

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

LUIS RAIMUNDO SERRA RABÊLO
CIRURGIÃO - DENTISTA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À REMOÇÃO, POR TRAÇÃO,
DE TRÊS MARCAS COMERCIAIS DE PARAFUSOS DE
TITÂNIO, DE 1,5mm DE DIÂMETRO, INSERIDOS DE
MANEIRA MONOCORTICAL EM TÍBIAS DE COELHO.**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba -
Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do grau
de Mestre em Clínica
Odontológica - Área de Cirurgia
Buco-Maxilo - Facial

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

LUIS RAIMUNDO SERRA RABÊLO
CIRURGIÃO - DENTISTA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À REMOÇÃO, POR TRAÇÃO,
DE TRÊS MARCAS COMERCIAIS DE PARAFUSOS DE
TITÂNIO, DE 1,5mm DE DIÂMETRO, INSERIDOS DE
MANEIRA MONOCORTICAL EM TÍBIAS DE COELHO.**

ORIENTADOR: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri
F.O.P. Unicamp

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG 08/04/99

Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba -
Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do grau
de Mestre em Clínica
Odontológica - Área de Cirurgia
Buco-Maxilo - Facial

PIRACICABA - SP
1999

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

07
12
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
V.	Es.
TOMBO BC/	33597
PROC.	229/99
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	05/05/99
N.º CPD	

CM-00123017-2

Ficha Catalográfica

R112a Rabêlo, Luis Raimundo Serra.
 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. / Luis Raimundo Serra Rabêlo. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 1999.
 110f. : il.

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

1. Resistência dos materiais. 2. Materiais biomédicos.
 3. 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.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 28 de Janeiro de 1999, considerou o candidato LUIS RAIMUNDO SERRA RABÊLO aprovado.

1. Prof. Dr. LUIS AUGUSTO PASSERI

2. Prof. Dr. ROBERTO HENRIQUE BARBEIRO

3. Prof. Dr. RENATO MAZZONETTO

Aos meus pais, Paulo Maria Santos Rabêlo e Raimunda de Jesus Serra Rabêlo, por tudo o que vocês se propuseram na vida, todo esforço e dedicação que me fizeram chegar até aqui. Amo vocês!

AGRADECIMENTOS

Aos meus irmãos Paulo Maria Santos Rabêlo Júnior e Rita Tereza Serra Rabêlo, pela nossa união e vontade de vencer na vida.

Ao Prof. Dr. Luis Augusto Passeri pela orientação deste trabalho, formação, amizade e por todas as oportunidades que me foram oferecidas. Não tenho palavras para lhe agradecer.

Ao Prof. Dr. Renato Mazzonetto por todos os ensinamentos, competência, incentivo profissional e amizade.

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes pela grande amizade, ensinamentos transmitidos e pelo exemplo profissional que você representa.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa pelo convívio amigo, paciência e auxílio nas correções deste trabalho.

Ao Prof. Roger William Fernandes Moreira pelos ensinamentos, toda ajuda dispensada durante o curso de mestrado, e principalmente pela oportunidade de nos tornarmos grandes amigos.

Ao Prof. Dr. Walter Leal de Moura por toda ajuda dispensada para realização deste curso, pelo incentivo e amizade.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani pela ajuda e orientação durante a fase laboratorial deste trabalho.

À Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo (FAPESP), pelo apoio financeiro para realização deste trabalho.

Aos amigos e irmãos de curso Eider, Laureano, Robson, Dinho, Alexandre, Edmur, Cândida e Marcelo. Obrigado por nossa amizade e por todos os bons momentos durante esta etapa de nossas vidas.

À Grace, pelo carinho e tudo o que tem representado. Por toda ajuda dispensada neste trabalho, que também é um pouco seu.

Aos amigos Eider e Ana Cláudia, pelo convívio durante este período, e por todos os bons momentos que passamos juntos.

Ao Engenheiro José Tadeu Leme, da Engimplan (Engenharia de Implantes e Comércio Ltda), pelo interesse e atenção dispensada para o fornecimento do material, viabilizando este experimento.

Ao Engenheiro Hélio de Oliveira, da Escola Técnica Prof. Everardo Passos (ETEP - São José dos Campos, SP) pela ajuda dispensada na realização das mensurações dos dispositivos empregados neste estudo.

Ao Prof. Antônio Luis Rodrigues Junior, pelo auxílio na parte de estatística deste trabalho.

Aos professores e colegas da Disciplina de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Maranhão, por todo incentivo e amizade.

Às funcionárias Alda, Sueli e Edilaine, pela ajuda, atenção e amizade durante este curso.

À todos que colaboraram de alguma forma com este trabalho, os meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1. LISTA	1
1.1. Lista de abreviaturas	1
1.2. Lista de tabelas	2
1.3. Lista de figuras	4
2. RESUMO	5
3. INTRODUÇÃO	8
4. REVISÃO DE LITERATURA	14
5. PROPOSIÇÃO	52
6. MATERIAIS E MÉTODO	54
6.1. Materiais	55
6.1.1. Obtenção das tíbias	60
6.2. Método	61
6.2.1. Inclusão das tíbias	61
6.2.2. Preparação dos corpos-de-prova	65
6.2.3. Dispositivo de tração	67
6.2.4. Testes de tração	68
6.2.5. Análise estatística	70

7. RESULTADOS	71
8. DISCUSSÃO	78
9. CONCLUSÃO	91
10. SUMMARY	93
11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	96

LISTAS

1.LISTAS

1.1. Lista de Abreviaturas

AO - Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

ASIF - Association for Study of Internal Rigid Fixation

cm - centímetro

mm - milímetro

kg - quilograma

kgf - quilograma - força

s - segundo

min - minuto

% - por cento

N - Newton

PVC - cloreto de polivinil rígido

nº - número

°C - Grau Celsius

1.2. Lista de Tabelas**Folha**

Tabela 1 - Valores de resistência à tração do Grupo W. Lorenz	72
Tabela 2 - Valores de resistência à tração do Grupo Engimplan	73
Tabela 3 - Valores de resistência à tração do Grupo Synthes	74
Tabela 4 - Valores exploratórios (medianas), somas das ordens e dos resultados obtidos para o teste de comparações múltiplas, segundo os grupos experimentais	76

1.3. Lista de Figuras	Folha
Figura 1 - Componentes de um parafuso utilizado em fixação interna rígida	32
Figura 2 - Parafusos de três marcas diferentes utilizados nos testes de tração (A: W.Lorenz; B: Synthes; C: Engimplan)	55
Figura 3 - Parafuso do Grupo W. Lorenz	57
Figura 4 - Parafuso do Grupo Synthes	58
Figura 5 - Parafuso do Grupo Engimplan	59
Figura 6 - Aspecto da tibia de coelho após obtenção	61
Figura 7 - Divisão da tibia em segmentos	62
Figura 8 - Cilindro de PVC após realização das perfurações	63
Figura 9 - Corpo de prova após inclusão da tibia	64
Figura 10 - Introdução do parafuso à tibia	66

Figura 11 - Dispositivo utilizado para tração	67
Figura 12 - Máquina de tração	68
Figura 13 - Realização do teste de tração	69
Figura 14 - Gráfico dos resultados segundo grupos experimentais	75

RESUMO

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à remoção, por tração, de três marcas diferentes de parafusos, de 1,5 mm de diâmetro, inseridos de maneira monocortical em tíbias de coelhos. Foram testados 30 parafusos, confeccionados em titânio, divididos em 3 grupos de acordo com a marca comercial (W. Lorenz, Synthes e Engimplan). Os parafusos foram inseridos em fragmentos ósseos removidos de tíbias de coelho, que foram armazenadas em solução fisiológica e congeladas à temperatura de -18°C, até a realização dos testes. As tíbias tiveram suas epífises proximal e distal removidas e foram divididas em 4 segmentos de 1,0 cm. Os segmentos ósseos foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada, no interior de cilindros de PVC. Cada segmento recebeu uma perfuração em sua cortical superior, e um parafuso foi inserido de maneira monocortical. Os corpos-de-prova foram levados a uma máquina de tração universal, onde por meio

de um dispositivo confeccionado em aço inoxidável, adaptado ao mordente inferior da mesma, foram submetidos a testes de tração, a uma velocidade de 6 mm/min. Os resultados obtidos foram transformados em kgf/cm². Foi aplicada análise estatística não paramétrica de Kruskal-Wallis, ao nível de 5% de probabilidade, em prova bilateral. Os resultados indicaram diferenças estatisticamente significantes entre a tração exercida para remoção dos parafusos do grupo W. Lorenz, quando comparados ao grupo Engimplan. Os maiores valores de tração foram alcançados pelo grupo W. Lorenz, e os menores pelo grupo Engimplan. O grupo Synthes não apresentou diferenças estatisticamente significante, quando comparados aos demais.

Palavras-chave: Parafusos de Titânio; Resistência de materiais; Testes de tração; Tíbias; Coelho como animal de laboratório.

INTRODUÇÃO

3. INTRODUÇÃO

A fixação interna rígida do esqueleto facial desenvolveu-se a partir de princípios amplamente aplicados em ortopedia, com o principal objetivo de propiciar função às unidades esqueléticas durante o período de reparação óssea. O estágio de desenvolvimento deste método envolveu diversos períodos, onde o estabelecimento de princípios, aliado à evolução dos materiais e técnicas cirúrgicas, contribuíram para a sua utilização no tratamento das fraturas do esqueleto facial, assim como em cirurgia ortognática.

De acordo com **PAULUS & STEINHAUSER (1982)**, a utilização da fixação interna rígida nas fraturas faciais tem demonstrado vantagens sobre a osteossíntese a fio, incluindo mobilização imediata da mandíbula após a cirurgia, melhores condições de vias aéreas, suporte nutricional adequado, melhora da higiene bucal, rapidez de reparação óssea, menor período de hospitalização e uma redução da infecção devido à maior estabilidade dos fragmentos ósseos.

A partir dos anos 60, a utilização de placas e parafusos foi introduzida no tratamento das fraturas do terço médio da face (**ELLIS, 1993**). **SNELL & DOTT**, em **1969**, foram os primeiros a utilizarem placas para metacarpo no tratamento de fraturas do esqueleto da face. Em **1973**, **MICHELET et al.** descreveram o uso de parafusos e placas em cirurgia ortognática, para estabilização de osteotomias maxilares e mandibulares. A miniaturização dos parafusos e instrumentos para fixação interna rígida apareceu mais tarde, em **1984**, com os trabalhos de **JETER et al.**

Os sistemas de 1,5 mm de diâmetro (miniparafusos) têm sido utilizados principalmente no terço médio da face, cujas peculiaridades anatômicas dessa região exigem a utilização de parafusos monocorticais. Seu menor diâmetro e a maior maleabilidade das placas permitem minimizar problemas de palpabilidade e distorção dos tecidos suprajacentes, particularmente quando utilizados nas regiões orbital, nasal e frontal (**EPPLEY & SADOVE, 1991**).

Para **OCHS & TUCKER (1993)** a utilização da fixação interna rígida nas fraturas do terço médio da face permite, através de uma abordagem aberta, um melhor resultado estético e funcional, com possibilidade de aplicação de enxertos ósseos, promovendo um adequado suporte de tecidos moles, excelente fixação e estabilização das estruturas ósseas fraturadas.

PHILLIPS & RAHN (1989) citam a utilização dos micro e miniparafusos na fixação de implantes, enxertos ósseos e em ancoragem para suspensões a fio. Também fazem considerações a respeito do tamanho da cabeça do parafuso e diâmetro de sua haste, limitando seu uso em alguns sítios faciais, e da necessidade de escareamento das cabeças para evitar palpabilidade e risco de irritação aos tecidos de revestimento.

Várias modificações na forma dos parafusos têm sido realizadas, com o objetivo de aumentar a eficiência e resistência dos mesmos. Fatores como diâmetro externo do parafuso, forma da rosca, presença de flauta de corte,

contribuem para uma maior ou menor resistência **(YOU et al., 1994)**.

Os testes de tração são comumente aplicados para avaliação das propriedades mecânicas dos parafusos **(BOYLE et al., 1993)**. Para **KORANYI et al. (1970)**, os testes de tração podem ser realizados com o objetivo de avaliar a força de retenção intra-óssea dos parafusos.

FOLEY et al. (1989) avaliaram a resistência à tração de vários tipos de parafusos necessitando macheamento, incluindo parafusos de 2,0 mm com várias configurações de espiras, e parafusos auto-roscáveis com diferentes pontas, não encontrando diferenças significativas entre eles. Nenhum aumento na força de retenção foi encontrado entre parafusos auto-roscáveis e pré-macheados.

TUCKER & OCHS (1991) consideram como limitação desses estudos a falta de observação de outros fatores envolvidos no insucesso, incluindo o cisalhamento do osso ou parafuso, a remodelação óssea que ocorre em estado

dinâmico de vida e a possível influência da osteointegração dos parafusos.

Na atualidade, diversos sistemas têm sido desenvolvidos, e os parafusos são utilizados para fixação interna das fraturas e osteotomias faciais, quer isoladamente ou em associação às placas. Os testes de tração têm sido utilizados com o objetivo de comparar as propriedades mecânicas dos parafusos. Desta forma, e após a observação das várias publicações na literatura que avaliam os parafusos para fixação interna rígida, julgamos oportuno uma avaliação da resistência à remoção, por tração, de três marcas de parafusos de titânio de 1,5mm comercialmente disponíveis no Brasil.

REVISÃO DE LITERATURA

4. REVISÃO DE LITERATURA

Na era pré-anestésica e pré-antibiótica a redução fechada das fraturas consistia, via de regra, no tratamento a ser instituído. Essa forma de procedimento, embora capaz de promover uma união óssea, podia estar acompanhada de seqüelas indesejáveis como: alterações articulares, atrofia muscular, processos infecciosos e mau-alinhamento dos segmentos ósseos. O desenvolvimento das técnicas de redução aberta foi o ponto de partida para o aparecimento da fixação interna. A popularização das técnicas de redução aberta permitiram o desenvolvimento de dispositivos de fixação interna, passíveis de serem aplicados diretamente ao sítio de fratura, promovendo sua estabilização (**OCHS & TUCKER, 1993**).

A época em que a fixação interna foi primeiramente utilizada é incerta. Lapeyode & Sicre, em 1775, são citados como os primeiros a fixarem uma fratura óssea. Os ortopedistas e cirurgiões gerais foram certamente os

primeiros a empregarem aparelhos de fixação interna no tratamento das fraturas (**ELLIS, 1993**).

Cirurgiões como John Kearny Rodgers, em 1827, preconizavam a utilização de fios de prata para estabilização de estruturas ósseas fraturadas (**OCHS & TUCKER, 1993**).

HANSMANN, em 1886, é creditado como o primeiro a utilizar as placas e parafusos de maneira semelhante à forma como é empregada nos dias atuais. Com o objetivo de eliminar a possibilidade de infecção, os dispositivos por ele utilizados, geralmente eram colocados de forma a extrair através da pele, possibilitando assim uma futura remoção.

MAJOR, em 1938, introduziu a utilização de pinos intramedulares nas fraturas mandibulares, como forma de favorecer a falta de estabilidade que era alcançada com a utilização de osteossínteses a fio, dessa maneira o bloqueio maxilomandibular era eventualmente eliminado.

Em 1964, **ROBERTS**, questionando a necessidade do bloqueio maxilomandibular, acreditava na eliminação deste quando do emprego dos parafusos e placas, capazes de

permitir movimentos mandibulares antes de completamente cessados os efeitos anestésicos. Os esforços no sentido de eliminação do bloqueio maxilomandibular levou os cirurgiões a desenvolverem parafusos e placas tridimensionais, produzindo uma condição mais rígida.

Paralelamente ao desenvolvimento dos dispositivos, vários metais foram utilizados. **SHERMAN (1912)**, pioneiro no uso da fixação interna, foi responsável pela redução de carbono no aço, introduzindo também o vanádium a este metal. Dessa forma tornou o seu sistema bem conhecido entre os ortopedistas da época.

LAMBOTTE, em **1909**, utilizou vários metais na confecção de dispositivos de fixação interna, entre eles a prata, o alumínio, cobre e o magnésio, sem no entanto determinar qual o metal ideal para esta finalidade.

DANIS, em **1949**, definiu os três conceitos básicos que levaram ao desenvolvimento da fixação interna rígida. Preocupado com as alterações ocorridas com as articulações, ossos, ligamentos e músculos, resultantes da imobilização

das fraturas, por ele designadas de “doenças da fratura”, determinou que era necessário uma mobilização imediata das unidades esqueléticas comprometidas. Preconizava uma restauração completa da forma original do osso, o que deveria ser alcançado mediante abordagem cirúrgica aberta e união direta dos fragmentos. Por fim, postulou uma estabilidade entre os segmentos, capaz de evitar a formação de calo ósseo, por ele considerado “patológico”, acreditando ser uma forma de fixação biológica para fraturas reduzidas e estabilizadas de forma inadequada.

Dessa forma, preconizava ainda a utilização de compressão no tratamento das fraturas, acreditando auxiliar na redução óssea, dessa forma conseguindo-se uma maior resistência friccional e a possibilidade de mobilização imediata. A partir dessa filosofia, nos anos 50, um grupo de cirurgiões liderados por Maurice E. Muller, discípulo de Danis, fundam a AO/ASIF, entidade esta responsável, ainda nos dias atuais, pelo estudo da fixação interna rígida. Estabeleceu princípios no tratamento das fraturas, foi

responsável pelas principais pesquisas relacionadas com o processo de reparo ósseo. A AO/ASIF é creditada como entidade responsável pelo embasamento científico e desenvolvimento das técnicas de tratamento das fraturas no campo da ortopedia (**SCHILLI, 1977; ELLIS, 1991; ELLIS 1993; OCHS & TUCKER, 1993**). Para a AO/ASIF através de uma adequada redução anatômica, uma técnica cirúrgica atraumática, o emprego da fixação interna rígida e uma mobilização precoce, sua principal meta, ou seja, retorno funcional pleno e imediato, poderia ser alcançada.

BAGBY & JONES (1958) e **LUHR (1968)** insatisfeitos com a impossibilidade de eliminação do bloqueio maxilomandibular provida por outras técnicas, chegaram ao pleno desenvolvimento das placas e parafusos, possibilitando seu emprego em fixação interna rígida do esqueleto facial.

Em **1970**, **BRONS & BOERING**, introduziram a forma de fixação através do parafuso de compressão, onde os segmentos fraturados eram comprimidos entre si, pelo engaste ósseo da extremidade do parafuso. Posteriormente

esta forma de fixação foi melhor demonstrada e sua utilização em fraturas e osteotomias mandibulares tornou-se uma opção de tratamento, onde através de um aumento friccional, o reparo ósseo, por primeira intenção, é obtido (**SPIESSL, 1976**).

SPIESSL (1969) preconizava abordagens extrabuciais para colocação dos dispositivos de fixação interna rígida. Com a miniaturização das placas e parafusos, a técnica intrabucal tornou-se rotina, e vantagens como a ausência de cicatriz e menor incidência de infecção, levaram à utilização deste método no tratamento das fraturas do esqueleto facial.

Em **1973, MICHELET et al.** relataram o emprego de placas pequenas sem compressão e parafusos monocorticais, inseridos por acesso intrabucal, no tratamento de fraturas mandibulares. **CHAMPY et al. (1978)** estudaram a utilização deste método no tratamento das fraturas mandibulares, onde determinaram as linhas ideais de osteossínteses e os locais de obtenção de uma fixação mais estável .

Os excelentes resultados obtidos com a utilização de fixação interna rígida da mandíbula, levaram ao emprego deste método no terço médio da face (**HAYTER & CAWOOD, 1993**). A utilização de fixação nesta região foi primeiramente realizada através de placas e parafusos desenvolvidos para cirurgia de mão, em virtude das menores dimensões destes (**SNELL & DOTT, 1969**).

Em **1983**, **FROST & KOUTNIK**, descreveram a utilização das placas e parafusos para metacarpo na reposição maxilar, onde o emprego de osteossíntese a fio não foi suficiente para promover uma estabilidade adequada.

Atualmente, vários sistemas estão disponíveis comercialmente, onde o menor tamanho e maior maleabilidade dos implantes proporcionaram o emprego da fixação interna rígida através das placas e parafusos, tornando este método bastante difundido entre os cirurgiões modernos (**ELLIS, 1993**).

Um grande esforço é empregado no sentido da confecção de material capaz de ser reabsorvido pelo organismo, onde

uma estabilidade adequada, aliada a boa rigidez, permite a utilização destes sem o comprometimento do processo de reparo ósseo e com um mínimo de reação local e sistêmica **(SUURONEN, 1993)**.

Para **ELLIS (1993)**, fixação interna rígida é toda e qualquer forma de fixação, aplicada diretamente ao osso, que seja resistente o suficiente para permitir função das unidades esqueléticas durante o processo de reparo, sendo pré-requisitos essenciais uma exposição cirúrgica para perfeito alinhamento dos segmentos fraturados, ou seja, utilização de redução aberta, e a aplicação direta ao osso de um dispositivo capaz de promover rigidez interfragmentária .

A utilização de fixação interna rígida no esqueleto maxilofacial é cada vez mais frequente e tem sido empregada para uma gama de procedimentos cirúrgicos, nos quais apresentou grandes vantagens sobre os métodos não rígidos **(HAUG et al., 1995)**.

Para **OCHS & TUCKER (1993)** a utilização nos traumatismos do esqueleto facial permite um alinhamento

preciso dos segmentos ósseos, evitando a interposição de tecidos moles e a formação de hematoma organizado no sítio de fratura.

A fixação interna rígida elimina ou diminui o período de bloqueio maxilomandibular e promove melhora da permeabilidade das vias aéreas, melhor higiene bucal, adequada restauração da arquitetura óssea e oclusão, permite um menor período de hospitalização e um completo restabelecimento funcional **(PAULUS & STEINHAUSER, 1982; JONES & VAN SICKELS, 1988; HAYTER & CAWOOD, 1993).**

A utilização de fixação interna rígida, através de placas e parafusos, é indicada no tratamento das fraturas do esqueleto facial, pois permite uma mobilização imediata, previne o aparecimento de mal-união óssea, pseudo-artroses, e é acompanhada de um reparo ósseo por primeira intenção, sem formação de calo ósseo, com menor incidência de infecção **(DODSON et al., 1990; ANDERSON & ALPERT, 1992; LISUKA & LINDQVIST, 1992).**

CAWOOD (1985) comparando um grupo de pacientes tratados através de fixação interna rígida e mobilização imediata a outro no qual empregou bloqueio maxilomandibular, demonstrou maior perda de peso relacionado ao grupo que sofreu períodos de imobilização das unidades esqueléticas.

KENDEL et al. (1982), analisando os efeitos do bloqueio maxilomandibular sobre a nutrição de pacientes submetidos a cirurgia ortognática, encontraram perda de peso e desnutrição calórica-protéica, interferindo no processo de reparo.

WILLIAMS & CAWOOD, em 1990, estudando os efeitos do bloqueio maxilomandibular sobre a função pulmonar, mostraram que este método é seguido de um nível significativo de obstrução aérea, considerado de alto risco para pacientes com limitações respiratórias, demonstrando ser de grande indicação o emprego da fixação interna rígida nestes.

JENSEN et al., em **1992**, ressaltaram a utilização da fixação interna rígida em reconstruções primárias das fraturas craniofaciais, onde este método demonstrou ser recomendável sempre que possível, promovendo maior estabilidade tridimensional, resultado estético-funcional adequado, evitando ou reduzindo a necessidade do emprego de bloqueio maxilomandibular.

A fixação por meio de placas e parafusos de reconstrução permite recompor áreas do esqueleto facial, perdidas em traumas avulsivos causados por armas de fogo, grandes ressecções para tratamento de neoplasias e nos casos de trauma com grande perda de substância, podendo ser associadas a enxertos ósseos (**HAUG, 1993; SÖDERHOLM et al., 1996**).

As osteotomias realizadas para correção das deformidades dentofaciais podem ser estabilizadas mediante o emprego das placas e parafusos de fixação interna rígida (**STEINHÄUSER, 1982**).

Para **MUNRO**, em **1989**, a grande vantagem da utilização desta forma de fixação, em cirurgia ortognática, é a segurança proporcionada por esta. O paciente não necessita de bloqueio pós-operatório, reduzindo ou eliminando o tempo de hospitalização em unidades de tratamento intensivo.

A fixação interna rígida é indicada em cirurgia ortognática com o objetivo de reduzir os casos de recidivas, visando um maior conforto do paciente o que torna essa forma de tratamento mais aceitável (**WILSON & IOVINO, 1989**).

PAULUS & STEINHAUSER (1982) comparando o emprego de fios e parafusos como forma de fixação no tratamento do prognatismo mandibular, encontraram uma menor incidência de distúrbios da articulação têmporo-mandibular e uma menor tendência à recidiva com o emprego de fixação rígida através de parafusos.

VAN SICKELS & FLANARY (1985) demonstraram que uma menor tendência à recidiva em cirurgia ortognática é

alcançada com o emprego de fixação rígida, uma vez que o controle do posicionamento condilar e uma adequada avaliação funcional são obtidos antes das manobras de sínteses. Segundo **LAW et al. (1989)** compete para os melhores resultados uma excelente aposição óssea, melhor posicionamento condilar, reparo por primeira intenção e maior estabilidade dos segmentos osteotomizados, quando métodos de fixação rígida são empregados.

AYLIFFE et al., em **1995**, indicaram o uso de fixação rígida na estabilização de osteotomias do tipo Le Fort I, em pacientes com fenda palatina, por terem demonstrado ser um método de grande estabilidade.

VAN SICKELS & RICHARDSON (1996) avaliaram a estabilidade obtida com o emprego de fixação interna rígida nas osteotomias de maxila e afirmaram que nos movimentos de menor estabilidade, como avanços e reposicionamentos inferiores, este método é preferível e demonstrou excelentes resultados quando comparado com técnicas não rígidas.

Diversos sistemas de fixação interna rígida têm sido desenvolvidos com o objetivo de aplicação no esqueleto facial. Os parafusos são os dispositivos mais frequentemente utilizados, isoladamente ou em associação com placas **(TUCKER & OCHS, 1991)**.

Em função de seu diâmetro externo, os parafusos empregados no esqueleto facial são divididos em sistemas de maior diâmetro, quando possuem medidas iguais ou superiores a 2,7 mm, e sistemas de pequeno diâmetro com medidas inferiores ou iguais a 2,0 mm **(BÄHR, 1994)**.

Os parafusos dos sistemas de maior diâmetro, 2,7 mm, são frequentemente utilizados em associação com placas, no tratamento de fraturas e reconstruções mandibulares. Esses também podem ser empregados em associação a enxertos ósseos, nas reconstruções de grandes perdas de tecidos duros. São desenvolvidos com o objetivo de promover resistência suficiente para suportar as forças funcionais mandibulares **(HAUG, 1993)**.

Os sistemas de 2,0 mm são os mais utilizados na rotina da cirurgia maxilofacial, entretanto, seu uso no terço médio da face pode apresentar problemas como microfraturas dos ossos extremamente finos desta região, quando do desenvolvimento de tensão durante a inserção. Existe ainda a possibilidade de lesões a vasos, nervos e raízes dentais, em função da pouca proteção óssea dessas estruturas, e o perfil das placas e parafusos que muitas das vezes provocam palpabilidade, principalmente em cirurgia pediátrica **(FAROLE & DIECIDUE, 1993)**.

Os sistemas de 1,5 mm de diâmetro são denominados miniparafusos. Foram desenvolvidos principalmente para utilização no terço médio da face, onde problemas associados com a pequena espessura do osso regional e irritação do tecido suprajacente são frequentemente observados **(EPPLEY & SADOVE, 1991)**.

Segundo **HAYTER & CAWOOD (1993)**, os sistemas de 1,5 mm utilizam uma broca de 1,1mm de diâmetro, correspondente ao diâmetro interno do parafuso, e seu uso

no terço médio da face é realizado, preferencialmente, sem a necessidade de macheamento. As principais vantagens técnicas da utilização da fixação interna rígida com o sistema de miniparafusos e miniplacas são a possibilidade de aplicação monocortical, sua biomecânica favorável, o emprego de abordagem intrabucal, estabilidade funcional, menor tamanho e fácil adaptação.

LUHR, em **1990**, desenvolveu um sistema de microparafusos, com a finalidade de evitar problemas de palpabilidade nos tecidos moles de revestimento. Esse sistema é confeccionado em titânio puro ou Vitallium, liga de cobalto-cromo-molibdênio e possui um diâmetro de 0,8mm com comprimentos que variam de 2 a 8mm. As menores dimensões deste sistema exigem uma técnica cirúrgica mais precisa e a utilização de aumento visual, com a possibilidade de perda do dispositivo no campo operatório (**EPPLEY & SADOVE, 1991; FAROLE & DIECIDUE, 1993**).

Os parafusos apresentam variações em sua forma e tais diferenças são constantemente modificadas, visando um

melhor desempenho dos mesmos (**UHTHOFF, 1973**). Para **PREIN et al. (1998)**, estes são considerados elementos básicos para fixação de placas ou dispositivos similares, assim como de grande utilidade na estabilização de fragmentos através da técnica da compressão.

Para **TUCKER & OCHS, 1991**, os parafusos apresentam diferentes componentes, e seu conhecimento é de fundamental importância para compreensão dos princípios da fixação interna rígida.

Os principais componentes são (**figura 1**):

- a cabeça que consiste da porção mais larga de uma das extremidades e fica inserida à haste. Várias configurações são encontradas, diferindo entre si em relação ao encaixe para adaptação da chave, geralmente do tipo cruciforme, hexagonal ou em fenda;

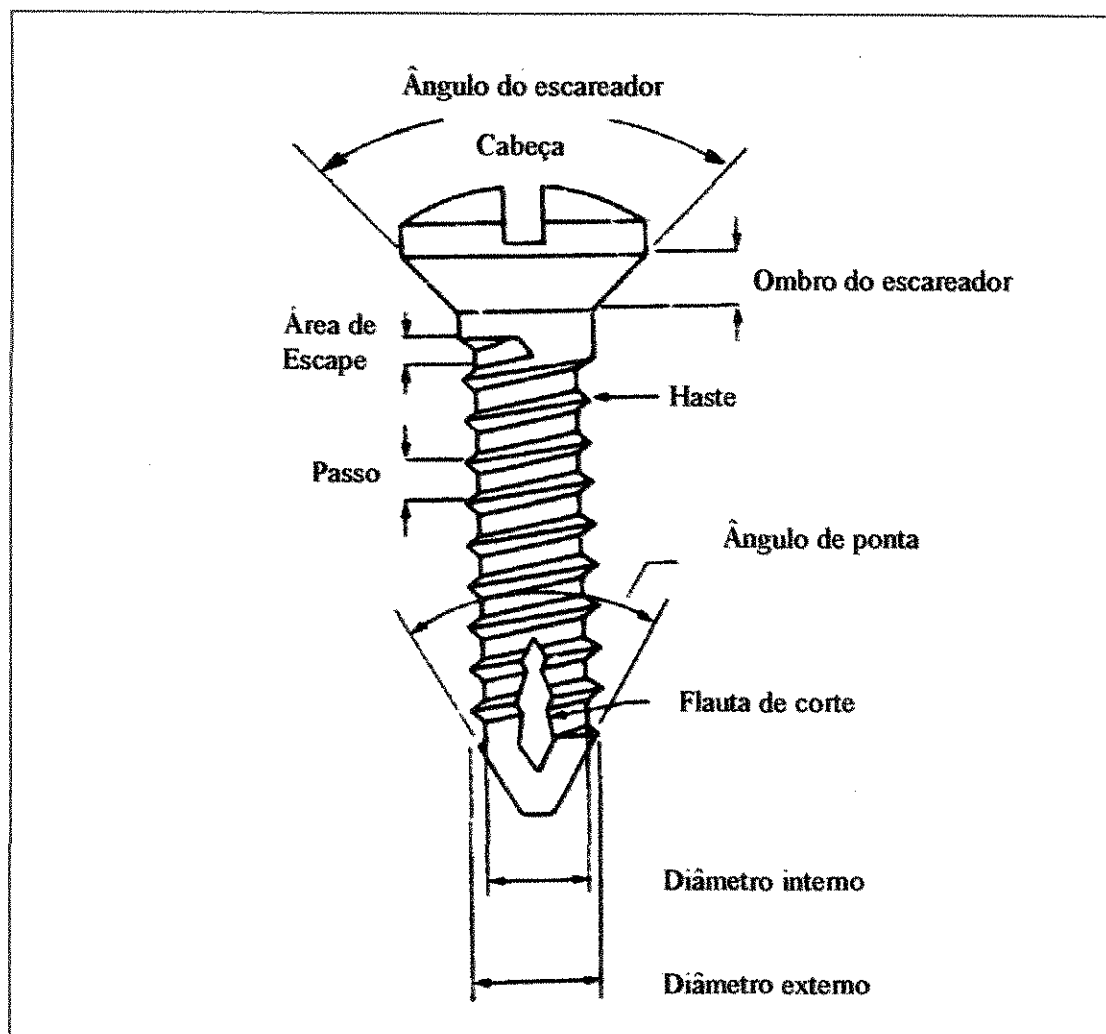


Figura 1. Componentes de um parafuso utilizado para fixação interna rígida (TUCKER & OCHS, 1991).

- o escareador corresponde à porção bixelada encontrada logo abaixo da cabeça, possuindo um ângulo correspondente ao grau de inclinação do bixel, o ângulo do escareador, que em associação à espessura da cabeça compõe o perfil do parafuso. Quando este não estiver presente e possuir uma cabeça espessa, considera-se um perfil alto. Um parafuso de

perfil baixo possui uma cabeça de menor espessura e um ângulo em torno de 150°;

- a haste consiste da porção que contém as espiras. Nos parafusos de compressão as espiras estão presentes só na região terminal, sendo que o restante da haste mantém o mesmo diâmetro interno do parafuso. Nos demais, a porção da haste desprovida de espiras e localizada logo abaixo da cabeça é chamada de escape;

- o diâmetro interno de um parafuso, também chamado de alma ou núcleo, corresponde ao diâmetro da haste e é geralmente do mesmo tamanho da broca que realiza a perfuração óssea;

- o diâmetro maior ou externo consiste daquele correspondente à maior projeção da rosca, representando o tamanho real do parafuso. A distância vertical entre as margens das espiras é denominada de passo;

- a profundidade da rosca corresponde à distância horizontal entre a margem externa do parafuso e sua haste, ou seja, a diferença entre seus diâmetros externo e interno;

- a ponta do parafuso é representada por sua porção terminal. Nos auto-roscáveis, esta possui uma flauta de corte ou formadores de espiras, em alguns sistemas funcionando de forma similar ao macho ou mesmo como uma canaleta para aprisionamento dos debrís ósseos, facilitando a inserção do parafuso.

Várias configurações de roscas são encontradas nos parafusos diferindo de acordo com o passo, a profundidade e o desenho. A configuração geralmente empregada nos parafusos auto-roscáveis é do tipo “V”, apresentando nos aspectos superior e inferior de cada rosca um ângulo maior que 90° em relação à haste. Os parafusos que necessitam, previamente à sua introdução, da realização de macheamento, possuem frequentemente espiras do tipo cega, contraforte (soberba) e ponta romba. Na configuração em contraforte a porção superior da rosca é praticamente perpendicular à haste, e durante sua inserção esta característica promove compressão primária entre o aspecto horizontal do contraforte e a porção inferior da cabeça.

Várias outras configurações têm sido empregadas, muitas delas apresentando pequenas modificações ou combinações das formas “soberba” e em “V” (**TUCKER & OCHS, 1991**).

De acordo com sua forma de inserção os parafusos podem ser classificados em auto-roscáveis e não auto-roscáveis. Estes últimos apresentam frequentemente uma configuração de rosca do tipo “soberba” e necessitam, previamente à sua inserção, da realização de um macheamento. Um orifício guia é confeccionado no osso possuindo o mesmo diâmetro interno do parafuso. Após esta etapa, o orifício é macheado e espiras ósseas são confeccionadas possuindo a mesma forma das espiras do parafuso a ser inserido. Teoricamente, possuem melhor contato ósseo devido a uma perfeita adaptação de sua superfície com o orifício, distribuindo a força desenvolvida a uma maior área. Há possibilidade de inserção, remoção e reinserção, sem deformação das espiras ósseas e sem comprometimento da sua força de retenção, assim como

controle da força desenvolvida à medida em que o parafuso é inserido (**SCHILLI, 1977**).

Alguns parafusos auto-roscáveis possuem pontas ligeiramente arredondadas do tipo formadoras de rosca. Estas atuam sem a formação de debris ósseos, através da compressão radial do parafuso em seu leito (**KUHN et al., 1995**).

A principal vantagem dos parafusos auto-roscáveis é a eliminação de uma etapa adicional necessária para inserir e remover o macho previamente à sua colocação, diminuindo, desta forma, o tempo cirúrgico e a necessidade de instrumental específico (**SCHILLI, 1977; TUCKER & OCHS, 1991**).

A utilização de parafusos monocorticais no esqueleto maxilofacial foi primeiramente descrita por **MICHELET et al.** em **1973**, quando relataram sucesso na utilização destes em associação às miniplacas, no tratamento das fraturas mandibulares. Este método tinha como principal objetivo promover estabilidade dos segmentos fraturados, sem a

necessidade da utilização de compressão, assim como a eliminação do bloqueio maxilomandibular.

CHAMPY et al. (1978) atribuíram embasamento científico à técnica proposta por **MICHELET et al.**, em **1973**, e demonstraram, a partir de estudos em modelos simuladores do osso mandibular, a existência de regiões nas quais, fisiologicamente, estavam presentes forças compressivas e tensionais. Através da determinação destas zonas, desenvolveram um sistema de miniplacas e parafusos monocorticais, capaz de converter estas forças favoravelmente, obtendo uma fixação rígida sem compressão.

A seleção do tamanho apropriado de um sistema deve estar baseada na anatomia individual e nas considerações funcionais de cada caso. **EWERS (1977)** estudando crânio de cadáveres humanos, demonstrou que nas regiões do rebordo orbitário, abertura piriforme e pilar zigomático, havia uma espessura óssea suficiente para aplicação de parafusos monocorticais de 2,0 mm e miniplacas sem compressão. Por

outro lado, na região de fossa canina foram encontrados valores entre 0,7 e 0,85 mm, o que levou o autor a contraindicar a utilização destes dispositivos.

O terço médio da face em função de sua composição e pequena espessura óssea, menor que 2,0 mm, geralmente apresenta problemas relacionados com o insucesso dos parafusos utilizados em fixação interna rígida. A deformação das espiras ósseas é o problema mais frequentemente encontrado durante a inserção destes **(YOU et al., 1994)**.

A utilização de sistemas de fixação interna rígida com compressão no terço médio da face é geralmente desnecessária. A pouca ação muscular nesta região torna possível a utilização de parafusos monocorticais e miniplacas de adaptação, suficientes para uma adequada estabilização dos segmentos ósseos, exceção feita para algumas fraturas que acometem a região de osso zigomático **(PREIN & HAMMER, 1988)**.

Os sistemas de 1,5 mm de diâmetro (miniparafusos) têm sido utilizados no terço médio da face. Em função do menor

diâmetro e maior maleabilidade, estes permitem diminuir os problemas de distorção dos tecidos suprajacentes e palpabilidade, principalmente quando utilizados nas regiões orbital, nasal e frontal (**EPPLEY & SADOVE, 1991**).

PHILLIPS & RAHN (1989) citam a utilização dos parafusos de 1,5 mm em associação com miniplacas, ou isoladamente, na fixação de enxertos ósseos, implantes, fragmentos ósseos fraturados, nas osteotomias para correção de deformidades dentofaciais, assim como em ancoragem para suspensões a fio.

A utilização da fixação interna rígida nas fraturas do terço médio da face permite, através de uma abordagem aberta, um melhor resultado estético e funcional. Torna possível ainda a estabilização de enxertos ósseos, promovendo um adequado suporte de tecidos moles, excelente fixação e estabilidade das estruturas ósseas fraturadas (**OCHS & TUCKER, 1993**).

O menor tamanho dos parafusos permite melhor estabilidade e maior força compressiva em enxertos ósseos,

através de um aumento do número de pontos de fixação **(YOU et al., 1994)**.

Para **ANSELL & SCALES**, em **1968**, os parafusos estão sujeitos a forças de torção, tensão e flexão, que durante a inserção atuam conjuntamente.

A força de torque é gerada pelo movimento horário do parafuso no interior do osso à medida que este avança. A força de tensão ocorre através da pressão exercida pela chave na cabeça do parafuso que é distribuída a todo seu comprimento. A flexão é desenvolvida quando uma força de tensão é aplicada em ângulo com o longo eixo do parafuso, fato de ocorrência frequente na prática. Qualquer dessas forças, se suficientemente exageradas, pode resultar na falha do parafuso **(HUGHES & JORDAN, 1972; NUNAMAKER & PERREN, 1976; GANTOUS E PHILLIPS, 1995)**.

A compressão da placa ao osso pela força de tensão introduzida a um parafuso é a base da fixação interna rígida. O nível de compressão alcançado antes da deformação do parafuso ou osso, determina a carga funcional máxima

capaz de manter uma fixação rígida, sem comprometer o processo de reparação. A força de tensão do parafuso é derivada do torque aplicado à cabeça. A eficiência do sistema deve ser considerada de acordo com a facilidade que o torque aplicado é convertido em tensão ao longo do parafuso **(PHILLIPS & RAHN, 1989)**.

Da mesma forma que uma tensão é gerada no parafuso, uma força oposta é desenvolvida pelo osso. Os fatores que atuam sobre estas forças, aumentando ou diminuindo, podem resultar em deformação ou fratura e, por conseguinte, falha da fixação **(ANSELL & SCALES, 1968; HUGHES & JORDAN, 1972)**.

A falha do parafuso em promover compressão ou retenção pode ocorrer durante a inserção ou em período tardio, quando o osso é submetido a sobrecarga. Fatores como tamanho incorreto da broca de perfuração, micro e macrofraturas ósseas, macheamento inadequado, mau alinhamento e torque excedendo a resistência do parafuso são frequentemente implicados na falha inicial do parafuso.

As falhas tardias resultam de forças funcionais excessivas, geralmente, relacionadas a um número inadequado ou tamanho insuficiente dos parafusos, gerando uma força funcional superior à força de retenção. A fadiga do metal, refrigeração inadequada e as forças funcionais excessivas durante o período pós-operatório, podem resultar em remodelação óssea regional com eventual perda do parafuso a longo prazo (**TUCKER & OCHS, 1991**).

DROMMER, em **1986**, avaliou a estabilidade de parafusos auto-roscáveis em ossos do terço médio da face. O torque máximo aplicado aos parafusos antes da deformação da rosca óssea foi mensurado. Para este estudo foram utilizados 20 cadáveres humanos. Foram realizadas incisões coronais e no fundo de vestibulo bucal, para exposição das regiões de complexo zigomático, paranasal e glabella. Um total de 53 perfurações foram realizadas em cada cadáver com broca de 1,5 mm e os parafusos foram inseridos até a deformação da rosca óssea através da utilização de 3 diferentes tipos de chaves com controle de torque. O autor

concluiu que a fixação do terço médio da face é possível através da utilização de parafusos de 2,0 mm, exceção feita à região central da parede anterior do seio (DROMMER, 1986).

KUHN et al., em 1995, analisaram os efeitos morfológicos da deformação óssea quando do emprego de parafusos de 2,0 mm com pontas possuindo flautas de corte e formadores de espiras. Os autores encontraram menores alterações morfológicas e menores valores de torque, quando foram empregados parafusos do tipo pré-macheados. Os parafusos com ponta cortante, em forma de trocarte, causaram menor deformação óssea e menores valores de torque e força axial de inserção.

GANTOUS & PHILLIPS (1995) avaliaram os efeitos do tamanho da broca sobre a retenção dos miniparafusos e microparafusos. Foram utilizados parafusos de 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm, inseridos em blocos de resina fenólica laminada, com espessuras de 1, 2, 3, 4 e 5,0 mm. As perfurações foram realizadas por brocas com diferentes

diâmetros. Nenhuma diminuição na força de retenção foi determinada quando da utilização de brocas com tamanho entre 70 a 85% do diâmetro externo, para os parafusos de 1,0mm. O diâmetro crítico da broca, determinado para os parafusos de 1,5 mm, foi de 82% de seu diâmetro externo, quando avaliados em espessuras de 1, 2 e 3,0 mm. Os parafusos de 2,0 mm não apresentaram alterações em sua retenção quando da utilização de brocas com diâmetro equivalentes a 83% de seu diâmetro externo. Os autores concluíram que as brocas utilizadas para os sistemas de 1,0, 1,5 e 2,0 mm, poderiam ser aumentadas para 80 a 85% do diâmetro externo destes, sem diminuição de sua retenção.

BÄHR, em **1989**, avaliou os efeitos do macheamento na interface osso-parafuso no terço médio da face. Para este trabalho foram utilizados 52 segmentos ósseos removidos das regiões de sutura frontozigomática, rebordo infra-orbitário e crista zigomaticomaxilar de cadáveres humanos. Um total de 140 parafusos de 2,0 mm de diâmetro foi utilizado. Após a perfuração, 100 parafusos receberam

macheamento previamente à sua inserção, os 40 restantes foram inseridos diretamente após confecção dos orifícios. Os estudos histológicos demonstraram um contato adequado entre todos os parafusos auto-roscáveis e em 68 dos parafusos pré-macheados. O autor concluiu que o macheamento foi responsável pelo contato inadequado entre parafuso e osso.

BÄHR, em **1992**, comparando as medidas de torque entre parafusos de 2,7 mm e parafusos de emergência, não encontrou contato ósseo adequado ao nível da porção interna das espiras, quando da utilização dos parafusos de emergência.

PHILLIPS & RAHN, em **1989**, comparando as medidas de compressão e torque em parafusos pré-macheados e auto-roscáveis, encontraram maiores valores de compressão para os parafusos auto-roscáveis quando utilizados em ossos com espessuras entre 1 e 2,0 mm. Estes parafusos também apresentaram maiores valores de torque durante a inserção em função da presença de flautas de corte. Segundo estes

autores o macho possui flautas de corte amplas para prevenir o acúmulo de resíduos ósseos dentro das espiras e, em função disso, permite um menor contato das espiras com o tecido ósseo, quando da utilização no terço médio da face. Esta menor área de contato permite o desenvolvimento de micromovimentos, levando à reabsorção óssea e à perda de estabilidade do sistema.

BÄHR, em **1990**, estudou a influência das técnicas de inserção de parafusos pré-macheados e auto-roscáveis na estabilidade e interface osso-parafuso. Foram utilizados 62 segmentos ósseos removidos da região de rebordo infra-orbitário e crista zigomaticomaxilar de 17 cadáveres humanos. Miniparafusos de aço inoxidável com 2,0 mm de diâmetro e 6,0mm de comprimento foram inseridos através de chave de fenda com torque eletrônico. As amostras foram submetidas a exames histológicos e testes de torque. O autor concluiu que parafusos auto-roscáveis apresentam maior resistência ao torque e melhor contato ósseo, quando utilizados no terço médio da face. A utilização deste método

resultou em uma maior quantidade de debris ósseos preenchendo a região de sulco interno das espiras, aumentando, desta forma, a área de contato ósseo e promovendo uma maior resistência ao torque.

BÄHR & LESSING, em **1992**, compararam a influência da utilização de parafusos pré-macheados e auto-roscáveis na interface osso-parafuso, quando da aplicação de carga funcional durante o período de reparação. Foram utilizados 40 placas e 170 parafusos de 2,0 mm, confeccionados em aço inoxidável. A maxila de carneiro foi utilizada por apresentar semelhanças com o osso do terço médio da face de seres humanos, em termos de desenvolvimento, espessura óssea e forças mastigatórias envolvidas. Foram realizadas osteotomias do tipo Le Fort I, através de serra oscilatória. Após mobilização da maxila, 10 placas foram colocadas em equidistância e fixadas através dos parafusos de 2,0 mm. No período pós-operatório, os animais receberam a mesma dieta empregada previamente à cirurgia. A avaliação histológica dos ossos adjacentes aos parafusos

que receberam carga, demonstrou uma remodelação significativa nos parafusos auto-roscáveis quando comparados com os parafusos pré-macheados.

YOU et al., em 1994, avaliaram a influência da forma sobre as propriedades biomecânicas de 13 marcas diferentes de parafusos auto-roscáveis de pequeno diâmetro (0,8 mm a 2,0 mm), inseridos em segmentos ósseos removidos de fêmur bovino com espessuras de 1, 2, 3 e 4,0 mm. Os autores concluíram que a retenção dos parafusos de 2,0 mm, inseridos em ossos de menor espessura (1,0 a 2,0 mm), é extremamente influenciada pela altura de sua área de escape e pela distância de seu passo. Para os parafusos com diâmetro entre 0,8 e 2,0 mm, o diâmetro do parafuso foi o principal fator relacionado com a fratura e a força de retenção dos mesmos.

FOLEY et al., em 1990, avaliaram o efeito de múltiplas inserções na força de retenção de parafusos pré-macheados e auto-roscáveis. A resistência à tração axial de cinco sistemas diferentes de 2,0, 2,7 e 3,5 mm, foi avaliada após

múltiplas inserções em um mesmo orifício. Nenhuma diferença significativa da força de retenção foi observada, mesmo após uma terceira inserção.

HEIDEMANN et al. avaliaram torque e tração em parafusos de 1,5 mm e 2,0 mm, autoperfurantes, inseridos em discos de madeira, PVC e mandíbulas de porco com espessuras entre 2,0 e 4,0 mm. Foram registradas as medidas de torque de inserção e torque máximo, assim como foram realizados testes de tração axial. O mesmo procedimento foi aplicado a parafusos de titânio de 1,5 mm e 2,0 mm, inseridos em orifícios previamente confeccionados com brocas pertencentes a seus respectivos fabricantes. Os resultados mostraram que a força de tração para os parafusos autoperfurantes representou 70 a 104% daquela encontrada para o sistema de 1,5 mm e 2,0 mm, no qual foram realizadas perfurações previamente à inserção destes.

FOLEY et al. (1989) avaliaram a retenção de fios de Kirschner e de parafusos de 2,0 mm auto-roscáveis e pré-macheados, através de testes de tração axial. Os resultados

revelaram que em todos os casos a falha ocorreu na interface metal-osso. A resistência à tração dos fios de *Kirschner* foi significativamente menor que a dos parafusos. Os parafusos auto-roscáveis e pré-macheados não mostraram diferenças significantes entre si.

BOYLE et al., em **1993**, estudaram através de análises das medidas de torque e testes de tração axial, seis marcas de parafusos auto-roscáveis de 2,0 mm e parafusos de emergência de 2,2 mm. Os autores observaram maiores medidas de torque de inserção e torque de deformação para os parafusos de emergência da marca *Timesh*, assim como maior diferença entre as medidas de torque de inserção e deformação. Para os testes de tração axial os parafusos da *Timesh* apresentaram maiores valores de retenção.

HEIDEMANN et al., em **1998**, avaliaram a influência do tamanho da broca de perfuração nas medidas de torque e nos testes de tração axial dos parafusos de 1,5 e 2,0 mm. Os autores concluíram que o tamanho crítico da broca

representou 85% do diâmetro externo dos parafusos, desta forma sem afetar adversamente sua retenção.

SILVA (1998) avaliou a resistência à remoção, por tração, de parafusos de 2,0 mm, inseridos em tíbias de coelho. Trinta parafusos pré-macheados de três marcas diferentes foram inseridos, de maneira bicortical. O autor encontrou diferenças significantes entre a tração exercidas para parafusos, concluindo que a distância do passo, encaixe e tamanho da haste, foram alguns dos fatores implicados na eficiência destes.

PROPOSIÇÃO

5. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a 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.

MATERIAIS E MÉTODO

6. MATERIAIS E MÉTODO

6.1. MATERIAIS

Para este estudo foram utilizados 30 parafusos de titânio, 10 para cada grupo de 3 marcas (W.Lorenz, Synthes e Engimplan), comercialmente disponíveis no Brasil (**figura 2**).

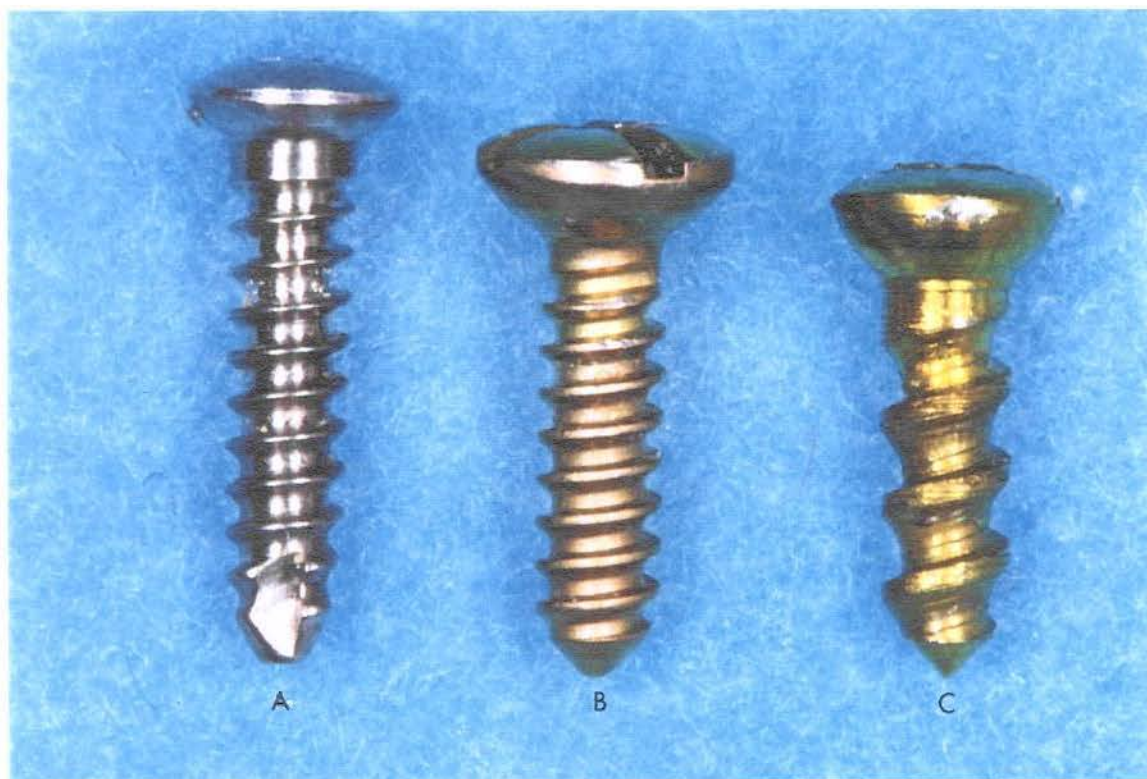


Figura 2. Parafusos de três marcas diferentes utilizados nos testes de tração (A: W. Lorenz; B: Synthes; C: Engimplan)

Os parafusos foram avaliados em um Projetor de Perfil¹ com aumento de 50 vezes e comparados em um Microscópio para Ferramentaria², com o objetivo de determinar os valores médios para o passo, diâmetro interno, diâmetro externo, diâmetro da cabeça e ângulo do escareador.

Foram utilizados 10 parafusos da W. Lorenz³, sistema de 1,5 mm com comprimento total de 7,0 mm. Eram do tipo auto-roscáveis e apresentavam ponta com flauta de corte, diâmetro externo com média de 1,46 mm e diâmetro interno médio de 1,02 mm. A haste apresentava um total de 8 espiras, com distância de passo variando entre 0,51 e 0,52 mm. Em relação ao encaixe para adaptação da chave, possuía uma configuração do tipo quadrada. A cabeça apresentava diâmetro médio de 2,48 mm e um ângulo do escareador em torno de 120°, compondo um parafuso de perfil baixo (**figura 3**).

¹ Projetor de perfil Hauser ® N° 2438, série 244, Switzerland.

² Microscópio para ferramentaria Carl Zeiss - Jena ®, N°14214, Switzerland.

³ Walter Lorenz Surgical®. Jacksonville, Florida.



Figura 3. Parafuso do Grupo W. Lorenz

Os 10 parafusos da Synthes⁴ apresentavam um comprimento total de 6,0 mm com um diâmetro externo médio de 1,46 mm e diâmetro interno com média de 1,06 mm. Os parafusos eram do tipo auto-roscáveis e sua ponta possuía formador de roscas. A haste apresentava passo de rosca com distância média de 0,50 mm, totalizando

⁴ Stratec Medical, Oberdohf - Switzerland.

8 espiras. A cabeça possuía encaixe com configuração do tipo cruciforme, diâmetro médio 2,99 mm e ângulo do escareador de 120° (**figura 4**).



Figura 4. Parafuso do Grupo Synthes

Os parafusos da Engimplan⁵ eram do tipo auto-roscáveis, com ponta do tipo formador de roscas, e apresentavam um diâmetro externo médio de 1,49 mm e diâmetro interno de 1,01 mm, totalizando 10 parafusos o grupo. O comprimento total era de 6 mm. A cabeça

⁵ Engimplan. Engenharia de Implante Indústria e Comércio Ltda. Rio Claro / SP.

apresentava encaixe com configuração do tipo fenda. Os parafusos apresentavam diâmetro da cabeça com média de 2,58 mm e ângulo do escareador de 135°.

Em função da falta de uniformidade entre cristas das roscas, não foi possível avaliarmos com precisão as medidas de passo para estes parafusos. Contudo, estes apresentavam um total de 4 espiras (**figura 5**).



Figura 5. Parafuso do Grupo Engimplan.

6.1.1. OBTENÇÃO DAS TÍBIAS

Para o presente estudo foram obtidas 30 tíbias de coelho, da raça Nova Zelândia.

Após sacrifício do animal, realizou-se tricotomia da tíbia, e na região correspondente ao longo eixo da face medial, uma incisão retilínea de aproximadamente 5 cm, foi realizada com lâmina nº 15⁶, montada em cabo de bisturi nº 3, tipo Barder-Parker. O tecido muscular subjacente foi separado através de divulsão roma, afastado e o periósteo exposto, incisado e descolado do osso (**figura 6**). De acordo com as recomendações de **Ko (1953)** e **Hazama (1956)**, as tíbias removidas foram congeladas a uma temperatura de -18°C , armazenadas até a confecção dos corpos de prova e realização dos testes de tração axial.

⁶ Beckton-Dickinson. Indústrias Cirúrgicas Ltda.

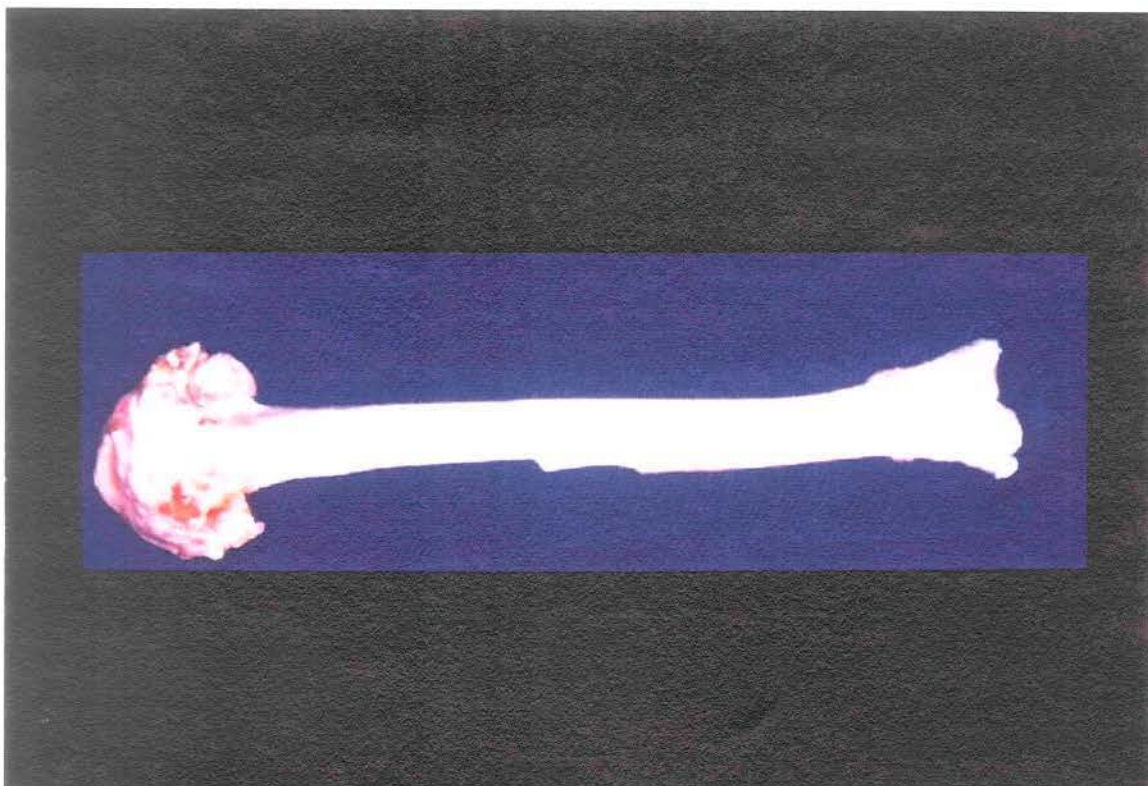


Figura 6. Aspecto da tíbia de coelho após obtenção.

6.2. MÉTODO

6.2.1. INCLUSÃO DAS TÍBIAS

As tíbias foram descongeladas por imersão em solução fisiológica 0,9%⁷ à temperatura ambiente, sendo que as etapas posteriores de confecção dos corpos-de-prova e

⁷ Solução de Cloreto de Sódio a 0,9% Sanobiol, Indústria Farmacêutica Ltda.

realização dos testes de tração foram realizadas no mesmo dia, a fim de se evitar alterações biomecânicas que pudessem afetar os resultados.

As tíbias foram seccionadas com discos de carborundum, montados em peça reta a uma velocidade de 20.000 rotações por minuto⁸, sob irrigação copiosa com solução fisiológica. As epífises proximais e distais foram removidas e a diáfise dividida em 4 fragmentos de 1 cm de comprimento (**figura 7**).

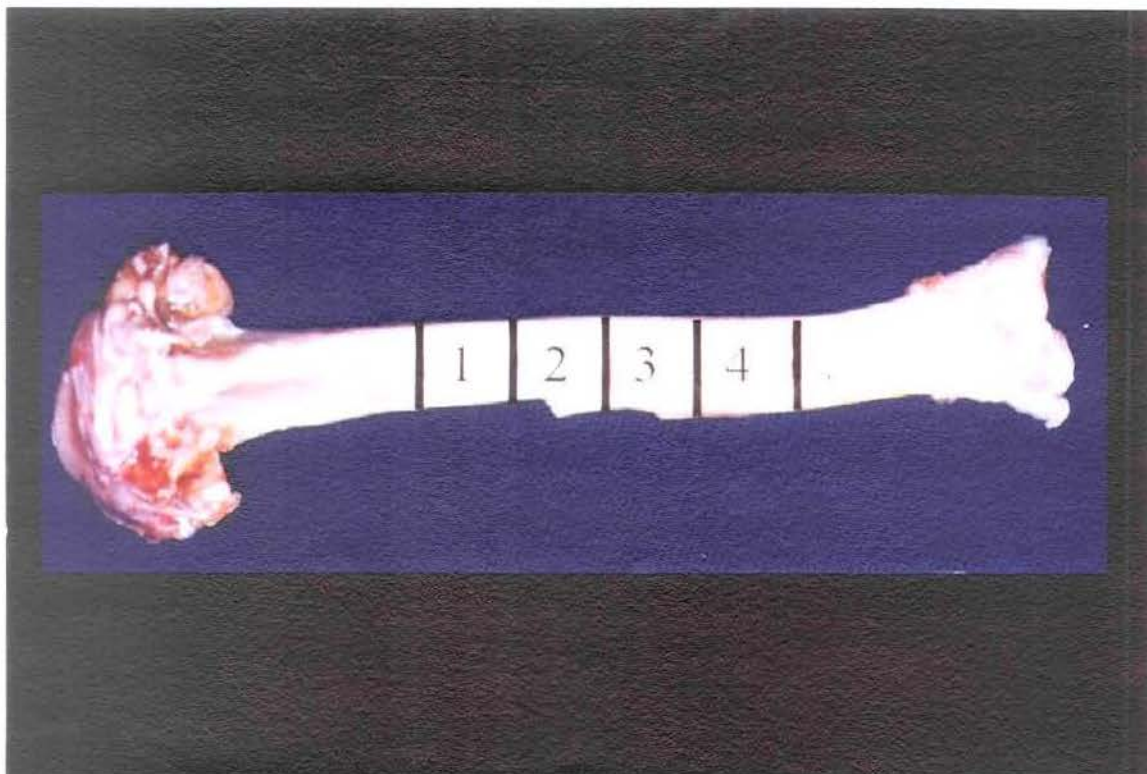


Figura 7. Divisão da tíbia em segmentos.

⁸ Motor BLM 600 VK Driller.

Foram utilizados 30 cilindros de PVC⁹ com 33 mm de diâmetro externo, 25 mm de diâmetro interno e 30 mm de altura. Todos os cilindros receberam perfurações em uma de suas extremidades, a uma distância de 10 mm da borda (**figura 8**), para permitir a transfixação de um pino metálico visando a adaptação do mordente superior da máquina de tração universal¹⁰.

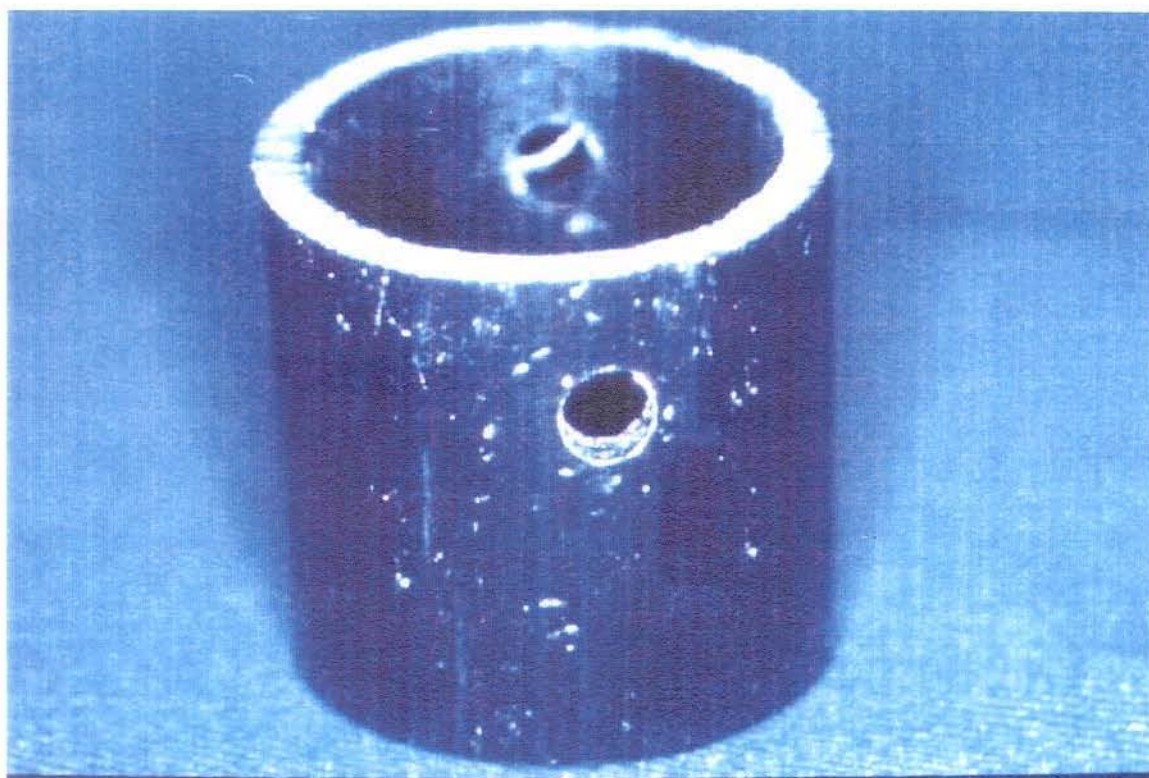


Figura 8. Cilindro de PVC após realização das perfurações.

⁹ Tubos e Conexões Tigre®, Brasil.

¹⁰ Otto Wolpert Werke, Alemanha.

Os fragmentos ósseos foram colocados sobre uma placa de vidro, previamente untada com vaselina¹¹, de forma que a superfície onde seria inserido o parafuso, permanecesse em contato com a placa.

Os cilindros de PVC, com as perfurações voltadas para cima, foram colocados sobre a placa, de forma que os fragmentos ósseos ficassem na região central dos mesmos. A resina acrílica¹² foi adicionada em incrementos, sem atingir a região perfurada do cilindro (**figura 9**).

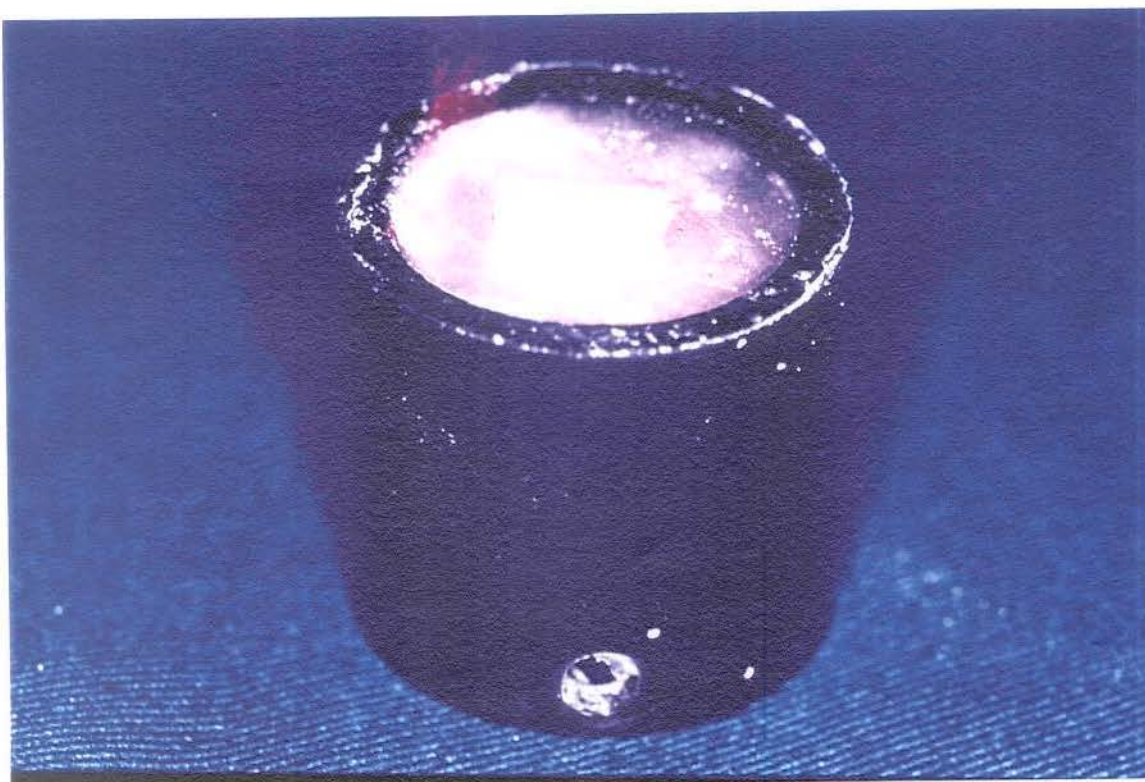


Figura 9. Corpo-de-prova após inclusão da tíbia.

¹¹ Vaselina Neve. Sidepal Ind. e Com. Ltda.

¹² Clássico Artigos Odontológicos Ltda.

Após polimerização, os cilindros contendo os fragmentos foram avaliados, e as superfícies ósseas expostas para futura inserção dos parafusos. Todos os excessos de resina que permaneceram sobre as mesmas foram removidos com espátula do tipo Lecron.

6.2.2. PREPARAÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Os fragmentos ósseos foram perfurados de maneira monocortical para inserção dos parafusos. As perfurações do grupo W. Lorenz foram realizadas com broca de 1,1 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento, específica do sistema, montada em peça reta de baixa rotação e sob irrigação constante com soro fisiológico 0,9% estéril¹³.

As perfurações dos grupos Synthes e Engimplan foram realizadas com brocas de 1,1 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento, correspondentes a seus respectivos fabricantes.

¹³ Solução de Cloreto de Sódio a 0,9% Sanobiol

Os parafusos foram inseridos de maneira monocortical nos fragmentos ósseos, e introduzidos até a região de escape, deixando a cabeça exposta para posterior adaptação do dispositivo para tração (**figura 10**).

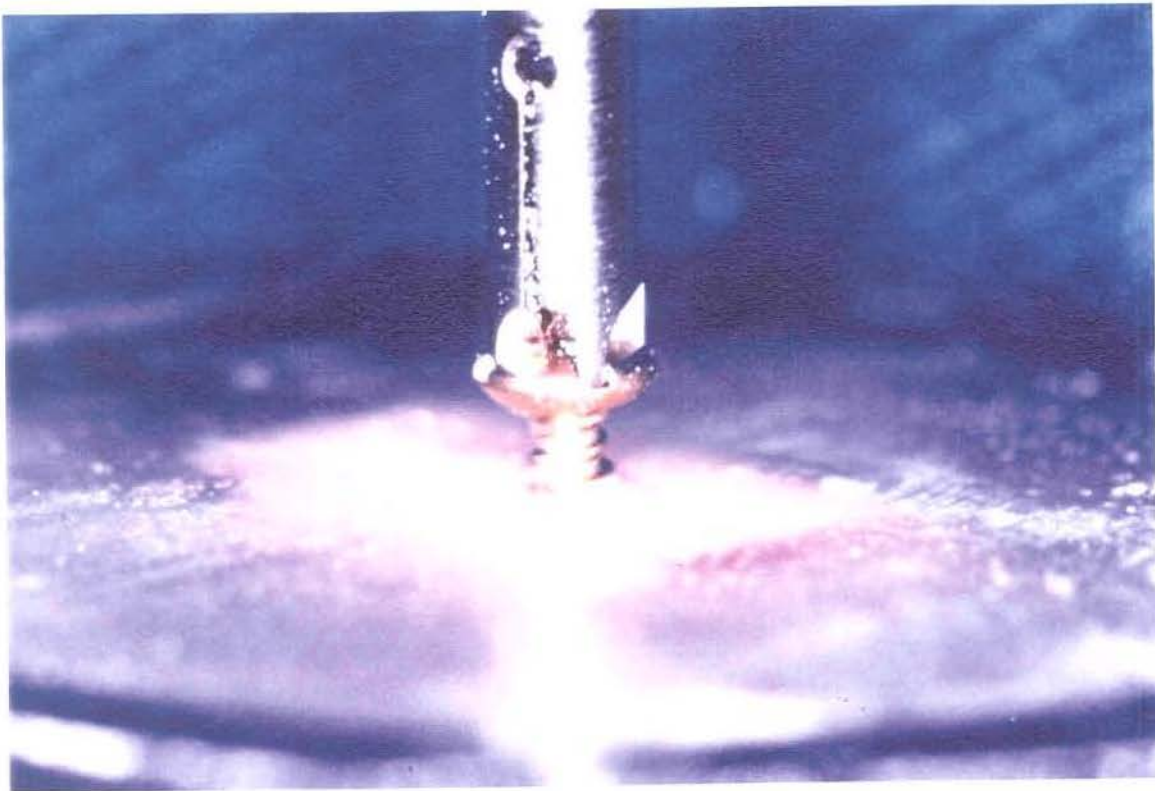


Figura 10. Introdução do parafuso à tíbia.

6.2.3. DISPOSITIVO DE TRAÇÃO

Um dispositivo em aço prata não temperado (5/16 polegadas) foi confeccionado para permitir a adaptação do mordente inferior da máquina de tração. O comprimento total deste era de 60 mm, com diâmetro externo de 4 mm. Apresentava em uma das extremidades uma perfuração de 3,0 mm de diâmetro, com abertura de 1,8 mm, a fim de permitir um encaixe da cabeça do parafuso (**figura 11**).

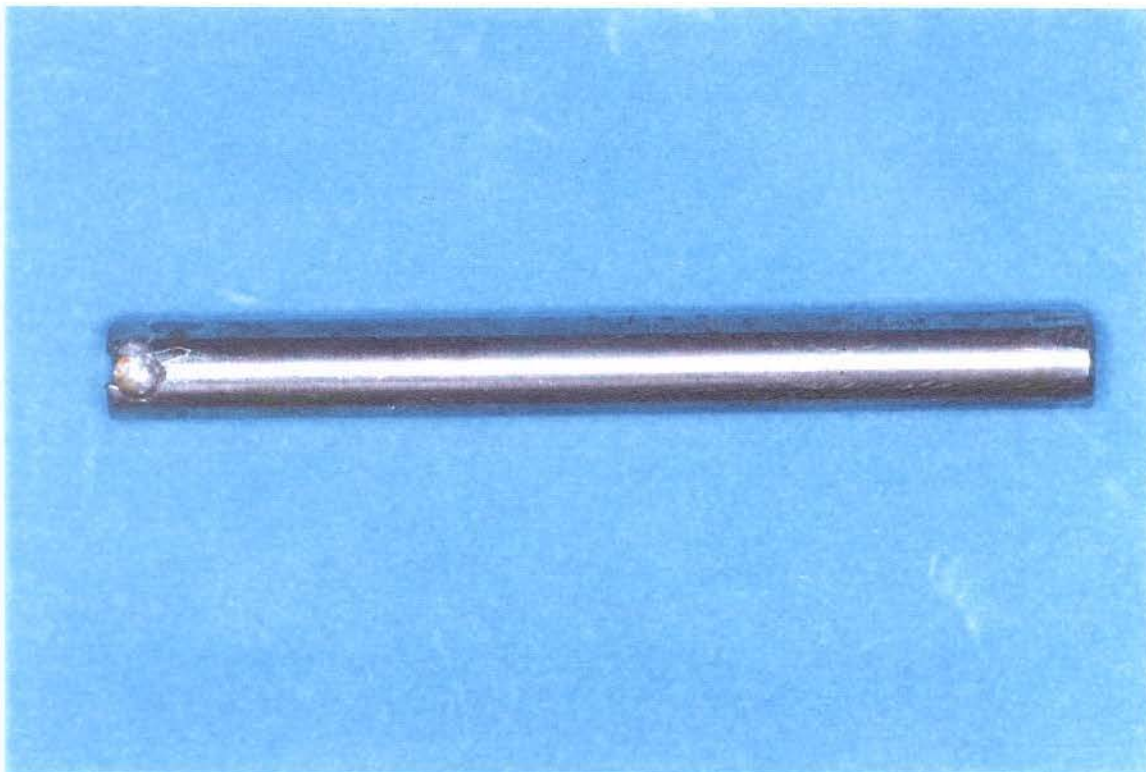


Figura 11. Dispositivo utilizado para tração.

6.2.4. TESTES DE TRAÇÃO

Os corpos-de-prova foram adaptados, em posição vertical, ao mordente superior através de um pino metálico transfixado nos orifícios realizados a 10 mm da extremidade dos corpos-de-prova. O dispositivo de tração foi adaptado ao mordente inferior da máquina, e encaixado à cabeça do parafuso (**figuras 12 e 13**).

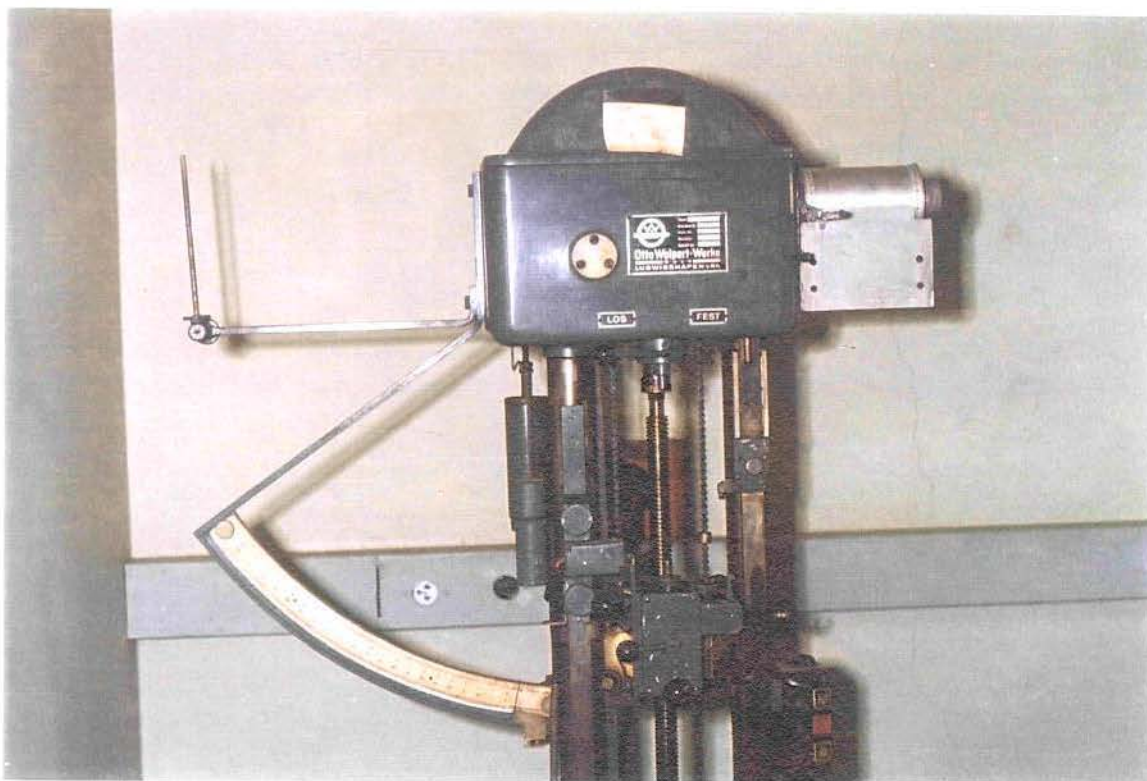


Figura 12. Máquina de tração.

Todos os corpos-de-prova foram submetidos a testes de remoção por tração a uma velocidade de 6 mm/min.

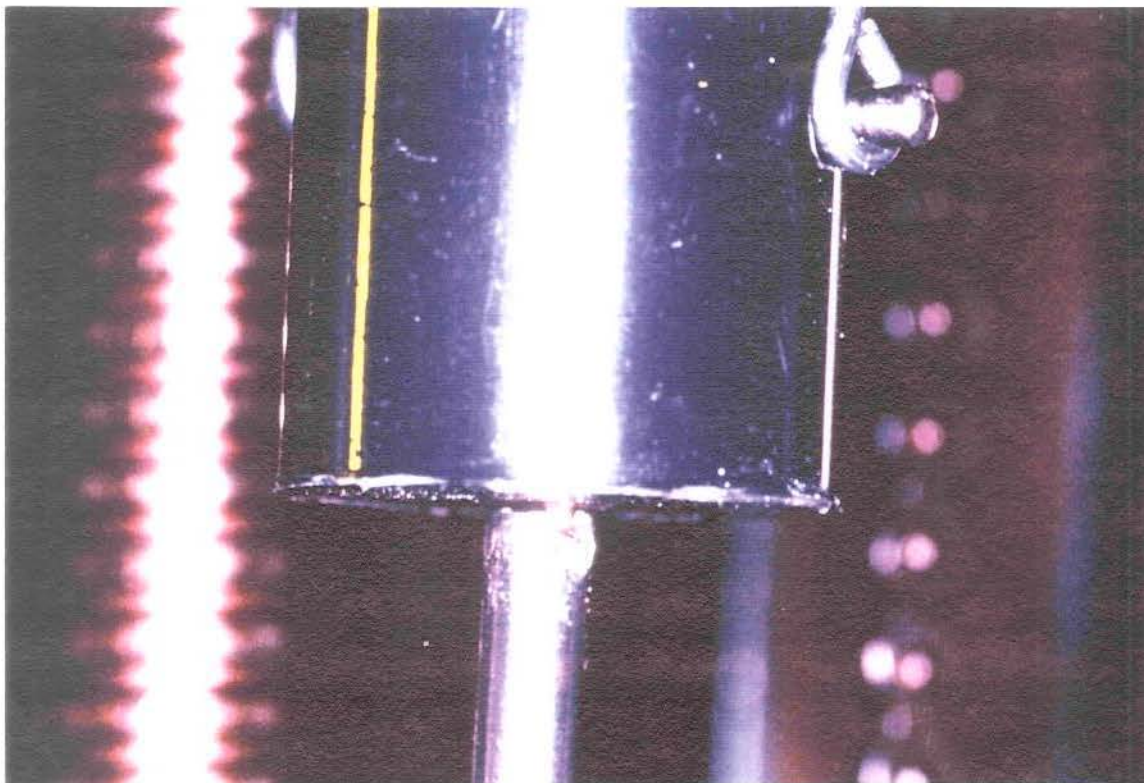


Figura 13. Realização do teste de tração.

Os resultados foram registrados quando da perda de retenção do parafuso, independente deste ser totalmente removido do osso. Os dados obtidos em kgf foram posteriormente divididos pela área de secção transversal dos

corpos de prova, encontrando-se os valores de força em kgf/cm^2 .

6.2.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada pelo método não paramétrico de Kruskal-Wallis, ao nível de 5% de probabilidade, em prova bilateral.¹⁴

¹⁴ Pacote estatístico stata® Computing Resource Center Santa Monica, CA.

RESULTADOS

7. RESULTADOS

Os valores de resistência à remoção, por tração axial, obtidos nos testes mecânicos de acordo com seu grupo são apresentados nas tabelas 1, 2 e 3.

Tabela 1. Valores de resistência à tração do grupo W. Lorenz.

PARAFUSOS	kg/cm ²
1	0,94
2	0,82
3	0,88
4	0,87
5	0,68
6	0,91
7	0,90
8	0,92
9	0,82
10	0,91

Tabela 2. Valores de resistência à tração do grupo Engimplan.

PARAFUSOS	kg/cm²
1	0,93
2	0,69
3	0,73
4	0,83
5	0,73
6	0,63
7	0,88
8	0,61
9	0,62
10	0,62

Tabela 3. Valores de resistência à tração do grupo Synthes.

PARAFUSOS	kg/cm ²
1	0,74
2	0,82
3	0,87
4	0,75
5	0,90
6	0,70
7	0,92
8	0,87
9	0,94
10	0,74

Através do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, a comparação dos grupos experimentais mostrou resultado significativo ao nível de 5% ($H = 6,7$; $\alpha = 0,0346$).

Os valores exploratórios foram determinados pelas medianas, onde o grupo W. Lorenz apresentou os maiores valores de tração, seguido pelos grupos Synthes e

Engimplan, respectivamente em ordem decrescente de força **(Tabela 4 e Figura 14)**.

Foi utilizado o teste de comparações múltiplas para determinação das diferenças existentes entre os grupos **(CAMPOS, 1983)**. Na interpretação deste, a existência de letras diferentes implica em diferença estatisticamente significativa, e vice-versa.

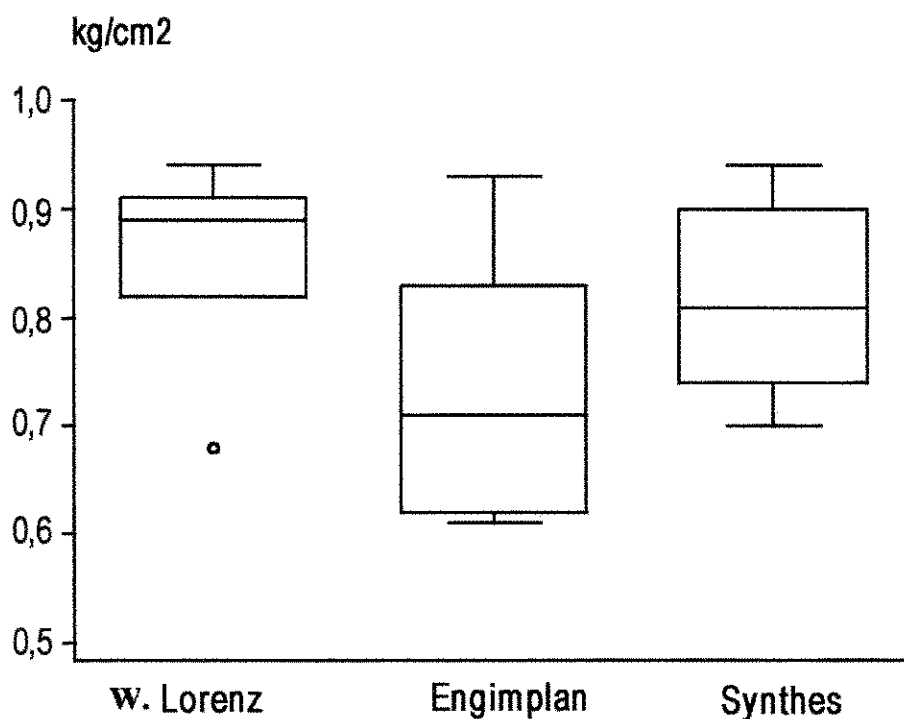


Figura 14- Gráfico dos resultados segundo grupos experimentais.

Tabela 4 - Valores exploratórios (mediana), somas das ordens e dos resultados obtidos para o teste de comparações múltiplas, segundo os grupos experimentais.

Grupos	Mediana	Soma das Ordens
Engimplan	0,71	99,5 ^a
Synthes	0,81	165,5 ^{ab}
W. Lorenz	0,89	200,0 ^b

- dms para a soma das ordens: 92,26

Durante a inserção dos parafusos do grupo Engimplan, em função da adaptação inadequada, notou-se movimentos excêntricos dos parafusos à medida que estes avançavam no interior do fragmentos ósseos. A presença de fraturas da cortical óssea pôde ser observada em alguns dos parafusos dos grupos Engimplan e Synthes, em função da presença de ponta formadora de rosca.

Durante as mensurações realizadas através de Projetor de Perfil e comparação em Microscópio para Ferramentaria, encontramos para o grupo W. Lorenz valores médios de 1,46mm para o diâmetro externo, diâmetro interno de

1,02mm. A haste apresentava 8 espiras nestes parafusos, e uma distância média para o passo em torno de 0,51 mm. O diâmetro médio da cabeça foi de 2,48 mm e um ângulo do escareador de 120°.

Os valores do diâmetro externo do grupo Synthes foi de 1,46 mm e um diâmetro interno de 1,06 mm. A distância do passo foi de 0,50 mm e um total de 8 espiras . A cabeça apresentou diâmetro de 2,99 mm e um ângulo do escareador de 120°.

Os parafusos do grupo Engimplan apresentaram valores médios para o diâmetro externo de 1,49 mm e um diâmetro interno de 1,01 mm. O diâmetro da cabeça apresentava média de 2,58 mm e o ângulo do escareador era de 135°. A apresentação dos valores para a distância do passo não foi determinada em função da falta de uniformidade das medidas absolutas encontradas. No entanto, os parafusos deste grupo apresentaram um total de 4 espiras.

DISCUSSÃO

8. DISCUSSÃO

A escolha de um sistema de fixação interna rígida para o esqueleto facial é de difícil realização, em função da grande variedade de sistemas disponíveis comercialmente, que diferem não somente no material, mas na geometria, dimensão, assim como na técnica de inserção (**SCHATZKER et al., 1975**). O custo e a distribuição destes sistemas também são fatores que limitam a utilização destes dispositivos.

Em nosso trabalho todos os parafusos utilizados foram do tipo auto-roscáveis, optamos por estes em função da pequena espessura do osso por nós estudado. Uma maior eficácia dos parafusos auto-roscáveis é esperada quando os mesmos são inseridos em ossos do terço médio da face, ou seja, com espessuras variando entre 1,0 e 2,0 mm, onde a realização de macheamento previamente à inserção dos parafusos poderia afetar adversamente o desempenho dos mesmos (**DROMMER, 1986; BÄHR, 1989; FOLEY et al.,**

1989; PHILLIPS & RAHN,1989, BÄHR,1990, BÄHR & LESSING, 1992).

Todos os parafusos utilizados neste trabalho foram inseridos de maneira monocortical, em ossos obtidos de tíbias de coelho que, em função da sua menor espessura, 1,0 a 2,0 mm, assemelham-se àqueles encontrados no terço médio da face. Os segmentos ósseos foram armazenados à temperatura de -18°C até a realização dos testes. De acordo com os trabalhos de **KO (1953)** e **HAZAMA (1956)**, o armazenamento de osso não vital em baixas temperaturas não provocou alterações nas propriedades físicas deste, mesmo quando armazenado durante meses. Da mesma forma, **EVANS (1973)** afirma que os resultados de experimentos com osso não vital, especialmente quando este permanecer em condições úmidas, podem ser utilizados para avaliação de suas propriedades biomecânicas.

A força de retenção de um parafuso representa a força de tração necessária para remoção do mesmo do interior do osso. Não se constitui uma propriedade mecânica do

parafuso em si, mas está diretamente relacionada com a capacidade do osso em suportar as forças de cisalhamento **(HUGHES & JORDAN, 1972)**.

Vários fatores estão implicados na retenção dos parafusos. Estudos *in vitro* têm demonstrado que a espessura da cortical óssea e o diâmetro externo dos parafusos são os principais fatores envolvidos na retenção **(ANSELL & SCALES, 1968; KORANYI et al., 1970; MALONE et al., 1977)**.

Os testes de tração mensuram a força de retenção de um parafuso em relação a uma força de tração aplicada em seu longo eixo. Constitui um método acurado e reprodutível, capaz de mensurar a força máxima de retenção de um parafuso **(GANTOUS & PHILLIPS, 1994)**.

Este trabalho avaliou a resistência à remoção através da aplicação de testes de tração, onde encontramos diferença estatísticas quando comparamos o grupo W. Lorenz com o grupo Engimplan. No entanto, o grupo Synthes não apresentou diferenças estatísticas quando comparado aos

demais. **SILVA (1998)** utilizou testes de tração para estudar a resistência à remoção, por tração, de três marcas de parafusos de 2,0 mm de diâmetro e encontrou diferenças estatísticas entre os mesmos, sendo que os parafusos utilizados por este autor eram do tipo pré-macheados e foram inseridos de maneira bicortical em tíbias de coelho.

A seleção do tamanho apropriado de um parafuso de fixação interna rígida deve estar baseada em considerações anatômicas e funcionais peculiares a cada caso. Embora os parafusos sejam semelhantes em aparência, existem diferenças significantes entre os diversos tipos. De fato, algumas formas são extremamente inferiores quando testadas biomecanicamente (**YOU et al., 1994**).

BETCHOL, em **1959**, determinou a forma ideal das roscas dos parafusos auto-roscáveis. Para este autor, deveriam estar presentes várias roscas cortantes, evitando assim microfraturas ósseas. A ponta do parafuso deveria apresentar flautas de corte longas, assim como sulcos longitudinais dentro da haste, evitando o preenchimento das

flautas por debris ósseos, o que aumentaria a possibilidade de fraturas.

Neste estudo, os grupos Synthes e Engimplan apresentavam parafusos com ponta do tipo formadora de roscas, o que levou à observação da presença de fraturas na cortical óssea, podendo explicar os menores valores numéricos de resistência à tração dos mesmos quando comparados aos parafusos do grupo W. Lorenz, que apresentavam ponta com flautas de corte. Confirmando assim os achados de **KUHN et al. (1995)**, que avaliando a deformação óssea de parafusos auto-roscáveis com pontas do tipo formadoras de roscas e com flautas de corte, inseridos em osso com espessura semelhante ao terço médio da face, encontraram presença de microfraturas na utilização de parafusos com pontas do tipo formadoras de roscas.

Para **KORANYI et al. (1970)** os parafusos auto-roscáveis com flautas de corte podem apresentar uma menor força de retenção quando estas estiverem em contato

com a cortical óssea. **PHILLIPS & RAHN**, em **1989**, afirmaram que para minimizar este problema os parafusos deveriam ser inseridos, de forma que sua ponta extruísse do osso, mantendo contato somente com a porção da haste provida de roscas. Afirmam ainda que este problema não está presente nas fixações realizadas no terço médio da face, uma vez que os parafusos podem protruir seguramente no interior do seio maxilar e da cavidade nasal.

Em nosso trabalho, todos os parafusos foram inseridos de maneira monocortical, de forma que a região apresentando flauta de corte, permanecesse em contato somente com a porção medular do osso.

YOU et al., em **1994**, analisaram as propriedades biomecânicas de 13 tipos de parafusos de pequeno diâmetro, utilizados em fixação interna rígida. O diâmetro externo dos parafusos variava entre 0,8 mm e 2,0 mm, e todos eram auto-roscáveis. Todos os parafusos testados em espessuras ósseas de 1,0 e 2,0 mm possuíam comprimento de 6,0 e 7,0 mm. Foram inseridos em fragmentos ósseos obtidos de

fêmur bovino, armazenados em solução fisiológica e congelados até a realização dos testes. Testes de expulsão, torque de inserção e torque máximo foram realizados. Tanto os menores quanto os maiores valores de resistência à expulsão foram alcançados por parafusos de 2,0 mm de diâmetro. A análise estatística confirmou a relação inversa entre força de retenção e as dimensões da haste e do passo, quando da utilização de parafusos de 2,0 mm em espessuras ósseas de 1,0 e 2,0 mm. Entre os parafusos de 1,5 mm e menores diâmetros, a região de escape variava de 0 a 0,77 mm, e o passo entre 0,32 e 0,61 mm. Os autores concluíram que as variações entre região de escape e comprimento de passo não afetam acentuadamente a força de retenção dos parafusos de menores diâmetro, 0,8 a 1,5 mm, quando os mesmos são utilizados em espessuras ósseas semelhantes àsquelas encontradas no terço médio da face **(YOU et al. 1994)**.

Em nosso trabalho, para a realização dos testes de tração todos os parafusos foram inseridos sem que a região

de escape estivesse no interior do osso. Desta forma, possibilitando o encaixe do dispositivo de tração à cabeça do parafuso.

Embora o trabalho de **YOU et al. (1994)** tenha demonstrado pouca interferência do comprimento do passo na força de retenção dos parafusos de 1,5 mm de diâmetro, quando testamos o grupo Engimplan alguns parafusos se desprenderam por completo do tecido ósseo ao alcançar seus valores máximos de resistência à tração, situação que não foi observada para os grupos Synthes e W. Lorenz. Os parafusos do grupo Engimplan apresentavam apenas 4 roscas e, conseqüentemente, um maior passo, o que poderia explicar a diferença numérica dos valores de resistência encontrada neste grupo e, desta forma, ter afetado negativamente seu desempenho quando comparado aos grupos W. Lorenz e Synthes, que possuíam um total de 8 roscas, fazendo com que um maior contato entre a superfície do parafuso e a cortical estivesse presente. De acordo com os estudos de **DIEHL et al. (1974)** os parafusos com menor passo de rosca

apresentam maior força de retenção em função do maior contato entre rosca e osso, e para uma ancoragem adequada deveriam apresentar pelo menos duas roscas em contato com a cortical óssea.

A forma do encaixe parece afetar a eficiência dos parafusos, embora outros fatores relevantes como resistência, em função da forma e diâmetro, e as propriedades do material com que este é fabricado, também possam estar envolvidos. Certas formas de encaixe têm apresentado uma média significativamente alta de deformação, especialmente em maiores espessuras ósseas **(YOU et al., 1994)**.

Existem controvérsias a respeito do tipo de encaixe mais efetivo para utilização em fixação interna rígida. **NUNAMAKER & PERREN**, em **1976**, avaliaram parafusos ortopédicos de 2,3 mm e 2,7 mm, e demonstraram que 50% das cabeças com encaixes do tipo Phillips falharam em alcançar compressão axial máxima, o que não ocorreu com a utilização de encaixes do tipo hexagonal.

PHILLIPS & RAHN, em **1989**, demonstraram que em parafusos de 2,0 mm de diâmetro, encaixes do tipo hexagonal deformaram antes da fratura na interface osso-parafuso.

YOU et al., em **1994**, encontraram falhas com a utilização de parafusos com encaixe do tipo hexagonal, mesmo quando estes foram inseridos em espessuras ósseas de 2,0 mm. Neste estudo nenhuma cabeça com encaixe do tipo Phillips e cruciforme falhou.

Em nosso estudo nenhum dos encaixes utilizados sofreu deformação. Os encaixes dos parafusos do grupos W. Lorenz e Synthes permitiram a inserção dos mesmos sem alteração em seu alinhamento, fato não observado durante a utilização dos parafusos do grupo Engimplan, que em função da adaptação inadequada entre a chave e o encaixe, sofreram alterações em seu alinhamento, podendo ser fator coadjuvante dos menores valores encontrados para este grupo. O alinhamento incorreto do parafuso durante sua inserção promove um contato inadequado das roscas com o

osso, resultando em uma menor retenção do mesmo **(TUCKER & OCHS, 1991)**.

Em nosso trabalho, durante o registro dos valores de força para cada grupo experimental, os dados obtidos em kgf foram transformados em kgf/cm², mediante a divisão dos valores pela área de secção transversal dos corpos de prova. Entendemos que a divisão dos valores pela área de secção do parafuso, embora constituísse a maneira mais adequada de apresentação destes dados, poderia ser de difícil realização em função da falta de uniformidade entre as medidas do diâmetro externo dos parafusos, constatada pela avaliação dos mesmos através de um projetor de perfil e comparação num microscópio para ferramentaria. Este tipo de registro, no entanto, não altera os resultados estatísticos por nós encontrados.

A eficiência dos dispositivos empregados em fixação interna rígida é bastante influenciada pela forma dos mesmos. Os sistemas importados têm apresentado uma maior padronização e qualidade dos dispositivos, desta

maneira apresentando-se superiores quando comparados aos nacionais. A determinação dos fatores implicados nesta maior eficiência é uma forma de melhorar a qualidade destes sistemas.

CONCLUSÃO

9. CONCLUSÃO

Dentro das condições experimentais deste trabalho e com base nos resultados obtidos, pôde-se concluir que:

1. Os valores de resistência à remoção, por tração, foram estatisticamente significantes, quando comparados o grupo W. Lorenz ao grupo Engimplan.

2. O grupo Synthes não apresentou diferenças estatisticamente significantes, quando comparado aos grupos W. Lorenz e Engimplan.

3. Os parafusos do grupo W. Lorenz apresentaram os maiores valores de resistência à remoção, por tração, enquanto o grupo Engimplan apresentou os menores valores.

SUMMARY

10.SUMMARY

This study evaluated the uniaxial pull-out strength of three different systems of 1.5 mm monocortical screws inserted into rabbit tibias. Thirty titanium screws of three groups (Group W. Lorenz, Synthes and Engimplan) were tested. The screws were inserted into 30 tibias of New Zealand Breed rabbits, ranging 2.0 mm thick. The bone was stored in a 0.9% saline solution and refrigerated at the temperature of -18°C until all tests were completed. The proximal and distal epiphysis were removed and each tibia were cut into 1.0 cm sections with a carborundum disk under low speed. The sections were fixed with chemically activated acrylate resin in a PVC cylinders. Holes were drilled in the fixed bone fragments and 1.5 mm screws were inserted remaining the run-out portion uncovered. The test bodies were secured in a custom-made retention jig and subjected to the uniaxial pull-out tests by the universal rehearsal machine at speed of 6 mm/minute. The results

obtained in a kilogram - force (kgf) and were analyzed through a bilateral test, the Kruskal - Wallis' test, at a 5% level of probability. The results indicated significant differences between Group W. Lorenz and Group Engimplan. The largest force was related to the Group Lorenz screws while the smallest to the group Engimplan screws.

Key Words: Titanium screws; Resistance of materials, Tibias; Rabbit as laboratory animal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. Anderson T , Alpert B: Experience with rigid fixation of mandibular fractures and immediate function. J Oral Maxillofac Surg 50: 555, 1992
2. Ansell RH, Scales JT: A study of some factors wich affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. J Biomech 1:279, 1968
3. Ayliffe PR, Banks P, Martin IC: Stability of the Le Fort I osteotomy in patients with cleft lip and palate. Int J Oral Maxillofac Surg 24: 201, 1995
4. Bagby GW, Jones JM: The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. Am J Surg 95: 761, 1958
5. Bähr W: The effects of pre-tapping on the miniscrew-bone interface in the midface. J Maxillofac Surg 17: 337, 1989
6. Bähr W ; Prettaped and self-tapping screws in the human midface : Torque measuments and bone screw interface. Int J Oral Maxillofac Surg 19 : 51, 1990

* De acordo com as normas recomendadas pelo J Oral Maxillofac Surg, 1998.

7. Bähr W: Comparison of torque measurements between cortical screws and emergency replacement screws in the cadaver mandible. J Oral Maxillofac Surg 50: 46,1992
8. Bähr W: Discussion: Analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws. J Oral Maxillofac Surg 52: 487, 1994
9. 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 50: 1289, 1992
10. Betchol CO: Internal fixation with plates and screws. In: Metal and Engineering in bone and joint surgery. Baltimore. Williams , Wilkins, 1959, p.162
11. Boyle LJM, Frost DE, Foley MWL, et al : Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and emergency screws. J Oral Maxillofac Surg 51 : 45, 1993

12. Brons R, Boering G: Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: a preliminary report. *J Oral Surg* 28: 407, 1970
13. Campos H: Estatística experimental não-paramétrica (3 ed). Piracicaba, editora da ESALQ/USP, 1983.
14. Cawood JL. Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg* 23: 77, 1985
15. Champy M, Loddé JP, Jaeger JH et al.: Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg* 6: 14, 1978
16. Danis R: Theorie et pratique de l'ostéosynthèses. Paris: Libraries de L'Academie de Medicine, 1949. *Apud* Ellis E: Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 51: 163, 1993

17. Diehl K, Hanser, Hort W et al: Biomechanische untersuchungen über die maximalen vorspannkkräfte der knochenschrauben in verschiedenen knochenadschnitten. Arch orthop. Unfall-Chir. 80:89, 1974.
Apud Prein J, Assael LA, Klotch TM, et al.: Manual of internal fixation of the craniofacial skeleton. New York, NY, Springer, 1998
18. Dodson TB, Perrot DH, Kaban LB et al.: Fixation of mandibular fractures: A comparative analysis of rigid internal fixation and standard fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg 48: 361, 1990
19. Drommer RB: Torque measurements of the mechanical load capacity of thin bony structures of the visceral cranium. J Maxillofac Surg 14: 128, 1986
20. Ellis E: The internal fixation of fractures: Historical Perspectives. In: Tucker MR et al.: Rigid Fixation for Maxillofacial Surgery. Philadelphia, Lippincott, 1991
21. Ellis E: Rigid skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg 51: 163, 1993

22. Eppley BL, Sadove AM: Application of microfixation techniques in reconstructive maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 49 : 683, 1991
23. Evans FG: Mechanical properties of bone. Chicago, IL, Thomas 1973,p 42. *Apud* You Z, Bell WH, Schneiderman ED, et al.: Biomechanical properties of small bone screws. *J Oral Maxillofac Surg* 52 : 1293, 1994
24. Ewers R: Periorbitale knochenstrukturen und ihre bedeutung für die osteosynthese. *Fortschr Kiefer-u Gesichtschir* 22:45, 1977. *Apud* Schilli W, Niederdellmann: In *Oral and maxillofacial traumatology*. Chicago, Illinois, Quintessence Books p177, 1986
25. Farole A, Diecidue RJ: Microscrew and microplate systems for select osteotomies in orthognathic surgery. *Oral Surg* 75: 276, 1993
26. Foley WL, Frost DE, Paulin WBJR et al.: Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 47:277, 1989

27. Foley WL, Frost DE, Tucker MR: The effect of repetitive screw hole use on retentive strength of prettaped and self-tapped screws. *J Oral Maxillofac Surg* 48 : 264, 1990
28. Frost DE, Koutinik AW: Alternative stabilization of the maxilla during simultaneous jaw-mobilization procedures. *Oral Surg* 56: 125, 1983
29. Gantous A, Phillips JH: The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg* 95: 1165, 1995
30. Hansmann A: A new method of fixation of fragments in complicated fractures. *Verh Dtsch Ges Chir* 15: 134, 1886. *Apud* Ellis E: Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 51: 163, 1993
31. Haug RH: Effect of screw number on reconstruction plating. *Oral Surg* 75: 664, 1993
32. Haug RH, Adams JM , Jordan RB: Comparison of the morbidity associated with maxillary fractures treated by maxillomandibular and rigid internal fixation. *Oral Surg* 80: 629, 1995

33. Hayter JP, Cawood JI: The functional case for miniplates in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 22: 91, 1993
34. Hazama H: Study on the torsional strength of the compact substance of human being. *J Kyoto Pref Med Univ* 60: 167, 1956
35. Heidemann W, et al. Comparison of torque measurements and pullout analysis of self-tapping screws and drill-free screws (DFS). Tuttlingen: KLS Martin, ?. (catálogo)
36. Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, et al.: Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg* 26: 50, 1998
37. Hughes NA, Jordan BA: The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. *Injury* 4:25, 1972
38. Jensen J, Sindet-Pedersen S, Christensen L: Rigid fixation in reconstruction of craniofacial fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 50: 550, 1992

39. Jeter TS, Van sickels JE, Dolwick MF: Modified techniques for internal fixation of sagittal ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 42: 270, 1984
40. Jones JK, Van Sickels: Rigid fixation: A review of concepts and treatment of fractures. *Oral Surg* 65: 13, 1988
41. Kendell BD, Fonseca RJ, Lee M: Post-operative nutritional supplementation for the orthognatic surgery patient. *J Oral Maxillofac Surg* 40:205, 1982
42. Ko R: The tension test upon the compact substance of the long bones of human extremities. *J Kyoto Pref Med Uni J Biomech* 53: 503, 1953
43. Koranyi E, Bowman CE, Knecht CD, et al: Holding power of orthopedic screws in bone. *Clin Orthop* 72: 283, 1970
44. Kuhn A, McIff T, Cordey J, et al: Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. *Injury* 26, suppl:s-a12, 1995

45. Lambotte A: Technique and indications for buried prostheses in the treatment of fractures. *Presse Med* 17:321, 1909. *Apud* Ellis E: Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 51: 163, 1993
46. Law JH, Rotskoff KS, Smith RJ: Stability following combined maxillary and mandibular osteotomies treated with rigid internal fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 47:128, 1989
47. Lizuka 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* 21: 65, 1992
48. Luhr HG: Zur stabilen ostéosynthèse bei unterkieferfrakturen. *Dtsch zahnarztl Z* 23: 754, 1968. *Apud* Ellis E: The internal fixation of fractures: Historical Perspectives. In: Tucker MR, Terry BC, White RP et al. : *Rigid Fixation for Maxillofacial Surgery*. Philadelphia, Lippincott, 1991

49. Luhr HG: Indications for use of a microsystem for internal fixation in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 1: 35, 1990
50. Major G: Kirschner traction in treatment of maxillary fractures. *JAMA* 110: 1252, 1938. *Apud* Ellis E: Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 51: 163, 1993
51. Malone CB, Heiple KG, Burstein AH: Bone strength before and after removal of unthreaded and threaded pin and screws. *Clin Orthop* 123: 259, 1977
52. Michelet FX, Deymes J, Dessces B: Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillofacial surgery. *J Maxillofac Surg* 1: 79, 1973
53. Munro I R: Rigid fixation of facial osteotomies. *Clin Plast Surg* 16: 665, 1989
54. Nunamaker DM, Perren SM: Force measurements in screw fixation. *J Biomech* 9: 669, 1976

55. Ochs MW, Tucker MR: Currents concepts in management of facial trauma. J Oral Maxillofac Surg 51 (suppl 1): 42, 1993
56. Paulus GW, Steinhauser EW: A comparative study of wire osteosynthesis versus bone screws in the treatment of mandibular prognatism. Oral Surg 54 : 2, 1982
57. Phillips JH, Rahn BA : Comparison of compression and torque measurements of self-tapping na prettaped screws. Plast Reconstr Surg 83:447, 1989
58. Prein J, Assael LA, Klotch TM, et al.: Manual of internal fixation of the craniofacial skeleton. New York, NY, Springer, 1998
59. Prein J, Hammer B: Stable internal fixation of midfacial fractures. Facial Plast Surg 5: 221, 1988
60. Roberts WR: The case for mandibular plating. Br J Oral Surg 1: 200, 1964
61. Schatzker J, Sanderson R, Murnaghan JP: The holding power of orthopedic screws *in vivo*. Clin Orthop 108: 115, 1975

62. Schilli W: Compression osteosynthesis. *J Oral Surg* 35: 802, 1977
63. Sherman WO: vanadium steel plates and screws. *Surg Gynecol Obstet* 24: 629, 1912. *Apud* Ellis E: Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 51: 163, 1993
64. Silva CJ: Avaliação da resistência à remoção, por tração axial, de parafusos de titânio, de 2 mm de diâmetro, inseridos de maneira bicortical, em tíbias de coelhos. Piracicaba, 1998. [Tese (doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp]
65. Snell JA, Dott WA: Internal fixation of certain fractures of mandible by bone plating. *Plast Reconstr Surg* 43: 281, 1969
66. Söderholm A, Rahn BA, Skutnabb K, Lindqvist C: Fixation with reconstruction plates under critical conditions: The role of screw characteristics. *Int J Oral Maxillofac Surg* 25: 469, 1996

67. Spiessl B: Erfahrungen mit dem AO besteck bei kieferbehandlungen. Schweiz Mschr Zahnheilk 79: 112, 1969. *Apud* Ellis E: Rigid skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg 51: 163, 1993
68. Spiessl B: New concepts in maxillofacial bone surgery. New York, Springer-Verlag, chapter 1, 1976
69. Steinhäuser EW: Bone screws and plates in orthognathic surgery. Int J Oral Surg 11: 209, 1982
70. Suuronen R: Biodegradable fracture-fixation devices in maxillofacial surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 22: 50, 1993
71. Tucker MR, Ochs MW: Basics concepts of rigid internal fixation: Mechanical considerations and instrumentation. In: Tucker MR, Terry BC, White RP et al: Rigid Fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia, J.B. Lippincot, 1991.
72. Uthoff HK: Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. J Bone Joint Surg 55b: 633, 1973

73. Van Sickels JE, Flanary CM: Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 43: 338, 1985
74. Van Sickels JE, Richardson DA: Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *Br J Oral Surg* 34: 279, 1996
75. Williams JG , Cawood JI: Effect of intermaxillary fixation on pulmonary function. *Int J Oral Maxillofac Surg* 19: 76, 1990
76. Wilson GW, Iovino WM: Severe facial trauma after orthognathic surgery with rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 47: 640, 1989
77. You Z, Bell WH, Schneiderman ED, et al.: Biomechanical properties of small bone screws. *J Oral Maxillofac Surg* 52 : 1293, 1994