encontrando diferença entre os grupos quanto a capacidade de resistência ao teste mecânico.

Watzke *et al.* (1991), em um estudo clínico, comparou dois grupos de pacientes com deficiência de mandíbula que se submeteram à cirurgia para avanço mandibular. Em 30 pacientes foram utilizados parafusos de 2,0mm de forma posicional e em 26 pacientes parafusos de 2,0mm de forma compressiva. Por meio de análises cefalométricas após um período de 1 ano, não houve diferença significativa entre os grupos.

Ellis (1992) afirma que a técnica de parafusos compressivos não mostra nenhuma vantagem clínica quando comparado aos parafusos posicionais. Além disso, quando da escolha da técnica de parafusos compressivos, relata ser imperativo a seleção de áreas de íntimo contato ósseo para a colocação destes parafusos, o que ajudaria a evitar deslocamentos do segmento proximal e riscos de compressão do plexo neuro-vascular alveolar inferior.

Quanto ao ângulo de inserção dos parafusos, Foley *et al.* (1989) e Uckan *et al.* (2001) relatam não haver diferença significativa entre os parafusos inseridos em 90° e 60°.

Durante anos têm-se defendido a utilização de três parafusos para a fixação da OSRM, porém alguns autores têm relatado a aplicação de apenas dois parafusos (Davis, 1987; Shufford & Kraut, 1989).

Foley & Beckman (1992), em estudo biomecânico, relataram que a aplicação de dois parafusos, mesmo que de 2,7mm, apresentavam estabilidade significativamente menor quando comparado

a três parafusos de 2,0mm com disposição em “L” invertido e placas com parafusos monocorticais.

Schwimmer *et al.* (1994) demonstraram que parafusos com diâmetro de 2,7mm não apresentava nenhuma vantagem quando comparado a parafusos de 2,0mm.

Recentemente, Özden *et al.* (2006) avaliaram em estudo biomecânico 10 diferentes métodos de fixação da OSRM em avanço de 5mm. Quanto aos grupos fixados com parafusos, cinco métodos foram avaliados: um parafuso bicortical, dois parafusos bicorticais em disposição horizontal, dois parafusos bicorticais em disposição vertical, três parafusos com disposição em “L” invertido e em “L” invertido com parafuso inferior mais posterior. Os autores concluíram que a condição mais desfavorável era a do grupo com um parafuso e a condição mais favorável foi a do grupo com disposição em “L” invertido com parafuso inferior mais posterior. Os métodos com dois parafusos bicorticais em disposição vertical e em “L” invertido mostraram-se sem diferença significativa, porém com resultados significativamente maiores que o método com dois parafusos bicorticais em disposição horizontal.

A utilização de três parafusos se baseia nas razões de que o terceiro parafuso proporcionará rigidez adicional; em caso de falha de um dos parafusos, o terceiro mantém a rigidez; e há poucos estudos na literatura que possam sustentar a utilização de rotina de apenas dois parafusos na fixação da OSRM (Ellis, 1992).

A disposição dos parafusos segue dois padrões básicos: três parafusos lineares acima do canal mandibular, e dois parafusos acima do canal mandibular com um parafuso abaixo do canal mandibular (Ellis, 1992). Avaliando a resistência das duas disposições, Foley *et al.* (1989) e Ardary *et al.* (1989) demonstraram significativamente maior rigidez no

padrão em que dois parafusos são colocados acima e um parafuso abaixo do canal mandibular. Ardary *et al.* (1989) ainda concluíram que este padrão resultou em uma resistência 58% maior que o padrão de disposição com parafusos lineares acima do canal mandibular.

Haug *et al.* (1999), em estudo biomecânico, avaliaram diferentes disposições e números de parafusos posicionais. Os autores concluíram que os padrões com menos que três parafusos e os parafusos com disposições lineares apresentaram-se menos resistentes ao teste de carregamento. Além disso, a adição de mais do que três parafusos em padrões de disposição geométrica, não ofereceram maior resistência quando comparado às disposições em “L” que apresentaram os resultados mais favoráveis.

Uma abordagem completamente diferente foi aplicada por alguns autores, que utilizavam placas isoladas com parafusos monocorticais (Michelet *et al.*, 1973, Rubens *et al.*, 1988), bem como a utilização de duas placas com parafusos monocorticais (Tulasne & Schendel, 1989). A utilização de placas e parafusos monocorticais pode oferecer certas vantagens quando comparada com o uso de parafusos. A prevenção do mau posicionamento do segmento proximal é o benefício mais comumente citado, porém ainda podendo ocorrer erros no posicionamento do segmento condilar, quando da aplicação incorreta da placa (Ellis, 1992).

Alguns estudos indicam que a estabilidade da OSRM quando fixada com placas pode ser menor do que quando fixada com parafusos (Rubens *et al.*, 1988; Jäger *et al.*, 1991).

Murphy *et al.* (1997) concluíram, em estudo biomecânico, que placas com parafusos monocorticais oferecem menor resistência aos testes de carregamento empregado, do que quando comparado aos

parafusos bicorticais com disposição em “L” invertido. Porém, os autores ainda concluem que tais diferenças podem não ser importantes clinicamente.

Tharanon (1998) comparou 30 hemimandíbulas de cadáveres humanos fixadas por meio de 3 parafusos lineares na borda superior ou com uma placa de 4 furos e parafusos monocorticais, em movimento de recuo de 5mm entre os segmentos da osteotomia sagital do ramo mandibular. A diferença entre a carga máxima de resistência dos dois grupos não foi estatisticamente significativa.

Recentemente, Peterson *et al.* (2005), realizando estudo biomecânico com diferentes tipos de placas e comparando com parafusos bicorticais com disposição em “L” invertido, concluíram que diante das condições empregadas no teste, as placas com parafusos monocorticais apresentam resistência significativamente menor, porém sem promover implicação clínica desfavorável.

### **2.3 Materiais Reabsorvíveis em Fixação Interna Rígida**

O primeiro trabalho a utilizar materiais reabsorvíveis para estabilizar fraturas ósseas faciais foi descrito por Cutright *et al.* (1971). Os autores demonstraram que por meio de suturas de poli(ácido láctico) como fixação interna, fraturas de sínfise em macacos *Rhesus* repararam de forma satisfatória mesmo sem a aplicação de bloqueio maxilomandibular, apresentando pouca reação inflamatória e completa reabsorção do material entre 14 e 16 semanas. Roed-Petersen (1974) utilizou suturas de poli(ácido láctico) como fixação interna no

tratamento de fraturas de mandíbula, porém associada ao bloqueio maxilo-mandibular.

Em 1987, Bos *et al.* foram os primeiros a relatar a aplicação clínica de placas e parafusos de poli(ácido láctico) em fraturas de osso zigomático.

Além do poli(ácido láctico), o poli(ácido glicólico) é utilizado em materiais reabsorvíveis. O poli(ácido glicólico) possui capacidade osteocondutora, podendo ser utilizado em materiais reabsorvíveis em diferentes aplicações. Diferentes drogas e fatores de crescimento poderiam ser adicionados ao polímero, exercendo efeito direto no processo de reparo ósseo (Garvin *et al.*, 1994).

O ácido láctico tem duas formas enantioméricas (estéreo isômeros opticamente ativos), o L-láctico e o D-láctico, que apresentam propriedades químicas semelhantes, mas configurações estruturais opostas. Os copolímeros do poli(ácido láctico) com proporções das formas L e D, menor que 87,5:12,5, são considerados polímeros amorfos, enquanto que em proporções maiores são considerados semicristalinos (Roed-Petersen, 1974). O poli(ácido L-láctico) (PLLA) é altamente cristalino e hidrofóbico, causando lenta invasão das moléculas de água entre as cadeias e cristais de PLLA. A proporção entre as formas L e D promove alteração das propriedades físicas do material, especialmente o tempo de reabsorção do polímero. O mecanismo de degradação dos materiais absorvíveis é essencialmente por hidrólise, havendo ainda evidências de processos de fagocitose durante a degradação dos materiais. Após a reabsorção do copolímero há a liberação dos monômeros L-lactato que existem naturalmente nos tecidos vitais como produto dos carboidratos, e o D-lactato cujo

metabolismo e importância fisiológica ainda não são bem compreendidos (Suuronen *et al.*, 1992).

Quanto ao tempo de reabsorção dos materiais a base de poli(ácido L-láctico) foi estimado, em alguns estudos, ser em média de 3,5 anos (Rozema *et al.*, 1990; Bos *et al.*, 1991). Bergsma *et al.* (1995) avaliando pacientes com fraturas de osso zigomático, constatou um tempo médio de reabsorção de placas e parafusos de poli(ácido L-láctico) entre 3,3 e 5,7 anos. Os resultados sugeriram que o poli(ácido L-láctico) foi degradado lentamente produzindo cristais com alta cristalinidade.

Esta variação de tempo de reabsorção tem sido justificada pelas diferentes condições de estudo *in vivo*, quanto à espécie e ao sítio de implantação, e pelas diferentes propriedades dos materiais. Dentre estas propriedades a morfologia e orientação dos cristais, o peso molecular, a presença de monômeros não-reagentes e impurezas, tamanho e forma dos implantes, e os métodos de processamento e esterilização são alguns dos fatores que mais influenciam no tempo de degradação, nas características mecânicas e em possíveis reações inflamatórias (Vert & Garreau, 1992; Zhang *et al.*, 1994).

A cristalinidade é a principal propriedade responsável pela degradação dos materiais reabsorvíveis. O aumento no número e tamanho dos cristais formados durante o processo de hidrólise, ou deixados pela degradação preferencial da fase amorfa dos polímeros, retarda a biodegradação do PLLA (Gogolewski *et al.*, 1993; Pistner *et al.*, 1993; Bergsma *et al.*, 1995). Os fatores que influenciam a degradação do PLLA também afetam a reação biológica dos tecidos adjacentes ao polímero implantado. A ação dos macrófagos tem importante papel na degradação dos restos de partículas dos polímeros.

Este processo pode induzir morte celular e resposta inflamatória aguda, o que pode se tornar evidente mesmo após considerável tempo da implantação dos materiais (Rozema, 1989; Bergsma *et al.*, 1995).

Os primeiros relatos da utilização de placas e parafusos de poli(ácido L-láctico) foram acompanhados por reações adversas como edema localizado e reações do tipo corpo estranho, durante o período de reabsorção tanto em estudos em ratos como em humanos, o que provocou algumas dúvidas quanto sua aplicação como material de fixação (Bos *et al.*, 1991; Bergsma *et al.*, 1995).

Bergsma *et al.* (1995) acompanhou o pós-operatório de 10 pacientes com fratura de osso zigomático tratados por meio de placas e parafusos de poli(ácido L-láctico) com alto peso molecular. Após três anos, quatro pacientes retornaram com edema localizado na região da implantação do material, o que também foi encontrado nos demais pacientes durante o mesmo período pós-operatório. Por meio de uma avaliação microscópica e ultra-estrutural, o material removido mostrou cristais de poli(ácido L-láctico) envolvido por uma cápsula fibrosa densa com a presença de reação celular.

Suuronen *et al.* (1998), aplicando placas e parafusos de poli(ácido L-láctico) reforçado na fixação de osteotomias de mandíbulas de carneiro, avaliaram a resposta tecidual e a degradação, nos períodos de 1, 2, 3, 4 e 5 anos. Os autores puderam concluir que mesmo depois de um período de 5 anos, cristais de 10 a 100 µm foram observados, entretanto sem nenhuma reação de corpo estranho ou comprometimento na reparação óssea.

A partir das limitações e efeitos adversos dos materiais reabsorvíveis, muito tem se feito para alterar a composição dos materiais, modificando suas propriedades clínicas. Vários polímeros têm

sido investigados, incluindo o poli(ácido láctico), o poli(ácido glicólico), e suas associações, principalmente do poli(D-ácido láctico) e poli(ácido glicólico) com o poli(L-ácido láctico). Esta combinação de dois polímeros reduziria a cristalinidade do material que seria responsável pela baixa velocidade de reabsorção e pelos efeitos adversos encontrados clinicamente (Suuronen, 1993; Bahr *et al.*, 1999; Laine *et al.*, 2004).

Um dos primeiros autores a se preocupar em avaliar o efeito das diferentes proporções de associação dos polímeros na degradação foram Miller *et al.* (1977). Os autores se preocuparam em avaliar a razão de degradação entre os polímeros puros de ácido láctico (PLA), ácido glicólico (PGA), e diferentes proporções de copolímeros (75:25, 50:50, 25:75), quando implantados no osso e na parede abdominal de ratos. A meia-vida encontrada de PLA, PGA:PLA (50:50) e PGA foi 6,1 meses, 1 semana e 5 meses, respectivamente. Assim, puderam concluir que variando as proporções dos polímeros o tempo de degradação poderia ser controlado.

Heidemann *et al.* (2000), em estudo com ratos, avaliou a reação do tipo corpo estranho e a manutenção da resistência em materiais de poli(L,D-ácido láctico) com e sem adição de fosfato de cálcio (CaP) ou hidrofosfato de sódio (NaP) no intuito de otimizar o material. Os autores concluíram que o poli(L,D-ácido láctico) pode ser recomendado para uso como material de osteossíntese, pois são biodegradados sem qualquer efeito colateral e sem comprometer a estabilidade das fraturas. Além disso, a adição de CaP e NaP não promoveram melhoras nas propriedades do material, podendo ainda ser observado uma maior reação inflamatória e diminuição das características mecânicas do polímero.

Embora o poli(ácido láctico) (PLA) tenha sido pesquisado durante os últimos trinta anos, o número de aplicações clínicas de materiais a base de PLA tem aumentado apenas recentemente. Uma possível explicação para isso seja a deficiência de propriedades mecânicas dos implantes não-reforçados. As propriedades mecânicas dos materiais reabsorvíveis devem promover de forma equilibrada, uma correlação entre força de mordida e resistência dos materiais de fixação, durante o processo de reparo (Suuronen *et al.*, 1992; Bucholz *et al.*, 1994; Suuronen *et al.*, 1994; Kallela *et al.*, 1998).

Clinicamente, as forças de mordida são variadas. Tate *et al.* (1994) relataram uma força máxima de mordida de 135N (13,8Kgf) em pacientes com 6 semanas de pós-operatório de redução aberta e fixação interna de fraturas de ângulo mandibular.

Throckmorton *et al.* (1996) procuraram avaliar as mudanças no padrão mastigatório de pacientes submetidos a cirurgia ortognática e, além de constatarem que a força de mordida em um período pós-operatório diminui, puderam observar que os valores da força de mordida variava entre as regiões, aumentando de incisivo para molar. A média estimada para a região de incisivo, em mulheres e homens respectivamente, foi de 4,7 e 7,7Kp, e em região de molar 16,7 e 30,6Kp (Kp= Kgf).

No entanto, uma resistência mínima para proporcionar estabilidade durante o período de reparação deve ser alcançada pelo material de fixação. Desta forma, muito tem se pesquisado a cerca da resistência mecânica destes materiais (Laine *et al.*, 2004).

Getter *et al.* (1972) já utilizavam placas e parafusos no tratamento de fraturas em cães, e puderam observar uma resistência insatisfatória do material, contra-indicando a aplicação clínica.

Kallela (1999c), em sua dissertação apresentada a Universidade de Helsinky, cita que Tömälä *et al.* (1988) introduziram uma técnica para melhorar a resistência mecânica dos sistemas reabsorvíveis, o auto-reforço (SR). Durante a manufatura utilizando a matriz e as fibras do mesmo polímero (PLLA), estes eram induzidos a um processo de estiramento, o que permitia a orientação das cadeias poliméricas, promovendo desta forma, a formação de uma estrutura fibrilar no seu interior, o que propiciava o aumento da resistência.

Suuronen *et al.* (1992) avaliaram de forma comparativa a aplicação de placas de poli(L-ácido láctico)reforçado e titânio, no tratamento de fraturas em mandíbulas de carneiro. Neste trabalho, ambas as placas foram fixadas com parafusos de titânio. As placas reabsorvíveis mostraram-se suficientemente rígidas e não apresentaram falhas durante o tratamento.

Kallela *et al.* (1999b) avaliaram a aplicação de parafusos SR-PLLA no tratamento de fraturas de mandíbula pela técnica de *Lag-screw* em 11 pacientes com idade variando de 13 a 45 anos. Em 6 pacientes, o bloqueio maxilo-mandibular (BMM) foi instituído para tratamento de fraturas condilares concomitantes, sendo que em apenas dois o BMM permaneceu por 5 semanas, e os outros 4 pacientes tiveram um período de 1 a 2 semanas de BMM. O acompanhamento clínico e radiográfico dos pacientes foi realizado em um período de 6 a 12 meses, não havendo problemas na reparação e união das fraturas anteriores de mandíbula, e não apresentando sinais de reação adversa durante o acompanhamento.

Fraturas maxilo-faciais são menos comuns em crianças do que em adultos, porém a necessidade de remoção do material de FIR torna-se mandatória devido ao efeito direto no crescimento facial. Os

materiais de osteossíntese reabsorvível poderiam evitar a necessidade de uma segunda intervenção cirúrgica para a sua remoção (Landes & Ballon, 2006). Yerit *et al.* (2005) procuraram avaliar a segurança e eficácia de placas e parafusos do co-polímero auto-reforçado de L-ácido láctico e D-ácido láctico na proporção de 70:30 (SR-PLDLA), no tratamento de fraturas mandibulares de 13 crianças com idade variando de 5 a 16 anos. O bloqueio maxilo-mandibular por 2 a 3 semanas foi instituído em 5 pacientes que tiveram fratura condilar concomitante. A média de acompanhamento foi de 26,4 meses. Todas as fraturas permaneceram estáveis durante o período observado, sem sinais de complicação.

Landes e Ballon (2006) avaliaram prospectivamente, durante um período médio de 31 meses, 50 fraturas de mandíbula em 30 pacientes com idade variando de 1 a 83 anos. Em todas as fraturas foram utilizadas duas placas de PLDLA, sendo uma placa com parafusos monocorticais (6mm) e outra com parafusos bicorticais (8mm). Apenas em 2 fraturas de ângulo e 4 fraturas patológicas os resultados não foram considerados de sucesso, havendo a necessidade de novos tratamentos para resolução dos casos.

Em cirurgia ortognática, a fixação interna rígida com materiais de titânio tem sido utilizada como padrão. Entretanto, alguns trabalhos têm mostrado a necessidade de remoção das fixações devido à infecção, desconforto, palpabilidade e dor (Alpert & Seligson, 1996; Mosbah *et al.*, 2003; Cheung *et al.*, 2004).

Diversos trabalhos biomecânicos e clínicos têm avaliado a aplicação de materiais reabsorvíveis na FIR de cirurgias ortognáticas. Suuronen *et al.* (1994) avaliaram 9 pacientes submetidos a osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) fixada com dois parafusos

bicorticais de 3,5mm de SR-PLLA de cada lado e sem a associação de BMM no pós-operatório. Os pacientes foram acompanhados por um período de 15 a 23 meses, sem apresentarem complicações pós-operatórias e mostrando um reparo primário normal das osteotomias.

Kallela *et al.* (1998) avaliaram a estabilidade dos movimentos de avanço mandibular, menor que 7mm, de 25 pacientes submetidos à OSRM e fixação com 2 parafusos bicorticais de SR-PLLA de 3,5mm de cada lado. Um acompanhamento radiográfico foi realizado por meio de radiografias de perfil padronizadas e traçados cefalométricos, comparando o posicionamento do pogônio e ponto B em pós-operatório imediato e em 3, 6 e 12 meses. Os autores observaram uma recidiva de 15% em pogônio e 17% em ponto B, o que foi considerado sem relevância clínica e comparável a resultados encontrados em outros estudos com fixação de titânio.

Kallela *et al.* (1999a) avaliaram clinicamente e radiograficamente 47 pacientes submetidos à osteotomia sagital dos ramos mandibulares e fixação com 2 parafusos bicorticais de SR-PLLA de 3,5mm de cada lado. O tempo de acompanhamento médio foi de 2,1 anos (6 meses a 5 anos). Os autores não constataram qualquer sinal clínico de anormalidade. Radiograficamente, as osteotomias apresentavam-se sem sinais de reabsorção e sem alterações posicionais. As imagens radiográficas das perfurações dos parafusos se mostraram aumentadas em diâmetro durante o acompanhamento de 11% dos pacientes, sem qualquer consequência na estabilidade da fixação.

Eppley *et al.* (1999) avaliaram a resistência de parafusos bicorticais de 2,5mm de PLLA-PGA (82:18) com disposição em “L” invertido, instalados em blocos de uretano, por meio de teste

biomecânico estático e cíclico em condições de meio aquoso com temperatura de 37°C e pH de 7. No teste estático, obteve-se uma média de pico máximo de carga de 131Kgf. Nos testes dinâmicos de fadiga, a aplicação de força variou de 4,53 a 45,3Kgf, com uma média de 340.675 ciclos até a falha do sistema. Os autores concluíram que a resistência dos parafusos foi suficiente para uso e aplicação em situações clínicas.

Shand & Heggie (2000), em um estudo retrospectivo, avaliaram 31 pacientes submetidos à osteotomia *Le Fort I* de maxila (n=8) e OSRM (n=9) isoladamente ou em procedimentos combinados (n=14). As osteotomias de maxila foram fixadas com 4 placas em "L" do sistema 2,0mm e as OSRM com 3 parafusos bicorticais de 2,5mm de PLLA-PGA (82:18). Os autores observaram que nenhuma placa ou parafusos fraturou no momento da fixação, não houve sinais clínicos de deiscência da ferida, exposição da fixação, ou infecção crônica. Todos os casos que apresentaram alteração de oclusão ou mobilidade maxilar em pós-operatório imediato foram corrigidos por meio de terapia com elástico. Assim, no período de acompanhamento que variou de 2 a 8 meses, todos os segmentos apresentavam-se estáveis e sem alteração de oclusão.

Turvey *et al.* (2000) apresentaram um revisão de 18 pacientes que foram submetidos a cirurgias ortognáticas utilizando placas e parafusos de PLDLA (70:30), em um período de acompanhamento de 6 meses. Os autores constataram que em 16 dos 18 pacientes a estabilidade das osteotomias foi conseguida com sucesso, havendo problemas em dois pacientes que tiveram episódios de laringoespasma e espasmos faciais persistentes, levando a falha do sistema.

Knauf & Bschorer (2000) realizaram acompanhamento de 15 pacientes submetidos à OSRM para avanço e recuo, com fixação por meio de 3 parafusos bicorticais de 2,5mm de PLLA-PGA (82:18), e em alguns casos por dificuldade anatômica foram utilizadas placas em X associadas com parafusos. Os pacientes foram acompanhados por um período de 6 a 16 meses, sendo observada clinicamente uma discreta recidiva em um paciente classe III.

Edwards *et al.* (2000) relataram o acompanhamento de 20 pacientes submetidos à mentoplastia para avanço (80%), recuo horizontal (10%) e redução vertical (10%). A média de avanço foi de 7,6mm, de recuo 6mm, e de redução vertical 7mm. Utilizando materiais de PLLA-PGA (82:18), a fixação de 13 pacientes foi pela técnica de *Lag screw* e por meio de placa e parafuso em 7 pacientes. Durante um período de 6 meses, nenhum dos casos apresentou sinais de infecção ou instabilidade da osteotomia.

Edwards *et al.* (2001a) avaliaram 20 casos de cirurgia combinada de maxila e mandíbula associada ou não a mentoplastia. Utilizando placas e parafusos de PLLA-PGA (82:18), as osteotomias de maxila foram fixadas por meio de 4 placas em "L" e parafusos de 7mm do sistema 2.0mm, e as OSRM por meio de parafusos bicorticais de 2.5mm com disposição em "L" invertido ou de forma linear na borda superior do ramo. Não foi utilizada terapia com elástico até o final da segunda ou terceira semana de pós-operatório. Os autores concluíram que todos os pacientes evoluíram de forma satisfatória, com estabilidade e preservação da oclusão final. Além disso, observaram que em sete pacientes havia uma leve mobilidade da maxila durante as primeiras 4 semanas, porém apresentando-se estável na quinta e sexta

semanas. As osteotomias de mandíbula não apresentaram mobilidade em nenhum dos casos.

Através de um estudo clínico, radiográfico e histológico, Edwards *et al.* (2001b) avaliaram em um período de até dois anos, a reabsorção das placas e parafusos de PLLA-PGA (82:18) utilizados para fixação em osteotomias de maxila e OSRM. Um dos pacientes tratados pela OSRM foi submetido a uma biopsia com trefina no local de um dos parafusos inseridos após um período de 2 anos de pós-operatório. Dois pacientes tratados por meio de osteotomia de maxila foram submetidos à reabertura dos locais de fixação para exploração visual. O exame radiográfico de controle de dois anos demonstrou o completo preenchimento dos locais de fixação por tecido ósseo trabecular. Ao exame histológico, foi observado um padrão ósseo trabecular normal, sem evidências de material polimérico residual, fibrose, ou reação inflamatória local. No exame de inspeção visual realizado nos pacientes tratados por osteotomia maxilar, não se observou resíduos do material reabsorvível de fixação utilizado, ou defeitos ósseos nos locais das perfurações.

Maurer *et al.* (2002), utilizando um método de avaliação por meio de elemento finito, compararam 4 sistemas de parafusos reabsorvíveis com diâmetros internos diferentes, todos os parafusos dispostos em "L" invertido. Os valores encontrados em teste de aplicação de força a 30mm do parafuso inferior foi: 4,73Kgf (PLLA de 2,7mm); 11,7Kgf (PLDLA/70:30 de 3,5mm); 11,9Kgf (SR-PLLA de 2,4mm); 13,5Kgf (PLLA-PGA/82:18 de 2,5mm). Comparando os parafusos reabsorvíveis com parafusos de titânio de 2mm (157,5N) foram observado valores ligeiramente inferiores (Maurer *et al.*, 1999).

Porém, os autores concluíram que os quatro sistemas testados tinham capacidade de suportar carga mastigatória em situações clínicas.

Turvey *et al.* (2002) relataram o acompanhamento de 70 pacientes submetidos a 194 osteotomias, destas 88 foram osteotomias sagitais dos ramos mandibulares (OSRM), sendo em 33 pacientes realizada osteotomia de maxila concomitante. A fixação de 87 OSRM foi realizada por meio de 4 parafusos bicorticais de SR-PLDLA (70:30) de 2,0mm, sendo em um caso associada uma placa de 2,0mm. Foi instituída terapia com elástico no pós-operatório de todos os pacientes. Os autores observaram que não houve qualquer mobilidade das OSRM durante o período de reparo.

Ferreti & Reyneke (2002) compararam OSRM fixadas com parafusos bicorticais de 2,5mm de PLLA-PGA (82:18) e parafusos bicorticais de 2,0mm de titânio com disposição linear ou em "L" invertido. Foram acompanhados 40 pacientes submetidos à OSRM para avanços menores que 8mm, nos períodos de 1 e 6 semanas, e com 3, 6 e 12 meses de pós-operatório. Por meio de radiografias de perfil e traçados cefalométricos, os pacientes foram avaliados em pós-operatório imediato de 1 semana e em pós-operatório de 6 meses. A média de recidiva após 6 meses foi de 0,83mm para o grupo fixado com parafusos reabsorvíveis, e 0,25mm para o grupo fixado com parafusos de titânio, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Os autores concluem que mesmo com resultados encorajadores, não defendem a aplicação de rotina dos parafusos reabsorvíveis em substituição aos parafusos de titânio.

Guimarães-Filho (2003) avaliou, em um estudo *in vitro* com 20 hemimandíbulas de carneiro, a resistência à flexão de parafusos bicorticais reabsorvíveis (SR-PLDLA/70:30) e de titânio, do sistema

2,0mm, de forma posicional e com disposição em "L" invertido. Após análise estatística dos dados, não houve diferença estatística entre os grupos. Resultado semelhante foi encontrado por Gomes *et al.* (2003) seguindo a mesma metodologia, porém com inserção dos parafusos de forma compressiva.

Mazzonetto *et al.* (2004) avaliaram clínica e radiograficamente 30 pacientes submetidos a cirurgia ortognática realizada com fixação reabsorvível SR-PLDLA (70:30), sendo que em 16 pacientes foram realizadas apenas osteotomias sagitais bilaterais dos ramos mandibulares, e em 14 pacientes cirurgia combinada de maxila e mandíbula. Os pacientes foram acompanhados em períodos pós-operatórios de 1, 7, 30, 60, 120 e 180 dias, não sendo constatada nenhuma complicação clínica e nenhuma alteração radiográfica do processo de reparação normal das osteotomias. Os autores concluíram a partir dos resultados clínicos observados, que o comportamento das fixações reabsorvíveis foi comparável com o de fixações metálicas.

Em um estudo retrospectivo de 10 anos, Laine *et al.* (2004) avaliaram 163 pacientes que tinham se submetido a 369 osteotomias fixadas com material reabsorvível, sem associação com BMM. Em todos os casos foi instituída terapia com elástico por 5 a 7 semanas. No período de 1991 a 1997, 150 osteotomias foram fixadas com 2 parafusos bicorticais posicionais de 3,5mm, e 4 osteotomias com 2 parafusos bicorticais de 2,7mm de SR-PLLA. A partir de 1997, 106 osteotomias foram fixadas com 2 parafusos bicorticais posicionais de 3,5mm, e 6 osteotomias com parafusos de 2,8mm de SR-PLDLA. Além disso, 48 osteotomias foram fixadas com placas e parafusos monocorticais de 2,0mm, e 4 com placas e parafusos de 2,4mm. A aceitação dos pacientes ao novo tipo de fixação foi considerada

excelente pelos autores, e dos 163 pacientes apenas 14 (8,6%) tiveram algum tipo de complicação. A principal complicação foi deiscência da ferida e exposição da placa. Outras complicações ocorreram no começo da aplicação dos parafusos reabsorvíveis, quando a cabeça dos parafusos de 3,5mm provocava desconforto aos pacientes, necessitando ser removida. Nesta mesma época, três pacientes (1,8%) desenvolveram mordida aberta em pós-operatório imediato devido a fixação insuficiente que foi revisada e reforçada com a adição de um parafuso extra. Todas as osteotomias apresentaram-se unidas e todos os pacientes satisfeitos com o resultado do tratamento.

Cheung *et al.* (2004) procuraram avaliar comparativamente a aplicação de fixação reabsorvível e de titânio em cirurgias ortognáticas. Em todas as OSRM fixadas com SR-PLDLA (70:30), foram utilizadas placas e parafusos de 2,0 ou 2,4mm, e nas osteotomias fixadas com material de titânio foram aplicadas placas e parafusos de 2,0mm. Um total de 60 pacientes, com 177 osteotomias, foram incluídos no trabalho, e divididos em 2 grupos de 30 pacientes. A taxa de infecção foi de 1,53% e 1,82% nos grupos de pacientes tratados com material titânio e reabsorvível, respectivamente. A exposição de placas foi de 1,02% para o grupo com titânio, e 1,21% para o grupo com reabsorvível. A taxa de remoção de placas foi de 1,53 e 3,63% nos grupos de titânio e reabsorvível, respectivamente. O tempo trans-operatório foi significativamente maior no grupo de pacientes fixados com material reabsorvível. Nos demais parâmetros clínicos não houve diferença estatisticamente significativa.

Kallela *et al.* (2005) procuraram avaliar, retrospectivamente durante um período de 2 anos, os problemas associados ao material de fixação reabsorvível, o aumento da ocorrência de distúrbios

neurosensoriais do nervo alveolar inferior, e as disfunções têmporo-mandibulares de pacientes submetidos à OSRM para avanço. Todos os 40 pacientes tiveram as OSRM fixadas com 2 parafusos posicionais lineares de SR-PLLA de 3,5mm, havendo a adição de um terceiro parafuso em 3 pacientes que não obtiveram estabilidade suficiente no trans-operatório. As osteotomias repararam sem reações adversas. A incidência de distúrbios neurosensoriais do nervo alveolar inferior foi de 27%. As desordens têmporo-mandibulares foram observadas em 73% dos pacientes no período pré-operatório, reduzindo para 48% após a cirurgia. Os autores concluíram que quanto a desordens neurosensoriais e têmporo-mandibulares não houve diferença quando comparado a trabalhos que avaliam pacientes tratados com materiais de titânio.

Turvey *et al.* (2006), utilizando a mesma metodologia empregada por eles em trabalho anterior (Turvey *et al.*, 2002), avaliaram comparativamente 69 pacientes divididos em dois grupos: parafusos de SR-PLDLA (70:30) de 2,0mm (34 pacientes) e parafusos de titânio (35 pacientes). Os autores concluíram que os parafusos bicorticais de SR-PLDLA (70:30) de 2,0mm, mesmo apresentando sutis diferenças em análise cefalométrica, não apresentaram influência nos resultados clínicos.

Costa *et al.* (2006) avaliaram de forma comparativa a estabilidade maxilar depois da correção de deformidades classe III, com osteotomias para avanços menores que 6mm, fixadas com 4 placas em "L" e parafusos de titânio (2,0mm) e reabsorvível (PLLA-PGA/82:18 – 2,0mm). Um guia de acrílico foi mantido por 2 semanas e BMM por 1 semana. Vinte e dois pacientes foram avaliados por meio de radiografias cefalométricas obtidas em 4 momentos: pré-operatório, 1 semana, 8

semanas e 1 ano de pós-operatório. Um ano após a cirurgia, a estabilidade da maxila foi considerada pelos autores como excelente em ambos os grupos. No grupo fixado com material de titânio, não foi encontrada correlação significativa entre o avanço e a recidiva. Já no grupo fixado com materiais reabsorvíveis observou-se correlação significativa entre o avanço maxilar e a recidiva encontrada no ponto A e na espinha nasal posterior. Porém, quando comparando os grupos, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada quanto a estabilidade dentária e óssea da maxila. Mesmo assim, os autores concluíram que em avanços maiores, a aplicação destes materiais deva ser cautelosa até que haja uma avaliação em estudos futuros.

Özden *et al.* (2006), comparando 10 diferentes métodos de fixação de OSRM de hemimandíbulas de carneiro, avaliaram em um dos grupos a disposição em "L" invertido de parafusos bicorticais Inion® (Carbonato trimetileno/PLDLA-70:30/PGA) de 2,8mm. Os autores observaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos fixados com parafusos de titânio e reabsorvível em disposição similar.

### 3. PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência mecânica *in vitro* de parafusos reabsorvíveis de poli(L-co-D,L Ác. Lático) 70:30 utilizados como fixação interna rígida de osteotomias sagitais realizadas em hemimandíbulas de poliuretano, por meio de testes de carregamento.

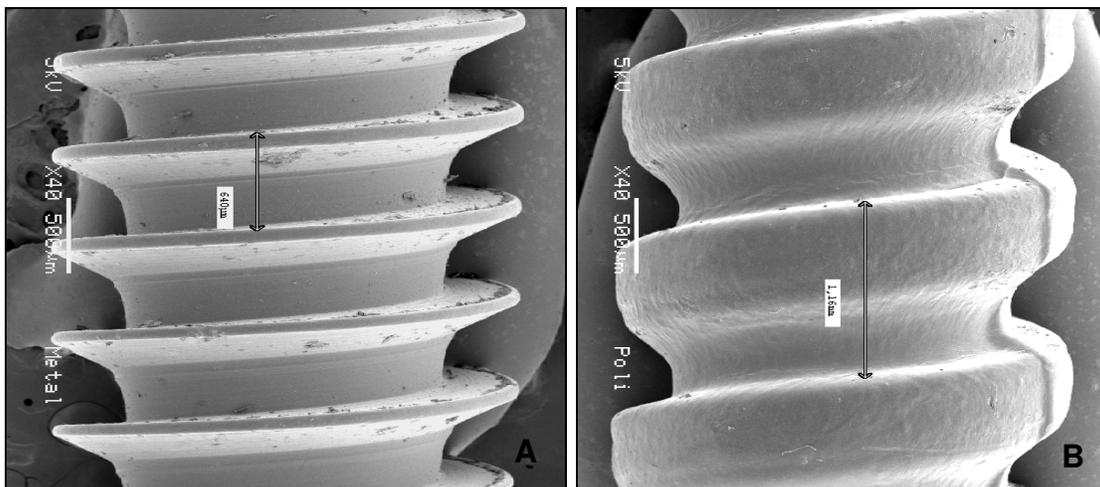
## 4. METODOLOGIA

### 4.1 Parafusos

Para a realização deste estudo, foram utilizados, no grupo teste, 60 parafusos reabsorvíveis confeccionados a partir de um copolímero amorfo, poli(L-co-D,L Ác. Láctico) 70:30, desenvolvido pelo Departamento de Engenharia de Materiais da FEM-Unicamp; e no grupo controle, foram utilizados 60 parafusos metálicos (Ti-6Al-4V/Grau V) (Engimplan<sup>®</sup> – Rio Claro-SP), todos com dimensões padronizadas de 2mm de diâmetro por 12mm de comprimento (Figura 1). Os parafusos metálicos foram confeccionados por meio de um processo de usinagem, e os parafusos reabsorvíveis por um processo de injeção do polímero em um molde padronizado. Os parafusos metálicos e reabsorvíveis apresentavam desenhos de roscas diferentes. A superfície dos parafusos reabsorvíveis apresentavam roscas com cristas planas e passo de rosca de 1,2mm, enquanto os parafusos metálicos apresentavam roscas com cristas anguladas e passo de rosca de 0,6mm, quando observados por meio de microscopia eletrônica de varredura (Figura 2).



**Figura 1** – Parafuso metálico (A); parafuso reabsorvível (B).



**Figura 2** – Desenho e passo de rosca do parafuso metálico (A) e reabsorvível (B).

## 4.2 Substrato

Foram utilizadas como substrato para a aplicação dos parafusos, 20 réplicas de mandíbulas dentadas humanas a base de poliuretano rígido, com padronização de morfologia e com densidade de 200g/L (Nacional<sup>®</sup> – Jaú-SP) (Figura 3).



**Figura 3** – Réplica de mandíbula dentada de poliuretano.

## 4.3 Preparo das amostras

Todas as réplicas de mandíbulas dentadas foram seccionadas, com a utilização de serra com lâmina recíprocante (Stryker<sup>®</sup>), na linha média entre os incisivos centrais inferiores e na região de ramo mandibular bilateral, simulando uma osteotomia sagital (Figura 4).

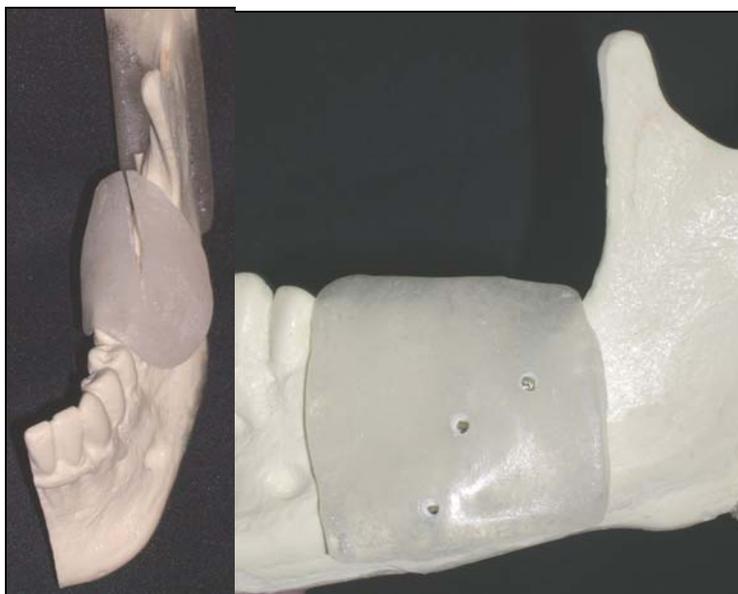


**Figura 4** – Seção da hemimandíbula simulando osteotomia sagital.

Para a padronização do corte sagital e do posicionamento dos parafusos, foram confeccionados 04 guias em resina acrílica quimicamente ativada incolor (Dental Vipi Ltda. – Pirassununga-SP). Os guias foram confeccionados sobre as hemimandíbulas não seccionadas com apoio nas oclusais dos molares inferiores, tanto para o lado direito como para o lado esquerdo (Figuras 5 e 6).



**Figura 5** – Guias de resina acrílica para o corte sagital e para perfuração e inserção dos parafusos.

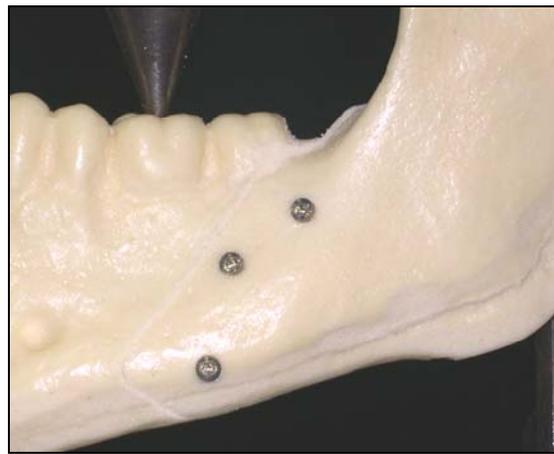


**Figura 6** – Guias em posição com apoio na oclusal dos molares.

Após a confecção dos cortes sagitais, e seguindo os guias para a perfuração dos parafusos, 20 hemimandíbulas, sendo 10 do lado direito e 10 do lado esquerdo, foram reposicionadas, sem avanço ou recuo dos segmentos, e fixadas utilizando 3 parafusos reabsorvíveis todos bicortical e com disposição em “L” invertido, correspondendo ao grupo teste (Figura 7). As outras 20 hemimandíbulas restantes foram reposicionadas e fixadas com 3 parafusos metálicos, correspondendo ao grupo controle (Figura 8). Para a inserção tanto dos parafusos metálicos como para os reabsorvíveis, foram realizadas perfurações utilizando uma broca com diâmetro de 1.6mm, porém antes da inserção dos parafusos reabsorvíveis foi realizada a preparação das roscas na perfuração, por meio de chave com ponta ativa com desenho de rosca semelhante ao parafuso.



**Figura 7** - Parafusos reabsorvíveis em “L” invertido (grupo teste).

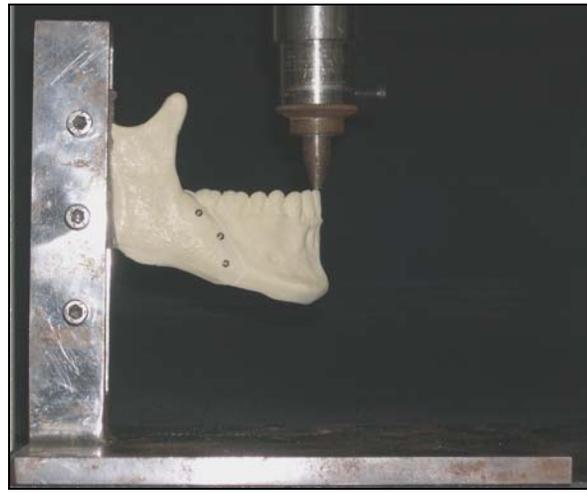


**Figura 8** – Parafusos de titânio em “L” invertido (grupo controle).

Com as réplicas de hemimandíbula fixadas, foi realizada a inclusão da borda posterior do ramo mandibular das mesmas em bloco de resina acrílica quimicamente ativada incolor (Figura 9). Para isso, foi utilizado um molde metálico previamente lubrificado com vaselina sólida branca (Indústria Farmacêutica Bioquímica Ltda. – São José do Rio Preto-SP), podendo assim padronizar as dimensões de todos os blocos de resina. As hemimandíbulas inclusas nos blocos de resina foram apreendidas no suporte metálico por meio de parafusos, evitando assim a movimentação das amostras durante a realização dos testes mecânicos na máquina de ensaio universal (Figura 10).



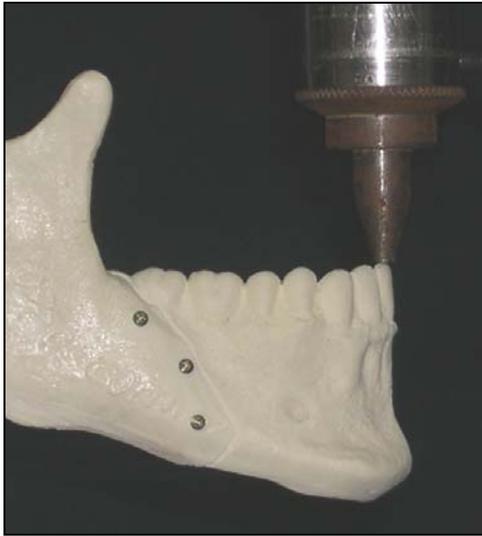
**Figura 9** – Borda posterior incluída em resina acrílica.



**Figura 10** – Hemimandíbula apreendida em suporte metálico.

#### **4.4 Teste de carregamento**

Para a realização do teste de carregamento, as 40 réplicas de hemimandíbula foram divididas em quatro grupos, sendo o grupo 1 e 2 representado por 10 hemimandíbulas fixadas com parafusos metálicos, e o grupo 3 e 4, por 10 hemimandíbulas fixadas com parafusos reabsorvíveis. Os grupos 1 e 3 sofreram carregamento a partir de um ponto selecionado na incisal do incisivo central, por meio de dispositivo de aplicação de carga com extremidade plana (Figura 11), e os grupos 2 e 4 sofreram carregamento a partir de um ponto selecionado na fossa central do primeiro molar, por meio de um dispositivo de aplicação de carga com extremidade cônica (Figura 12).

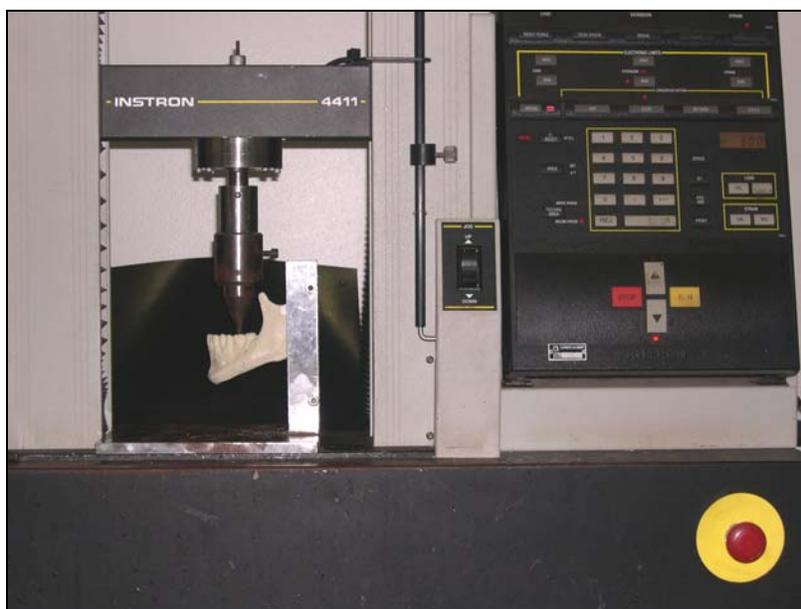


**Figura 11** – Aplicação de força em incisivo central (grupo 1 e 3).



**Figura 12** – Aplicação de força em 1º molar (grupo 2 e 4).

Todos os testes foram realizados em máquina de ensaio universal (Instron™ CO, Canton, Massachusetts, USA, mod. 4411) (Figura 13), programada com velocidade de deslocamento linear de 1mm/min e com célula de carga de 500N. Por meio da aplicação de carga progressiva sobre o sistema, obteve-se os valores de resistência ao carregamento (pico de carga), em quilograma-força (Kgf), e do deslocamento imposto pelo ensaio, em milímetros (mm). As medidas dos valores de pico de carga foram realizadas em dois momentos. No primeiro momento, estipulou-se um deslocamento de 3mm no qual foi obtido um valor de pico de carga. O teste então foi continuado até o momento em que houve a falha do sistema, sendo assim registrado o pico de carga máxima.



**Figura 13** – Máquina de ensaio universal INSTRON™ 4411.

#### **4.5 Análise estatística**

A análise estatística foi realizada para comparar, quantitativamente, os dois grupos estudados, quanto as médias da carga de pico, em Kgf, no momento de deslocamento de 3mm; e as médias da carga de pico máximo, em Kgf, no momento da falha do sistema.

Após análise descritiva dos dados, foram realizados teste F para variância e teste t de *student*, com nível de significância de 5%. Todas as análises foram realizadas utilizando o programa Excel® (Microsoft Excel® - Microsoft Corporation, Redmond, Washington). A análise estatística completa encontra-se em Anexos.

## 5. RESULTADOS

Os valores das médias e desvio padrão da carga (Kgf) em deslocamento de 3mm dos parafusos metálicos e reabsorvíveis, nos testes de aplicação de força em incisivo e molar, estão apresentados na Tabela 1, e ilustrados nos Gráficos 1 e 2.

Tabela 1

Médias e desvio padrão da carga (Kgf) em deslocamento de 3mm, em função do tipo de parafusos e dos locais de aplicação de força dos testes de carregamento.

| PARAFUSO     | LOCAIS DE APLICAÇÃO DE FORÇA |             |
|--------------|------------------------------|-------------|
|              | Incisivo                     | Molar       |
| Metálicos    | 2,05 (0,50)                  | 6,63 (2,30) |
| Reabsorvível | 1,68 (0,40)                  | 6,01 (1,08) |

$p$  incisivo = 0,084;  $p$  molar = 0,456

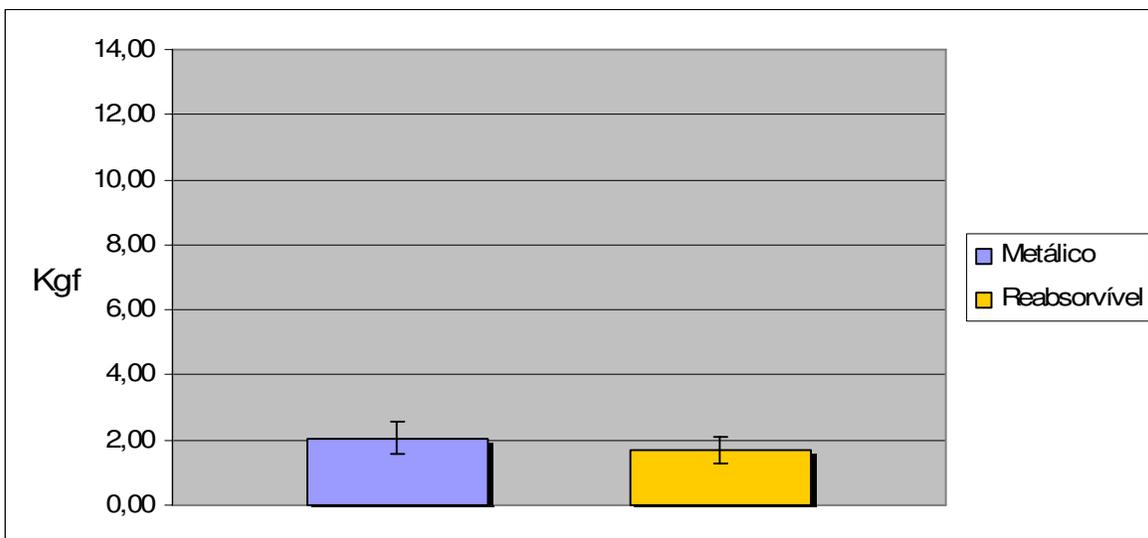


Gráfico 1: Valores das médias de carga em deslocamento de 3mm para os parafusos metálicos e reabsorvíveis em aplicação de força em região de incisivo.

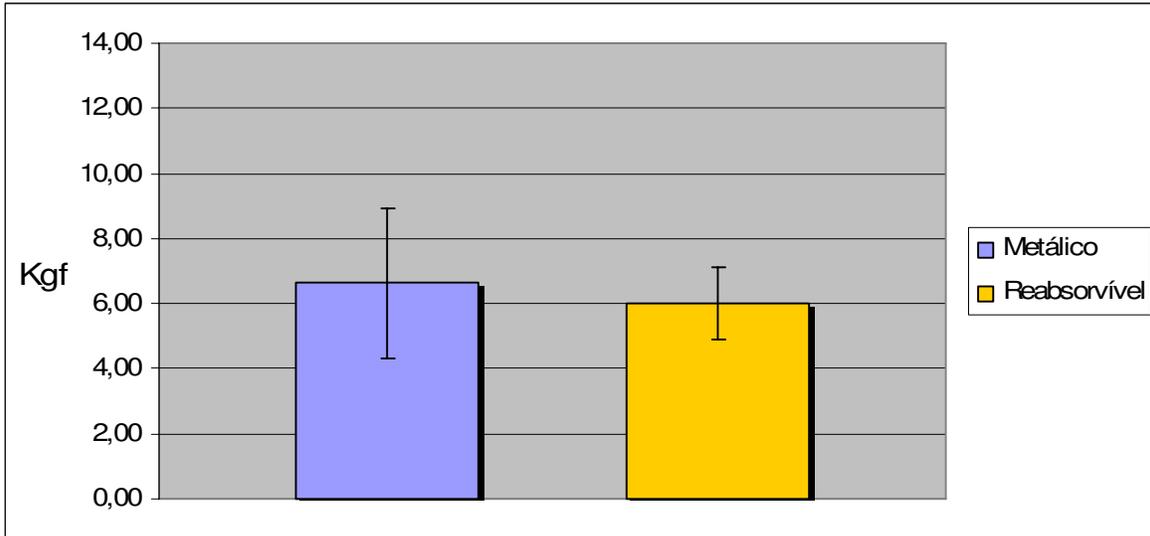


Gráfico 2: Valores das médias de carga em deslocamento de 3mm para os parafusos metálicos e reabsorvíveis em aplicação de força em região de molar.

Os valores das médias e desvio padrão da carga (Kgf) de pico máximo dos parafusos metálicos e reabsorvíveis, nos mesmos testes de aplicação de força, estão apresentados na Tabela 2, e ilustrados nos Gráficos 3 e 4.

Tabela 2

Médias e desvio padrão da carga (Kgf) de pico máximo, em função do tipo de parafusos e dos locais de aplicação de força dos testes de carregamento.

| PARAFUSO     | LOCAIS DE APLICAÇÃO DE FORÇA |              |
|--------------|------------------------------|--------------|
|              | Incisivo                     | Molar        |
| Metálicos    | 4,70 (1,09)                  | 10,52 (2,60) |
| Reabsorvível | 3,80 (0,57)                  | 8,50 (2,0)   |

$p$  incisivo = 0.663425 ;  $p$  molar = 0.074678

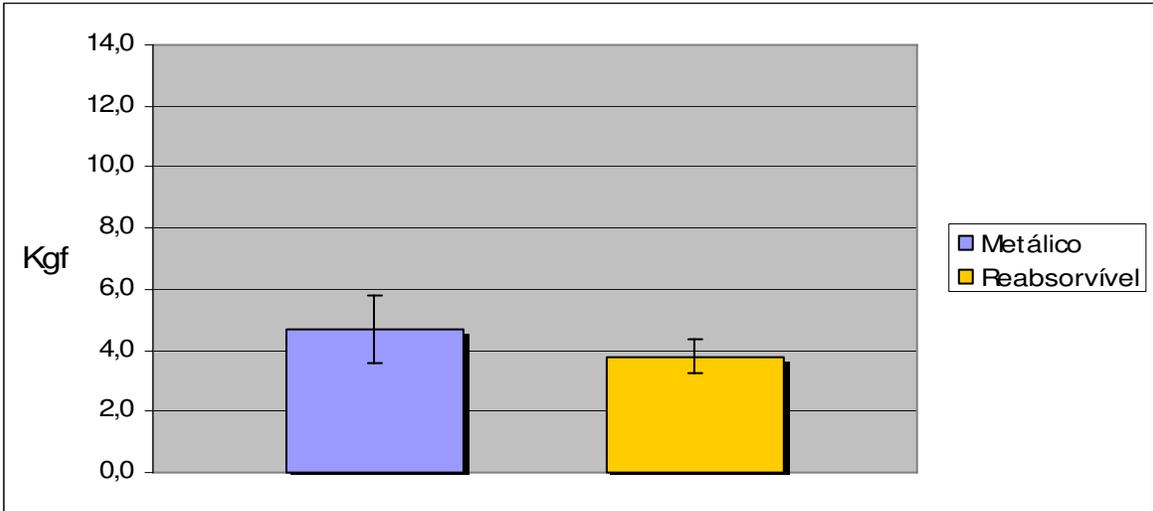


GRÁFICO 3: Valores das médias de carga do pico máximo para os parafusos metálicos e reabsorvíveis em aplicação de força em região de incisivo.

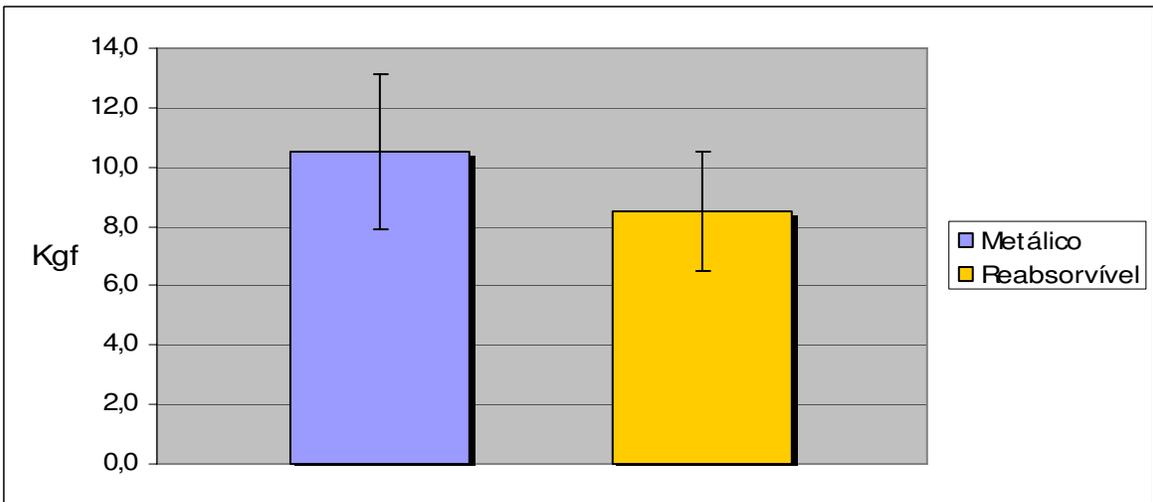


GRÁFICO 4: Valores das médias de carga do pico máximo para os parafusos metálicos e reabsorvíveis em aplicação de força em região de molar.

As médias e desvio padrão da carga em deslocamento de 3mm e em pico máximo indicaram que, nos testes de carregamento com ponto de aplicação de força no incisivo e no molar, os parafusos metálicos apresentaram valores absolutos maiores quando comparados com os parafusos reabsorvíveis, porém não havendo diferença estatisticamente significativa.

## **6. DISCUSSÃO**

Com a aplicação de materiais de fixação interna rígida a base de titânio e/ou suas ligas, passou-se a não haver necessidade absoluta de remoção destes materiais após o período de reparo ósseo. Porém, a retenção ou remoção destes materiais ainda é um assunto bastante controverso na literatura (Alpert & Seligson, 1996; Haug, 1996).

Os materiais reabsorvíveis poderiam então proporcionar a condição ideal dos materiais de fixação interna rígida, pois proporcionaria estabilidade durante o período de reparo, e após cumprir sua função seria reabsorvido pelo organismo (Suuronen *et al.*, 1992).

A partir desta idéia então surge a busca, através de evidências científicas, de polímeros com propriedades mecânicas e biológicas ideais que possam assim, permitir a utilização de materiais reabsorvíveis em fixação interna rígida.

Diante disso, nosso trabalho se propôs a contribuir com o desenvolvimento de um material de fixação interna rígida reabsorvível nacional. Procuramos comparar, por meio de testes de ensaio mecânico *in vitro*, a resistência de parafusos de poli(L-co-D,L Ác. Lático) 70:30 de 2,0mm de diâmetro por 12mm de comprimento, com parafusos metálicos de mesmas dimensões e topografia das roscas diferente.

Quanto ao desenho das roscas dos parafusos, inicialmente, procurou-se confeccionar parafusos reabsorvíveis com desenho de roscas semelhante aos parafusos metálicos, porém em estudo piloto foi possível observar que os parafusos reabsorvíveis não resistiam, fraturando durante a sua inserção. Assim, procurou-se utilizar parafusos com passos de rosca maiores, o que tornou possível sua aplicação.

Em nosso estudo, utilizamos hemimandíbulas de poliuretano, procurando padronizar a morfologia, as dimensões e as propriedades físicas do substrato, e assim eliminar variáveis que pudessem influenciar no trabalho.

Bredbenner & Haug (2000) realizaram uma avaliação comparativa do torque requerido para inserção de parafusos de 1,0 e 2,4mm de diâmetro, e da força para removê-los de 7 substratos diferentes utilizados em pesquisas de fixação rígida. As mandíbulas de poliuretano apresentaram bons resultados. Os autores concluíram que o osso humano pode ser simulado por materiais sintéticos em estudos de fixação, descartando as variáveis relacionadas à falta de padronização das amostras que são inerentes a outros tipos de substratos.

Asprino *et al.* (2006), utilizando hemimandíbulas de poliuretano semelhante ao nosso estudo, avaliaram por meio de testes mecânicos a resistência da hemimandíbula íntegra, e puderam concluir que a resistência alcançada permitia a sua utilização como substrato, uma vez que as hemimandíbulas íntegras obtiveram carga de pico máximo maior que nos grupos testes, em que foram aplicadas placas e parafusos metálicos como FIR de fraturas de côndilo mandibular.

Quanto à padronização dos cortes sagitais, utilizamos guias de acrílico que proporcionaram realizar cortes com a mesma angulação, direção e localização. Além disso, a utilização de guias na padronização da disposição das perfurações também proporcionou menores chances de erros e variações no estudo.

Gomes *et al.* (2003) e Guimarães-Filho (2003), utilizando metodologia semelhante ao nosso estudo, padronizaram a disposição das perfurações dos parafusos, para fixação de hemimandíbulas de carneiro, por meio de medidas com compasso digital, o que julgamos

promover maiores chances de erro de padronização das perfurações do que quando utilizando o mesmo guia em todas as hemimandíbulas, como aplicado em nosso estudo.

A grande maioria dos trabalhos biomecânicos utiliza o posicionamento do segmento distal com avanço de 5 ou 7mm, simulando uma condição clínica (Maurer *et al.*, 2002; Gomes *et al.*, 2003; Guimarães-Filho, 2003; Erkmen *et al.*, 2005; Peterson *et al.*, 2005; Özden *et al.*, 2006). Porém em nosso estudo, os segmentos foram fixados na posição original, com a utilização dos guias para perfuração, já que a avaliação comparativa proposta entre os parafusos poderia ser obtida em qualquer condição de posicionamento padronizado entre os segmentos.

Peterson *et al.* (2005), utilizando mandíbulas de poliuretano, selecionaram dois pontos de aplicação de força no teste de carregamento utilizado para avaliar a resistência de materiais de fixação em OSRM. Os autores selecionaram um ponto mais distante do sistema, na borda incisal dos incisivos inferiores, proporcionando carregamento em direção vertical, e um ponto mais próximo em região de molar no lado contra-lateral, promovendo efeito de torção durante o teste.

Em nosso estudo, procuramos utilizar metodologia semelhante a Peterson *et al.* (2005), porém com a utilização de hemimandíbulas. Foi selecionado, como ponto mais distante do sistema, a borda incisal do incisivo central, e como ponto mais próximo, a fossa central do primeiro molar inferior. Durante os testes, foi possível observar que o vetor de deslocamento do segmento distal, quando aplicada a força na região de incisivo central, seguiu um sentido inferior. Quando aplicada a força em região de fossa central de primeiro molar, observou-se um movimento

ífero-lateral, caracterizando uma dinâmica de torção entre os segmentos.

Utilizando parafusos reabsorvíveis (SR-PLLA: 70/30) (Bionix® Implants, Tampere, Finlândia) de 2,0mm de diâmetro, Guimarães-Filho (2003) e Gomes *et al.* (2003) avaliaram comparativamente, por meio de teste de flexão, parafusos metálicos e reabsorvíveis quando dispostos em "L" invertido, tanto de forma posicional como de forma compressiva, na fixação de osteotomias sagitais de hemimandíbulas de carneiro. Os autores obtiveram resultados com diferenças estatisticamente não significantes, corroborando com os resultados encontrados em nosso trabalho.

A comparação direta dos nossos resultados com outros trabalhos utilizando ensaio mecânico é dificultada devido aos diferentes polímeros utilizados e a grande variação de dimensões dos parafusos reabsorvíveis testados na literatura (Eppley *et al.*, 1999; Maurer *et al.*, 2002). Mesmo assim, os resultados encontrados em nosso estudo estão de acordo com a grande maioria dos trabalhos, que mostram diferença estatisticamente não significante entre os parafusos metálicos e reabsorvíveis.

Porém recentemente, Özden *et al.* (2006) compararam 10 diferentes métodos de fixação de OSRM em hemimandíbulas de carneiro, sendo um dos grupos representado por parafusos reabsorvíveis (carbonato trimetileno/PLDLA-70:30/PGA) de 2,8mm. Os autores utilizaram metodologia de aplicação de forças diferentes do nosso trabalho, aplicando um teste de compressão sobre o sistema a partir de um suporte desenvolvido para o estudo, o que promovia resultantes diferentes dos testes de flexão, como realizados em nosso estudo. Os autores então concluíram que os parafusos de titânio

apresentaram resistência significativamente maior do que os parafusos reabsorvíveis quando dispostos na forma de "L" invertido.

Clinicamente, os resultados encontrados são animadores quanto à aplicação de parafusos reabsorvíveis à base de diferentes polímeros e com dimensões variadas (Laine *et al.*, 2004). Além disso, de acordo com Turvey *et al.* (2006), os parafusos reabsorvíveis de 2,0mm de diâmetro, quando comparados com parafusos metálicos de mesmas dimensões, apresentaram sutis diferenças em análise cefalométrica, porém não apresentaram influência nos resultados clínicos.

Em nossos resultados, foi possível observar uma relação entre braço de alavanca e as médias de resistência encontradas quando a força era aplicada em região de molar e em região de incisivo. A maior resistência encontrada em região de molar pode ser interpretada como um resultado positivo em situações clínicas, pois a maior carga exercida na mastigação é encontrada na região de molar, como relatado por Throckmorton *et al.* (1996). Os autores estimaram a força mastigatória máxima de pacientes submetidos à cirurgia ortognática, em um período pós-operatório imediato. Os valores da força de mordida variavam entre as regiões, aumentando de incisivo para molar.

Alguns trabalhos relatam ainda a diminuição da força de mordida máxima exercida pelos pacientes, em período pós-operatório de cirurgia ortognática (Harada *et al.*, 2003; Van den Braber *et al.*, 2004). Laine *et al.* (2004) relatam a necessidade de uma resistência mínima do material de fixação, para proporcionar estabilidade durante o período de reparação. Além disso, durante o período necessário para a reparação óssea das osteotomias e fraturas, o paciente é orientado quanto a uma dieta líquida e pastosa, progredindo gradativamente para uma dieta macia, o que evitaria ainda mais forças mastigatórias que

pudessem comprometer a estabilidade da fixação interna rígida aplicada.

Os valores encontrados em nosso trabalho devem ser correlacionados com situações clínicas com certa cautela, pois o reposicionamento dos segmentos não reproduziu movimentos encontrados em cirurgia ortognática. Nosso trabalho ainda baseou-se em testes mecânicos procurando simular situações clínicas encontradas durante a mastigação, porém ainda se mostrando limitado, o que é característico de todo trabalho *in vitro*.

Além disso, os efeitos do processo de esterilização e de degradação dos parafusos reabsorvíveis testados não foram avaliados, porém é sabido que há um efeito destes processos na estrutura física e nas propriedades biomecânicas dos materiais reabsorvíveis (Vert & Garreau, 1992; Zhang *et al.*, 1994; Gogolewski *et al.*, 1993; Pistner *et al.*, 1993; Bergsma *et al.*, 1995). Mesmo assim, os resultados positivos encontrados em nosso trabalho encorajam o desenvolvimento e aplicação destes materiais nacionais em futuros estudos clínicos.

Em âmbito internacional, o avanço da tecnologia dos materiais reabsorvíveis aplicados em fixação interna rígida (FIR) tem proporcionado resultados clínicos favoráveis, com altas taxas de sucesso como observados por Laine *et al.* (2004) em um acompanhamento de 10 anos de pacientes submetidos a cirurgia ortognática, e por Turvey (2006) que durante um período de 7 anos pôde acompanhar 500 pacientes tratados com sistemas de FIR reabsorvível.

Atualmente, a aplicação destes materiais procura não apenas proporcionar a estabilização de fraturas ou osteotomias, mas a sua utilização também como carreadores de fatores de crescimento e proteína óssea morfogenética para favorecer ainda mais o processo de

reparo ósseo (Weber *et al.*, 2002; Turvey, 2006). Assim hoje, a indicação da aplicação de materiais reabsorvíveis em FIR tende a não se basear apenas na substituição de materiais metálicos, com o objetivo de evitar problemas como já relatos por Alpert & Seligson (1996); mas em proporcionar vantagens significantes no próprio processo de reparo das fraturas e osteotomias. O que nos anima ainda mais estudar e desenvolver materiais reabsorvíveis nacionais aplicados a fixação interna rígida.

## **7. CONCLUSÃO**

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, pôde-se concluir que:

- Os parafusos metálicos e os parafusos de poli(L-co-D,L Ác. Lático) 70:30 apresentaram resistência ao teste de flexão e torção com valores médios sem diferença estatisticamente significativa.

## REFERÊNCIAS\*

- Acero J, Calderon J, Salmeron JI, Verdaguer JJ, Concejo C, Somacarrera ML. The behaviour of titanium as a biomaterial: microscopy study of plates and surrounding tissues in facial osteosynthesis. **J Craniomaxillofac Surg.** 1999 Apr; 27(2):117-23.
- Alpert B, Seligson D. Removal of asymptomatic bone plates used for orthognathic surgery and facial fractures. **J Oral Maxillofac Surg.** 1996 May; 54(5):618-21.
- Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW2nd, Urata MM. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1989 Aug; 68(2):125-9.
- Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. **J Oral Maxillofac Surg.** 2006 Mar; 64(3):452-6.
- Bahr W, Stricker A, Gutwald R, Wellens E. Biodegradable osteosynthesis material for stabilization of midface fractures: experimental investigation in sheep. **J Craniomaxillofac Surg.** 1999 Feb; 27(1):51-7.
- Bell WH, Schendel SA. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. **J Oral Surg.** 1977 May; 3(5):362-369.

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

- Bergsma JE, de Bruijn WC, Rozema FR, Bos RR, Boering G. Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws. ***Biomaterials***. 1995 Jan; 16(1):25-31.
- Bos RR, Boering G, Rozema FR, Leenslag JW. Resorbable poly(L-lactide) plates and screws for the fixation of zygomatic fractures. ***J Oral Maxillofac Surg***. 1987 Sep; 45(9):751-3.
- Bos RR, Rozema FR, Boering G, Nijenhuis AJ, Pennings AJ, Verwey AB, Nieuwenhuis P, Jansen HW. Degradation of and tissue reaction to biodegradable poly(L-lactide) for use as internal fixation of fractures: a study in rats. ***Biomaterials***. 1991 Jan; 12(1):32-6.
- Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod***. 2000 Nov; 90(5):574-80.
- Bucholz RW, Henry S, Henley MB. Fixation with bioabsorbable screws for the treatment of fractures of the ankle. ***J Bone Joint Surg Am***. 1994 Mar; 76(3):319-24.
- Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. ***J Maxillofac Surg***. 1978 Feb; 6(1):14-21.
- Cheung LK, Chow LK, Chiu WK. A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod***. 2004 Oct; 98(4):386-97.
- Costa F, Robiony M, Zorzan E, Zerman N, Politi M. Stability of skeletal Class III malocclusion after combined maxillary and mandibular procedures: titanium versus resorbable plates and screws for maxillary fixation. ***J Oral Maxillofac Surg***. 2006 Apr; 64(4):642-51.

- Cutright DE, Hunsuck EE, Beasley JD. Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid. ***J Oral Surg.*** 1971 Jun; 29(6):393-7.
- Dal pont G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. ***J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv.*** 1961 Jan; 19:42-7.
- Davis WM Jr. A method to facilitate placement of screws for sagittal ramus osteotomy. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*** 1987 Nov; 64(5):536-8.
- 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 Jun; 121(6):610-9.
- Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. ***J Oral Maxillofac Surg.*** 2001a Mar; 59(3):271-6.
- Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Resorbable fixation techniques for genioplasty. ***J Oral Maxillofac Surg.*** 2000 Mar; 58(3):269-72.
- Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognathic surgery. ***J Oral Maxillofac Surg.*** 2001b Jan; 59(1):19-25.
- Ellis E III, Reynolds S, Carlson DS. Stability of the mandible following advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop.*** 1988 Jul; 94(1):38-49.

- Ellis E III. Rigid Fixation in Orthognathic Surgery. ***Selected Read Oral Maxillofac Surg.*** 1992; 2(6):1-17.
- Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. ***J Oral Surg.*** 1977 Feb; 35(2):157-9.
- Eppley BL, Sarver D, Pietrzak B. Biomechanical testing of resorbable screws used for mandibular sagittal split osteotomies. ***J Oral Maxillofac Surg.*** 1999 Dec; 57(12):1431-5.
- Erkmen E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of diferent fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis Part 1: advancement surgery-posterior loading. ***Int J Oral Maxillofac Surg.*** 2005; 34:551-58.
- Farmand M, Dupoirieux L. The value of 3-dimensional plates in maxillofacial surgery. ***Rev Stomatol Chir Maxillofac.*** 1992; 93(6):353-7.
- Ferretti C, Reyneke JP. Mandibular, sagittal split osteotomies fixed with biodegradable or titanium screws: a prospective, comparative study of postoperative stability. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*** 2002 May; 93(5):534-7.
- Foley WL, Beckman TW. In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. ***Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.*** 1992; 7(3):147-51.
- Foley WL, Frost DE, Paulin WB Jr, Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. ***J Oral Maxillofac Surg.*** 1989 Jul; 47(7):720-3.
- Frost DE, Koutnik AW. Alternative stabilization of the maxilla during simultaneous jaw-mobilization procedures. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*** 1983 Aug; 56(2):125-7.

- Garvin KL, Miyano JA, Robinson D, Giger D, Novak J, Radio S. Polylactide/polyglycolide antibiotic implants in the treatment of osteomyelitis. A canine model. **J Bone Joint Surg Am.** 1994 Oct; 76(10):1500-6.
- Getter L, Cutright DE, Bhaskar SN, Augsberg JK. A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures. **J Oral Surg.** 1972 May; 30(5):344-8.
- Gogolewski S, Jovanovic M, Perren SM, Dillon JG, Hughes MK. Tissue response and in vivo degradation of selected polyhydroxyacids: polylactides (PLA), poly(3-hydroxybutyrate) (PHB), and poly(3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyvalerate) (PHB/VA). **J Biomed Mater Res.** 1993 Sep; 27(9):1135-48.
- Gomes PP, Guimaraes Filho R, Mazzonetto R. Evaluation of the bending strength of rigid internal fixation with absorbable and metallic screws in mandibular ramus sagittal split osteotomy: in vitro study. **Pesqui Odontol Bras.** 2003 Jul-Sep; 17(3):267-72.
- Guimarães-Filho R. Comparação da resistência mecânica à flexão da fixação interna rígida através do uso de parafusos metálicos e reabsorvíveis na osteotomia sagital do ramo mandibular. Estudo *in vitro* [tese]. Piracicaba: Unicamp/FOP; 2003.
- Hahn GW, Corgill DA. Chrome cobalt mesh mandibular prosthesis. **J Oral Surg.** 1969 Jan; 27(1):5-10.
- Harada K, Kikuchi T, Morishima S, Sato M, Ohkura K, Omura K. Changes in bite force and dentoskeletal morphology in prognathic patients after orthognathic surgery. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 2003 Jun; 95(6):649-54.

- 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 Mar; 57(3):300-8.
- Haug RH. Retention of asymptomatic bone plates used for orthognathic surgery and facial fractures. **J Oral Maxillofac Surg.** 1996 May; 54(5):611-7.
- Heidemann W, Ruffieux K, Jeschkeit S, Fischer JH, Wagner M, Wintermantel E, Krüger G, Gerlach, KL. In vivo examinations of biodegradable poly(D,L-lactide) for use as osteosynthesis material [abstract]. **J Craniomaxillofac Surg.** 2000 (suppl 3); 28:151-2.
- Hunsuck EE. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. **J Oral Surg.** 1968 Apr; 26(4):250-3.
- Jäger A, Kubein-Meesenburg D, Luhr HG. Longitudinal study of combined orthodontic and surgical treatment of Class II malocclusion with deep overbite. **Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.** 1991; 6(1):29-38.
- Kallela I, Iizuka T, Salo A, Lindqvist C. Lag-screw fixation of anterior mandibular fractures using biodegradable polylactide screws: a preliminary report. **J Oral Maxillofac Surg.** 1999b Feb; 57(2):113-8.
- Kallela I, Laine P, Suuronen R, Iizuka T, Pirinen S, Lindqvist C. Skeletal stability following mandibular advancement and rigid fixation with polylactide biodegradable screws. **Int J Oral Maxillofac Surg.** 1998 Feb; 27(1):3-8.
- Kallela I, Laine P, Suuronen R, Lindqvist C, Iizuka T. Assessment of material- and technique-related complications following sagittal split osteotomies stabilized by biodegradable polylactide screws.

***Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*** 2005 Jan; 99(1):4-10.

- Kallela I, Laine P, Suuronen R, Ranta P, Iizuka T, Lindqvist C. Osteotomy site healing following mandibular sagittal split osteotomy and rigid fixation with polylactide biodegradable screws. ***Int J Oral Maxillofac Surg.*** 1999a Jun; 28(3):166-70.
- Kallela I. Rigid internal fixation of the mandible using biodegradable polylactide screws and metal screws: a clinical and experimental study [dissertation]. Helsinki: Medical Faculty of the University Of Helsinki; 1999c.
- Keeling SD, Dolce C, Van Sickels JE, Bays RA, Clark GM, Rugh JD. A comparative study of skeletal and dental stability between rigid and wire fixation for mandibular advancement. ***Am J Orthod Dentofacial Orthop.*** 2000 Jun; 117(6):638-49.
- Knauf UG, Bschorer R. Skeletal stability of mandibular high sagittal split osteotomies fixed with the biodegradable osteosynthesis system lactosorb [abstract]. ***J Craniomaxillofac Surg.*** 2000 (suppl 3); 28:151.
- Laine P, Kontio R, Lindqvist C, Suuronen R. Are there any complications with bioabsorbable fixation devices? A 10 year review in orthognathic surgery. ***Int J Oral Maxillofac Surg.*** 2004 Apr; 33(3):240-4.
- Landes CA, Ballon A. Indications and limitations in resorbable P(L70/30DL)LA osteosyntheses of displaced mandibular fractures in 4.5-year follow-up. ***Plast Reconstr Surg.*** 2006 Feb; 117(2):577-87.
- Luhr HG, Schauer W, Jager A, Kubein-Meesenburg D. Changes in the shape of the mandible by orthodontic surgical technics with

stable fixation of the segments. *Fortschr Kieferorthop.* 1986 Jan; 47(1):39-47.

- Matthew IR, Frame JW. Policy of consultant oral and maxillofacial surgeons towards removal of miniplate components after jaw fracture fixation: pilot study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1999 Apr; 37(2):110-2.
- 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 Feb; 40(1):76-83.
- Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999 Dec; 27(6):365-72.
- Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2003 Oct; 31(5):284-9.
- Maurer P, Schubert J, Holweg S. Finite element analysis of a tandem screw configuration in sagittal split osteotomy using biodegradable osteosynthesis screws. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 2001 Winter; 16(4):300-4.
- Mazzonetto R, Paza AO, Spagnoli DB. A retrospective evaluation of rigid fixation in orthognathic surgery using a biodegradable self-reinforced (70L:30DL) polylactide. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004 Oct; 33(7):664-9.
- McDonald WR. Stability of mandibular lengthening: A comparison of moderate and large advancements. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 1990; 2:729.

- Meningaud JP, Poupon J, Bertrand JC, Chenevier C, Galliot-Guilley M, Guilbert F. Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Jun; 30(3):185-8.
- 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 Jun; 72(4):531-7.
- Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *J Maxillofac Surg.* 1973 Jun; 1(2):79-84.
- Miller RA, Brady JM, Cutright DE. Degradation rates of oral resorbable implants (polylactates and polyglycolates): rate modification with changes in PLA/PGA copolymer ratios. *J Biomed Mater Res.* 1977 Sep; 11(5):711-9.
- Mosbah MR, Oloyede D, Koppel DA, Moos KF, Stenhouse D. Miniplate removal in trauma and orthognathic surgery--a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003 Apr; 32(2):148-51.
- 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 May; 55(5):489-94.
- Obeid G, Lindquist CC. Optimal placement of bicortical screws in sagittal split-ramus osteotomy of mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991 Jun; 71(6):665-9.

- 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 Sep; 35(9):837-41.
- Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005 Sep; 63(9):1317-24.
- Pistner H, Bendix DR, Muhling J, Reuther JF. Poly(L-lactide): a long-term degradation study in vivo. Part III. Analytical characterization. *Biomaterials.* 1993; 14(4):291-8.
- Roed-Petersen B. Absorbable synthetic suture material for internal fixation of fractures of the mandible. *Int J Oral Surg.* 1974; 3(3):133-6.
- Rosenberg A, Gratz KW, Sailer HF. Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1993 Jun; 22(3):185-8.
- Rozema FR, Levendag PC, Bos RR, Boering G, Pennings AJ. Influence of resorbable poly(L-lactide) bone plates and screws on the dose distributions of radiotherapy beams. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1990 Dec; 19(6):374-6.
- Rozema, FR. Resorbable poly(L-lactide) bone plates and screws. *Thesis*, University of Groningen, The Netherlands, 1989.
- Rubens BC, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JH, Politis C. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988 Dec; 17(6):371-6.
- Schilli W. Facial deformities and their treatment. *Int Dent J.* 1982 Jun; 32(2):168-74.

- Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. **J Oral Maxillofac Surg.** 1996 Feb; 54(2):234-5.
- 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 Jan; 52(1):45-8.
- Shand JM, Heggie AA. Use of a resorbable fixation system in orthognathic surgery. **Br J Oral Maxillofac Surg.** 2000 Aug; 38(4):335-7.
- Shufford EL, Kraut RA. Passive rigid fixation of sagittal split osteotomy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1989 Aug; 68(2):150-3.
- Souyris F. Sagittal splitting and bicortical screw fixation of the ascending ramus. **J Maxillofac Surg.** 1978 Aug; 6(3):198-203.
- Spiessl B. Osteosynthesis in sagittal osteotomy using the Obwegeser-Dal Pont method. **Fortschr Kiefer Gesichtschir.** 1974; 18:145-8.
- Spina AM, Marciani RD. Mandibular fractures. *In*: Fonseca RJ, Marciani RD, Hendler BH, editores. **Oral and maxillofacial surgery.** 3. ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 2000. p. 85-135.
- Suuronen R, Laine P, Pohjonen T, Lindqvist C. Sagittal ramus osteotomies fixed with biodegradable screws: a preliminary report. **J Oral Maxillofac Surg.** 1994 Jul; 52(7):715-20.
- Suuronen R, Laine P, Sarkiala E, Pohjonen T, Lindqvist C. Sagittal split osteotomy fixed with biodegradable, self-reinforced poly-L-

- lactide screws. A pilot study in sheep. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1992 Oct; 21(5):303-8.
- Suuronen R, Pohjonen T, Hietanen J, Lindqvist C. A 5-year in vitro and in vivo study of the biodegradation of polylactide plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998 May; 56(5):604-14.
  - Suuronen R. Biodegradable fracture-fixation devices in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1993 Feb; 22(1):50-7.
  - Tate GS, Ellis E III, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994 Jul; 52(7):734-6.
  - Tharanon W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56:1055.
  - Thomas PM, Tucker MR, Prewitt JR, Proffit WR. Early skeletal and dental changes following mandibular advancement and rigid internal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1986 Summer; 1(3):171-8.
  - Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E III. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996 Sep; 54(9):1080-6.
  - Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1957 Jul; 10(7):677-689.

- Tulasne JF, Schendel SA. Transoral placement of rigid fixation following sagittal ramus split osteotomy. **J Oral Maxillofac Surg.** 1989 Jun; 47(6):651-2.
- Turvey TA, Bell RB, Phillips C, Proffit WR. Self-reinforced biodegradable screw fixation compared with titanium screw fixation in mandibular advancement. **J Oral Maxillofac Surg.** 2006 Jan; 64(1):40-6.
- Turvey TA, Bell RB, Tejera TJ, Proffit WR. The use of self-reinforced biodegradable bone plates and screws in orthognathic surgery. **J Oral Maxillofac Surg.** 2002 Jan; 60(1):59-65.
- Turvey TA, Tejera TJ, Bell B. The use of biodegradable polylactide plates and screws to stabilize maxillary and mandibular osteotomies [abstract]. **J Craniomaxillofac Surg.** 2000 (suppl 3); 28:151.
- Turvey TA. Resorbable osteosynthesis in orthognathic surgery [abstract]. **J Oral Maxillofac Surg.** 2006 (suppl) sept; 64(9): 18-19.
- Tömälä P *et al.* Material for Osteosynthesis Devices. **U.S. Patent N.4743267**, 1988.
- 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 Aug; 39(4):266-8.
- Van den Braber W, van der Glas H, van der Bilt A, Bosman F. Masticatory function in retrognathic patients, before and after mandibular advancement surgery. **J Oral Maxillofac Surg.** 2004 May; 62(5):549-54.

- Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. **J Oral Maxillofac Surg.** 1986 Sep; 44(9):698-702.
- Van Sickels JE. A comparative study of bicortical screws and suspension wires versus bicortical screws in large mandibular advancements. **J Oral Maxillofac Surg.** 1991 Dec; 49(12):1293-8.
- Vert M, Li S, Garreau H. New insights on the degradation of bioresorbable polymeric devices based on lactic and glycolic acids. **Clin Mater.** 1992; 10(1-2):3-8.
- Watzke IM, Tucker MR, Turvey TA. Lag screw versus position screw techniques for rigid internal fixation of sagittal osteotomies: a comparison of stability. **Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.** 1991; 6(1):19-27.
- Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: a comparative study. **J Oral Maxillofac Surg.** 1990 Feb; 48(2):108-21.
- Weber FE, Eyrich G, Grätz KW, Maly FE, Sailer HF. Slow and continuous application of human recombinant bone morphogenetic protein via biodegradable poly(lactide-co-glycolide) foamspheres. **Int J Oral Maxillofac Surg.** 2002; 31:60-5.
- Wolford LM, Bennett MA, Rafferty CG. Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1987 Aug; 64(2):146-155.
- Yerit KC, Hainich S, Enislidis G, Turhani D, Klug C, Wittwer G, Ockher M, Undt G, Kermer C, Watzinger F, Ewers R. Biodegradable fixation of mandibular fractures in children: stability and early

results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005 Jul; 100(1):17-24.

- Zhang X, Wyss UP, Pichora D, Goosen MF. Biodegradable controlled antibiotic release devices for osteomyelitis: optimization of release properties. *J Pharm Pharmacol.* 1994 Sep; 46(9):718-24

## ANEXOS

**Valores obtidos do teste de carregamento:**

| <b>PARAFUSOS DE TITÂNIO</b> |             |                   |                |                      |
|-----------------------------|-------------|-------------------|----------------|----------------------|
| INCISAL                     | CARGA (Kgf) | CARGA FINAL (Kgf) | DISTÂNCIA (mm) | DISTÂNCIA FINAL (mm) |
| 1                           | 2,195       | 6,169             | 3,00           | 19,06                |
| 2                           | 2,961       | 6,537 (frat.)*    | 3,00           | 12,50                |
| 3                           | 1,934       | 3,749             | 3,00           | 9,19                 |
| 4                           | 2,219       | 4,797             | 3,00           | 13,85                |
| 5                           | 1,795       | 3,413             | 3,00           | 9,36                 |
| 6                           | 2,075       | 4,776             | 3,00           | 11,24                |
| 7                           | 1,765       | 4,926             | 3,00           | 17,25                |
| 8                           | 2,067       | 5,001             | 3,00           | 10,33                |
| 9                           | 1,040       | 3,154             | 3,00           | 18,88                |
| 10                          | 2,494       | 4,460             | 3,00           | 15,70                |
| <b>MOLAR</b>                |             |                   |                |                      |
| 1                           | 6,011       | 9,020             | 3,00           | 6,63                 |
| 2                           | 8,225       | 11,090            | 3,00           | 5,81                 |
| 3                           | 6,121       | 11,610            | 3,00           | 8,67                 |
| 4                           | 9,466       | 14,590            | 3,00           | 6,23                 |
| 5                           | 5,796       | 11,170            | 3,00           | 10,27                |
| 6                           | 9,433       | 12,13 (frat.)*    | 3,00           | 4,48                 |
| 7                           | 3,299       | 7,337             | 3,00           | 11,84                |
| 8                           | 5,648       | 9,173             | 3,00           | 6,79                 |
| 9                           | 8,926       | 12,990            | 3,00           | 6,57                 |
| 10                          | 3,353       | 6,158             | 3,00           | 9,10                 |

\* Fratura do substrato no momento da falha do sistema.

| <b>PARAFUSOS REABSORVÍVEIS</b> |             |                   |                |                      |
|--------------------------------|-------------|-------------------|----------------|----------------------|
| INCISAL                        | CARGA (Kgf) | CARGA FINAL (Kgf) | DISTÂNCIA (mm) | DISTÂNCIA FINAL (mm) |
| 1                              | 2,028       | 4,183             | 3,00           | 10,94                |
| 2                              | 1,681       | 3,236             | 3,00           | 10,24                |
| 3                              | 1,445       | 3,554             | 3,00           | 10,23                |
| 4                              | 1,342       | 2,797             | 3,00           | 11,24                |
| 5                              | 1,567       | 3,671             | 3,00           | 9,21                 |
| 6                              | 1,772       | 3,956             | 3,00           | 11,14                |
| 7                              | 1,052       | 3,663             | 3,00           | 10,62                |
| 8                              | 2,111       | 4,569             | 3,00           | 11,55                |
| 9                              | 2,380       | 4,662             | 3,00           | 10,43                |
| 10                             | 1,466       | 3,666             | 3,00           | 9,36                 |
| <b>MOLAR</b>                   |             |                   |                |                      |
| 1                              | 7,866       | 9,597             | 3,00           | 4,58                 |
| 2                              | 5,409       | 7,871             | 3,00           | 5,03                 |
| 3                              | 6,526       | 9,176             | 3,00           | 5,39                 |
| 4                              | 5,039       | 6,996             | 3,00           | 4,86                 |
| 5                              | 6,746       | 10,610            | 3,00           | 6,07                 |
| 6                              | 5,119       | 5,616             | 3,00           | 3,62                 |
| 7                              | 7,141       | 11,400            | 3,00           | 6,61                 |
| 8                              | 6,515       | 10,87 (frat)      | 3,00           | 7,46                 |
| 9                              | 5,050       | 6,325             | 3,00           | 4,34                 |
| 10                             | 4,671       | 7,020             | 3,00           | 5,61                 |

## Testes estatísticos:

Incisal (3mm)

Teste-F: duas amostras para variâncias

|                      | <i>Variável</i><br>1 | <i>Variável</i><br>2 |
|----------------------|----------------------|----------------------|
| Média                | 2.0545               | 1.6844               |
| Variância            | 0.250796             | 0.158617             |
| Observações          | 10                   | 10                   |
| gl                   | 9                    | 9                    |
| F                    | 1.581138             |                      |
| P(F<=f) uni-caudal   | 0.252826             |                      |
| F crítico uni-caudal | 3.178893             |                      |

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes

|                                | <i>Variável</i><br>1 | <i>Variável</i><br>2 |
|--------------------------------|----------------------|----------------------|
| Média                          | 2.0545               | 1.6844               |
| Variância                      | 0.250796             | 0.158617             |
| Observações                    | 10                   | 10                   |
| Variância agrupada             | 0.204706             |                      |
| Hipótese da diferença de média | 0                    |                      |
| gl                             | 18                   |                      |
| Stat t                         | 1.829104             |                      |
| P(T<=t) uni-caudal             | 0.042001             |                      |
| t crítico uni-caudal           | 1.734064             |                      |
| P(T<=t) bi-caudal              | 0.084001             |                      |
| t crítico bi-caudal            | 2.100922             |                      |

## Molar (3mm)

Teste-F: duas amostras para variâncias

|                      | <i>Variável</i><br>1 | <i>Variável</i><br>2 |
|----------------------|----------------------|----------------------|
| Média                | 6.6278               | 6.0082               |
| Variância            | 5.316857             | 1.177698             |
| Observações          | 10                   | 10                   |
| gl                   | 9                    | 9                    |
| F                    | 4.514616             |                      |
| P(F<=f) uni-caudal   | <b>0.017462</b>      |                      |
| F crítico uni-caudal | 3.178893             |                      |

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias diferentes

|                                | <i>Variável</i><br>1 | <i>Variável</i><br>2 |
|--------------------------------|----------------------|----------------------|
| Média                          | 6.6278               | 6.0082               |
| Variância                      | 5.316857             | 1.177698             |
| Observações                    | 10                   | 10                   |
| Hipótese da diferença de média | 0                    |                      |
| gl                             | 13                   |                      |
| Stat t                         | 0.768841             |                      |
| P(T<=t) uni-caudal             | 0.227865             |                      |
| t crítico uni-caudal           | 1.770933             |                      |
| P(T<=t) bi-caudal              | <b>0.455729</b>      |                      |
| t crítico bi-caudal            | 2.160369             |                      |

## Incisal (PICO MÁXIMO)

Teste-F: duas amostras para variâncias

|                              | <i>Variável</i><br><i>1</i> | <i>Variável</i><br><i>2</i> |
|------------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| Média                        | 4045.154                    | 3795.7                      |
| Variância                    | 2784852                     | 327025.8                    |
| Observações                  | 10                          | 10                          |
| Gl                           | 9                           | 9                           |
| F                            | 8.515695                    |                             |
| <b>P(F&lt;=f) uni-caudal</b> | <b>0.001914</b>             |                             |
| F crítico uni-caudal         | 3.178893                    |                             |

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias diferentes

|                                | <i>Variável</i><br><i>1</i> | <i>Variável</i><br><i>2</i> |
|--------------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| Média                          | 4045.154                    | 3795.7                      |
| Variância                      | 2784852                     | 327025.8                    |
| Observações                    | 10                          | 10                          |
| Hipótese da diferença de média | 0                           |                             |
| Gl                             | 11                          |                             |
| Stat t                         | 0.447176                    |                             |
| P(T<=t) uni-caudal             | 0.331712                    |                             |
| t crítico uni-caudal           | 1.795885                    |                             |
| <b>P(T&lt;=t) bi-caudal</b>    | <b>0.663425</b>             |                             |
| t crítico bi-caudal            | 2.200985                    |                             |

## Molar (PICO MÁXIMO)

Teste-F: duas amostras para variâncias

|                      | <i>Variável</i><br>1 | <i>Variável</i><br>2 |
|----------------------|----------------------|----------------------|
| Média                | 10.5268              | 8.5481               |
| Variância            | 6.712876             | 4.223599             |
| Observações          | 10                   | 10                   |
| gl                   | 9                    | 9                    |
| F                    | 1.589373             |                      |
| P(F<=f) uni-caudal   | <b>0.25044</b>       |                      |
| F crítico uni-caudal | 3.178893             |                      |

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes

|                                | <i>Variável</i><br>1 | <i>Variável</i><br>2 |
|--------------------------------|----------------------|----------------------|
| Média                          | 10.5268              | 8.5481               |
| Variância                      | 6.712876             | 4.223599             |
| Observações                    | 10                   | 10                   |
| Variância agrupada             | 5.468237             |                      |
| Hipótese da diferença de média | 0                    |                      |
| Gl                             | 18                   |                      |
| Stat t                         | 1.892088             |                      |
| P(T<=t) uni-caudal             | 0.037339             |                      |
| t crítico uni-caudal           | 1.734064             |                      |
| P(T<=t) bi-caudal              | <b>0.074678</b>      |                      |
| t crítico bi-caudal            | 2.100922             |                      |