

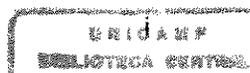
ROBSON RODRIGUES GARCIA
CIRURGIÃO-DENTISTA

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA, À REMOÇÃO POR TRAÇÃO,
DE PARAFUSOS DE TITÂNIO INSERIDOS
EM TÍBIAS DE COELHOS.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas para
a obtenção de grau de **Doutor** em Clínica
Odontológica na Área de Cirurgia

Piracicaba - SP
2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



0474291002

ROBSON RODRIGUES GARCIA
CIRURGIÃO-DENTISTA

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA, À REMOÇÃO POR TRAÇÃO,
DE PARAFUSOS DE TITÂNIO INSERIDOS
EM TÍBIAS DE COELHOS.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas para
a obtenção de grau de **Doutor** em Clínica
Odontológica na Área de Cirurgia

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri.

Banca Examinadora: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri

Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa

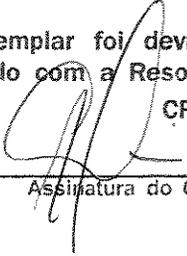
Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira

Prof. Dr. Gersinei Carlos de Freitas

Prof. Dr. Idelmo Rangel Garcia Júnior

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 02/10/01


Assinatura do Orientador

Piracicaba - SP

2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

Ficha Catalográfica

G165a Garcia, Robson Rodrigues.
Avaliação da resistência, à remoção por tração, de parafusos de titânio inseridos em tíbias de coelhos. / Robson Rodrigues Garcia. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
x, 83p. : il.

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

1. Ossos faciais – Cirurgia. 2. Fraturas – Fixação interna. 3. Propriedades mecânicas. 4. Resistência dos materiais. 5. Titânio. I. Passeri, Luis Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8–6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 10 de Agosto de 2001, considerou o candidato ROBSON RODRIGUES GARCIA aprovado.

1. Prof. Dr. LUIS AUGUSTO PASSERI

2. Prof. Dr. IDELMO RANGEL GARCIA JUNIOR

3. Prof. Dr. GERSINEI CARLOS DE FREITAS

4. Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

5. Prof. Dr. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

DEDICO ESTE TRABALHO

A **DEUS**, que sempre me mostrou o caminho correto a seguir e proporcionou-me felicidade, saúde e paz junto a uma família maravilhosa.

A meus pais **Florival** e **Nilse**, e minha irmã **Gabriella** que são a minha base, entenderam e apoiaram a minha necessidade de ficar ausente neste período.

À **Cristiane** por todo amor, compreensão e confiança dedicados ao nosso namoro mesmo nos momentos mais difíceis e por acreditar no nosso futuro.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp** que me acolheu neste período de Pós-Graduação.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pela bolsa concedida para realização deste trabalho cujo processo tem o número 99/02736-5.

Ao **Prof. Dr. Luis Augusto Passeri** pela orientação no Doutorado, amizade, confiança, por acreditar na minha capacidade e pela preocupação em ajudar a alcançar meus objetivos.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa** pela orientação no Mestrado, pela amizade, apoio e compreensão dispensados a mim.

Ao **Prof. Dr. Renato Mazzonetto** e ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes** pela amizade e oportunidade de aprendizado.

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira** sou grato pela amizade, incentivo e orientações que me possibilitaram trilhar o caminho da pós-graduação.

À **Prof. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, Coordenadora Geral da Pós-Graduação, pelo apoio que nos deu em Piracicaba.

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani** por permitir utilizar o laboratório de Materiais Dentários e pela participação no Exame de Qualificação, assim como, o **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto** e o **Prof. Dr. Renato Mazzoneto**.

Aos professores e funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, que me receberam com carinho e respeito, antes como aluno e agora como colega de trabalho. Em especial à Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial: **Prof. Benedicto Latorraca**, **Prof. Hugo Alexandre de Souza**, **Prof. Paulo Barbosa de Andrade** e **Prof. Satiro Watanabe**. Meu respeito e minha gratidão pela amizade e pelas oportunidades como estagiário.

Aos meus amigos dos quatro anos de Pós Graduação: **Alexandre, Dinho, Eider, Laureano e Luis**, pela união, companheirismo e fidelidade que permitiram uma ótima convivência e muitas lembranças que merecem ser guardadas. Nossa amizade é o maior fruto que colhemos e deve ser preservada. Aos amigos dos últimos dois anos: **Adriano, Alessandro, Aleysson, Fernando, Liliane e Sandra**; e aos que voltaram para seus lares há mais tempo: **Bruno, Cândida, Edmur, José Flávio, Marcelo e Paulo** pela amizade que permanece mesmo à distância. Aos novos amigos que iniciam sua caminhada: **André, Botelho, Fabrício, Gustavo, Júlio, Luciana, Petrus, Rodrigo, Rubens e Wagner** pela ótima convivência nos últimos meses de Curso. Minha sincera gratidão a todos vocês. Sei que podemos contar uns com os outros.

Aos funcionários desta instituição em especial a **Edilaine (Didi)** pela amizade, ao Engenheiro **Marcos** pela atenção e ajuda com os testes realizados no laboratório de Materiais Dentários, e à bibliotecária **Heloísa**.

Aos fabricantes Engimplan e MDT que cederam os parafusos para realização deste trabalho.

SUMÁRIO

Capítulos	p.
RESUMO	1
ABSTRACT	2
1. INTRODUÇÃO	3
2. REVISÃO DE LITERATURA	09
<i>2.1 Desenvolvimento da fixação interna rígida</i>	<i>09</i>
<i>2.2 Parafusos utilizados em fixação interna rígida</i>	<i>21</i>
3. PROPOSIÇÃO	42
4. METODOLOGIA	43
4.1 Materiais	43
4.1.1. <i>Parafusos, brocas e chaves</i>	<i>43</i>
4.1.2. <i>Obtenção das tíbias</i>	<i>46</i>
4.2 Método	47
4.2.1. <i>Preparação dos corpos-de-prova</i>	<i>47</i>
4.2.2. <i>Dispositivo de tração</i>	<i>51</i>
4.2.3. <i>Teste de tração</i>	<i>51</i>
4.2.4. <i>Análise dos dados</i>	<i>52</i>
5. RESULTADOS	53
6. DISCUSSÃO	60
7. CONCLUSÕES	72
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73
ANEXO	83

RESUMO

O propósito deste trabalho foi avaliar a resistência à remoção por tração de parafusos de titânio de 1,5 mm e 2,0 mm de diâmetro, quando inseridos de maneira monocortical e bicortical em fragmentos ósseos, removidos de tíbias de coelhos. Sessenta parafusos de titânio foram testados, divididos em seis grupos. Os grupos M1 e E1 constituíram-se de parafusos de 1,5 mm de diâmetro e inseridos de maneira monocortical. Nos grupos M2 e E2, foram testados parafusos de 2,0 mm de diâmetro inseridos de maneira monocortical. Já nos grupos M3 e E3, foram testados parafusos de 2,0 mm de diâmetro inseridos de maneira bicortical. Os resultados demonstraram que os parafusos inseridos de maneira monocortical não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si, apesar do diâmetro e do desenho dos parafusos não serem os mesmos. Os parafusos inseridos de maneira bicortical não diferiram entre si apesar de não terem o mesmo desenho, mas apresentaram resistência à remoção por tração estatisticamente maior que parafusos inseridos de maneira monocortical.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the pullout strength of 1,5 mm and 2,0 mm diameter titanium screws, when they were inserted in bone fragments of rabbits tibias, monocortically and bicortically. Sixty titanium screws were divided into six groups and tested. The groups M1 and E1 had 1.5 mm screws that were monocortically inserted. In the groups M2 and E2 2.0 mm monocortical screws were tested. And in the groups M3 and E3 2.0 mm bicortical screws were tested. Results demonstrated that the groups of monocortical screws did not showed significant differences between them, although they had different designs and diameters. The groups of bicortical screws did not showed significant differences between them too, although they had different designs, but they showed significantly higher strength than the groups of screws that were monocortically inserted.

1. INTRODUÇÃO

A fixação interna rígida é toda forma de fixação, que quando aplicada diretamente ao osso, apresenta resistência suficiente para permitir a função da unidade esquelética durante o processo de reparo. Alguns dos requisitos essenciais para a realização de uma fixação interna rígida são: a redução aberta permitindo um alinhamento perfeito dos segmentos fraturados e a aplicação de um dispositivo capaz de produzir a imobilização rígida entre os fragmentos (ELLIS III, 1991).

A primeira aplicação de placas e parafusos em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais foi realizada por CHRISTIANSEN, em 1945, que utilizou placas de tântalo em quatro casos de fraturas mandibulares, acreditando que em algumas situações havia necessidade de redução aberta. Entretanto, apenas no início da década de 70, os princípios da Associação para o Estudo da Fixação Interna Rígida (AO/ASIF) passaram a ser utilizados nas fraturas mandibulares, após a adaptação de alguns instrumentos de uso ortopédico para a região da face (SPIESSL, 1969, 1972, 1976).

Como qualquer outra forma de tratamento das fraturas e osteotomias da face, a fixação interna rígida objetiva a redução e imobilização dos segmentos ósseos, permitindo a reabilitação do

paciente. Entretanto, diferente das outras formas de fixação consideradas não rígidas, esta apresenta vantagens como garantir um rápido reparo ósseo primário, evitar ou minimizar o período de bloqueio maxilo-mandibular, facilitar a respiração, nutrição, higiene bucal, fonação e comunicação, possibilitando ao paciente alta hospitalar precoce, melhor aceitação do tratamento, retorno ao tratamento ortodôntico e as funções estomatognáticas de forma mais rápida. Conseqüentemente, o paciente também retorna mais rapidamente às suas atividades diárias (PREIN & HAMMER, 1988; OCHS *et al.*, 1991; ANDERSON & ALPERT, 1992; ELLIS III, 1993; HAYTER & CAWOOD, 1993; OCHS & TUCKER, 1993; HAUG *et al.*, 1995; PREIN *et al.*, 1998).

Por isso, a sua utilização na região buco-maxilo-facial tem se tornado bastante freqüente em variados procedimentos cirúrgicos como traumatismos faciais, cirurgias ortognáticas ou reconstrutivas (JETER *et al.*, 1984; LAW *et al.*, 1989; HAUG *et al.*, 1995, PREIN *et al.*, 1998). Entretanto, são citadas desvantagens como traumatismos inadvertidos a nervos, músculos, ductos, dentes ou outra estrutura adjacente; necrose óssea e infecções propiciadas por excesso de descolamento; dificuldade técnica na utilização do material podendo causar mau alinhamento, má oclusão ou até não união da fratura e o risco da necessidade de remoção

do material (DODSON *et al.*, 1990; IIZUKA & LINDQVIST, 1992; HAYTER & CAWOOD, 1993, PREIN *et al.*, 1998).

A fixação interna rígida pode ser realizada tanto com a aplicação de parafusos, quanto de placas associadas aos parafusos. Além disso, os parafusos podem também ser utilizados na fixação de enxertos ósseos, materiais aloplásticos e na ancoragem para suspensões a fio. Vários sistemas para fixação interna rígida têm sido desenvolvidos com parafusos de diferentes diâmetros, desenhos, e materiais como o aço inoxidável, *vitallium*, titânio e polímeros absorvíveis (FOLEY *et al.*, 1990; EPPLEY *et al.*, 1999). O fato de estar bem estabelecida a utilização, em variados tratamentos, levou a produção de sistemas cada vez mais versáteis e menores (GANTOUS & PHILLIPS, 1995). Esta grande variedade pode tornar mais difícil a escolha de um determinado sistema entre tantos outros (SAKA, 2000).

Quando um parafuso longo, principalmente com diâmetro externo maior que 2,0 mm, é inserido em osso cortical ou medular, o diâmetro parece ser um fator importante na manutenção da estabilidade inicial (PERREN, 1976, BOYLE III *et al.*, 1993a). Vários trabalhos também têm sido realizados com o objetivo de avaliar a existência de relação entre a retenção e o desenho de parafusos, após sua inserção. A profundidade das roscas e a distância entre elas, aliados à dimensão

externa do parafuso e a espessura do osso cortical parecem ser os fatores mais importantes na retenção e conseqüentemente na estabilidade inicial (DROMMER, 1986; FOLEY *et al.*, 1989; FOLEY *et al.*, 1990).

Os sistemas de fixação interna rígida normalmente são denominados de acordo com o diâmetro externo do parafuso (SPINA & MARCIANI, 2000). Os microparafusos variam de 0,8 a 1,3 mm de diâmetro. Os parafusos com 1,5 mm de diâmetro são classificados como miniparafusos, e geralmente são utilizados no terço médio da face de maneira monocortical. A maior maleabilidade das micro e miniplacas permite melhor adaptação à superfície óssea diminuindo o risco de alteração do contorno nos tecidos suprajacentes, traumatismo a estruturas anatômicas subjacentes, e a possível palpabilidade das placas (LUHR, 1990; EPPLEY & SADOVE, 1991; BÄHR & LESSING, 1993; FAROLE & DIECIDUE, 1993; BÄHR, 1994). Os parafusos de 2,0 mm de diâmetro, também miniparafusos, podem ser utilizados nas fraturas mandibulares e na fixação de osteotomias sagitais do ramo mandibular.

Um dos requisitos para o sucesso da fixação interna rígida é a retenção mecânica confiável dos parafusos de osteossíntese. A retenção de parafusos no terço médio da face pode ser crucial já que os ossos desta região são muito finos. A estabilidade de fraturas no terço médio é

conseguida apenas quando existe um bom contato entre a rosca do parafuso e o osso, já que a falha dos parafusos nas duas primeiras semanas pode levar a perda da redução conseguida na cirurgia. Na mandíbula também pode ocorrer perda de parafusos com instabilidade da fixação e risco de infecção, osteomielite e não união da fratura (BÄHR, 1989; BÄHR, 1990; BÄHR, 1992; BÄHR & LESSING, 1992).

Uma maneira de avaliar a retenção de parafusos de osteossíntese é medir sua resistência a remoção por tração. Na maioria dos trabalhos o tecido ósseo é eleito para estudos biomecânicos com parafusos (DROMMER, 1986; FOLEY *et al.*, 1989, 1990; BÄHR, 1992; DAFTARI *et al.*, 1994; HEIDEMANN *et al.*, 1998a; SILVA, 1998; RABÊLO, 1999). Em alguns destes estudos o tecido ósseo utilizado é mantido congelado até o final do experimento. KO (1953) não encontrou mudanças significantes na resistência à tensão em tecido ósseo humano, mesmo quando os fragmentos ósseos utilizados no teste foram armazenados em solução salina à temperatura ambiente por vários meses. HAZAMA (1956) demonstrou não ocorrer alterações biomecânicas ao tecido ósseo nestas mesmas circunstâncias.

O desenvolvimento de sistemas nacionais de placas e parafusos de titânio, que possam ser aplicados com sucesso no tratamento de fraturas, ou deformidades faciais, proporciona ao Cirurgião

Buco-Maxilo-Facial a utilização de um material eficaz, e economicamente acessível. Muitos fabricantes têm apresentado sistemas novos de fixação interna rígida ao mercado. Entretanto, poucos estudos são realizados com os materiais nacionais, apesar de estarem sendo utilizados em várias regiões. Desta forma, faz-se necessário estudar criteriosamente estes materiais, realizando pesquisas que possam avaliar a qualidade dos mesmos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 *Desenvolvimento da fixação interna rígida*

O reparo ósseo de fraturas é conseguido com a redução anatômica e imobilização dos fragmentos. Antes do desenvolvimento da anestesia e dos antibióticos o tratamento de fraturas era realizado sem cirurgia, ou seja, a redução fechada, ou incruenta, de fraturas era uma regra geral (ELLIS III, 1991). Na região buco-maxilo-facial, a redução anatômica do osso fraturado e sua imobilização, devem estar associadas ao objetivo mais importante que é o restabelecimento da oclusão dentária (SCHILLI, 1977). Assim, o tratamento de fraturas dos maxilares já era realizado por meio de bloqueios maxilo-mandibulares há pelo menos 2000 anos (ELLIS III & CARLSON, 1991). Apesar de técnicas de imobilização óssea normalmente resultarem em união dos fragmentos, podem ocorrer atrofia muscular, enfraquecimento de articulações e mau alinhamento dos fragmentos, ou seja, existe o risco de alteração temporária ou mesmo permanente da função (OCHS *et al.*, 1991; OCHS & TUCKER, 1993).

Em determinadas situações não se obtinha o sucesso desejado no tratamento de fraturas apenas com a redução fechada. Aparelhos de fixação externa eram desenvolvidos para manter a posição dos

fragmentos no período de reparo, mas apesar dos esforços e da criatividade dos cirurgiões da época alguns resultados não eram satisfatórios. No final do século XVIII, muitas descobertas possibilitaram o progresso dos tratamentos cirúrgicos de fraturas. O exame radiográfico das estruturas ósseas demonstrava os resultados ruins obtidos com a redução fechada. Os novos conceitos de assepsia, para prevenir infecções e a descoberta dos antibióticos, tornaram a redução cirúrgica de fraturas um procedimento mais seguro. A dificuldade na redução de algumas fraturas causou a necessidade de exposição e instrumentação das mesmas, propiciando a utilização de métodos de fixação interna (ELLIS III, 1991).

Fixação interna significa qualquer técnica e forma de material aplicado diretamente aos fragmentos ósseos, para ajudar a estabilizar a fratura ou osteotomia. Isto inclui fios, pinos, grampos, placas e parafusos. Ao contrário do que foi mencionado anteriormente para a fixação interna rígida, toda forma de fixação óssea que não apresente resistência suficiente para permitir a função esquelética, durante o processo de reparo da fratura, e necessite de outras formas de fixação ou imobilização, é considerada não rígida (ELLIS III, 1991).

Por não ser rígida, a fixação interna de fraturas com fios de aço não apresenta bons resultados se não estiver associada a bloqueio

maxilo-mandibular (JONES & VAN SICKELS, 1988). As fixações internas não rígidas são incapazes de possibilitar o reparo ósseo se o paciente permanecer em função mastigatória. O propósito deste tipo de fixação é apenas manter o alinhamento dos fragmentos, prevenindo o deslocamento por ação muscular. A imobilização pode ser conseguida com o bloqueio maxilo-mandibular e com suspensões esqueléticas (ELLIS III, 1993).

A imobilização de um osso fraturado apresenta muitas desvantagens. Segundo ELLIS III (1993), DANIS em 1949 foi o primeiro a chamar atenção para as alterações que ocorriam em articulações, músculos, ligamentos e ossos quando uma unidade esquelética era imobilizada após a redução de uma fratura. Estas alterações foram denominadas “doença da fratura” e para evitá-las ele indicava a fixação interna mesmo em fraturas sem deslocamento, o que era uma controvérsia naquela época, para que não precisassem ser imobilizadas.

O paciente com bloqueio maxilo-mandibular necessita de uma atenção especial em relação a sua nutrição. A desnutrição e a perda de peso podem interferir no reparo durante o período pós-operatório. KENDELL *et al.* (1982) observaram desnutrição, causada por perdas calóricas e protéicas, em pacientes de cirurgia ortognática que ficaram bloqueados durante seis semanas. CAWOOD, em 1985, demonstrou

maior perda de peso em pacientes bloqueados que demoraram até 11 semanas para recuperar o peso normal. É comum o paciente perder de 1 a 2 kg de peso por semana no período em que estiver imobilizado (PREIN & HAMMER, 1988).

Segundo WILLIAMS & CAWOOD (1990), o bloqueio maxilo-mandibular também pode causar um nível significativo de obstrução das vias aéreas. Testes realizados em voluntários demonstraram, por meio de diversos tipos de mensurações, que o volume do fluxo de ar é diminuído quando os dentes estão em oclusão e existe uma obstrução nasal. Esta condição é bastante comum em pacientes que apresentam fraturas faciais. Então, outras formas de tratamento devem ser utilizadas principalmente em pacientes que apresentem doenças respiratórias obstrutivas crônicas.

A fixação interna com placas e parafusos na região buco-maxilo-facial teve início em 1945, quando CHRISTIANSEN utilizou placas de tântalo em fraturas mandibulares. Alguns relatos esporádicos do uso de placas ortopédicas não compressivas na mandíbula são encontrados na literatura, após a Segunda Guerra Mundial, mas os insucessos demonstravam a necessidade de se manter o bloqueio maxilo-mandibular. Além disso, a presença do feixe vâsculo-nervoso e dos dentes impedia o tratamento de fraturas mandibulares da forma que se

fazia em outros ossos longos. Muitas placas foram desenvolvidas, procurando mais rigidez com o objetivo de eliminar completamente a necessidade de imobilização. No final da década de 60 e início da década de 70, alguns pesquisadores passaram a adotar, para a mandíbula, os conhecimentos adquiridos pela ortopedia em ossos longos (ELLIS III, 1991).

De acordo com ELLIS III (1991), em 1968, LUHR desenvolveu uma placa mandibular que promovia compressão na região da fratura, obtendo sucesso sem a necessidade de bloqueio maxilo-mandibular. Este tipo de placa foi utilizado em vários modelos de pesquisas, semelhantes aos que haviam sido realizados pela Associação para o Estudo da Fixação Interna Rígida (AO/ASIF), na ortopedia. Mas, foi SPIESSL, em 1969, que primeiramente aplicou os princípios da AO/ASIF no tratamento de fraturas mandibulares. Ele também foi o responsável pela modificação de instrumentos da ortopedia e sua adaptação para a região da face. SPIESSL (1972, 1976) demonstrou a necessidade de uma fixação no rebordo alveolar, para impedir a abertura de espaço, nesta região de tensão, quando houvesse a compressão da placa na base da mandíbula. Em 1977, SCHILLI reiterou a necessidade de uma redução correta da fratura, adaptação da placa e cuidados nas perfurações. O autor também demonstrou a utilização de sobrecurvatura

na placa, para promover a aproximação das corticais na região lingual da fratura.

Em certas regiões da mandíbula, a fratura tende a ser oblíqua, o que permite a fixação apenas com parafusos. A fixação de osteotomias sagitais dos ramos mandibulares e a fixação de enxertos ósseos também podem ser realizadas sem a utilização de placas. Neste caso, utilizam-se parafusos compressivos, conhecidos como *lag screw* que foram introduzidos em 1970, na Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, por BRONS & BOERING. Este tipo de parafuso apresenta roscas apenas na extremidade, assim quando é inserido, as roscas encaixam-se na cortical lingual, a haste do parafuso gira livremente na região da cortical vestibular e a cabeça do parafuso promove a compressão dos segmentos. A compressão pode ser conseguida, também, com parafusos comuns utilizando a técnica de *lag screw*. Esta técnica, que tem o mesmo nome do parafuso, consiste na perfuração da cortical vestibular com uma broca que tenha o diâmetro externo do parafuso, e a perfuração da cortical lingual deve ter o diâmetro interno do parafuso. Desta forma, as roscas do parafuso passam livremente pela cortical vestibular e quando engajam à cortical lingual, aproximam os segmentos promovendo a compressão.

As dimensões do material de fixação preconizado pela AO/ASIF, e a necessidade de serem utilizados na base da mandíbula, exigiam acessos extrabuciais para redução da fratura. Com a miniaturização dos sistemas e maior maleabilidade das placas, o acesso intrabucal para redução e fixação de fraturas mandibulares tornou-se mais comum, assim incisões e conseqüentemente cicatrizes na pele poderiam ser evitadas. A utilização de placas e parafusos para fixação de osteotomias, na maxila e na mandíbula, também se tornou popular depois dos relatos publicados por MICHELET *et al.*, em 1973. Os autores relatavam as vantagens de se evitar o bloqueio maxilo-mandibular: facilitar ao anestesista o acesso direto às vias aéreas, facilitar a higiene do paciente e permitir uma dieta normal.

As observações clínicas e estudos fotoelásticos publicados por CHAMPY *et al.* (1978) demonstraram cientificamente que a utilização de apenas uma placa com parafusos monocorticais, em “regiões ideais de osteossíntese”, poderia neutralizar as forças geradas na fratura, possibilitando o reparo ósseo com o paciente em função. Os locais ideais são próximos às regiões de tensão da fratura, mas como as placas utilizadas eram menores e os parafusos monocorticais, não havia risco de danos aos dentes e ao feixe vículo-nervoso. Na região anterior da

mandíbula seriam necessárias duas miniplacas, devido às forças de torção presentes nesta área.

O tratamento clássico para as fraturas do terço médio da face era o bloqueio maxilo-mandibular associado a suspensões esqueléticas. Este tipo de tratamento causava mordida aberta, retrusão maxilar e encurtamento da face em alguns pacientes. Nas reduções abertas, a osteossíntese com fios foi a forma de fixação interna mais utilizada, principalmente nos rebordos lateral e inferior da órbita (KLOTCH & GILLILAND, 1987; PREIN & HAMMER, 1988). Na década de 60, alguns cirurgiões começaram a utilizar placas e parafusos para metacarpo para as fraturas de maxila, pois eram as menores placas disponíveis naquela época (ELLIS III, 1991). JENSEN *et al.* (1992) recomendaram a fixação interna rígida por promover estabilidade tridimensional às reduções das fraturas do terço médio da face, com resultados estéticos e funcionais e, por evitar a necessidade de bloqueio maxilo-mandibular em muitas situações.

Hoje diversos sistemas de fixação interna rígida apresentam mini e microplacas, especialmente desenhadas para a utilização no terço médio da face. SCHORTINGHUIS *et al.*, em 1999, estudaram retrospectivamente as complicações que ocorreram na região do terço médio da face, quando se utilizava fixação interna rígida com sistemas de

1,0 e 1,5 mm de diâmetro. Os pacientes foram acompanhados no pós-operatório de 31 a 54 meses. A incidência de complicações foi de 1,2% no trans-operatório, e 0,8% no pós-operatório. O sistema de 1,5 mm não apresentou complicações. Não houve casos de infecção, mas três pacientes solicitaram que o material fosse removido relatando incômodo na região e apenas um teve melhora nos sintomas. Os autores concluíram que os dois sistemas demonstraram bons resultados em relação a fixação das fraturas e o índice de complicações é aceitável, não representando significado clínico importante.

Quando a osteossíntese de fraturas ou de osteotomias dos ossos da face é realizada com fixação interna rígida, qualquer outra forma de imobilização esquelética pode ser dispensada. Além de permitir que o paciente permaneça em função durante o reparo ósseo, este vai ocorrer de forma primária, ou seja, sem a formação de calo ósseo. Quando a fixação é não rígida, o reparo ocorre por segunda intenção, pois pequenos movimentos dos segmentos ósseos serão responsáveis pela formação de um calo ósseo, que nada mais é que uma tentativa de imobilizar a fratura. Movimentos excessivos podem impedir o reparo ósseo e formar uma união fibrosa (SCHILLI, 1977; JONES & VAN SICKELS, 1988; OCHS & TUCKER, 1991). Por outro lado, segundo

ANDERSON & ALPERT (1992) a aplicação incorreta de fixação interna rígida em fraturas aumenta o risco de infecção.

Em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, a fixação interna rígida tem demonstrado ótimos resultados em relação às não rígidas. Tanto a utilização dos princípios de compressão preconizados pela AO/ASIF, quanto a fixação com miniplacas preconizadas por MICHELET *et al.* (1973) e CHAMPY *et al.* (1978), oferecem todas as vantagens de se evitar o bloqueio maxilo-mandibular com índices de sucesso bastante favoráveis. A superioridade da fixação interna rígida, tanto em mandíbula quanto no terço médio da face, é demonstrada nos trabalhos que a comparam com bloqueio maxilo-mandibular associado ou não a osteossíntese com fios de aço (CAWOOD, 1985; DODSON *et al.*, 1990; HAUG *et al.*, 1995). Por isso, tornou-se um método confiável que pode ser utilizado rotineiramente, principalmente, em pacientes que apresentem algum comprometimento sistêmico, que poderia ser agravado pelo fato de estarem bloqueados. Pacientes que não querem colaborar com o tratamento, e removem o bloqueio antes do período ideal, estão sujeitos a maiores complicações e também são beneficiados com a fixação rígida (DODSON *et al.*, 1990; IIZUKA & LINDQVIST, 1992).

A efetividade das miniplacas no tratamento de fraturas faciais tem sido demonstrada na literatura. Em 1995, VALENTINO &

MARENTETTE realizaram um estudo retrospectivo dos tratamentos de fraturas mandibulares com miniplacas e parafusos monocorticais. A avaliação dos resultados pós-operatórios não demonstrou diferença estatisticamente significativa entre o grupo de pacientes que permaneceu com bloqueio maxilo-mandibular e o grupo que permaneceu sem imobilização. Os autores concluíram que miniplacas e parafusos monocorticais podem ser utilizados com sucesso em fraturas mandibulares. O fato de manter o bloqueio no pós-operatório não traz vantagem ao tratamento.

Recentemente, têm-se avaliado placas e parafusos de menores proporções que permitam o paciente manter-se em função durante o período de reparo da fratura. POTTER & ELLIS III, em 1999, avaliaram retrospectivamente a efetividade do sistema de 1,3 mm, com parafusos auto-perfurantes, em 46 pacientes que apresentavam 51 fraturas de ângulo mandibular. Este tipo de miniplaca é muito maleável e preconizada originalmente para o terço médio da face, mas os pacientes não foram bloqueados no pós-operatório. Três pacientes demonstraram reparo ósseo, apesar de ter ocorrido uma fratura assintomática na placa. Outros dois pacientes necessitaram de bloqueio maxilo-mandibular porque havia mobilidade na fratura mandibular devido à fratura da placa. Houve necessidade de drenagem intrabucal em três pacientes que

apresentaram infecção. Os autores concluíram que este sistema foi capaz de promover fixação rígida, mas apresentou uma incidência inaceitável de fraturas de placas.

Em 1999, ELLIS III publicou a revisão de seus trabalhos relacionados ao tratamento das fraturas do ângulo mandibular. As possibilidades de se realizar tal tratamento, por ele estudadas foram: redução fechada ou redução aberta por acesso intrabucal com fixação interna não rígida; redução aberta extrabucal com placa de reconstrução da AO/ASIF; redução aberta intrabucal e fixação com *lag screw*; redução aberta intrabucal e fixação com duas miniplacas (2,0 mm) de compressão dinâmica; redução aberta intrabucal e fixação com duas placas (2,4 mm) de compressão dinâmica; redução aberta intrabucal e fixação com duas miniplacas (2,0 mm) não compressivas; redução aberta intrabucal e fixação com uma miniplaca (2,0 mm) não compressiva; redução aberta intrabucal e fixação com uma miniplaca maleável (1,3 mm) não compressiva. A redução aberta extrabucal e fixação com placa de reconstrução da AO/ASIF, assim como, a redução aberta intrabucal e fixação com apenas uma miniplaca não compressiva, apresentaram baixos índices de complicações.

O uso de fixação interna rígida em Cirurgia Ortognática tem melhorado a estabilidade dos tratamentos, quando comparado a métodos

de fixação não rígida. Logicamente, o risco de recidivas está mais relacionado ao tipo e a quantidade de movimento realizado que à fixação, já que o fato de se utilizar fixação interna rígida não impede recidivas. Em movimentos mais instáveis, como grandes reposições inferiores de maxila, a fixação com placas e parafusos pode não dispensar a necessidade de enxertos. Em algumas situações críticas, como grandes movimentos combinados, mais de um método de fixação deve ser utilizado (PAULUS & STEINHÄUSER, 1982; STEINHÄUSER, 1982; VAN SICKELS & FLANARY, 1985; LAW *et al.*, 1989; MUNRO, 1989; VAN SICKELS & RICHARDSON, 1996).

2.2 Parafusos utilizados em fixação interna rígida

Os parafusos são componentes fundamentais na fixação interna rígida e quando não empregados apropriadamente interferem no resultado final do tratamento (SPINA & MARCIANI, 2000). Os parafusos de titânio, utilizados em fixação interna rígida, podem ser convencionais, auto-roscáveis e, mais recentemente, auto-perfurantes. Apesar de diferenças encontradas em testes laboratoriais todos os tipos de parafusos podem ser utilizados com sucesso quando estão bem indicados (SPINA & MARCIANI, 2000). Os parafusos convencionais são aqueles que necessitam do preparo de roscas (macheamento) no orifício

piloto antes de sua inserção, o que eleva o tempo cirúrgico. A extremidade destes parafusos é romba (HESS *et al.*, 1991; TUCKER & OCHS, 1991, KUHN *et al.*, em 1995).

Os parafusos auto-roscáveis, normalmente, possuem flauta de corte na ponta que facilitam sua inserção no orifício piloto. Assim, podem ser inseridos após a perfuração da broca com economia de tempo cirúrgico, pois não há necessidade de macheamento (TUCKER & OCHS, 1991; BAUMGART *et al.*, 1993; KUHN *et al.* 1995). Entretanto, esta flauta de corte pode diminuir o poder de retenção do parafuso na sua extremidade (SPINA & MARCIANI, 2000) em até 30% (BECHTOL, 1959). Os que não apresentam flauta de corte possuem a extremidade pontiaguda.

Parafusos denominados auto-perfurantes podem ser inseridos em algumas regiões do esqueleto da face, dispensando o uso de brocas no preparo de orifícios. Por isso, economizariam mais tempo cirúrgico. Os testes de torque e resistência à tração realizados com este tipo de parafuso demonstraram retenção aproximada a dos parafusos auto-roscáveis, variando de 70% a 104% (HEIDEMANN *et al.*, 1998a). Para serem utilizados não podem causar mais danos ao orifício ósseo que a deformação ocorrida no uso do macho de rosca para inserção de

parafusos convencionais. Além disso, o torque de inserção e a força axial não podem diferir significativamente (KUHN *et al.*, 1995).

Antes da Segunda Guerra Mundial, a escolha de parafusos em ortopedia era realizada primariamente de acordo com a facilidade de inserção. ANSELL & SCALES, em 1968, encontraram um torque de inserção menor para parafusos auto-roscáveis. Por isso, relataram que a inserção de parafusos em orifícios macheados deveria ser realizada com ajuda de um aparelho de controle de torque. Desta forma, os insucessos na inserção de parafusos seriam minimizados, pois este controle manteria o torque abaixo do estresse suficiente para a deformação da rosca no orifício ósseo ou a fratura do parafuso.

KORANYL *et al.* (1970) estudaram a resistência à tração na região da flauta de corte e na região de rosca completa em parafusos ortopédicos, e compararam parafusos com roscas em 45° e 60°. A região da flauta de corte apresentou resistência à tração de 17% a 24% menor que regiões de rosca completa, mas não houve alteração de resistência entre parafusos com diferentes angulações nas roscas.

A fratura de parafusos pode ocorrer durante sua inserção em corticais espessas. HUGHES & JORDAN, em 1972, afirmaram que o orifício ósseo para inserção de um parafuso poderia apresentar até 86% (3,45 mm) do diâmetro externo de um parafuso de 4 mm sem alterar seu

poder de retenção. Isto diminuiria o risco de fratura do parafuso no momento da inserção. Este diâmetro crítico do orifício não depende do substrato onde é inserido o parafuso.

A inserção de um parafuso de fixação interna no tecido ósseo ocorre por meio de uma força rotacional na cabeça do parafuso. Esta força, chamada de torque, é promovida pelo cirurgião na chave manual e transferida para o parafuso pelo encaixe da cabeça. O torque depende do atrito entre as roscas e o escareador do parafuso com a superfície óssea, ou com a placa. Conseqüentemente, a magnitude do torque está relacionada às propriedades do tecido ósseo, ao diâmetro da perfuração, ao diâmetro interno do parafuso, uso ou não de macheamento, inserção monocortical ou bicortical e ao fato da inserção ocorrer continuamente ou com interrupções (ANSELL & SCALES, 1968; HUGHES & JORDAN, 1972).

Apesar de um bom poder de retenção, nem toda a superfície do parafuso pode estar em contato com o tecido ósseo após sua inserção. UHTHOFF (1973) demonstrou espaços de até 150 μm entre a superfície do parafuso e a cortical óssea. Este espaço é resultado da técnica de perfuração e das medidas inadequadas de brocas, machos de rosca e parafusos. Nas duas primeiras semanas após a inserção do parafuso este espaço é preenchido por células que podem se diferenciar em

fibroblastos, condroblastos e osteoblastos. Se não houver movimentação nas primeiras semanas após a osteossíntese haverá reparo ósseo ao redor do parafuso.

O movimento entre as roscas de um parafuso e o tecido ósseo inibe a revascularização, a remodelação do osso necrosado durante a perfuração e a neoformação óssea. Isto foi demonstrado por SCHATZKER *et al.*, em 1975a, que observaram a perda de retenção e o envolvimento de parafusos por tecido fibroso. Radiograficamente podia ser observado um halo radiolúcido. A necrose da cortical adjacente e reabsorção era causada pela carga da micromovimentação de parafusos.

SCHATZKER *et al.*, em 1975b, demonstraram que a cortical óssea mantém-se íntegra, mesmo sob ação compressiva de roscas de um parafuso. O tecido ósseo que apóia as roscas do parafuso é substituído por osso neoformado. Os espaços presentes na interface osso-parafuso são preenchidos por osso neoformado, então o parafuso pode promover fixação adequada até ocorrer a união óssea.

A escolha de parafusos para fixação interna já era problemática em 1975. Os parafusos eram fabricados com vários materiais, desenhos e dimensões, diferindo também na forma de inserção. Por este motivo, SCHATZKER *et al.* (1975c) realizaram testes biomecânicos e histológicos com diferentes parafusos. Não houve diferenças histológicas entre

parafusos de aço inoxidável e *vitallium*, nem entre parafusos convencionais e auto-roscáveis. Os parafusos convencionais, de maior diâmetro, apresentaram maior poder de retenção.

PERREN (1976) avaliou o torque de inserção, a resistência à fratura, a pressão mantida na chave, a compressão axial e a eficácia do encaixe na cabeça dos parafusos. Os autores encontraram uma forte correlação entre o tamanho do parafuso e sua compressão axial. Os parafusos com encaixe hexagonal na cabeça exigem três ou quatro vezes menos pressão na chave para manter a inserção sem o desencaixe. Os parafusos com diâmetro interno maior apresentam menor risco de fratura durante a inserção.

Segundo DROMMER, em 1986, o uso de fixação interna rígida no terço médio da face ainda era visto com ceticismo por muitos cirurgiões, porque a resistência das regiões utilizadas como ancoragem para os parafusos não era conhecida. Neste estudo, foram realizadas 53 perfurações em diferentes regiões da maxila, zigomático e frontal. Os parafusos foram inseridos até a deformação das roscas ósseas e perda de retenção quando o torque de deformação foi obtido. Para que haja boas condições de ancoragem de parafusos, a cortical óssea deve ter no mínimo espessura maior que o passo de rosca do parafuso - distância entre duas roscas. Todas as regiões apresentaram resistência suficiente

para instalação de miniparafusos com exceção de parte da parede anterior do seio maxilar.

Percebendo algumas falhas que ocorriam na inserção de miniparafusos, BÄHR, em 1989, avaliou os efeitos do macheamento na interface metal-osso. Para isto, 140 miniparafusos de 2,0 mm de diâmetro, foram inseridos em osso removido do terço médio da face de cadáveres. Em um dos grupos o orifício recebeu macheamento, enquanto no outro grupo foram utilizados parafusos auto-roscáveis. O autor concluiu que o macheamento foi causa dos contatos inadequados em 32% dos parafusos. Este resultado indicou que o macheamento parece diminuir o contato metal-osso e conseqüentemente a estabilidade do parafuso.

FOLEY *et al.* (1989) avaliaram a força de retenção de parafusos, auto-roscáveis e convencionais, de 2,0 mm de diâmetro e fio de Kirschner inseridos com cinco métodos diferentes. As falhas ocorreram sempre na interface metal-osso. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos de parafusos independente do método de inserção, entretanto o grupo de fio de Kirschner apresentou a força de retenção menor que os grupos de parafusos.

A compressão axial do parafuso aplicada à superfície da placa, e deste conjunto ao tecido ósseo, é de extrema importância neste tipo de

fixação interna. A deformação das roscas do orifício no tecido ósseo é o problema mais freqüentemente encontrado na inserção de parafusos. Este problema ocorre principalmente em corticais finas, como as do terço médio da face quando se realiza um torque acima do que é permitido, nesta região de pouca espessura óssea.

Assim, PHILLIPS & RAHN (1989) analisaram a compressão axial máxima e torque de inserção de parafusos auto-roscáveis e convencionais em corticais que variavam de 1 a 4 mm de espessura. Nas corticais com 1 e 2 mm de espessura os valores de compressão foram maiores com parafusos auto-roscáveis. Os parafusos convencionais apresentaram melhores resultados de compressão em corticais de 3 e 4 mm de espessura. O torque de inserção foi maior para os parafusos auto-roscáveis. Em corticais de 1 e 2 mm não houve vantagem em se utilizar parafusos de 2,7 mm de diâmetro, mas os valores de compressão foram maiores para estes parafusos em relação aos de 2,0 mm de diâmetro em corticais cuja espessura era de 3 ou 4 mm. A partir destes resultados os autores recomendam a utilização de parafusos auto-roscáveis em corticais com espessura menor que 3 mm e parafusos convencionais para corticais com mais de 3 mm de espessura.

Em 1990, BÄHR realizou outro trabalho avaliando contato entre parafusos de 2,0 mm de diâmetro, convencionais e auto-roscáveis, e

ossos do terço médio da face de cadáveres humanos, por meio de análise histológica e medidas do torque de deformação durante a inserção dos parafusos. Os resultados demonstraram que o macheamento de miniparafusos em ossos do terço médio da face diminuiu mais a estabilidade que a inserção do parafuso sem o macheamento, por isso este trabalho suporta a hipótese que o macheamento não está indicado para o terço médio da face.

Diferente do que se pensava a respeito de parafusos auto-roscáveis, acreditava-se que a remoção e a reposição de parafusos convencionais no mesmo orifício não diminuiria a resistência a tração.

Na década de 90, os sistemas de 2,0, 2,7, e 3,5 mm foram os mais utilizados em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial. FOLEY *et al.* (1990) avaliaram o efeito do uso repetitivo dos orifícios, na resistência à remoção por tração tanto em parafusos convencionais quanto em auto-roscáveis. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre os parafusos convencionais ou auto-roscáveis de mesmo diâmetro, mesmo quando removidos e inseridos três vezes no mesmo orifício. A única diferença estatisticamente significativa entre estes dois tipos de parafusos está relacionada ao torque de inserção no orifício, que foi maior nos parafusos auto-roscáveis. A resistência à tração foi significativamente maior em parafusos de 3,5 mm e de 2,7 mm em

relação a parafusos de 2,0 mm de diâmetro, mas não houve diferença entre parafusos de 2,7 mm e 3,5 mm de diâmetro.

Apesar das fraturas em crianças serem tratadas conservadoramente, a fixação interna rígida pode ser necessária em algumas situações. O tecido ósseo em crianças apresenta particularidades diferentes como corticais mais finas e menos densas. Então BÄHR & STOLL (1991) estudaram, em microscopia eletrônica, o orifício ósseo após remoção dos parafusos para verificar se haveria vantagem na utilização de parafusos auto-roscáveis ou convencionais. Alguns parafusos eram inclinados 10° em relação ao eixo de perfuração durante a inserção. O exame em microscópio demonstrou material ósseo acumulado e sinais de estresse causado na inserção dos dois tipos de parafusos. Nos grupos inclinados onde os orifícios pilotos eram pré-macheados ocorreu formação de dupla rosca no orifício. Este pode ser mais um fator de enfraquecimento, assim o macheamento não está indicado em mandíbula de crianças.

Durante a inserção de parafusos na mandíbula também pode haver perda de retenção por deformação das roscas do orifício no tecido ósseo. Nestas situações um parafuso de emergência, que apresenta diâmetro ligeiramente maior, pode ser utilizado. BÄHR, em 1992, estudou a retenção mecânica e a interface metal-osso de parafusos de

emergência convencionais em mandíbula de cadáveres. Os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significantes em relação ao torque de deformação entre parafusos de 2,7 mm e 3,2 mm de diâmetro, e entre parafusos de 2,7 mm e 3,5 mm de diâmetro. O exame em microscópio ótico demonstrou que não havia contato contínuo em toda interface metal-osso nos diâmetros de emergência, 3,2 mm e 3,5 mm. Concluiu-se que os parafusos de emergência estudados não se encontravam completamente dentro das necessidades da fixação interna rígida.

ROBINSON *et al.* (1992) avaliaram a influência do comprimento do guia de perfuração e do método de perfuração, nos diâmetros dos orifícios ósseos. Duzentos e vinte e cinco orifícios foram produzidos em mandíbulas de porcos utilizando-se, ou não, guia de perfuração curto, guia longo. A perfuração poderia ser por pressão, manual e pneumática, todas com brocas de 2 mm de diâmetro. O diâmetro dos orifícios foi medido por um micrômetro e variou de 1,85 a 2,60 mm. A análise estatística dos resultados demonstrou que não houve diferença entre os métodos de perfuração, nem entre a variação na utilização de guias, portanto o método de perfuração e o uso ou não de guias não interferem no diâmetro do orifício.

Diferente de ensaios mecânicos *in vitro*, clinicamente os parafusos de fixação interna rígida são submetidos a carga funcional e há formação de tecido na interface metal-osso. Assim, BÄHR & LESSING (1992) compararam a retenção de parafusos de 2,0 mm de diâmetro convencionais e auto-roscáveis após reparo sob carga funcional em um modelo animal. O reparo ósseo, avaliado histologicamente, demonstrou que o macheamento influencia de forma negativa e não deveria ser utilizado em corticais ósseas de espessura fina como no terço médio da face.

Num segundo trabalho, BÄHR & LESSING (1993) compararam a resistência funcional de parafusos auto-roscáveis de 1,5 e 2,0 mm de diâmetro utilizados em fixação interna rígida de osteotomia Le Fort I, em carneiros. Os resultados demonstraram que parafusos auto-roscáveis de 1,5 mm de diâmetro poderiam ser utilizados mesmo em áreas de intensas cargas mastigatórias do terço médio da face.

Uma boa margem de segurança entre o torque de inserção e o torque de deformação de parafusos pode ser vantajosa em relação à perda de retenção e necessidade de utilizar parafusos de emergência. Por isso, BOYLE III *et al.* (1993a) analisaram o torque de inserção, o torque de deformação e a resistência à tração de parafusos auto-roscáveis de cinco fabricantes diferentes. O grupo de parafusos que

demonstrou os maiores valores, com resultados estatisticamente significantes para todos os testes, foi o que apresentava a maior diferença, 0,6 mm, entre seu diâmetro externo e o diâmetro da broca. Os piores resultados foram encontrados nos grupos de parafusos com maior distância entre as roscas e com menor flauta de corte.

Em corticais de espessura fina, como a parede lateral da maxila, é grande o risco de perda da estabilidade do parafuso devido a deformação do orifício ósseo. BOYLE III *et al.* (1993b) estudaram o torque de inserção e o torque de deformação de seis grupos de parafusos de emergência utilizados em orifícios ósseos não deformados. Em dois grupos os parafusos de emergência não puderam ser inseridos, pois a diferença entre o diâmetro externo e o diâmetro do orifício variava de 0,9 a 1,0 mm. No grupo que apresentou o maior torque de deformação, não houve diferença estatisticamente significativa em relação a utilizar o parafuso em orifícios deformados ou não. Outros três grupos demonstraram menor torque de deformação que quando utilizados em orifícios deformados. Quando um parafuso com diâmetro maior que o recomendado, para o orifício, é utilizado podem ocorrer microfraturas ósseas em volta deste. Desta forma, a utilização de parafusos com diâmetro maior que o indicado não significa necessariamente melhora na estabilidade do parafuso.

BOYLE III *et al.* (1993c) avaliaram se existe relação entre os resultados dos testes de resistência a tração e os resultados do torque de inserção e do torque de deformação de parafusos auto-roscáveis. Houve diferença estatisticamente significativa entre o torque de deformação e a resistência a tração. Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre o torque de inserção e a resistência a tração. Os resultados demonstram que mensurar o torque de inserção no momento da cirurgia poderia ser uma forma de análise da retenção do parafuso. Assim, trabalhos clínicos devem ser comparados com os resultados de estudos laboratoriais na análise da retenção de parafusos.

Em 1994, DAFTARI *et al.* também relataram existir uma correlação entre o torque gerado na inserção de parafusos espinhais e a sua resistência a remoção por tração. Este fato sugere que a aferição do torque de inserção no trans-operatório pode dar uma idéia da retenção e da estabilidade inicial do parafuso. Medidas do torque de inserção seriam mais previsíveis que a sensibilidade do cirurgião na colocação do parafuso. Desta forma, o cirurgião poderia saber o risco de falha do parafuso no pós-operatório, ou até substituir um parafuso duvidoso antes do término da cirurgia.

Para acrescentar eficiência e resistência ao sistema de parafusos várias modificações têm sido realizadas nos desenhos. YOU *et*

al. (1994) avaliaram as propriedades biomecânicas de 13 tipos de parafusos de 0,8 a 2,0 mm de diâmetro e diferentes desenhos. Nas amostras de osso cortical com 1 mm de espessura a maior resistência à tração foi obtida com parafusos de 2,0 mm, que apresentavam menores área de escape e passo de rosca. A menor resistência à tração foi obtida com parafusos de 2,0 mm que apresentavam maior área de escape e passo de rosca. Este grupo também apresentou o menor torque de deformação. Os parafusos de 0,8 a 1,5 mm de diâmetro não apresentaram diferença em relação à resistência a tração em corticais de 1 mm de espessura. Nas corticais com mais de 2,0 mm de espessura o torque de inserção variou significativamente de acordo com o desenho da flauta de corte. O diâmetro externo, tamanho da área de escape, encaixe da cabeça, e o desenho da flauta de corte apresentam grande influência na resistência e na eficiência dos parafusos em osso cortical fino. A profundidade da rosca, o diâmetro interno e o tipo de metal não interferiram nos resultados. De acordo com este trabalho o parafuso ideal de 2,0 mm de diâmetro deve apresentar uma área de escape mais curta possível e passos de rosca de 0,8 mm.

As forças de torção, tensão, flexão podem ser as causas das fraturas de parafusos durante sua inserção no tecido ósseo. ELLIS Jr & LASKIN (1994) analisaram os torques de inserção e de fratura de

parafusos, convencionais e auto-roscáveis, de 2,0 e 2,7 mm de diâmetro. Os parafusos foram inseridos de maneira bicortical em diferentes regiões da mandíbula. Os maiores torques de inserção foram registrados para parafusos auto-roscáveis, parafusos de 2,0 mm, e parafusos colocados na sínfise mandibular. Houve fratura apenas em parafusos auto-roscáveis de 2,0 mm (20%), a maioria deles quando colocados na sínfise. Este estudo demonstrou que miniparafusos bicorticais inseridos em determinadas regiões da mandíbula necessitam de muito torque na inserção. Por isso, o macheamento deve ser considerado para diminuir o risco de fratura do parafuso. Uma chave de controle de torque pode ser útil nestas situações.

O aumento do diâmetro do orifício em corticais densas ou muito espessas, também, pode diminuir o risco de fratura do parafuso durante sua inserção. Os efeitos da variação do diâmetro do orifício na retenção de mini e microparafusos auto-roscáveis, foram estudados por GANTOUS & PHILLIPS (1995) em espessuras que variavam de 1 a 5 mm. No grupo de parafusos de 1 mm de diâmetro houve fratura quando a espessura era superior a 3 mm e o orifício era de 0,695 mm. Nas espessuras de 1 e 2 mm o orifício pode apresentar de 70 a 85% do seu diâmetro sem alteração no poder de retenção. A retenção torna-se crítica, em espessuras de 1 a 3 mm, para os parafusos de 1,5 mm de diâmetro

quando o diâmetro do orifício é maior que 1,24 mm. Para os parafusos de 2,0 mm o poder de retenção torna-se crítico quando o orifício apresenta mais que 1,65 mm de diâmetro nas espessuras de 1 a 5 mm. Se houver risco de fratura do parafuso durante sua inserção, um orifício pode apresentar de 80 a 85% do diâmetro externo do parafuso sem comprometimento do poder de retenção.

KUHN *et al.*, em 1995, investigaram as alterações morfológicas causadas na inserção de parafusos, com diferentes desenhos, em corticais ósseas de 1 e 2 mm de espessura. Os parafusos apresentavam 2 mm de diâmetro e eram convencionais ou auto-roscáveis, porém sem flauta de corte. A força axial e o torque foram mensurados no momento da inserção. Os parafusos convencionais apresentaram o menor torque de inserção e causaram as menores alterações morfológicas na cortical óssea. Dos parafusos auto-roscáveis, o grupo que apresentava a ponta afiada com roscas cortantes necessitou de menor aplicação de força axial durante a inserção, e causou menos alterações morfológicas. Este grupo também foi o que necessitou menor torque sem diferença estatisticamente significativa em relação aos convencionais. Os parafusos com ponta cônica e sem flauta de corte, que foram auto-roscados, necessitaram de alto torque de inserção e causaram grandes alterações morfológicas.

O diâmetro das brocas da maioria dos sistemas de fixação corresponde ao diâmetro interno do parafuso, ou seja, 75% do seu diâmetro externo. Em 1998b, HEIDEMANN *et al.* avaliaram a influência de diferentes diâmetros do orifício nas medidas de torque e análise de retenção de parafusos, buscando um diâmetro crítico. Os orifícios variaram de 66 a 95% do diâmetro externo dos parafusos de 1,5 e 2,0 mm. O diâmetro de orifícios pode ser de até 85% do diâmetro externo dos parafusos testados sem prejuízo para a retenção, independente do material de inserção, conforme demonstrado nos testes de resistência à tração. Como clinicamente ocorre oscilação no momento da perfuração, os autores recomendam que a broca apresente no máximo 80% do diâmetro do parafuso a ser utilizado.

SILVA, em 1998, comparou a resistência à remoção por tração, de parafusos de titânio convencionais, de 2,0 mm de diâmetro, das marcas *Engimplan*[®], *Synthes*[™], e *Bucomax*[®], inseridos bicorticalmente em tíbias de coelhos. Os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Os parafusos da marca comercial *Synthes*[™] apresentaram os maiores valores de resistência à tração, enquanto os parafusos da marca comercial *Bucomax*[®], demonstraram os menores valores de tração. Segundo o autor, este resultado pode estar relacionado à quantidade de roscas, que era o dobro

no grupo *Synthes*TM em relação aos demais grupos, apesar do comprimento dos parafusos utilizados ter sido o mesmo.

RABÊLO (1999) utilizou a mesma metodologia e comparou a resistência à remoção por tração, de parafusos auto-roscáveis de titânio, de 1,5 mm de diâmetro, inseridos de maneira monocortical. Os sistemas utilizados foram: *W. Lorenz*TM, *Synthes*TM, e *Engimplan*[®]. O grupo *W. Lorenz*TM apresentou os maiores valores de resistência à remoção por tração, enquanto o grupo *Engimplan*[®] apresentou os menores valores. Houve diferença estatisticamente significativa entre estes grupos. O grupo *Synthes*TM não apresentou diferenças estatisticamente significantes quando comparado aos outros dois grupos.

BOLLIGER NETO *et al.* (1999) avaliaram a retenção de parafusos ortopédicos convencionais de 4,5 mm de diâmetro inseridos em diferentes regiões de fêmures e tíbias. Os resultados demonstraram que a retenção depende da espessura de tecido ósseo, e que no tecido ósseo cortical da diáfise os parafusos são mais resistentes à remoção do que na metáfise.

EPPLEY *et al.* (1999) realizaram testes biomecânicos com parafusos de co-polímero de ácido polilático e poliglicólico. Os parafusos de 2,5 mm de diâmetro foram utilizados na fixação de blocos de uretano simulando uma osteotomia sagital do ramo mandibular. Os testes

indicaram que o material apresenta resistência relativamente alta, e poderia ser utilizado em osteotomia sagital do ramo mandibular.

TRIVELLATO *et al.* (2000) demonstraram, em estudo químico e macroscópico, que materiais nacionais como *Bucomax*[®] e *Engimplan*[®] apresentaram pior padronização de dimensões quando comparados a materiais importados como *W. Lorenz*[™] e *Synthes*[™]. Isto contribuiu negativamente em relação à resistência à flexão destes materiais. Os autores relataram ainda a menor quantidade de roscas nos parafusos nacionais.

Recentemente, SAKA (2000) avaliou a força de pressão, resistência a tração, torques mínimo e máximo, de cinco diferentes tipos de parafusos monocorticais auto-roscáveis encontrados no comércio, variando o diâmetro (1,5 e 2,0 mm) e o comprimento (5 e 7 mm). Os resultados demonstraram que o diâmetro e o comprimento de parafusos são fatores determinantes para a estabilidade, se a cortical óssea é densa o suficiente. Os parafusos com menor passo de rosca apresentaram maior torque de deformação e maior resistência à tração.

Atualmente os parafusos auto-perfurantes estão ganhando importância em cirurgia buco-maxilo-facial. Em 2000, LOHR *et al.* compararam parafusos auto-perfurantes e auto-roscáveis em amostras com osso cortical e esponjoso, considerando as diferentes espessuras no

terço médio da face, mandíbula e crânio. Os autores avaliaram torque mínimo de inserção, resistência máxima à tração, à deformação mínima e alterações ósseas em análise histológica. Parafusos cônicos auto-perfurantes demonstraram melhores resultados em osso esponjoso. Os parafusos auto-roscáveis tiveram melhores resultados em osso cortical espesso e os parafusos que eram auto-roscáveis e auto-perfurantes demonstraram melhores resultados em osso cortical fino. Os autores afirmaram que o desenho e o fato de ser auto-perfurante ou auto-roscável devem influenciar na utilização de parafusos em diferentes regiões da face.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à remoção, por tração, de parafusos de titânio de 1,5 mm e 2,0 mm de diâmetro, inseridos de maneira monocortical e bicortical, em tíbias de coelhos.

4. METODOLOGIA

4.1 *Materials*

4.1.1 Parafusos, brocas e chaves

Neste estudo, utilizou-se sessenta parafusos de titânio, produzidos no Brasil, que foram divididos em seis grupos. Do fabricante MDT¹, foram testados dez parafusos de 1,5 mm de diâmetro externo por 7 mm de comprimento, denominados grupo M1. O grupo M2 constituiu-se de dez parafusos de 2,0 mm de diâmetro externo por 6 mm de comprimento. No grupo M3, foram testados dez parafusos de 2,0 mm de diâmetro externo por 10 mm de comprimento. Todos os parafusos deste fabricante apresentavam flauta de corte na extremidade.

O grupo E1 constituiu-se de dez parafusos de 1,5 mm de diâmetro externo por 6 mm de comprimento. O grupo E2 constituiu-se de dez parafusos de 2,0 mm de diâmetro externo por 6 mm de comprimento. No Grupo E3 foram testados dez parafusos de 2,0 mm de diâmetro externo por 10 mm de comprimento. Estes últimos trinta parafusos foram fornecidos pelo fabricante Engimplan², e apenas o grupo E2 apresentava

¹ MDT Indústria e Comércio de Ortopedia Ltda. Rio Claro – SP.

² Engimplan. Engenharia de Implante Industria e Comércio Ltda. Rio Claro – SP.

flauta de corte na extremidade. A Tabela 1 e a Figura 1 demonstram a divisão dos grupos e o aspecto dos parafusos respectivamente.

Tabela 1. Divisão de grupos.

Quantidade	Parafusos	MDT	Engimplan
10	1,5X7 mm	M1	
10	1,5X6 mm		E1
10	2,0X6 mm	M2	
10	2,0X6 mm		E2
10	2,0X10 mm	M3	
10	2,0X10 mm		E3

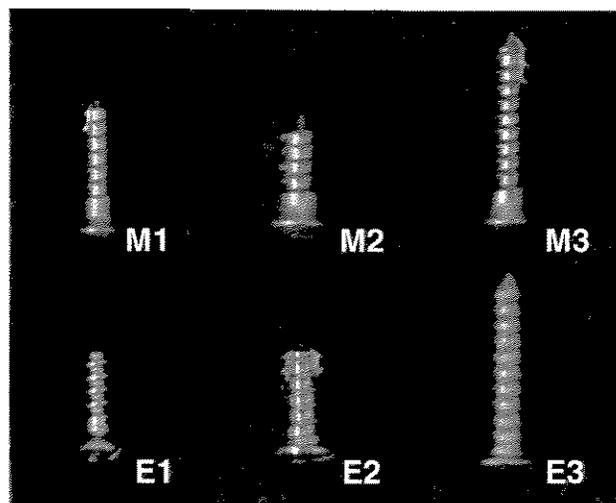


Figura 1. Parafusos das duas marcas comerciais utilizados no experimento.

As brocas cilíndricas utilizadas para perfuração do tecido ósseo foram fornecidas pelos fabricantes e apresentavam o diâmetro interno dos parafusos (1,1 mm e 1,5 mm). As chaves manuais utilizadas para fixação dos parafusos no tecido ósseo também foram fornecidas pelos fabricantes (Figura 2). A MDT possui uma chave específica para os parafusos de 1,5 de diâmetro que apresentam a cabeça menor que os de 2,0 mm de diâmetro. Estas chaves tinham pontas quadradas correspondente ao encaixe fêmea nas cabeças dos parafusos. Por outro lado, a chave da Engimplan era universal, com ponta cruciforme correspondente ao encaixe fêmea na cabeça dos parafusos de 1,5 e 2,0 mm de diâmetro. Cada parafuso foi fixado com a sua chave específica.

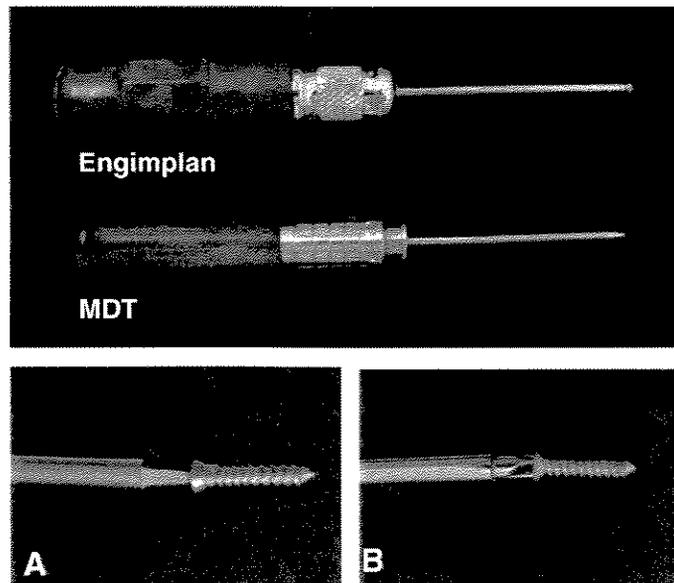


Figura 2. Encaixe da chave da MDT (A) e da chave da Engimplan (B) aos seus respectivos parafusos.

4.1.2 Obtenção das tíbias

Vinte tíbias foram obtidas de dez coelhos da raça Nova Zelândia, que apresentavam idade média de quatro meses. Estes animais haviam sido utilizados em outros experimentos que não causaram alterações biomecânicas na estrutura óssea de suas tíbias. Para a remoção das tíbias foi realizada uma incisão retilínea na face medial da perna do coelho, utilizando-se lâmina n. 15³, montada em cabo de bisturi n. 03, tipo Bard-Parker. O tecido muscular subjacente foi divulsionado e afastado, o periósteo exposto, incisado e descolado do osso para que as tíbias fossem desarticuladas. As tíbias foram armazenadas, congeladas à temperatura de -18 °C, em solução fisiológica de cloreto de sódio 0,9%⁴ conforme descrito por KO (1953) e HAZAMA (1956), visando manter suas propriedades biomecânicas, até o preparo dos corpos-de-prova e a realização dos testes de tração.

4.2 Método

4.2.1 Preparação dos corpos-de-prova

No dia da realização dos testes de tração, as tíbias foram descongeladas em solução fisiológica de cloreto de sódio 0,9%⁴ à

³ Beckton-Dickinson. Indústrias Cirúrgicas Ltda.

⁴ Glicolabor – Industria Farmacêutica.

temperatura ambiente. As epífises proximais e distais foram removidas e a diáfise de cada tíbia foi seccionada em três segmentos de 10 mm com serra recíproca⁵ a 17.000 ciclos por minuto, sob abundante irrigação com solução fisiológica de cloreto de sódio a 0,9%⁴. Estes segmentos ósseos foram distribuídos aleatoriamente entre os grupos para evitar interferências relacionadas à espessura da cortical óssea.

Com velocidade de 5.000 rotações por minuto também sob irrigação abundante, foram realizadas as perfurações no centro dos segmentos para inserção dos parafusos (Figura 3), utilizando-se a broca específica de acordo com o diâmetro do parafuso e fornecida pelo mesmo fabricante.

Quarenta segmentos ósseos foram perfurados em apenas uma das corticais para receber os parafusos dos grupos M1, M2, E1 e E2 que foram auto-roscados. Outros vinte segmentos ósseos foram perfurados nas duas corticais para receber os parafusos dos grupos M3 e E3, que também foram auto-roscados.

⁵ Stryker Instruments.

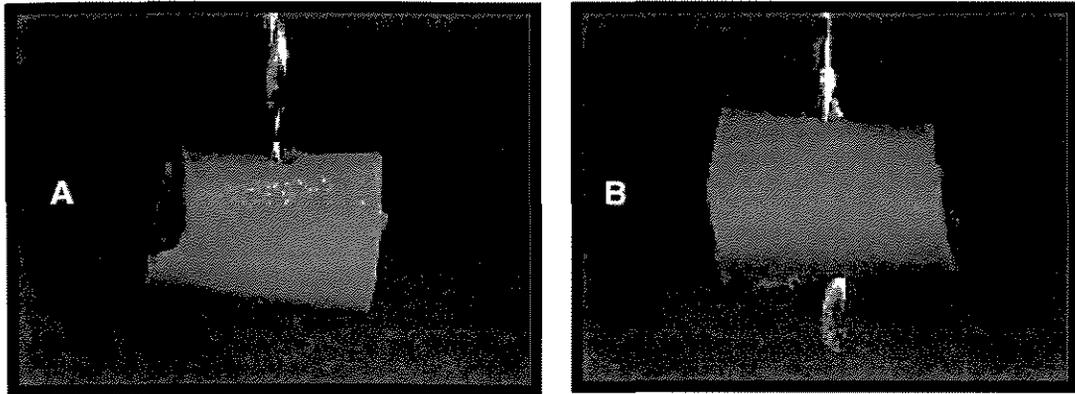


Figura 3. A – Perfuração monocortical. B – Perfuração bicortical.

Todos os sessenta parafusos foram inseridos até a região de escape, tomando-se o cuidado de manter a cabeça do parafuso exposta possibilitando a adaptação de um dispositivo utilizado na tração. Os grupos E1 e E3 foram auto-roscados de acordo com as recomendações do fabricante apesar de não apresentarem flauta de corte na extremidade.

Nas porções inferiores das amostras dos grupos M3 e E3, as pontas dos parafusos inseridos de maneira bicortical, foram protegidas com cera utilidade para impedir o contato com a resina acrílica (Figura 4). Nas amostras dos demais grupos, este procedimento não foi necessário visto que os parafusos foram inseridos de maneira monocortical e suas pontas permaneceram no interior da tíbia junto à medula óssea.



Figura 4. Proteção realizada nas pontas dos parafusos dos grupos M3 e E3.

Todas as amostras foram posicionadas em placas de cera utilidade, com a cabeça do parafuso incluído na cera. Assim, houve o cuidado de proteger as cabeças dos parafusos do contato com a resina acrílica⁶.

Para a inclusão das amostras em resina acrílica, foram utilizados 60 cilindros de polivinil cloreto rígido⁷ com 25 mm de diâmetro externo, 21 mm de diâmetro interno e 25 mm de altura. Assim, os cilindros foram posicionados sobre as amostras nas placas de cera utilidade, envolvendo os segmentos ósseos de forma que eles ficassem na região central dos cilindros (Figura 5A). A resina acrílica quimicamente ativada

⁶ Cop Clas® Artigos Odontológicos Ltda.

⁷ Tubos e Conexões Tigre®, Brasil.

foi adicionada na fase arenosa em incrementos dentro dos cilindros até o preenchimento completo (Figura 5B).

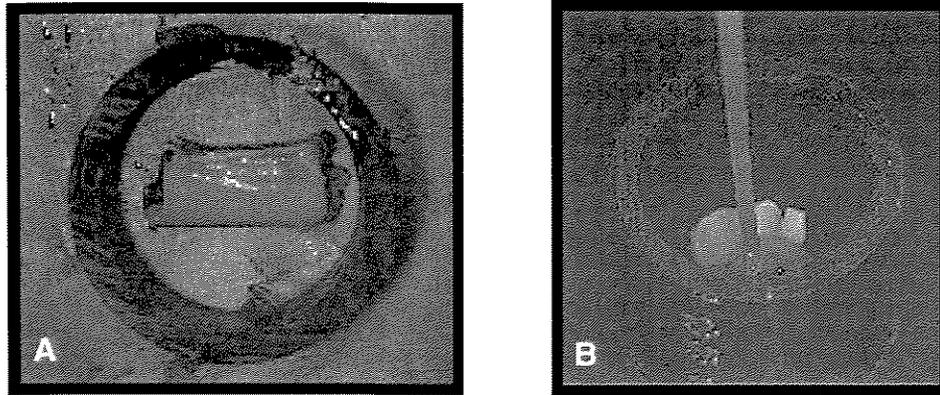


Figura 5. A – Vista superior do corpo de prova no interior do cilindro. B – Inclusão da amostra com resina acrílica.

Terminada a polimerização da resina acrílica, todos os corpos-de-prova foram avaliados para confirmar se não havia excessos de resina que pudessem interferir com os testes de tração. A uma distância de pelo menos 5 mm da borda, todos os cilindros foram perfurados para a transfixação de um pino metálico que permitiu a ligação dos corpos-de-prova ao mordente superior da máquina de ensaio universal⁸.

4.2.2 Dispositivo de tração

Para permitir a adaptação dos corpos-de-prova ao mordente inferior da máquina de tração, foi utilizado um dispositivo confeccionado

em aço prata (5/16 polegadas) não temperado, desenvolvido por SILVA, em 1998. Este dispositivo apresentava um comprimento total de 60 mm, com diâmetro externo de 5,0 mm. Em uma das extremidades o dispositivo apresenta uma canaleta de 3,0 mm de diâmetro, para permitir o encaixe das cabeças dos parafusos.

4.2.3 Teste de tração

Através de um pino metálico transfixado nas perfurações dos cilindros, os corpos-de-prova foram adaptados em posição vertical ao mordente superior da máquina de ensaio universal (Figura 6A). O dispositivo de tração foi adaptado ao mordente inferior da máquina e encaixado à cabeça do parafuso (Figura 6B). Todos os corpos-de-prova foram submetidos aos testes de remoção por tração com o mordente superior da máquina de ensaio se deslocando a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados foram registrados quando ocorria a perda de retenção do parafuso, independente deste ser completamente removido do segmento ósseo.

⁸ Instron, System ID; 4411 H4188 - Inglaterra.

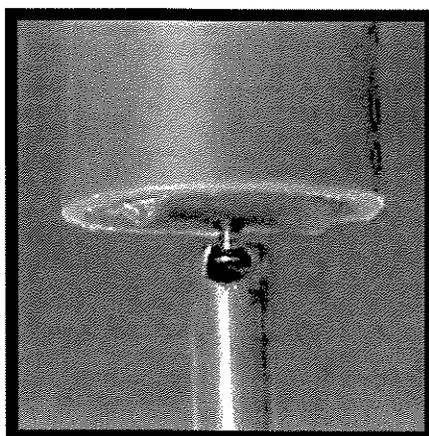


Figura 6. Dispositivo de tração encaixado na cabeça do parafuso.

4.2.4 Análise dos dados

Inicialmente, foi aplicada a análise de variância aos dados obtidos, o que demonstrou fortes indícios de diferenças estatisticamente significantes entre as médias verdadeiras de pelo menos dois dentre os grupos testados. Para verificar quais eram estes grupos a análise estatística utilizada foi o teste de Tukey, com nível de significância de 5% para a comparação múltipla entre as médias.

5. RESULTADOS

Os valores obtidos, no teste de tração de todos os grupos são apresentados na tabela 2, e podem ser comparados na figura 8.

Tabela 2. Valores de resistência à tração (kgf), em ordem crescente, dos parafusos.

Parafuso	Grupo M1	Grupo M2	Grupo M3	Grupo E1	Grupo E2	Grupo E3
1	7,28	12,83	18,66	10,05	8,82	17,08
2	8,47	12,94	18,81	10,91	9,99	18,09
3	10,99	13,46	24,43	10,96	10,48	18,23
4	11,53	13,52	24,51	11,6	11,82	21,08
5	11,75	14,38	26	12,6	12,34	21,47
6	12,27	14,64	26,42	14,15	14,27	21,63
7	14,05	15,3	26,93	14,74	15,36	21,93
8	14,19	16,09	26,95	15,11	16,21	24,11
9	14,43	16,09	27,19	16,64	16,4	24,64
10	15,01	16,52	28,63	16,94	17,04	25,84

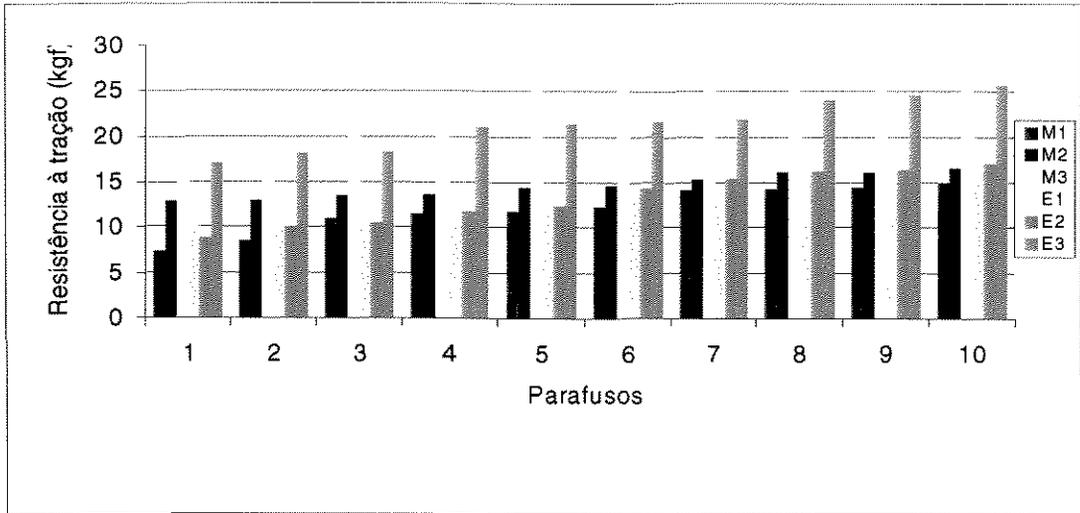


Figura 8. Gráfico comparativo dos valores de resistência à tração.

Nas figuras 9, 10 e 11 pode-se comparar os resultados entre os grupos de parafusos de acordo com o diâmetro e a forma de inserção.

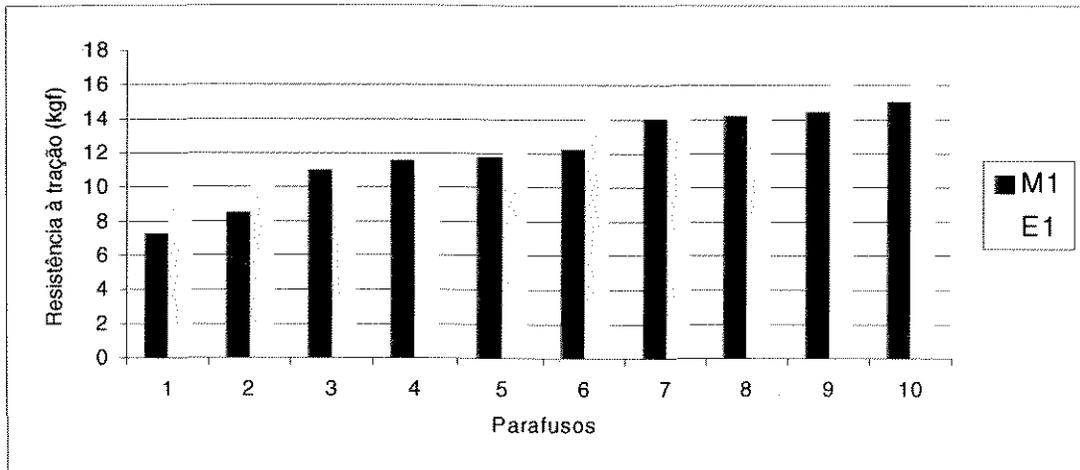


Figura 9. Gráfico comparativo dos valores de resistência à tração dos parafusos monocorticais de 1,5 mm de diâmetro (M1 – MDT e E1 – Engimplan).

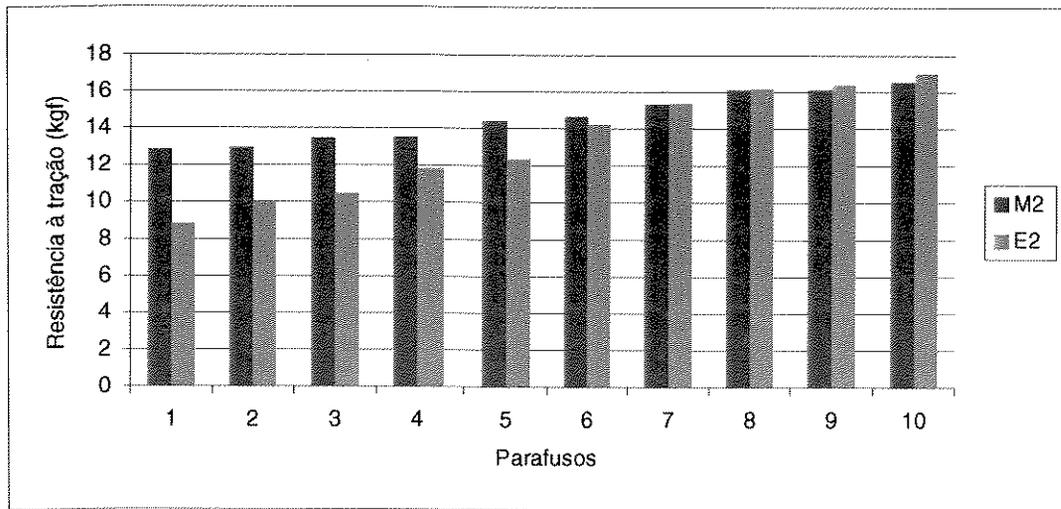
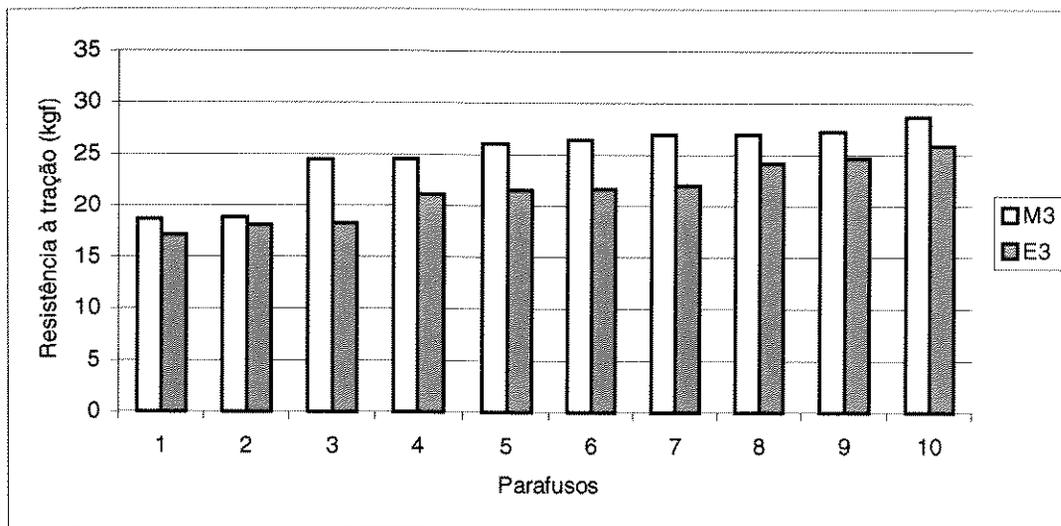


Figura 10. Gráfico comparativo dos valores de resistência à tração dos parafusos monocorticais de 2,0 mm de diâmetro (M2 – MDT e E2 – Engimplan).



Um estudo de suposições da análise de variância, foi realizado demonstrando que não havia indícios da existência de violações às suposições de homogeneidade de variâncias, não havia valores discrepantes ou excessivamente influentes, nem problemas de delineamento. A inexistência destas violações demonstrou a qualidade da adequação do modelo de análise aos dados. Também permitiu concluir que não era necessário a exclusão de valores ou transformação de dados. O quadro abaixo apresenta a análise de variância realizada.

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Valor F	Pr > F
Grupo	5	1380.276760	276.055352	37.55	<.0001
Resíduo	54	397.027640	7.352364		
Total Corrigido	59	1777.304400			
	R ²	Coeff Var	Root MSE	resist Mean	
	0.776612	16.35419	2.711524	16.58000	

O valor da estatística R² indica que há um ótimo ajuste dos dados ao modelo adotado já que ele se aproxima muito de 80%. O valor indica que mais de 77% da variação observada nos dados é devida à existência dos grupos, então perto de 23% se deve à causas desconhecidas. O coeficiente de variação (16,35%) também não excede 20%, dando indícios de que a dispersão em torno da média não foi importante.

A indicação de existência de diferença estatisticamente significativa entre pelo menos dois dos grupos exigiu a aplicação de um teste adicional para comparações múltiplas de médias, para determinar em quais grupos havia esta diferença. Neste caso sugeriu-se a adoção do teste de Tukey com nível de significância de 5%. O resultado do teste de Tukey é apresentado na tabela 3 e a figura 12 demonstra as médias observadas nos grupos.

Os grupos em que os parafusos foram inseridos de maneira monocortical (M1, M2, E1 e E2) não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre seus resultados. Os grupos em que os parafusos foram inseridos de maneira bicortical (M3 e E3) também não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre si, por outro lado, apresentaram-se mais resistentes à tração que os grupos de parafusos monocorticais, com diferença estatisticamente significativa.

Tabela 3. Valores das médias e desvio padrão dos resultados obtidos para o teste de comparações múltiplas. As letras diferentes implicam em diferenças estatisticamente significantes.

Grupos	Média	Desvio Padrão	Tukey
M1	11,997	2,583	b
M2	14,557	1,375	b
M3	24,853	3,454	a
E1	13,370	2,484	b
E2	13,273	2,968	b
E3	21,410	2,937	a

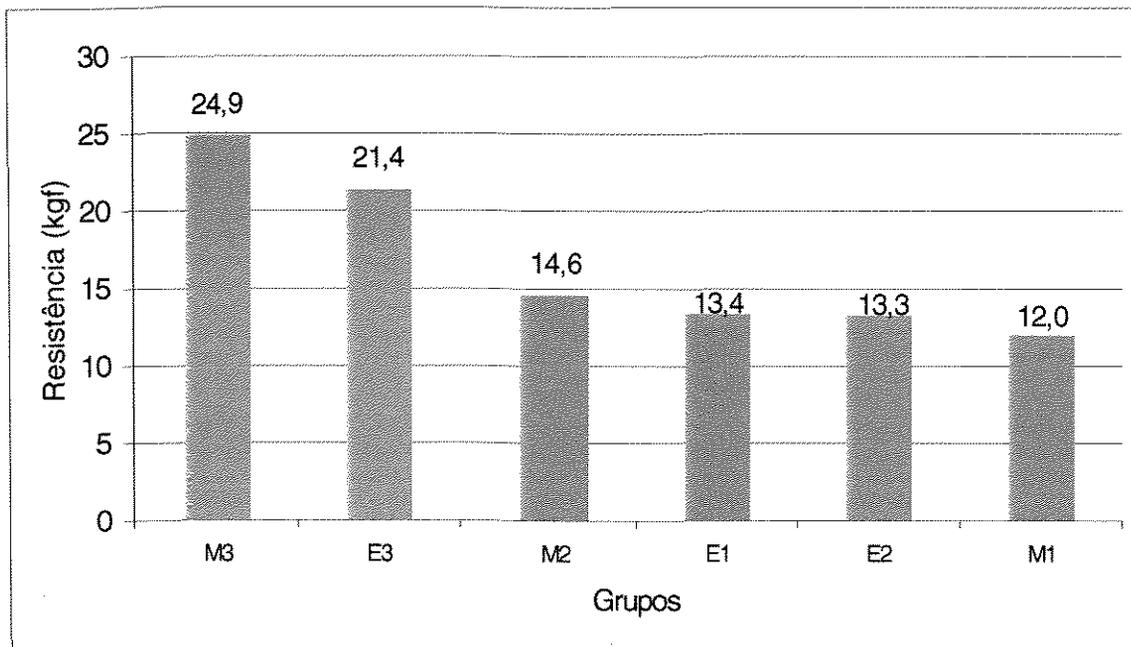


Figura 12. Médias de resistência observadas nos grupos. As barras da mesma cor não apresentaram diferença entre si através do teste de Tukey com nível de significância de 5%.

6. DISCUSSÃO

Como pode ser observado na revisão de literatura, o tecido ósseo é bastante utilizado em testes biomecânicos de parafusos de fixação interna rígida (UHTHOFF, 1973; ROBINSON *et al.*, 1992; BOYLE III *et al.*, 1993a, 1993b, 1993c; DAFTARI *et al.*, 1994; SILVA, 1998; RABÊLO, 1999). As tíbias de coelho utilizadas neste trabalho foram armazenadas em refrigerador até o final dos testes, conforme relatado em outras pesquisas (FOLEY *et al.*, 1989; FOLEY *et al.*, 1990). Experimentos com tecido ósseo não vital demonstraram que, quando mantidos em condições úmidas, não há alteração das propriedades biomecânicas (KO, 1953; HAZAMA, 1956). O processo de obtenção e a forma de conservação das tíbias utilizadas nos seis grupos deste experimento foram padronizados. Assim, estas variáveis não interferiram com os resultados.

Os parafusos de titânio da Engimplan[®], já haviam sido avaliados por outros autores que relataram pequena quantidade de roscas quando comparados a parafusos fabricados no exterior. SILVA, em 1998, demonstrou que estes parafusos, inseridos de maneira bicortical, apresentavam menor resistência à remoção por tração quando comparados a parafusos da Synthes[™]. RABÊLO, em 1999, utilizando

metodologia semelhante, observou que a resistência à remoção por tração dos parafusos da Engimplan[®] era estatisticamente menor, quando eram inseridos de maneira monocortical, em relação aos parafusos da *W. Lorenz*[™]. Por outro lado, não houve diferenças estatisticamente significantes em relação aos parafusos da *Synthes*[™].

Estes resultados levaram o fabricante Engimplan[®] a alterar o desenho dos parafusos diminuindo o passo entre as roscas, e conseqüentemente, aumentando sua quantidade. Outra alteração foi o encaixe da chave à cabeça do parafuso que era do tipo fenda e tornou-se cruciforme. Assim, estes parafusos tornaram-se mais semelhantes aos fabricados pela *Synthes*[™]. O fabricante MDT[®] iniciou recentemente a fabricação de parafusos de titânio para Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, e não há trabalhos publicados em relação a este material. Os parafusos deste fabricante apresentam um desenho semelhante aos parafusos da *W. Lorenz*[™].

Nos grupos M1 e E1, os parafusos apresentavam diâmetro de 1,5 mm. Já nos grupos M2 e E2, o diâmetro dos parafusos era 2,0 mm. Todos estes parafusos foram inseridos de maneira monocortical. Outra diferença que pode ser percebida foi a ausência de flauta de corte nos parafusos do grupo E1. Parafusos convencionais são contra-indicados para regiões onde a espessura da cortical é fina como no terço médio da

face, pois o uso do macho de roscas pode causar a deformação do orifício com perda da retenção (BÄHR, 1989; PHILLIPS & RAHN, 1989; BÄHR, 1990; BÄHR & LESSING, 1992; BÄHR & LESSING, 1993).

Estes grupos (M1, M2, E1 e E2) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si, em relação à resistência à remoção por tração. Este resultado pode ser comparado ao experimento de FOLEY *et al.*, que em 1990, não encontraram valores diferentes de resistência à tração, para parafusos de 3,5 e 2,7 mm. Mas, havia diferença quando estes diâmetros eram comparados a parafusos de 2,0 mm. A espessura da cortical óssea, diferente do que se imaginava, não influenciou nos resultados, provavelmente porque eram corticais finas (2 a 3 mm).

Outros autores também relataram que pode haver relacionamento direto entre o diâmetro do parafuso e a sua resistência à remoção por tração (SCHATZKER *et al.*, 1975c; YOU *et al.*, 1994). Em testes de compressão axial do parafuso, no momento do torque máximo, PHILLIPS & RAHN (1989) demonstraram que os resultados estavam mais relacionados à espessura da cortical óssea que ao diâmetro do parafuso, mas isto só pode ser observado em corticais com mais de 3 mm de espessura. YOU *et al.* (1994) e BOLLIGER NETO *et al.* (1999)

também demonstraram a relação existente entre a retenção do parafuso e a espessura da cortical.

A retenção do parafuso diminuiu quando a cortical óssea apresentava espessura menor que o passo de rosca do parafuso a ser utilizado (DROMMER, 1986, YOU *et al.*, 1994). Além disso, parafusos com menor passo de rosca causaram menos deformação do orifício piloto e são mais resistentes à tração (SAKA, 2000). No terço médio da face os parafusos monocorticais são empregados em regiões cuja espessura da cortical, normalmente, varia de 1 a 3 mm (BÄHR & LESSING, 1993). Considerando-se a resistência à remoção por tração, os resultados deste experimento *in vitro* não demonstraram diferença em se utilizar parafusos de 1,5 ou de 2,0 mm de diâmetro (Grupos M1, M2, E1 e E2). Clinicamente, são muitas as variáveis que interferem na escolha do material de fixação como o tipo de fratura, a ação muscular, a região fraturada. Mas, já existem na literatura trabalhos demonstrando a possibilidade de fixação de fraturas mandibulares com sistemas menores que os de 2,0 mm de diâmetro (ELLIS, 1999; POTTER & ELLIS, 1999).

Muitos estudos foram necessários para que os princípios da AO/ASIF fossem aplicados na fixação interna rígida de fraturas e osteotomias da região buco-maxilo-facial (SPIESSL, 1969, 1972, 1976; ELLIS III, 1991). A partir destes experimentos, os autores estabeleceram

diferentes protocolos de tratamento para as situações mais freqüentemente encontradas. Entretanto, na revisão de literatura percebe-se uma tendência à utilização de sistemas de fixação cada vez menores e mais delicados (MICHELET *et al.*, 1973; CHAMPY *et al.* 1978; VALENTINO & MARENTETTE, 1995; SCHORTINGHUIS *et al.*, 1999). Isto possibilita menos morbidade, acessos cirúrgicos e descolamentos menores e conseqüentemente menores índices de infecção, maior facilidade técnica, diminuição dos custos do tratamento e menor risco de palpabilidade dentre outras vantagens (LUHR, 1990; IIZUKA & LINDQVIST, 1992; FAROLE & DIECIDUE, 1993; BÄHR, 1994).

POTTER & ELLIS III (1999) utilizaram uma miniplaca maleável, originalmente preconizada para o terço médio da face, e parafusos de 1,3 mm de diâmetro, no tratamento de fraturas de ângulo mandibular. Os bons resultados encontrados, apesar de alguns casos de fratura da placa, demonstraram a viabilidade de se utilizar sistemas mais delicados, do que se imaginava anteriormente, nas fraturas de ângulo mandibular. ELLIS III, em 1999, revisou todos os seus estudos anteriores relacionados às possibilidades de tratamento para fraturas de ângulo. O autor concluiu que tanto a utilização de placas de reconstrução quanto de uma miniplaca não compressiva apresentam baixos índices de complicação, embora possuam indicações específicas.

O fato de não haver diferença estatisticamente significativa na resistência à remoção por tração, entre os parafusos monocorticais de 1,5 mm e 2,0 mm de diâmetro avaliados neste estudo, sugere a possibilidade de um estudo biomecânico de fraturas do ângulo mandibular fixadas apenas na zona de tensão com miniplacas destes sistemas.

Todos os grupos de parafusos (M1, M2, E1 e E2) que foram inseridos de maneira monocortical, demonstraram valores médios de resistência à remoção por tração estatisticamente menores em relação aos grupos de parafusos inseridos bicorticalmente (M3 e E3). Quando se insere um parafuso de maneira bicortical a quantidade de tecido ósseo em contato com as roscas do parafuso é aumentada. A força de remoção deve superar tanto a resistência na primeira cortical próxima à cabeça do parafuso, quanto a resistência na segunda cortical que fica mais próxima à ponta do parafuso.

PHILLIPS & RAHN (1989) relacionaram as diferenças entre os resultados de compressão axial de parafusos com a variação da espessura das corticais ósseas acima de 3 mm. FOLEY *et al.* (1990) não observaram diferenças na resistência à remoção por tração em corticais de espessura menor que 3 mm quando utilizaram parafusos de 2,7 e 3,5 mm. Por outro lado, no trabalho de YOU *et al.* (1994) as diferenças entre

parafusos de 0,8 a 2,0 mm de diâmetro tornaram-se estatisticamente significantes quando as corticais apresentavam mais de 2 mm de espessura. As alterações no desenho do parafuso foram responsáveis pelo aumento na resistência à tração. O tamanho da área de escape, o tamanho do passo de rosca, o encaixe na cabeça do parafuso e o desenho de flauta de corte são as principais características que podem influenciar na resistência.

As diferentes características nos desenhos dos parafusos avaliados neste experimento não foram capazes de interferir na resistência à remoção por tração. Isto pode ser afirmado uma vez que, parafusos que apresentavam o mesmo diâmetro e foram inseridos da mesma maneira (grupos M1 e E1; grupos M2 e E2; grupos M3 e E3), não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre as médias. No nosso trabalho, a ausência de flauta de corte nos grupos E1 e E3 não causou alterações significantes na resistência à remoção por tração.

Os parafusos inseridos bicorticalmente (grupo M3 e grupo E3) não apresentaram diferença estatisticamente significante entre seus valores médios de resistência a remoção por tração. Certamente a escolha de determinado parafuso deve variar em relação à sua indicação e à região a ser utilizado (LOHR *et al.*, 2000). Parafusos que apresentavam flauta de corte demonstraram menor resistência à remoção

por tração (BECHTOL, 1959). Obviamente, isto ocorre apenas quando a flauta de corte fica em contato com a cortical (KORANYL *et al.*, 1970). Desta forma, quando se utilizam parafusos com flauta de corte na técnica do parafuso compressivo (*lag screw*), o seu comprimento deve ser maior que a indicação do medidor de profundidade (SPINA & MARCIANI, 2000). Neste estudo, isto não foi observado, uma vez que o comprimento dos parafusos bicorticais utilizados foi suficiente para permitir que a flauta de corte atravessasse toda a espessura da cortical. A segunda cortical óssea sempre ficava em contato com a parte do parafuso onde a rosca é completa, assim como nos trabalhos de HEIDEMANN *et al.* (1998b) e SILVA (1998). Da mesma forma, nos parafusos monocorticais a flauta de corte ficou em contato apenas com a medula óssea sem interferir na resistência à tração, conforme descrito por RABÊLO (1999). O estudo de FOLEY *et al.*, em 1989, já demonstrava que parafusos com ou sem flauta de corte na extremidade, apresentaram resultados semelhantes, quando não em contato com a cortical óssea.

ANSELL & SCALES (1968) e HUGHES & JORDAN (1972) demonstraram que a magnitude do torque de inserção depende de vários fatores, dentre eles: o diâmetro da perfuração, o diâmetro interno do parafuso, e o fato do orifício piloto ser macheado ou não. Durante o preparo dos corpos de prova foi observado que os parafusos do grupo E3

foram os mais difíceis de serem inseridos, principalmente na primeira cortical. Esta dificuldade não foi encontrada nos parafusos do grupo E2, que apresentavam o mesmo diâmetro (2,0 mm) e foram fornecidos pelo mesmo fabricante. Nestes dois grupos a broca utilizada para a perfuração foi a mesma, demonstrando que a relação entre o diâmetro da perfuração e o diâmetro interno do parafuso não interferiu no torque de inserção. A diferença básica entre os parafusos destes dois grupos é a presença de flauta de corte na extremidade dos parafusos do grupo E2. No início da inserção no orifício piloto, os parafusos do grupo E3 desencaxavam-se da chave. Isto ocorreu, provavelmente, em função de uma conexão insatisfatória entre a ponta da chave e a cabeça do parafuso, mas também porque estes parafusos não apresentavam flauta de corte na ponta. Em 2000, TRIVELLATO *et al.* demonstraram que placas e parafusos nacionais (Engimplan[®] e Bucomax[®]) apresentaram piores resultados em relação à padronização de dimensões e resistência à flexão, quando comparados a materiais importados (*W. Lorenz*[™] e *Synthes*[™]).

O torque inicial necessário para a inserção dos parafusos do grupo E3, provavelmente, foi maior que a força de retenção da chave ao encaixe fêmea na cabeça dos parafusos. Isto dificilmente comprometeria o resultado final de uma fixação interna rígida, já que não houve diferença

estatisticamente significativa da resistência á tração, em relação ao grupo M3. Mas, certamente a dificuldade de inserção dos parafusos do grupo E3 no orifício piloto aumentaria o tempo cirúrgico, e talvez impossibilitasse sua utilização em determinadas situações clínicas, como a fixação de osteotomias sagitais do ramo mandibular, onde a visão do campo cirúrgico é menor, e conseqüentemente controlar o conjunto chave-parafuso torna-se mais difícil. A extremidade afiada presente nos parafusos do grupo E3 não foi suficiente para permitir a mesma facilidade encontrada com os parafusos do grupo M3, que também foram inseridos bicorticalmente. Muito provavelmente em função dos últimos apresentarem flauta de corte na extremidade. De acordo com KUHN *et al.*, em 1995, o parafuso só pode ser recomendado como auto-roscável quando apresentar extremidade cortante.

Este problema poderia ser solucionado de várias maneiras. Uma delas, logicamente, seria realizar o macheamento no orifício apesar do parafuso ter sido desenvolvido como auto-roscável. PHILLIPS & RAHN (1989) relataram o risco do macho de rosca apresentar o diâmetro maior que o do parafuso. Ainda que fossem compatíveis, macho e parafuso, haveria o risco de diminuição da resistência à tração, que é comum quando se utilizam parafusos bicorticais convencionais em tecido ósseo com pequena espessura, por exemplo, na mandíbula de crianças

conforme demonstrado por BÄHR & STOLL, em 1991. Por outro lado, o uso destes parafusos sem o macheamento dificultaria sua inserção em corticais ósseas espessas, podendo causar a fratura do parafuso (HUGHES & JORDAN, 1972), principalmente na região de sínfise (ELLIS Jr & LASKIN, 1994).

O diâmetro do orifício piloto pode apresentar até 80 a 85% do diâmetro externo do parafuso sem perda de resistência à remoção por tração (GANTOUS & PHILLIPS, 1995). Como ocorre uma certa oscilação do motor no momento da perfuração, HEIDEMANN (1998b) sugeriu que o orifício piloto pode ser até 80% do diâmetro externo do parafuso. Outra possibilidade de solução do problema seria desenvolver estes parafusos com flauta de corte ou com roscas cortantes, o que diminuiria o torque necessário à inserção do parafuso, como demonstrado por FOLEY *et al.* (1990), YOU *et al.* (1994). A utilização de parafusos que necessitam de muito torque no momento da inserção pode gerar alterações morfológicas na cortical óssea. Microfraturas nesta região diminuem a resistência do parafuso à remoção por tração. Isto pode ocorrer quando se utilizam parafusos de diâmetro maior que o recomendado para determinado orifício piloto (BOYLE III *et al.*, 1993b; KUHN *et al.*, 1995).

Finalmente, melhorar o encaixe cruciforme na cabeça do parafuso parece ser uma ótima solução, pois permitiria maior área de

contato entre a chave e o parafuso. O fato do parafuso não se soltar da chave, no momento de aplicação da força axial e torque iniciais, é primordial para a utilização destes materiais, sendo a principal desvantagem dos sistemas nacionais. O desenho do encaixe na cabeça do parafuso pode interferir no desempenho do parafuso. PERREN, em 1976, já demonstrava que parafusos com encaixe hexagonal na cabeça exigem três ou quatro vezes menos pressão na chave para permitir a inserção sem o desencaixe. Isto ocorre, fundamentalmente, em função do maior contato entre a chave e a cabeça do parafuso (PREIN *et al.*, 1998). Por outro lado, PHILLIPS & RAHN (1989), demonstraram que o encaixe hexagonal pode se transformar em círculo quando o torque máximo de inserção é obtido, diferente de encaixes cruciformes que não apresentaram este problema, e possibilitaram maiores valores de compressão do parafuso. A dificuldade no encaixe da chave à cabeça dos parafusos da Engimplan[®] já havia sido relatada anteriormente por SILVA (1998) e RABÊLO (1999).

7. CONCLUSÕES

De acordo com a proposta deste trabalho, e com os resultados encontrados e discutidos em relação à literatura revisada, podemos concluir que:

1. A diferença de diâmetro dos parafusos que foram inseridos de maneira monocortical (M1, M2, E1 e E2) não alterou a resistência à remoção por tração.
2. O grupo M3 apresentou valores de resistência à tração superiores aos do grupo E3, mas não houve diferença estatisticamente entre as médias.
3. Os parafusos que foram inseridos de maneira bicortical (M3 e E3) apresentaram-se mais resistentes à remoção por tração que os parafusos inseridos de maneira monocortical (M1, M2, E1 e E2).

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. ANDERSON, T., ALPERT, B. Experience with rigid fixation of mandibular fractures and immediate function. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.50, n.6, p.555-560, June, 1992.
2. ANSELL, R.M. & SCALES, J.T. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. J Biomech, New York, v.1, p.279-285, 1968.
3. BÄHR, W. Comparison of torque measurements between cortical screws and emergency replacement screws in the cadaver mandible. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.50, n.1, p.46-49, Jan. 1992.
4. _____. Discussion: analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.52, n.5, p.487-488, May, 1994.
5. _____. The effects of pre-tapping on the miniscrew-bone interface in the midface. J Craniomaxillofac Surg, Edinburgh, v.17, n.8, p.337-339, Apr. 1989.
6. _____. Prettaped and self-tapping screws in the human midface: Torque measurements and bone screw interface. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v.19, n.1, p.51-53, Feb. 1990.
7. _____, LESSING, R. A comparative animal e xperimental study of differently dimensioned osteosynthesis screws used in the mid-face. Br J Oral Maxillofac Surg, Edinburgh, v.31, n.6, p.366-369, Dec. 1993.

¹ De acordo com a NBR 6023: Referências Bibliográficas, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT.

8. BÄHR, W., LESSING, R. The response of midfacial bone in sheep to loaded osteosynthesis screws in pretapped and nontapped implants sites. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.50, n.12, p.1289-1294, Dec. 1992.
9. BÄHR, W., STOLL, P. Pre-tapped and self-tapping screws in children's mandibles. A scanning electron microscopic examination of the implant beds. Br J Oral Maxillofac Surg, Edinburgh, v.29, n.5, p.330-332, Oct. 1991.
10. BAUMGART, F.W. *et al.* AO/ASIF self-tapping screws (STS). Injury, Guildford, v.24, suppl.1, p.S1-17, Jan. 1993.
11. BECHTOL, C.O. *et al.* Metals and engineering in bone and joint surgery. Baltimore. Williams and Wilkins, 1959, 162p.
12. BOLLIGER NETO, R., ROSSI, J.D.M.B., LEIVAS, T.P. Experimental determination of bone cortex holding power of orthopedic screw. Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo, São Paulo, v.54, n.6, p.181-186, Nov-Dec. 1999.
13. BOYLE III, J.M. *et al.* Comparison between uniaxial pull-out tests and torque measurement of 2.0 mm self-tapping screws. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, Chicago, v.8, n.2, p.129-133, Summer, 1993c.
14. _____. *et al.* Evaluation of emergency screws in nonstripped pilot holes in bone. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, Chicago, v.8, n.3, p.211-215, Fall, 1993b.
15. _____. *et al.* Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and emergency screws. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.51, n.1, p.45-50, Jan, 1993a.
16. BRONS, R., BOERING, G. Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: a preliminary report. J Oral Surg, Chicago, v.28, n.6, p.407-415, June, 1970.
17. CAWOOD, J.L. Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. Br J Oral Maxillofac Surg, Edinburgh, v.23, n.2, p.77-91, Apr. 1985.

18. CHAMPY, M. *et al.* Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. J Maxillofac Surg, Stuttgart, v.6, p.14-21, June, 1978.
19. CHRISTIANSEN, G.W. Open operation and Tantalum plate insertion for fracture of the mandible. J Oral Surg, Chicago, v.3, n.3, p.194, Mar. 1945.
20. DAFTARI, T.K., HORTON, W.C., HUTTON, W.C. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. J Spinal Disord, New York, v.7, n.2, p.139-45, Apr. 1994.
21. DANIS, R. Theorie et pratique de l'ostéosynthèses. Paris: Libraries de L'Academie de Medicine, 1949. *Apud* ELLIS III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.51. n.2, p.163-173, Feb. 1993.
22. DODSON, T.B. *et al.* Fixation of mandibular fractures: a comparative analysis of rigid internal fixation and standard fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.48, n.4, p.362-366, Apr. 1990.
23. DROMMER, R.B. Torque measurements of the mechanical load capacity of thin bony structures of the visceral cranium. J Maxillofac Surg, Stuttgart, v.14, n.3, p.128-131, Jun. 1986.
24. ELLIS III, E., CARLSON, D.S. The effects of mandibular immobilization on the masticatory system: a review. In: TUCKER, M.R. *et al.* Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia: Lippincott, 1991. cap.3, p.54-68.
25. _____. Rigid skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.51. n.2, p.163-173, Feb. 1993.
26. _____. The internal fixation of fractures: Historical perspectives. In: TUCKER, M.R. *et al.* Rigid fixation for Maxillofacial surgery. Philadelphia: Lippincott, 1991. cap.1, p.3-29.
27. _____. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v.28, n.4, p.243-252, Aug. 1999.

28. ELLIS Jr, J.A., LASKIN, D.M. Analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.52, n.5, p.483-486, May, 1994.
29. EPPLEY B.L., SADOVE, A.M. Application of microfixation techniques in reconstructive maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.49, n.7, p.683-688, Sept. 1991.
30. _____, SARVER, D., PIETRZAK, B. Biomechanical testing of resorbable screws used for mandibular sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.57, n.12, p.1431-1435, Dec. 1999.
31. FAROLE, A., DIECIDUE, R.J. Microscrew and microplate systems for select osteotomies in orthognathic surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, St Louis, v.75, n.3, p.276-279, Mar. 1993.
32. FOLEY, W.L., FROST, D.E., TUCKER, M.R. The effect of repetitive screw hole use on retentive strength of prettaped and self-tapped screws. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.48, n.3, p.264-267, Mar. 1990.
33. _____. *et al.* Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.47, n.3, p.277-280, Mar. 1989.
34. GANTOUS, A., PHILLIPS, J.H. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. Plast Reconstr Surg, Baltimore, v.95, n.7, p.1165-1169, June. 1995.
35. HAUG, R.H., ADAMS, J.M., JORDAN, R.B. Comparison of the morbidity associated with maxillary fractures treated by maxillomandibular and rigid internal fixation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, St Louis, v.80, n.6, p.629-637, Dec. 1995.
36. HAYTER, J.P., CAWOOD, J.I. The functional case for miniplates in maxillofacial surgery. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v.22, n.2, p.91-96, Apr. 1993.
37. HAZAMA, H. Study on the torsional strength of the compact substance of human being. J Kyoto Pref Med Univ, Kyoto, v.60, p.167, 1956.

38. HEIDEMANN, W. *et al.* Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. J Craniomaxillofac Surg, Edinburgh, v.26, n.3, p.163-168, June, 1998a.
39. _____. *et al.* Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. J Craniomaxillofac Surg, Edinburgh, v.26, n.1, p.50-55, Feb. 1998b.
40. HESS, T. *et al.* Comparative biomechanical studies of conventional and self-tapping cortical bone screws. Z Orthop Ihre Grenzgeb, Stuttgart, v.129, n.3, p.278-282. May-Jun. 1991.
41. HUGHES, A.N., JORDAN, B.A. The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. Injury, Guildford, v.4, n.1, p.25-38, Jan. 1972.
42. IIZUKA, T., LINDQVIST, C. Rigid internal fixation of mandibular fractures: An analysis of 270 fractures treated using the AO/ASIF method. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v.21, n.1, p.65-69, Jan. 1992.
43. JENSEN, J., SINDET-PEDERSEN, S., CRHISTENSEN, L. Rigid fixation in reconstruction of craniofacial fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.50, n.6, p.550-554, June, 1992.
44. JETER, T.S., VAN SICKELS, J.E., DOLWICK, M.F. Modified techniques for internal fixation of sagittal ramus osteotomies. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.42, n.4, p.270-272, Apr. 1984.
45. JONES, J.K., VAN SICKELS, J.E. Rigid fixation: a review of concepts and treatment of fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, St Louis, v.65, n.1, p.13-18, Jan. 1988.
46. KENDELL, B.D., FONSECA, R.J., LEE, M. Post-operative nutritional supplementation for the orthognatic surgery patient. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.40, n.3, p.205-213, Mar. 1982.

47. KLOTCH, D.W., GILLILAND, R. Internal fixation vs. conventional therapy in midface fractures. J Trauma, Baltimore, v.27, n.10, p.1136-1145, Oct. 1987.
48. KO, R. The tension test upon the compact substance of the long bones of human extremities. J Kyoto Prof Med Uni, Kyoto, v.53, p.503-525, 1953.
49. KORANYL, E. *et al.* Holding power of orthopedic screws in bone. Clin Orthop, Philadelphia, n.72, p.283-286, Sept-Oct. 1970.
50. KUHN, A. *et al.* Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. Injury, Guildford, v.26, suppl.1: SA12-SA19, 1995.
51. LAW, J.H., ROTSKOFF, K.S., SMITH, R.J. Stability following combined maxillary and mandibular osteotomies treated with rigid internal fixation. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.47, n.2, p.128-136, Feb. 1989.
52. LOHR, J. *et al.* [Comparative in vitro studies of self-boring and self-tapping screws. Histomorphological and physical-technical studies of bone layers]. Mund Kiefer Gesichtschir, Berlin, v.4 n.3 p.159-63, May, 2000. [Abstract].
53. LUHR, H.G. Indications for use of a microsystem for internal fixation in craniofacial surgery. J Craniofac Surg, Boston, v.1, n.1, p.35-52, Jan. 1990.
54. _____. Zur stabilen ostéosynthèse bei unterkieferfrakturen. Dtsch zahnarztl, v.23, p.754, 1968. *Apud* ELLIS III, E. The internal fixation of fractures: Historical Perspectives. In: TUCKER, M.R. *et al.* Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia: Lippincott, 1991. cap.1, p.3-29.
55. MICHELET, F.X., DEYMES, J., DESSUS, B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. J Maxillofac Surg, Stuttgart, v.1, n.2, p.79-84, June, 1973.
56. MUNRO, I.R. Rigid fixation of facial osteotomies. Clin Plast Surg, Philadelphia, v.16, n.4, p.665-676, Oct. 1989.

57. OCHS, M.W., TUCKER, M.R. Currents concepts in management of facial trauma. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.51 (suppl.1), n.1, p.42-55, Jan. 1993.
58. _____, _____, WHITE Jr, R.P. Biologic concepts of rigid internal fixation. In: TUCKER, M.R. *et al.* Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia: Lippincott, 1991. cap.4, p.69-83.
59. PAULUS, G.W., STEINHÄUSER, E.W. A comparative study of wire osteosynthesis versus bone screws in the treatment of mandibular prognatism. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, St Louis, v.54, n.1, p.2-6, July, 1982.
60. PERREN, S.M. Force measurements in screw fixation. J Biomech, New York, v.9, p.669-675, 1976.
61. PHILLIPS, J.H., RAHN, B.A. Comparison of compression and torque measurements of self-tapping an prettaped screws. Plast Reconstr Surg, Baltimore, v.83, n.3, p.447-456, Mar. 1989.
62. POTTER, J., ELLIS, E. III. Treatment of mandibular angle fractures with a malleable noncompression miniplate. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.57, n.3, p.228-292, Mar. 1999.
63. PREIN, J., HAMMER, B. Stable internal fixation of midfacial fractures. Facial Plast Surg, New York, v.5, n.3, p.221-230, Apr. 1988.
64. _____. *et al.* Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton. New York: Springer, 1998. 227p.
65. RABÊLO, L.R.S. Avaliação da resistência à remoção, por tração, de três marcas comerciais de parafusos de titânio, de 1,5 mm de diâmetro, inseridos de maneira monocortical em tíbias de coelho. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica – Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1999. 110p.

66. ROBINSON, R.C., MOSBY, E.L., EICK, D. Bone hole diameter as a function of drill guide length and drilling method in rigid internal fixation. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.50, n.7, p.613-617, Sep. 1992.
67. SAKA, B. Mechanical and biomechanical measurements of five currently available osteosynthesis systems of self-tapping screws. Br J Oral Maxillofac Surg, Edinburgh, v.38, n.2, p.70-75, Apr. 2000.
68. SCHATZKER, J., HORNE, J.G., SUMNER-SMITH, G. The effect of movement on the holding power of screws in bone. Clin Orthop, Philadelphia, v.111, p.257-262, Sep. 1975a.
69. _____, _____, _____. The reaction of cortical bone to compression by screws threads. Clin Orthop, Philadelphia, v.111, p.263-265, Sep. 1975b.
70. _____, SANDERSON, R., MURNAGHAN, J.P. The holding power of orthopedic screws *in vivo*. Clin Orthop, Philadelphia, v.108, p.115-126, May. 1975c.
71. SCHILLI, W. Compression osteosynthesis. J Oral Surg, v.35, n.10, p.802-808, Oct. 1977.
72. SCHORTINGHUIS, J., BOS, R.R., VISSINK, A. Complications of internal fixation of maxillofacial fractures with microplates. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.57, n.2, p.130-134, Feb. 1999.
73. SILVA, C.J. Resistência inicial à remoção, por tração axial, de parafusos de titânio, de 2 mm de diâmetro, inseridos bicorticalmente, em tíbias de coelhos. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica – Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1998. 123f.
74. SPIESSL, B. Erfahrungen mit dem AO-Bestock bei kieferbehandlungen. Schweiz Mschr Zahnheilk. v.79, p.112, 1969. *Apud* ELLIS III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.51, n.2, p.163-173, Feb. 1993.

75. SPIESSL, B. New concepts in maxillofacial bone surgery. Berlin: Springer-Verlag, 1976.
76. _____. Rigid internal fixation of fractures of the lower jaw. Reconstr Surg Traumatol, v.13, p.124-140, 1972.
77. SPINA, A.M., MARCIANI, R.D. Mandibular fractures. In: FONSECA, R.J., _____, HENDLER, B.H. Oral and maxillofacial surgery – Trauma. Philadelphia: W.B. Saunders, 2000. vol.3, cap.4, p. 85-135.
78. STEINHÄUSER, E.W. Bone screws and plates in orthognathic surgery. Int J Oral Surg, Copenhagen, v.11, n.4, p.209-216, Aug. 1982.
79. TRIVELLATO, A.E. *et al.*, Estudo químico, macroscópico e da resistência à flexão de placas e parafusos de titânio usados na fixação interna rígida. Pesqui Odontol Bras, São Paulo, v.14, n.4, p.392-398, Out-Dez, 2000.
80. TUCKER, M.R., OCHS, M.W. Basics concepts of rigid internal fixation: mechanical considerations and instrumentation review. In: _____. *et al.* Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia: Lippincot, 1991. cap.2, p.30-53.
81. UHTHOFF, H.K. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. J Bone Joint Surg, Boston, v.55b, n.3, p.633-639, Aug. 1973.
82. VALENTINO, J. & MARENTETTE, L.J. Supplemental maxillomandibular fixation with miniplate osteosynthesis. Otolaryngol Head Neck Surg, St. Louis, v.112, n.2, p.215-220, Feb. 1995.
83. VAN SICKELS, J.E., FLANARY, C.M. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.43, n.5, p.338-341, May, 1985.
84. _____, RICHARDSON, D.A. Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. Br J Oral Maxillofac Surg, Edinburgh, v.34, n.4, p.279-285, Aug. 1996.

85. WILLIAMS, J.G., CAWOOD, J.I. Effect of intermaxillary fixation on pulmonary function. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v.19, n.2, p.76-78, Apr. 1990.
86. YOU, Z. *et al.* Biomechanical properties of small bone screws. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v.52, n.12, p.1293-1302, Dec. 1994.



Comissão de Ética na Experimentação Animal
Instituto de Biologia
Universidade Estadual de Campinas
CEEAB-IB-UNICAMP

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo nº 039-1, sobre "Avaliação da resistência à Demência por Tração de Parafusos de Titânio de 1,5 a 3,0 mm. de Diâmetro Inseridos em Tíbias de Coelhos."

sob a responsabilidade de profa Luis Augusto Passeri

..... está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotados pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), tendo sido aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal (CEEAB)-IB-UNICAMP em reunião de 02.06.1999. Este certificado expira em 03.06.2000.

CERTIFICATE

We certify that the protocol nº, about ".....",

agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by Brazilian College of Animal Experimentation (COBEA) and was approved by the Biological Institute/UNICAMP Ethical Committee for Animal Research (CEEAB) in 06.02.1999. Expiration date 06.03.2000.

Alcântara
Prof(a)/Dr(a)
Presidente - CEEAB/IB/UNICAMP

Campinas, 02 de 6 de 1999
Amanda Ferreira Lima
Prof(a) Dr(a)
Secretário(a) - CEEAB/IB/UNICAMP