

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

***CLÁUDIA JORDÃO SILVA***

Cirurgiã - Dentista

**RESISTÊNCIA INICIAL À REMOÇÃO, POR TRACÇÃO AXIAL, DE  
PARAFUSOS DE TITÂNIO, DE 2mm DE DIÂMETRO, INSERIDOS  
BICORTICALMENTE EM TÍBIAS DE COELHOS.**

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

PIRACICABA - SP

1998

9821142

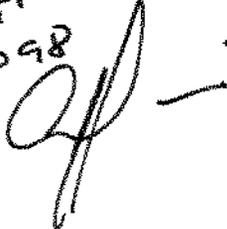
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**CLÁUDIA JORDÃO SILVA**

Cirurgiã - Dentista

**RESISTÊNCIA INICIAL À REMOÇÃO, POR TRAÇÃO AXIAL, DE  
PARAFUSOS DE TITÂNIO, DE 2mm DE DIÂMETRO, INSERIDOS  
BICORTICALMENTE EM TÍBIAS DE COELHOS.**

*Este exemplar foi  
devidamente corrigido  
de acordo com a  
Resolução CCPG 036/83.  
1349098*



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

**Orientador:** Prof. Dr. LUIS AUGUSTO PASSERI  
F.O.P. Unicamp

PIRACICABA - SP

1998

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca da FOP/ UNICAMP

Silva, Cláudia Jordão

Si38a

Resistência inicial à remoção, por tração axial, de Parafusos de Titânio, de 2 mm de Diâmetro, inseridos Bicorticalmente em tíbias de coelhos. / Cláudia Jordão Silva.  
- Piracicaba, SP:  
[s.n.], 1998.

123f.; il.

Orientador: Luís Augusto Passeri

Tese de Doutorado - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

I. Parafusos ósseos. 2. Titânio - Testes. 3. Resistência de materiais. 4. Tibia. 5. Coelho como animal de laboratório. I. Passeri, Luís Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

19. CDD - 591.47  
- 661.0512

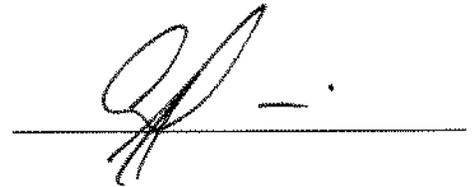
**Índices para o Catálogo Sistemático**

- |              |          |
|--------------|----------|
| 1. Esqueleto | 591.47   |
| 2. Titânio   | 661.0512 |

Piracicaba, 29 de Junho de 1998

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Doutorado**, em sessão pública realizada em **29 de Junho de 1998**, considerou a candidata **CLÁUDIA JORDÃO SILVA** aprovada.

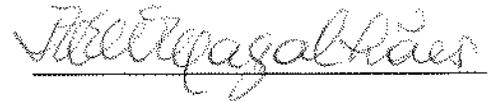
1. PROF. DR. LUIS AUGUSTO PASSERI



2. PROF. DR. JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA



3. PROF. DR. APARECIDO EURÍPEDES ONÓRIO MAGALHÃES



4. PROFA. DRA. ROSANA ONO



5. PROF. DR. MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI



“A RAZÃO CARDEAL DE TODA A SUPERIORIDADE  
HUMANA É, SEM DÚVIDA, A VONTADE.  
O PODER NASCE DO QUERER, SEMPRE  
QUE O HOMEM APLIQUE A VEEMÊNCIA E A PERSEVERANTE  
ENERGIA DE SUA ALMA A UM FIM, ELA VENCERÁ OS  
OBSTÁCULOS E, SE NÃO ATINGIR O ALVO, FARÁ, AO  
MENOS, COISAS ADMIRÁVEIS.”

***JOSÉ DE ALENCAR***

## Dedico

Aos meus pais **Jacob e Lúcia**, pelo incentivo e por acreditarem que quando encontrei o meu caminho, precisava ter coragem suficiente para dar passos errados, expondo sempre, que as decepções, as derrotas e o desânimo são ferramentas que Deus utiliza para mostrar a estrada.

Ao meu esposo **Nilton**, por considerar que o verdadeiro amor não consiste em tentar corrigir os outros, mas alegrar-se ao ver que as coisas são melhores do que esperávamos.

À minha avó **Olga**, pela perseverança e capacidade de mostrar que cada momento de busca é um momento de encontro com Deus e com a Eternidade.

## **Agradecimentos**

Ao Chefe de Departamento de Diagnóstico e Cirurgia da Universidade Federal de Uberlândia, **Prof. Dr. Odorico Coelho da Costa Neto**, pelo incentivo a minha capacitação profissional;

Aos Professores da disciplina de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, **Prof. Dr. Renato Mazzoneto** e **Prof. Márcio de Moraes**, pelos ensinamentos transmitidos;

Ao **Sr. Eduardo Quinelato**, da Synthes Indústria e Comércio, em Rio Claro/SP, por ter viabilizado este experimento;

Ao **Sr. Paulo Sérgio de Souza**, distribuidor exclusivo da Synthes, em Uberlândia, pelo empenho no fornecimento do material;

**Ao Sr. Reginato Carreira Filho**, representante da GM Reis, distribuidora do Sistema Bucomax, pelo interesse e atenção dispensada para o fornecimento do material;

**Aos Srs. Romes Pacífico e Jorge Diniz**, do Setor de Materiais Consignados – Semac, do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia, por terem intercedido junto ao **Sr. José Tadeu Leme**, da **Engimplan** (Engenharia de Implantes e Comércio Ltda., facilitando e viabilizando o fornecimento do material;

À amiga **Rosana Ono** , minha gratidão e reconhecimento pela sua “força”, otimismo e auxílio durante todos estes anos de convivência;

À amiga **Vanessa Cristina Mendes** pela compreensão nos momentos difíceis e incentivo constante para continuar esta trajetória;

## **Agradecimentos**

Ao Chefe de Departamento de Diagnóstico e Cirurgia da Universidade Federal de Uberlândia, **Prof. Dr. Odorico Coelho da Costa Neto**, pelo incentivo a minha capacitação profissional;

Aos Professores da disciplina de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, **Prof. Dr. Renato Mazzone** e **Prof. Márcio de Moraes**, pelos ensinamentos transmitidos;

Ao Sr. **Eduardo Quinelato**, da Synthes Indústria e Comércio, em Rio Claro/SP, por ter viabilizado este experimento;

Ao Sr. **Paulo Sérgio de Souza**, distribuidor exclusivo da Synthes, em Uberlândia, pelo empenho no fornecimento do material;

Aos colegas **Jan Peter Ilg e Ralf Gobbo Liza** pela troca de informações e amizade durante este longo período;

A bibliotecária **Sueli Duarte Oliveira Soliani**, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp, pela orientação nas referências bibliográficas;

Às funcionárias **Maria de Fátima Pereira e Wilma Vieira da Silva**, do Setor de Comutação e Pesquisa Bibliográfica da Universidade Federal de Uberlândia, pelo empenho na solicitação dos artigos científicos;

À Professora **Maria Ignez A. Moura**, da Universidade Federal de Uberlândia pela análise e orientação estatística;

## **Agradecimentos Especiais**

**Ao Prof. Dr. Luis Augusto Passeri,**

**Orientar:** traçar um rumo, sustentar, balizar...

**Orientar:** acender uma luz, descomplicar, achar um caminho...

**Orientar:** estar junto mesmo estando longe, sanear incertezas, acalmar.

**Sem sua orientação eu não teria chegado até aqui.**

**Obrigada.**

**Ao Dr. Simonides Consani,** Professor Titular do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, pela oportunidade concedida à utilização do laboratório de Materiais Dentários para a realização deste experimento.

**Ao Prof. Dr. Darceny Zanetta Barbosa** pela amizade, apoio e por mostrar sempre que as coisas mais simples são as mais extraordinárias.

Ao **Prof. Dr. Aparecido Eurípedes Onório Magalhães**, pela capacidade de demonstrar que sábio é aquele que conhece alguma coisa sobre tudo; e tudo sobre alguma coisa. O mais sábio é aquele que estuda como se fosse viver eternamente, e vive como se fosse morrer amanhã.

Ao **Prof. Fausto Borges Campos**, pelo incentivo constante à minha capacitação profissional, mostrando sempre que os sonhos têm um preço. Há sonhos caros e baratos, mas todos têm um preço.

A **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Iris Malagoni Marquez**, pela capacidade de demonstrar que o mundo está nas mãos daqueles que tem coragem de sonhar, e correr o risco de viver seus sonhos. Cada qual com seu talento.

Ao funcionário **Marcos Blanco Cangiani**, do laboratório de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, pela atenção e disponibilidade;

Aos alunos da Pós - Graduação em Materiais Dentários, a nível de Mestrado, **Hugo Mitsuo Silva Oshima e Priscilla Santos Guimarães**, pelo auxílio na realização da parte experimental;

Ao fotógrafo **Marcos Araújo**, pela compreensão e auxílio na revelação das fotografias;

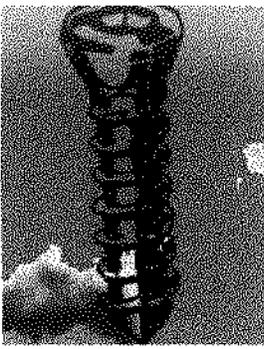
Aos amigos de república, **Rosana, Francisco, Gilmar e Rubinho**, pelo convívio durante todos estes anos;

À secretária, **Aparecida de Fátima Lourenço**, do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia do Curso de Odontologia, da Universidade Federal de Uberlândia, pelas palavras certas nas horas certas;

E a todos que colaboraram de alguma forma com este trabalho, o meu sincero reconhecimento.

## SUMÁRIO

<b>1. LISTA</b>	<b>1</b>
<b>2. RESUMO</b>	<b>6</b>
<b>3. INTRODUÇÃO</b>	<b>9</b>
<b>4. REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>14</b>
<b>5. PROPOSIÇÃO</b>	<b>51</b>
<b>6. MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>53</b>
<b>6.1. Materiais</b>	<b>54</b>
<b>6.1.1. Obtenção das Tibias</b>	<b>59</b>
<b>6.2. Métodos</b>	<b>60</b>
<b>6.2.1. Preparação dos corpos - de - prova</b>	<b>65</b>
<b>6.2.2. Confeção do dispositivo metálico</b>	<b>68</b>
<b>6.2.3. Preparação das Amostras</b>	<b>71</b>
<b>7. RESULTADOS</b>	<b>74</b>
<b>8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS</b>	<b>81</b>
<b>9. CONCLUSÃO</b>	<b>96</b>
<b>10. ANEXO</b>	<b>98</b>
<b>11. APÊNDICE</b>	<b>101</b>
<b>12. SUMMARY</b>	<b>104</b>
<b>13. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>107</b>



**LISTA**

## 1. LISTA

<b>1.1. Lista de Tabelas</b>	<b>Folha</b>
<b>Tabela 1-</b> Parafusos com seus respectivos fabricantes	54
<b>Tabela 2-</b> Distribuição dos grupos	58
<b>Tabela 3-</b> Valores de Força (kgf), em ordem crescente, necessários para o deslocamento por tração dos parafusos do grupo I.	77
<b>Tabela 4-</b> Valores de Força (kgf), em ordem crescente, necessários para o deslocamento por tração dos parafusos do grupo II.	78
<b>Tabela 5-</b> Valores de Força (kgf), em ordem crescente, necessários para o deslocamento por tração dos parafusos do grupo III.	79
<b>1.2. Lista de Figuras</b>	
<b>Figura 1-</b> Desenho esquemático e aspecto do parafuso marca Engimplan.	55
<b>Figura 2-</b> Desenho esquemático e aspecto do parafuso marca Synthes.	56
<b>Figura 3-</b> Desenho esquemático e aspecto do parafuso marca Bucomax.	57
<b>Figura 4-</b> Amostras representativas dos parafusos dos grupos I, II e III.	58
<b>Figura 5-</b> Visualização das tíbias de coelho.	59

<b>Figura 6-</b> Perfuração das tíbias de coelho com baixa rotação.	60
<b>Figura 7-</b> Utilização do obtentor de rosca.	61
<b>Figura 8-</b> Inserção dos parafusos nas tíbias de coelhos.	62
<b>Figura 9-</b> Seccionamento das tíbias com disco de carborundum.	63
<b>Figura 10-</b> Proteção da ponta do parafuso de cada amostra com cera utilidade.	64
<b>Figura 11-</b> Posicionamento do cilindro de PVC na placa de cera utilidade, envolvendo o conjunto tibia e parafuso.	65
<b>Figura 12-</b> Inclusão das amostras em resina acrílica ativada quimicamente.	66
<b>Figura 13-</b> Perfuração na extremidade inferior do cilindro de PVC a 10 mm da borda inferior.	67
<b>Figura 14-</b> Máquina de Tração (Otto Wolpert Weike – Germany)	68
<b>Figura 15-</b> Desenho esquemático do dispositivo metálico.	70
<b>Figura 16-</b> Fixação dos corpos-de-prova aos mordentes da Máquina de Tração.	71
<b>Figura 17-</b> Vista aproximada do encaixe do dispositivo metálico à cabeça do parafuso	72
<b>Figura 18-</b> Realização do teste de tração até o completo distanciamento entre os mordentes, visando a remoção do parafuso do tecido ósseo.	73
<b>Figura 19-</b> Gráfico dos valores de resistência à tração necessários para o deslocamento dos parafusos do grupo I.	77

- Figura 20-** Gráfico dos valores de resistência à tração necessários para o deslocamento dos parafusos do grupo II. 78
- Figura 21-** Gráfico dos valores de resistência à tração necessários para o deslocamento dos parafusos do grupo III. 79
- Figura 22-** Gráfico comparativo dos valores de resistência à tração necessários para o deslocamento dos parafusos dos grupos I, II e III. 80
- Figura 23-** Desenho esquemático mostrando os componentes do parafuso. 102
- Figura 24-** Desenho esquemático dos vários tipos de rosca dos parafusos. A= Soberba; B= “V”; C= modificação Européia. 103

### 1.3. Lista de Abreviaturas

AO - Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

ASIF - Association for Study of Internal Rigid Fixation

% - por cento

cm - centímetro

mm - milímetro

PVC – polivinil cloreto rígido

Rpm - rotações por minuto

kgf - quilograma-força

N - Newton

Pol. - polegada

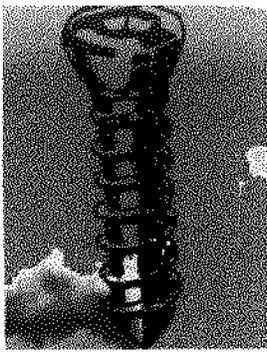
s - segundos

min - minutos

kg. - quilograma

a.C. - antes de cristo

°C – grau Celsius



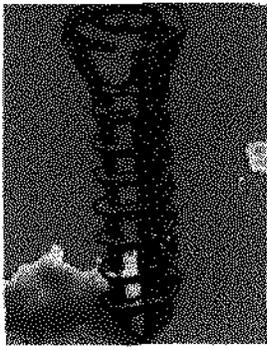
**RESUMO**

## 2. RESUMO

O propósito do presente trabalho foi avaliar a resistência inicial à remoção por tração axial, de parafusos de Titânio de 2mm de diâmetro, inseridos de modo bicortical, em tíbias congeladas de coelhos da raça Nova Zelândia. Foram testados 30 parafusos de 3 marcas comerciais diferentes, confeccionados em titânio comercialmente puro e divididos em 3 grupos (I - Engimplan, II - Synthes e III - Bucomax). Para todos os grupos as tíbias foram perfuradas em ambas as corticais, e após a utilização dos respectivos obtentores de rosca, os parafusos foram inseridos e rosqueados através de chave manual. A seguir, cada tíbia foi seccionada com disco de carborundum em ambas as extremidades e posicionada sobre uma placa de cera utilidade. Após a inclusão em resina acrílica ativada quimicamente, os corpos-de-prova foram submetidos, imediatamente, ao teste de resistência inicial à remoção por tração axial, a uma velocidade de 6 mm/minuto. Os resultados obtidos em quilograma-força (kgf) foram analisados através da Prova de Kruskal-Wallis, em uma prova bilateral, ao nível de 5% de probabilidade. Os resultados indicaram diferenças significantes entre a

tração exercida para a remoção das diferentes marcas de parafusos, sendo que, a mais elevada foi relacionada aos parafusos da marca comercial Synthes e a mais baixa, aos parafusos da marca comercial Bucomax.

**Palavras-chave:** Parafusos ósseos; Titânio; Resistência de materiais; Tibias; Coelho como animal de laboratório.



## **INTRODUÇÃO**

### 3. INTRODUÇÃO

Durante vários séculos, os cirurgiões tem tentado estabelecer um tratamento satisfatório para as fraturas do esqueleto facial. Todas as tentativas, tanto as mais antigas como as recentes, focalizam basicamente os princípios de redução, imobilização e reabilitação, permitindo com que o paciente retome o mais precocemente a função (TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991; ELLIS & GHALI<sup>21</sup>, 1991; BAHR<sup>3</sup>, 1992; ELLIS<sup>22</sup>, 1993; DAVID & SIMPSON<sup>18</sup>, 1995).

Na era que antecedeu a anestesia e a anti-sepsia o tratamento preconizado, considerado como regra para as fraturas, era o fechado ou conservador. Com o advento da radiologia em 1895, a visualização do alinhamento das fraturas tornou-se possível. Isto permitiu a observação dos maus resultados obtidos com o tratamento conservador (ELLIS & GHALI<sup>21</sup>, 1991).

As técnicas de redução e fixação interna foram se tornando mais comuns, porém o tratamento de escolha para a maioria das fraturas ainda era o conservador. Quando este método se tornava insuficiente, aparelhos de fixação externa eram utilizados para manter os segmentos

ósseos posicionados, freqüentemente sem o uso do bloqueio maxilomandibular (ELLIS<sup>22</sup>, 1993).

A fixação interna implica na utilização de fios, placas, parafusos e qualquer artifício utilizado diretamente no tecido ósseo com o intuito de promover a estabilização da fratura, de forma não rígida ou rígida (TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991).

De acordo com ELLIS & GHALI<sup>21</sup>, em 1991, a fixação interna não rígida, é representada por uma forma de fixação onde não há uma estabilização total da fratura, que impeça a movimentação ativa da mandíbula durante o período de reparação. Além disso, requer um método auxiliar de fixação, representado pelo bloqueio maxilomandibular, que garanta a estabilidade suficiente evitando-se a mobilidade interfragmentária. A fixação interna rígida é representada pela utilização de placas e parafusos aplicados diretamente ao tecido ósseo, garantindo uma estabilidade suficiente para permitir a movimentação ativa durante a fase de reparação.

A fixação esquelética rígida, para o tratamento das fraturas faciais, evoluiu a partir dos princípios de estabilização em ortopedia. Foi necessário muito tempo para que se desenvolvessem instrumentos

específicos que garantissem estabilidade associada à segurança (NIEDERDELLMANN et al.<sup>55</sup>, 1976; SCHMOKER<sup>70</sup>, 1976; SPIESSL<sup>77</sup>, 1976; NIEDERDELLMANN et al.<sup>56</sup>, 1981).

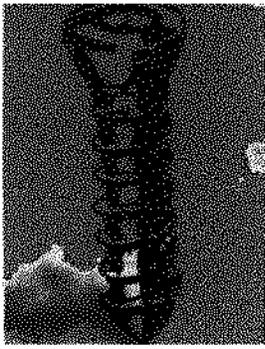
Esta forma de tratamento trazia muitas vantagens, permitindo que o paciente tivesse sua função restabelecida precocemente, quando comparado com outros métodos, possibilidade de higienização oral; suporte nutricional mais adequado, maior estabilidade dos segmentos fraturados e conseqüentemente reparação óssea mais rápida. A possibilidade de uma segunda intervenção para a remoção dos parafusos e a possibilidade de injúrias neuro-vasculares representam as principais desvantagens na utilização da técnica (FOLEY et al.<sup>26</sup>, 1989; FOLEY et al.<sup>27</sup>, 1989).

As placas e os parafusos metálicos, em cirurgia Buco-Maxilo-Facial, foram utilizados inicialmente para a fixação das fraturas mandibulares, sendo posteriormente aplicadas ao tratamento das fraturas do terço médio e subseqüentemente em osteotomias faciais (MUNRO<sup>54</sup>, 1989).

O constante desenvolvimento nesta área, estará intimamente ligado às inovações tecnológicas que tornarão a fixação das fraturas um

procedimento cada vez mais simples, devido a elaboração de sistemas de fixação cada vez mais precisos e biocompatíveis (ELLIS<sup>22</sup>, 1993).

A escolha do sistema adequado para o tratamento das fraturas do complexo maxilo-facial, se torna difícil, em função da grande diversidade existente e da falta de trabalhos e informações a respeito da qualidade e das propriedades biomecânicas das placas e parafusos (PHILIPPS & RHAN<sup>60</sup>, 1989; YOU et al.<sup>84</sup>, 1994).



## **REVISÃO DA LITERATURA**

#### 4. REVISÃO DA LITERATURA

Provavelmente, desde a era do homem das cavernas, na Antiga Idade da Pedra, homens tentaram tratar as fraturas faciais **(DINGMAN & NATVIG<sup>19</sup>, 1983)**.

Os primeiros escritos existentes encontram-se no Papiro de Smith, e acredita-se que seu autor os tenha redigido há vinte cinco ou trinta séculos antes de Cristo (a.C.). Os únicos hieróglifos que puderam ser interpretados, indicando o uso de ataduras no tratamento de fraturas, foram os que mencionavam o uso de fibras especiais de linho **(ADAMS<sup>1</sup>, 1942)**.

Ainda que existam escritos não decifráveis, sabe-se que os Etruscos (600 a.C.) foram altamente especializados no uso do ouro e da solda, e assim tinham conhecimento do uso de próteses dentárias removíveis **(DINGMAN & NATVIG<sup>19</sup>, 1983)**. Tais fatos levam a supor que os Etruscos provavelmente usaram fixação monomaxilar de ouro para tratar fraturas de mandíbula.

Já Hipócrates (460-375 a.C.) afirmava a necessidade de

colocação de bandagem nos pacientes com fraturas de mandíbula, levando assim a uma melhora significativa, quando bem realizada **(DINGMAN & NATVIG<sup>19</sup>, 1983)**.

O desenvolvimento das técnicas de amarra monomaxilar e posteriormente intermaxilar permitiram a imobilização da mandíbula fraturada à maxila intacta. A fixação intermaxilar forneceu não somente um método rápido de tratar efetivamente as fraturas recentes, mas também uma oportunidade de tratamento imediato **(DINGMAN & NATVIG<sup>19</sup>, 1983)**.

O crédito ao desenvolvimento da fixação intermaxilar por amarra, deve-se ao Gilmer, que a aplicou em 1887. O método sofreu muitas modificações das quais a mais notável foi feita por Olivier, Winter e Ivy. Este último popularizou vários métodos de fixação intermaxilar, e acredita-se que introduziu este método na prática odontológica **(DAVID & SIMPSON<sup>18</sup>, 1995)**.

Na era pré-antibiótica o tratamento preconizado para a maioria das fraturas era conservador. No entanto, em determinadas situações, este tratamento era insuficiente e fazia-se necessária a utilização de alguma forma de fixação, visando a manutenção dos fragmentos

reduzidos. Muitas destas técnicas utilizavam pinos inseridos transcutaneamente na mandíbula e conectados a fixadores externos (ELLIS<sup>22</sup>, 1993).

BUCK<sup>12</sup> (1847) foi considerado o pioneiro na utilização de fios intra-ósseos em fraturas mandibulares, após a introdução da anestesia a base de éter. LYONS<sup>47</sup> (1919) utilizaram fios de prata, com o mesmo propósito.

ADAMS<sup>1</sup> (1942) avaliou o tratamento das fraturas faciais utilizando fixação interna a base de fio de aço, com o objetivo de demonstrar seu descontentamento com a ineficiência do tratamento conservador para as fraturas mais complexas. Ele relatou sua experiência, durante 8 anos, com 85 fraturas do terço médio da face. Muitas foram tratadas com alguma forma de fixação extra-bucal, sendo que nos últimos 2 anos começou a utilizar fixação interna a base de fio de aço. Esta forma de tratamento, em algumas situações, trazia resultados superiores quando comparados com a fixação externa.

Em 1942, BROWN & McDOWELL<sup>10</sup> descreveram a utilização dos fios de Kirschner, inseridos através da fratura visando a estabilidade. No entanto, este artigo foi bastante discutido por

**WALDRON et al.**<sup>82</sup> (1943), pois segundo eles uma perfuração através da linha de fratura, do ponto de vista cirúrgico, deveria ser considerado motivo de crítica, já que existiam tratamentos mais seguros para a imobilização de fragmentos deslocados, principalmente através de fixação externa.

Fios de Kirschner, simples ou múltiplos, de aproximadamente 2mm de diâmetro eram inseridos através da fratura. No entanto, a estabilidade oferecida por este método não era suficiente para dispensar a utilização do bloqueio maxilomandibular (**VERO**<sup>81</sup>, 1968).

Independentemente dos trabalhos realizados por **WALDRON et al.**<sup>82</sup> (1943), a grande maioria acreditava que as fraturas não deveriam ser abordadas cirurgicamente e assim vários artigos foram publicados demonstrando as complicações que surgiam quando da escolha de uma forma de tratamento mais radical. Com o advento dos antibióticos o tratamento aberto passou a ser utilizado mais freqüentemente (**ADAMS**<sup>1</sup>, 1942; **ELLIS**<sup>22</sup>,1993; **DINGMAN & NATVIG**<sup>19</sup>,1983).

No entanto, **GORDON**<sup>30</sup> (1943) publicou um artigo sobre a sua experiência na utilização dos fios para osteossíntese dos ossos faciais, e

introduziu este método utilizando fios transósseos, baseado no fato de se tratar de um material a base de aço inoxidável, não irritante, biocompatível e com baixo índice de complicações.

**ERICH & AUSTIN<sup>23</sup> (1944)** acreditavam que o tratamento cruento utilizado para a redução e fixação das fraturas maxilares e mandibulares, evoluiriam para osteomielite, necrose óssea ou não consolidação. Conseqüentemente, se a osteomielite pudesse ser evitada, acreditava-se que as cirurgias abertas jamais estariam comprometidas, garantindo a imobilização e a estabilidade adequada dos segmentos fraturados.

A fixação interna das fraturas mandibulares, com fio de aço, deveria ser suplementada com o bloqueio maxilomandibular, pois parecia claro que os fios intra-ósseos não ofereciam estabilidade suficiente para permitir a mastigação durante a reparação óssea. O bloqueio maxilomandibular garantia a estabilização da fratura, sendo que os fios inter-fragmentares tinham por objetivo promover o realinhamento dos segmentos fraturados e evitar o deslocamento pelos músculos da mastigação (**GORDON<sup>30</sup>, 1943; THOMA<sup>79</sup>, 1948; SHIRA<sup>72</sup>, 1954**).

**SHIRA<sup>72</sup> (1954)** avaliou as principais indicações para a redução e fixação das fraturas faciais através do fio de aço. Observou que, em fraturas de ângulo mandibular ou localizadas a distal do último dente, o método conservador não promoveria a adequada estabilização dos segmentos fraturados, com conseqüente prejuízo ao processo de reparação óssea. Em pseudoartroses ou fraturas tardias, a redução aberta deveria ser a forma de tratamento eleita, pois permitiria a curetagem de tecido fibroso interposto e correta estabilização dos segmentos. No entanto, foi verificado que este método não deveria ser utilizado de forma indiscriminada, principalmente quando relacionados com casos de prognóstico favorável.

Dezenas de modificações foram realizadas nos pinos de fixação externa, culminando no inovador pino bifásico, caracterizado como sendo um método não invasivo, mas que não garantia estabilidade suficiente para dispensar o bloqueio maxilomandibular. É um método popular até os dias atuais e foi desenhado por **MORRIS<sup>52</sup> (1949)**.

Com o objetivo de trazer maior rigidez à fixação das fraturas mandibulares, foram desenvolvidos os fios intramedulares, inicialmente por **MAJOR<sup>48</sup> (1938)** e extensivamente utilizada por **McDOWELL et**

al.<sup>49</sup> (1954) para o tratamento das fraturas maxilo-faciais.

As placas foram originalmente introduzidas em cirurgia maxilo-facial por **CHRISTIANSEN**<sup>16</sup> (1945), que utilizou placas de tântalo para promover estabilidade interfragmentária às fraturas mandibulares.

**SMITH & ROBINSON**<sup>74</sup> (1954) resolveram elaborar placas em aço inoxidável, visando o recobrimento da superfície vestibular e borda inferior da mandíbula. Os parafusos eram inseridos bilateralmente, em ângulo reto, e muitas falhas ocorreram com este método, provavelmente devido a falta de conhecimentos da biomecânica do sistema, em associação com os movimentos mandibulares e o uso indiscriminado de antibióticos.

**BRONS & BOERING**<sup>11</sup>, em 1970, observaram que em fraturas crônicas ou tratadas sem sucesso por vários meses ou anos com mal posicionamento ou pseudoartrose, a intervenção cirúrgica tornar-se-ia necessária. Apresentou, basicamente, 4 casos tratados com placas de tântalo. Indicava este tipo de tratamento, principalmente, quando em associação com a terapêutica a base de penicilina. Além disso, casos infectados e sem cobertura antibiótica, tenderiam ao insucesso.

**RANK et al.<sup>62</sup> (1954)** e **ROBERTS<sup>65</sup> (1964)** utilizaram placas metacarpais confeccionadas em liga de cromo - cobalto para as fraturas mandibulares.

Muitos pacientes tratados com placas, recebiam o bloqueio maxilomandibular como uma medida adicional, porque o grau de estabilidade proporcionado por este método não era bem conhecido (**THOMA<sup>79</sup>, 1948; SHIRA<sup>72</sup>, 1954; ROBERTS<sup>65</sup>, 1964**).

**ROBERTS<sup>65</sup> (1964)** alegava que o bloqueio maxilomandibular funcionava como um método auxiliar e complementar ao tratamento e que com a utilização das placas e parafusos o bloqueio poderia ser removido mais precocemente, ou seja, seria capaz de suportar os movimentos mandibulares até que os efeitos da anestesia geral terminassem. Acreditava-se que o bloqueio maxilomandibular era importante única e exclusivamente nesta fase.

Com o objetivo de eliminar o bloqueio maxilomandibular, muitos cirurgiões tentaram desenvolver placas tridimensionais que fossem capazes de oferecer maior rigidez (**SMITH & ROBINSON<sup>74</sup>, 1954; LEVIGNAC<sup>39</sup>, 1956; PALFER-SOLLIER<sup>59</sup>, 1956**). A grande maioria destas placas, envolviam a mandíbula, de forma rígida, abaixo

da borda inferior, o que tornava praticamente impossível a sua adaptação ao contorno ósseo. (SMITH & ROBINSON<sup>74</sup>, 1954; LEVIGNAC<sup>39</sup>, 1956; PALFER-SOLLIER<sup>59</sup>, 1956 ; ROBINSON & YOON<sup>66</sup>, 1963).

A utilização de implantes metálicos a base de aço inoxidável, cromo - cobalto ou titânio, tem uma longa história na cirurgia maxilo-facial (MESSER et al.<sup>50</sup>, 1967; HAHN & CORGILL<sup>31</sup>, 1969; RICHTER & BOYNE<sup>64</sup>, 1969; ROWE<sup>67</sup>, 1969).

Pesquisas envolvendo fixação com placa e parafusos foram realizadas no final dos anos 60, sendo que a maioria dos trabalhos eram experimentais, devido ao pouco conhecimento da biomecânica quando se aplicava a fixação interna rígida. No final dos anos 60 e começo dos anos 70, muitos investigadores começaram a aceitar que conceitos aplicados ao tratamento das fraturas dos ossos longos, poderiam ser transportados para as fraturas mandibulares, caracterizando assim a era moderna da fixação interna. No entanto, a anatomia única da região maxilo-facial associada à presença de dentes e feixes vâsculo-nervosos, mostravam diferenças consideráveis, cujos princípios biomecânicos aplicados para o tratamento dos ossos longos deveriam ser adaptados

para o tratamento das fraturas mandibulares (LUHR<sup>40</sup>, 1968; NIEDERDELLMANN et al.<sup>55</sup>, 1976; SCHMOKER<sup>70</sup>, 1976; SPIESSL<sup>77</sup>, 1976; NIEDERDELLMANN & SHETTY<sup>57</sup>, 1987).

No final dos anos 60, LUHR<sup>40</sup> (1968) insatisfeito com a incapacidade dos métodos primitivos em eliminar o bloqueio maxilomandibular, realizou pesquisas básicas e clínicas sobre o uso da fixação interna rígida em cirurgia maxilo-facial. Baseado na hipótese de que a adição de compressão, através da fratura mandibular, seria capaz de promover rigidez interfragmentária suficiente e eliminar o bloqueio maxilomandibular, desenhou uma placa óssea compressiva, de Vitallium, utilizando o princípio do parafuso deslizante. A placa era mantida na porção lateral da mandíbula, ao longo da borda inferior, com parafusos de 2,7mm, inseridos nos orifícios elípticos da placa, causando deslocamento da mesma durante a inserção. Ele começou a utilizar esta placa, sem bloqueio maxilomandibular, com bom índice de sucesso e obteve credibilidade com a introdução da placa compressiva em cirurgia maxilo-facial.

Em fraturas experimentais produzidas em mandíbulas de cães, foi determinado que a pressão interfragmentária, criada pela placa

compressiva de Vitallium, era mantida parcialmente durante o período de reparação óssea, aproximadamente 50% em 4 semanas. Alguns experimentos demonstraram que a utilização da compressão fortalecia a reparação da fratura, quando comparado com uma fixação rígida tratada sem compressão (LUHR<sup>41</sup>, 1969; LUHR<sup>42</sup>, 1972; LUHR et al.<sup>45</sup>, 1975; LUHR<sup>43</sup>, 1982).

SPIESSL<sup>77</sup> (1976), acreditava que pudesse aplicar os princípios AO/ASIF para o tratamento das fraturas mandibulares. No final dos anos 60 e início dos anos 70, ele começou a modificar os instrumentos da AO/ASIF, adaptando-os para a utilização na mandíbula. Durante este trabalho inicial, notou que, além da compressão oferecida pela placa fixada ao longo da borda inferior da mandíbula, havia necessidade de uma fixação suplementar a nível alveolar funcionando como banda de tensão. Ele e outros investigadores da AO/ASIF recomendavam uma segunda placa compressiva aplicada em uma posição superior, sendo que ela só poderia ser utilizada em fraturas de ângulo mandibular onde os danos aos dentes pudessem ser evitados. Em áreas cujos dentes estivessem próximos, duas possibilidades poderiam ser consideradas: a utilização da barra de Erich, ou a

alteração no desenho da borda inferior da placa, o que garantiria uma compressão na superfície superior (SNELL & DOTT<sup>75</sup>, 1969; BRONS & BOERING<sup>11</sup>, 1970; SPIESSL<sup>77</sup>, 1976; SCHMOKER<sup>70</sup>, 1976).

SCHMOKER<sup>70</sup> (1976) e NIEDERDELLMANN et al.<sup>55</sup> (1976), dois investigadores da Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen e Association for Study of Internal Rigid Fixation (AO/ASIF), desenvolveram uma placa de compressão dinâmica excêntrica, uma modificação engenhosa da placa de compressão padrão da AO, que produzia a compressão desejada na região alveolar após a colocação da placa ao longo da borda inferior da mandíbula (EDCP). As duas versões produziam compressão na região alveolar devido a modificações nas perfurações terminais, que deixaram de ser perpendiculares ao longo eixo da placa. A versão de SCHMOKER<sup>70</sup> apresentava as últimas perfurações com uma angulação de 90°, enquanto, a de NIEDERDELLMANN et al.<sup>55</sup>, recomendava uma inclinação de 45°. Quando os parafusos próximos a fratura eram rosqueados, a compressão ocorria abaixo da placa, sendo que os parafusos excêntricos terminais eram responsáveis

pela compressão a nível da região alveolar. Esta placa era capaz de oferecer compressão suficiente na região de tensão, permitindo assim o uso ativo da mandíbula (SCHMOKER<sup>70</sup>, 1976; NIEDERDELLMANN et al.<sup>55</sup>, 1976).

As placas originais desenvolvidas por NIEDERDELLMANN et al.<sup>55</sup> (1976) e SCHMOKER<sup>70</sup> (1976) foram substituídas pelas placas dinâmicas de compressão excêntrica preconizadas pela AO/ASIF que utilizavam perfurações excêntricas de 75°.

Em 1973, MICHELET et al.<sup>51</sup>, provocaram uma verdadeira revolução entre os cirurgiões que utilizavam a fixação interna para as fraturas mandibulares, porque muitos cirurgiões vinham utilizando placas de compressão, largas e fortes, que necessitavam de parafusos de 2,7 mm, usualmente inseridas através de abordagem extra-bucal (LUHR<sup>40</sup>, 1968; SPIESSL<sup>77</sup>, 1976). Ele relatou a utilização de miniplacas para o tratamento das fraturas mandibulares, facilmente moldadas e não compressivas, inseridas através de abordagem intra-bucal e mantidas em posição com parafusos monocorticais.

Em 1978, CHAMPY et al.<sup>15</sup> publicaram um artigo onde revisavam seus estudos e experiências clínicas utilizando as placas



propostas originalmente por MICHELET et al.<sup>51</sup> (1973) . Este artigo esboçava as zonas ideais para a osteossíntese na mandíbula e demonstrava onde as placas deveriam ser colocadas. Os estudos fotoelásticos demonstraram que o único local onde uma placa poderia, efetivamente, neutralizar todas as forças geradas durante o movimento mandibular, seria na região alveolar. A aplicação de pequenas placas na borda superior da mandíbula, seria capaz de criar uma distribuição normal de forças, presentes em áreas sem fratura. Como as miniplacas e os parafusos eram monocorticais, a fixação poderia ser utilizada sem provocar lesão dentária. Na região sinfisária, duas placas ósseas eram recomendadas, devido as forças que poderiam ocorrer nesta região.

A colocação de placas na região alveolar tem sido demonstrada, experimentalmente, capaz de promover uma fixação estável por se tornar um contraforte adequado para os segmentos fraturados (IKEMURA et al.<sup>34</sup>, 1984).

CHAMPY et al.<sup>15</sup> (1978) demonstraram que a osteossíntese compressiva recomendada por LUHR<sup>41</sup> (1969); SCHILII<sup>69</sup> (1969) e SPIESSL<sup>77</sup> (1976) não era aconselhável. Tal fato poderia ser explicado

que devido as forças mastigatórias, existiria uma força natural de compressão ao longo da borda inferior da mandíbula. Quando se utiliza placas compressivas, logicamente haverá um aumento na compressão, que caso seja excessiva, poderá levar a necrose óssea.

Durante os anos 70, LUHR<sup>42</sup> (1972), LUHR et al.<sup>45</sup> (1975), SPIESSEL<sup>77</sup> (1976) e vários outros cirurgiões usavam a abordagem extra-bucal para a fixação das fraturas. Esta abordagem garantia um melhor acesso à fratura e era considerada mais asséptica. A miniaturização das placas e parafusos, tornaram o acesso intra-bucal mais popular, evitando-se a incisão de pele e conseqüente cicatriz (SCHILLI<sup>69</sup>, 1969; SOUYRIS et al.<sup>78</sup>, 1973; CHAMPY et al.<sup>15</sup>, 1978).

CHAMPY et al.<sup>15</sup> (1978) fizeram a seguinte declaração em seu artigo: “Nossa abordagem, multidisciplinar, com relação as considerações anatômicas foi demonstrada claramente utilizando-se miniplacas maleáveis e parafusos em posição apical sem compressão, tornando-se assim o método mais simples para a realização de osteossíntese mandibular”. Estas conclusões foram baseadas na simplicidade da abordagem cirúrgica, ausência de cicatriz, redução dos

efeitos secundários e da necessidade de correção dental no pós-operatório.

**CAWOOD<sup>14</sup> (1985)**, publicou um estudo sobre a efetividade das miniplacas. Cerca de 50 casos consecutivos de fraturas mandibulares foram tratados seguindo os princípios propostos por **CHAMPY et al.<sup>15</sup> (1978)** e foram comparados com 50 casos, tratados com osteossíntese com fio de aço associado ao bloqueio maxilomandibular, por 6 semanas. Os resultados foram comparados com os encontrados por **CHAMPY et al.<sup>15</sup> (1978)**. Em relação às complicações observou-se que a má oclusão foi maior no grupo tratado com as miniplacas (8%), do que no grupo tratado com fio de aço (4%). Em relação a infecção, ela foi mais comum no grupo tratado com miniplacas (6%). A deiscência ocorreu, predominantemente, no grupo tratado com miniplacas (12%), e a pseudoartrose ocorreu em 6% dos casos tratados com fio de aço. Os comprometimentos sensoriais foram mais comuns no grupo tratado com miniplacas (8%).

**LUHR<sup>43</sup> (1982); RAVEH et al.<sup>63</sup> (1987)** e os defensores da AO/ASIF não acreditavam que as miniplacas ofereciam adequada redução e estabilização das fraturas, ao ponto de eliminar o bloqueio

maxilomandibular. Muitos cirurgiões que utilizavam esta técnica associavam o bloqueio maxilomandibular por algumas semanas após a cirurgia (MICHELET et al.<sup>51</sup>, 1973).

No entanto, a controvérsia não foi resolvida, e a utilização de miniplacas visando a estabilização das fraturas mandibulares, tornou-se mais popular recentemente, devido a facilidade de colocação por acesso intra-bucal. A reconstrução facial utilizando sistemas de placas e parafusos de tamanhos variados, tem se tornado extremamente freqüente em Cirurgia buco-maxilo-facial (FOLEY et al.<sup>26</sup>, 1989; CAMPBELL<sup>13</sup>, 1993).

Uma das últimas contribuições de LUHR<sup>43</sup> (1982), foi a popularização dos parafusos auto-rosqueáveis, inicialmente utilizados em 1960, estendendo-se seu uso aos parafusos de 2,7, 2,0 e 0,8mm. Antes desta época, as perfurações eram macheadas antes da inserção dos parafusos (LUHR<sup>41</sup>, 1969; LUHR<sup>42</sup>, 1972; LUHR<sup>45</sup>, 1975; LUHR<sup>43</sup>, 1982).

Os parafusos usados isoladamente como uma forma de fixação interna, foram introduzidos por volta de 1970 (BOYNE & MORGAN<sup>9</sup>, 1972; KLINE<sup>36</sup>, 1973). Tinham como principal objetivo

fixar a cortical lingual e vestibular, na borda inferior da mandíbula, sendo recomendada principalmente para fraturas oblíquas onde havia a presença de forças compressivas vestibulares e linguais.

**KLINE<sup>36</sup> (1973); GOODE & SHINN<sup>29</sup> (1973)** apresentaram casos utilizando o sistema de parafuso pericortical de Pittsburgh, confeccionados em liga de cromo cobalto e molibdênio, alegando que os mesmos produziam bons resultados e eliminavam ou reduziam o período de bloqueio maxilomandibular. No entanto, devido a superfície deslizante do parafuso, este método tornou-se inconsistente sem o bloqueio. Outros sérios problemas foram verificados por **LUNG et al.<sup>46</sup> (1976)**, que enfatizaram o uso limitado do sistema.

Outra forma simples de fixação interna, o parafuso compressivo, foi introduzido em cirurgia maxilo-facial por **BRONS & BOERING<sup>11</sup> (1970)**, com o cuidado de que dois parafusos eram necessários para prevenir a rotação dos fragmentos em fraturas oblíquas.

Outros autores também mostraram a versatilidade dos parafusos compressivos para as fraturas mandibulares (**NIEDERDELLMANN et al.<sup>55</sup>, 1976; NIEDERDELLMANN et al.<sup>56</sup>, 1981; NIEDERDELLMANN & SHETTY<sup>57</sup>, 1987; ELLIS & GHALI<sup>21</sup>, 1991**).

**TUCKER & OCHS<sup>80</sup> (1991)**, descreveram os principais componentes de um parafuso e que podem ser citados como:

- Cabeça: é a extremidade mais larga do parafuso e possui configurações para acomodar vários tipos de chaves, tais como, fenda, Phillips, quadrada e hexagonal;
- Escareador ou Ombro: representa a parte inclinada e inferior da cabeça do parafuso que se acomoda na porção inclinada da placa que irá recebê-lo. Pode ser reto ou arredondado;
- Corpo: é a porção que contém a rosca do parafuso;
- Diâmetro interno ou núcleo do parafuso: corresponde ao menor diâmetro do corpo do parafuso. Geralmente é do mesmo diâmetro ou ligeiramente menor que a perfuração piloto realizada no osso no momento da inserção do parafuso;
- Diâmetro externo: é o diâmetro máximo externo da projeção da rosca. Representa o diâmetro real do parafuso;
- Passo: é a distância vertical entre as bordas das roscas do parafuso. Também representa o quanto o parafuso é inserido no osso a cada volta completa;

- Profundidade da rosca: é representada pela diferença entre o diâmetro externo e o interno, influenciando diretamente a resistência à tração;
- Ponta: é representada pela porção terminal do parafuso.

Todos estes componentes podem ser verificados no apêndice **(Figura 23)**.

A configuração da rosca do parafuso pode variar de acordo com o passo, profundidade e desenho.

O tipo de rosca mais comum, dos parafusos que necessitam de macheamento antes da sua introdução tem a forma de um contraforte (soberba), cega e de ponta romba, conforme pode ser verificado no apêndice **(Figura 24 a)**. A porção superior da rosca (porção próxima à cabeça do parafuso) é quase perpendicular ao núcleo do parafuso. Após sua inserção no orifício ocorre uma compressão primária entre o eixo horizontal do contraforte (soberba) e a porção inferior da cabeça do parafuso. Estes parafusos são considerados como não auto-rosqueáveis. Uma perfuração guia é confeccionada no osso, com o diâmetro idêntico ao diâmetro do parafuso, e realiza-se o macheamento de configuração

idêntica ao parafuso que será inserido. Além disso, estes parafusos, teoricamente, possibilitam um maior contato ósseo, assegurando um perfeito ajuste entre o orifício realizado e o parafuso, com a possibilidade de inserção, remoção ou reinserção do parafuso, quantas vezes for necessário, sem o risco de comprometimento das roscas no osso e de sua resistência (TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991).

Os parafusos auto-rosqueáveis possuem, geralmente, roscas em forma de “V”, conforme pode ser verificado no apêndice (Figura 24 b). Recentemente roscas soberbas e soberbas modificadas (Figura 24 c) tem sido utilizadas com sucesso também para estes parafusos. A ponta possui, em geral, um sulco cortante para funcionar como macho, garantindo assim um maior entrosamento das roscas do parafuso durante a inserção inicial (TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991).

Os parafusos auto-rosqueáveis trazem como vantagens a eliminação do procedimento de inserção e remoção do macho antes da inserção dos parafusos e a maior estabilidade quando utilizados em ossos finos ou de má qualidade. No entanto, algumas desvantagens como o afilamento da extremidade final do parafuso, presença de roscas levando a uma diminuição do comprimento final do parafuso e conseqüente redução da potência em cerca de 17 a 30%, quando esta

porção entra em contato com o tecido ósseo. Além disto, o parafuso pode se partir quando a força de inserção for grande, tal qual em osso cortical denso (KORANYL et al.<sup>37</sup>, 1970; PHILLIPS & RAHN<sup>60</sup>, 1989; BAHR<sup>3</sup>, 1992).

MULLER et al.<sup>53</sup> (1970) observaram que os parafusos autorosqueáveis permitiam o contato ósseo somente das extremidades das roscas, reduzindo assim a sua relação ao tecido ósseo. Outras desvantagens incluíam a necessidade de aumento da força necessária para a inserção do parafuso, microfraturas no tecido ósseo, acúmulo de espículas ósseas durante a inserção do parafuso e o crescimento de osso no interior da ponta do parafuso, dificultando a remoção do mesmo, caso seja necessário (ANSELL & SCALES<sup>2</sup>, 1968).

Em alguns casos, os parafusos são utilizados não com o intuito de gerar compressão no local da fratura, mas simplesmente para a manutenção dos fragmentos ósseos em posição. Quando eles são compressivos, ou quando utilizados para a fixação de placas, a efetividade vai estar diretamente relacionada a habilidade de gerar compressão (TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991).

A tensão que resulta da inserção do parafuso é convertida em força compressiva (EWERS & HARLE<sup>25</sup>, 1985).

O osso é capaz de reabsorver e remodelar frente a diferentes níveis de compressão, mas um parafuso sem mobilidade inserido de maneira compressiva contra o tecido ósseo, não resulta em necrose óssea significativa ou reabsorção próxima as roscas do parafuso. A colocação do parafuso no osso resulta em significativa força de torção. A facilidade com que esta força possa ser convertida em tensão e eventualmente, em compressão, irá determinar a eficiência do parafuso. Para minimizar a força de inserção resultante da colocação do parafuso, a tensão e a compressão são aumentadas. Ossos densos originam mais força do que o osso poroso e fino, e o tamanho do orifício comparado com o diâmetro do núcleo do parafuso podem afetar a força de inserção. As falhas dos parafusos, em promover adequada compressão ou resistência, podem ocorrer durante a inserção ou quando o tecido ósseo é submetido à força mastigatória (TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991).

Durante a inserção, as falhas que podem ocorrer são devido ao incorreto diâmetro da perfuração, provocando micro ou macro fraturas ósseas. Ao contrário, se o diâmetro estiver aumentado, haverá um menor engajamento das roscas no tecido ósseo com conseqüente

diminuição da resistência. Se o parafuso necessita de macheamento, este procedimento deverá ser realizado em toda a profundidade do orifício pois, caso contrário, para que haja o travamento do parafuso, ocorrerá fraturas das roscas criadas no osso. Se a força de inserção exceder a resistência do parafuso, haverá fratura deste, geralmente na junção da cabeça com o longo eixo. Clinicamente este tipo de fratura é mais comum quando parafusos longos são inseridos em osso cortical espesso (TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991).

Os parafusos podem ser utilizados sem placas nas reduções de fraturas ou osteotomias, com o uso da técnica interfragmentária. Estes parafusos podem ser compressivos ou posicionais. Na técnica compressiva, a perfuração do segmento mais próximo da cabeça do parafuso equivale ao diâmetro externo e a perfuração mais distante tem o diâmetro do núcleo. Portanto, as roscas do parafuso somente engajam a cortical mais distante da cabeça do parafuso. Com isso, quando o parafuso é apertado e a cabeça encosta na cortical externa, os segmentos são comprimidos um contra o outro. Tal técnica é a mais utilizada em fraturas mandibulares, tanto na região anterior, como no ângulo mandibular com resultados positivos. Já na técnica posicional, a

perfuração em ambas as corticais tem o diâmetro interno do parafuso, e portanto, as roscas engajam em ambas as corticais, mantendo assim o espaço entre elas. Esta técnica é mais utilizada em osteotomias mandibulares, proporcionando maior estabilidade pós-operatória (ELLIS & GHALI<sup>21</sup>, 1991).

A fixação interna das fraturas do terço médio da face, utilizando miniplacas e miniparafusos tem se tornado popular. Por várias razões, a fixação das fraturas do terço médio da face, foram vistas com uma certa resistência por vários cirurgiões. Uma das principais ambigüidades era se estas estruturas apresentavam força suficiente para permitir a ancoragem de placas e parafusos (SCHILLI<sup>69</sup>, 1969; MICHELET et al.<sup>51</sup>, 1973; CHAMPY et al.<sup>15</sup>, 1978; PREIN & HAMMER<sup>61</sup>, 1988; BAHR & LESSING<sup>5</sup>, 1992).

Baseado em tal ambigüidade, DROMMER<sup>20</sup> (1986), utilizou 20 cadáveres sendo 8 mulheres e 12 homens. Cinquenta e três perfurações foram realizadas em cada cadáver, com uma broca de 1,5mm, utilizando 3 chaves diferentes e parafusos com 8mm. A glabella, extremidade óssea do nariz e o complexo zigomático, foram consideradas as 3 regiões mais importantes para a estabilização das

osteotomias do tipo Le Fort III. O autor concluiu assim que a força axial deveria ser medida, de acordo com a quantidade de força necessária para a inserção do parafuso. Além disso, a fixação do terço médio da face poderia ser eficaz em sistemas de miniplacas, exceto na parede anterior do seio maxilar.

**PHILLIPS & RAHN<sup>60</sup>**, em 1989, demonstraram maior capacidade de reparo ósseo dos parafusos auto-rosqueáveis quando comparados com os parafusos não auto-rosqueáveis em osso com espessura menor que 2mm.

Desta forma, **BAHR<sup>4</sup>** (1990), avaliou a influência das técnicas de inserção dos parafusos auto-rosqueáveis e não auto-rosqueáveis, a interface osso/parafuso e finalmente a estabilidade. As perfurações foram realizadas no rebordo infra-orbitário e na crista infra-zigomática de cadáveres. Miniparafusos, confeccionados em aço inoxidável, de 2mm de diâmetro e 6mm de comprimento foram inseridos com uma chave de fenda eletrônica (*Intechnick Adliswill, Switzerland*). Houve diferença estatisticamente significante entre os valores dos teste de tração encontrados para os parafusos não auto-rosqueáveis, quando comparado com os parafusos auto-rosqueáveis ( $P < 0.001$ ). A análise

histológica mostrou melhor contato entre a rosca do parafuso e o osso, quando as perfurações não receberam o macheamento. No entanto, quando foi utilizado o método auto-rosqueável, muitas espículas permaneceram atrás, preenchendo a porção interna das roscas, tendendo a aumentar o contato entre a rosca do parafuso e o osso, podendo ser responsável pelo aumento dos valores nos testes de tração com conseqüente aumento da estabilidade.

Devido a literatura ser bastante controversa com relação a indicação do tipo de parafuso para a adequada osteossíntese do terço médio da face, **BAHR & LESSING<sup>5</sup>** (1992) realizaram um estudo onde compararam a influência dos parafusos auto-rosqueáveis e não auto-rosqueáveis de 2,0mm de diâmetro, na interface osso/parafuso durante o processo de reparação e o comportamento quando submetido a carga funcional (*Stratec Medical, Waldenburg, Switzerland*). Como modelo experimental foram utilizadas 10 ovelhas com 4 anos de idade. A avaliação histológica do osso circundante mostrou uma remodelação mais significativa nos parafusos não auto-rosqueáveis quando comparados com os parafusos auto-rosqueáveis. Conquanto, este estudo experimental não possa ser comparado diretamente à situação

clínica, apresentou credibilidade suficiente para supor que os parafusos não auto-rosqueáveis não são aconselháveis para os ossos finos do terço médio da face.

**CAMPBELL<sup>13</sup> (1993)**, publicou um trabalho com o objetivo de avaliar a falha na resistência do material (titânio puro) utilizado na confecção de mini parafusos auto-rosqueáveis. As fraturas do complexo zigomático-maxilar foram abordadas e fixadas com placas e parafusos de titânio anodizados (*Synthes Maxillofacial, Paoli, PA*). O autor concluiu que os parafusos auto-rosqueáveis foram desenvolvidos e tem indicações mais precisas para ossos finos, pois a instrumentação repetida pode levar a escarificação do tecido ósseo e conseqüente perda da estabilidade.

As falhas que podem ocorrer após um longo período de tempo, podem resultar de forças funcionais que excedam a capacidade do parafuso. Se forem utilizados diâmetros ou tamanhos insuficientes, as forças da mastigação simplesmente, podem se sobrepor às forças criadas pelo parafuso. Em alguns casos, a fadiga resulta em eventual fratura do parafuso (**TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991**).

O desenho das roscas do parafuso é considerado a principal diferença entre os parafusos não auto-rosqueáveis e auto-rosqueáveis (NUNAMAKER & PERREN<sup>58</sup>, 1976; XU et al.<sup>83</sup>, 1988).

Muitos estudos tem avaliado a variação no desenho do parafuso, em relação a resistência após a inserção dos mesmos. Aparentemente, o diâmetro da rosca e a dimensão externa do parafuso parecem ser os fatores mais importantes na resistência inicial (FOLEY et al.<sup>26</sup>, 1989; FOLEY et al.<sup>27</sup>, 1989; BAHR<sup>3</sup>,1992; BOYLE et al.<sup>8</sup>, 1993; YOU et al.<sup>84</sup>, 1994).

FOLEY et al.<sup>26</sup> (1989), avaliaram a rigidez de seis grupos de parafusos utilizados para a fixação de osteotomia sagital de ramo. O osso utilizado foi a costela de porco, e as perfurações realizadas com brocas de 1,5 e 2,0mm de diâmetro. O segmento proximal foi perfurado gradualmente com uma broca de 2,0mm e o segmento distal com broca de 1,5mm. No grupo I, 3 parafusos bicorticais foram inseridos numa inclinação de 90°, na posição de L invertido com dois parafusos na borda superior e com distância de 1 cm. No grupo II, 3 parafusos compressivos (lag screws) foram inseridos na superfície com uma inclinação de 90° no mesmo padrão do grupo I. Já no grupo III, 3 fios

de Kirschner foram inseridos com inclinação de  $60^{\circ}$  em um padrão triangular, com 1 cm de distância entre os fios. No grupo IV, foram utilizados parafusos bicorticais inseridos em uma inclinação de  $60^{\circ}$ , sendo que os mesmos apresentavam um arranjo linear. O grupo V seguiu o mesmo padrão do grupo descrito anteriormente, no entanto, foram utilizados 3 lag screws. No último grupo (VI), os 3 parafusos bicorticais foram inseridos em uma angulação perpendicular, mantendo o arranjo linear como descrito no grupo IV. Os autores observaram que a força compressiva nas osteotomias sagitais mostraram um erro na fixação ocorrida no lugar da osteotomia em todos os casos, permitindo a rotação do segmento distal. Foi observada diferença estatística em relação a rigidez dos parafusos, entre os grupos I e II e também entre os grupos IV, V e VI. Neste estudo os parafusos compressivos não mostraram diferença significativa em relação a rigidez, quando comparados com os parafusos bicorticais, sendo que a decisão de utilizar uma técnica ou outra, não deve ser baseada nas considerações iniciais sobre força.

**FOLEY et al.<sup>27</sup> (1989)** compararam através de tração uniaxial, a retenção de parafusos e pinos inseridos por 5 métodos diferentes.

Foram utilizados ossos de cães adultos recém-sacrificados, armazenados em soro fisiológico e mantidos sob refrigeração até que todos os testes se completassem. Nos grupos W e S, utilizou-se parafusos auto-rosqueáveis de 2,0mm de diâmetro, das marcas *Wuzburg* e *Richards*, onde todos os orifícios foram preparados com broca de 1,5mm de diâmetro. No grupo T foram utilizados parafusos não auto-rosqueáveis de 2,0mm de diâmetro, da marca *Richards*, onde todos os orifícios foram preparados com broca de 1,5mm de diâmetro. A rosca foi realizada no tecido ósseo com o auxílio de um macho de 2,0mm de diâmetro nos parafusos não auto-rosqueáveis. No grupo R, também foram utilizados parafusos não auto-rosqueáveis de 2,0mm marca *Richards*, no entanto, os orifícios foram preparados com um fio de Kirschner rosqueável de 0,062 pol. Finalmente no grupo Z, utilizou-se um pino de Kirschner não rosqueável de 0,045 pol. O posicionamento dos parafusos ou pinos em cada amostra foi aleatório, de modo que cada tipo foi inserido em uma posição diferente ao longo do osso. Todos os parafusos foram inseridos em uma profundidade de 9,0mm com uma inclinação de 90°. Os resultados obtidos nos testes de tração uniaxial revelaram que em todos os casos, as falhas

ocorreram na interface osso/ metal. Foi observada diferença estatisticamente significante entre o grupo Z e os grupos W,T,S,R, sendo que não houve diferença significativa entre os grupos W,T,S,R. Nenhuma diferença significativa na retenção e resistência foi observada entre os parafusos não auto-rosqueáveis e auto-rosqueáveis.

**BAHR<sup>3</sup> (1992)**, realizou um trabalho com o objetivo de medir a resistência mecânica à tração e estudar a interface osso/parafuso, (parafusos de emergência), em mandíbulas de cadáveres humanos. Seis perfurações foram realizadas com uma broca de 2,0mm de diâmetro, sob irrigação constante e após o macheamento um parafuso de 2,7mm foi inserido em cada perfuração. A máxima força no sentido horário, registrado durante o processo de inserção do parafuso, definiu o torque máximo. Os parafusos de 2,7mm foram removidos e os parafusos de emergência inseridos. O lado direito recebeu parafusos de emergência de 3,5mm, sendo que do lado esquerdo foram utilizados parafusos de 3,2mm. Os mesmos testes, realizados inicialmente para os parafusos de 2,7mm, foram repetidos para os parafusos de emergência. Observaram-se diferenças estatisticamente significantes entre a máxima

resistência do parafuso de 2,7mm e o de 3,5mm, assim como, entre o parafuso de 2,7mm e o de 3,2mm. No entanto, não houve diferença significativa entre os parafusos de emergência de 3,2mm e 3,5mm. Através da microscopia óptica foi observado na interface osso/parafuso a presença de espículas ósseas, geralmente perpendiculares ao longo eixo do parafuso. O autor concluiu assim, que os parafusos de emergência são inferiores aos parafusos de 2,7mm, em relação ao seu comportamento no tecido ósseo.

**BOYLE et al.<sup>8</sup> (1993)** avaliaram cinco marcas comerciais de parafusos auto-rosqueáveis (2,0mm) e uma marca comercial de parafusos de emergência (2,2mm). Todos os parafusos foram inseridos com uma inclinação de 90° totalizando 12 parafusos por costela de porco. O termo "espanar" foi definido como o momento no qual havia a livre rotação do parafuso no osso e nenhum aumento na força de inserção fosse observada. Para os testes de tração uniaxial foram utilizados parafusos de 2,0 e 2,2mm bem como os correspondentes de emergência. Um parafuso de 2,0 ou 2,2mm era inserido no primeiro orifício, rosqueado e o parafuso removido. A seguir o correspondente de emergência, era inserido. Os autores observaram

que os parafusos auto-rosqueáveis da marca *Timesh* foram os que apresentaram a maior força de inserção, maiores valores de tração axial e menor capacidade de espanar, quando comparado com as outras marcas. Desta forma, o maior torque exigido durante a inserção do parafuso, pode ser influenciado pelas propriedades dos osso, tamanho do orifício inicial em relação ao diâmetro do parafuso, inserção em uma ou duas corticais, inserção em material seco ou úmido e rotação contínua ou intermitente.

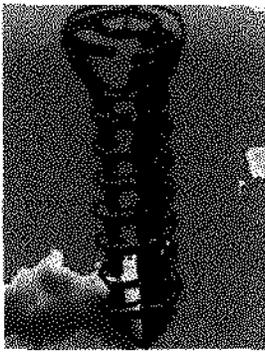
O desenho da rosca ideal de parafusos auto-rosqueáveis foi descrita por **BECHTOL**<sup>7</sup>(1959). Incluía uma série de roscas cortantes, sendo que cada uma delas promoveria uma pequena depressão que culminaria com o corte do tecido ósseo. A porção final do parafuso deveria ser afilada, as ranhuras as mais longas possíveis e as roscas longitudinais inseridos em uma haste para prevenir lascas. O parafuso ideal é aquele que é facilmente colocado e bem tolerado. Além disso, ele deve possuir a maior distância entre a força necessária para inseri-lo bem como a força necessária para espaná-lo, pois quanto maior for a distância, mais difícil será o comprometimento do parafuso.

**YOU et al.**<sup>84</sup> (1994), avaliaram as propriedades biomecânicas de

13 parafusos com diâmetro variando de 0,8mm a 2,0mm. Os testes foram realizados em fêmur bovino padronizado (fatias de 2 x 2,5 cm), com 1, 2, 3 e 4,0mm de espessura. Foram realizados ensaios para determinar a força de expulsão (POF), força de inserção (IT) e máxima força (MT). Os resultados mostraram que entre os 13 diferentes parafusos, fixados em ossos com 1mm de espessura, tanto os menores valores de força (108,5 N) como os maiores (294,9 N) foram produzidos por parafusos de 2,0mm de diâmetro, sendo que o menor valor de força de expulsão coincidiu com os parafusos que apresentavam a maior haste não rosqueável e maior passo de rosca. Os parafusos de 2,0mm com menor força de expulsão, também mostraram menor força máxima em ossos com espessura de 1,0mm, comparado com outros parafusos de 2,0mm. Quando todos os parafusos foram considerados para uma determinada espessura óssea, a força foi extremamente influenciada pelo diâmetro do parafuso. Parafusos auto-rosqueáveis com o mesmo diâmetro mostraram variações significantes na força de inserção devido a diferenças no desenho da lâmina cortante. Os autores concluíram que o diâmetro externo, o comprimento da haste, fenda da cabeça e desenho da lâmina cortante

são responsáveis por um grande impacto na resistência do parafuso e na sua eficiência em ossos corticais finos. A profundidade da rosca, diâmetro do núcleo e o tipo de metal não afetaram significativamente a performance. Baseado nestas condições padronizadas *in vitro*, o parafuso ideal de 2,0mm deve possuir uma haste não rosqueável o mais curta possível e o passo de rosca não deve ultrapassar 0,8mm.

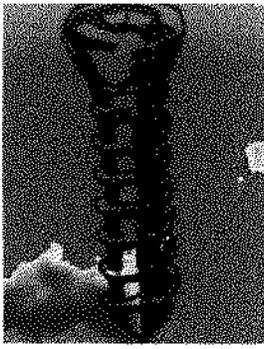
A grande limitação na maioria dos estudos é que a resistência só é avaliada, através de testes de tração em direção uniaxial. Outros fatores podem levar a falha do parafuso, incluindo o cisalhamento do osso ou do parafuso, remodelação óssea e a possibilidade de impactos extras nos parafusos inseridos para a fixação interna rígida (TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991).



**PROPOSIÇÃO**

## 5. PROPOSIÇÃO

O propósito deste trabalho foi avaliar a resistência inicial à remoção, por tração axial, de parafusos de titânio, de 2,0 mm de diâmetro, inseridos bicorticalmente, em tíbias de coelhos.



## **MATERIAIS E MÉTODOS**

## 6. MATERIAIS E MÉTODOS

### 6.1. MATERIAIS

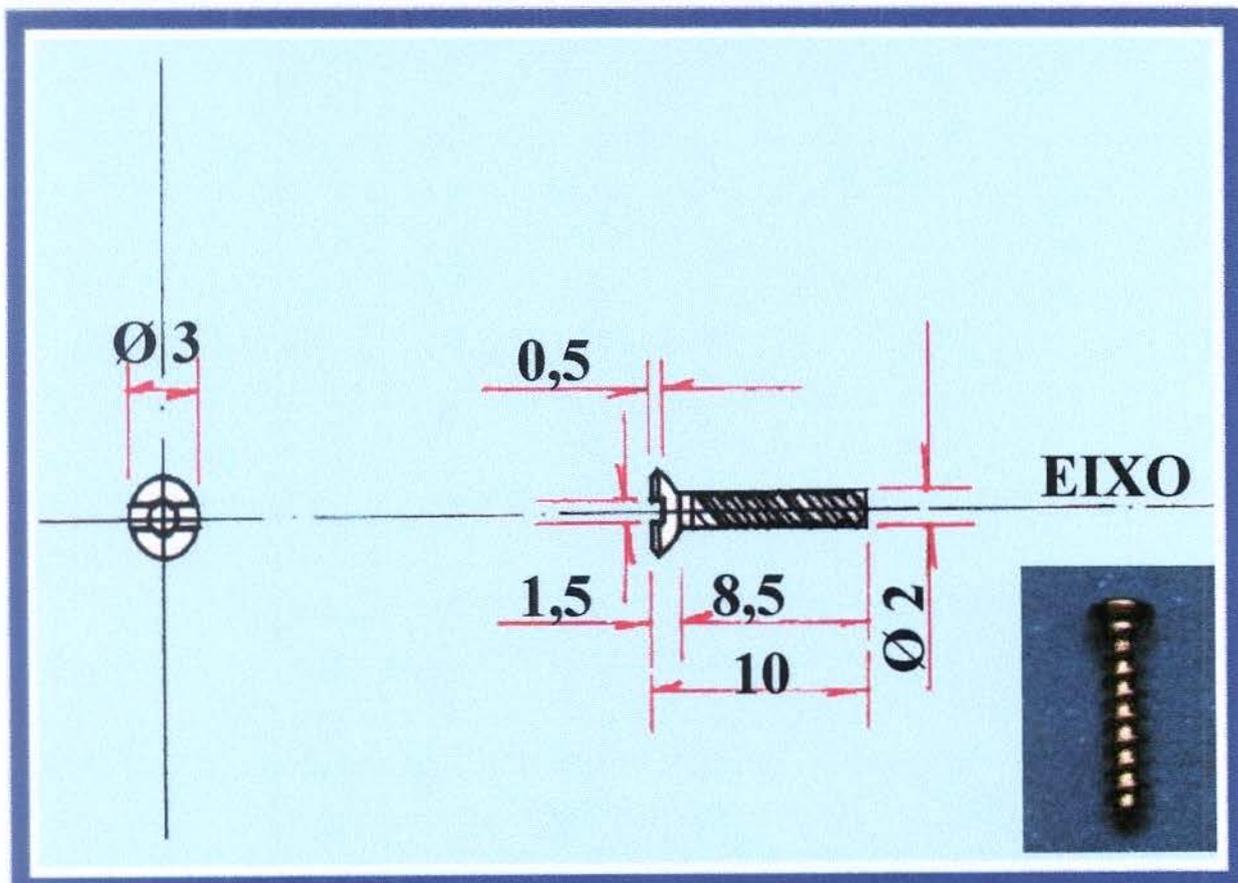
Foram utilizados, neste estudo, 30 parafusos de 3 marcas comerciais diferentes. As marcas comerciais e respectivos fabricantes estão apresentados na **Tabela 1**.

**Tabela 1-** Parafusos com seus respectivos fabricantes

Marca Comercial	Fabricante
Engimplan	Engenharia de Implante Indústria e Comércio Ltda. Rio Claro/SP.
Synthes	Synthes Indústria e Comércio Ltda. Oberdohf- Suíça.
Bucomax	GMReis Júnior Indústria Comércio e Acessoria de Equipamentos Médicos. Campinas/SP.

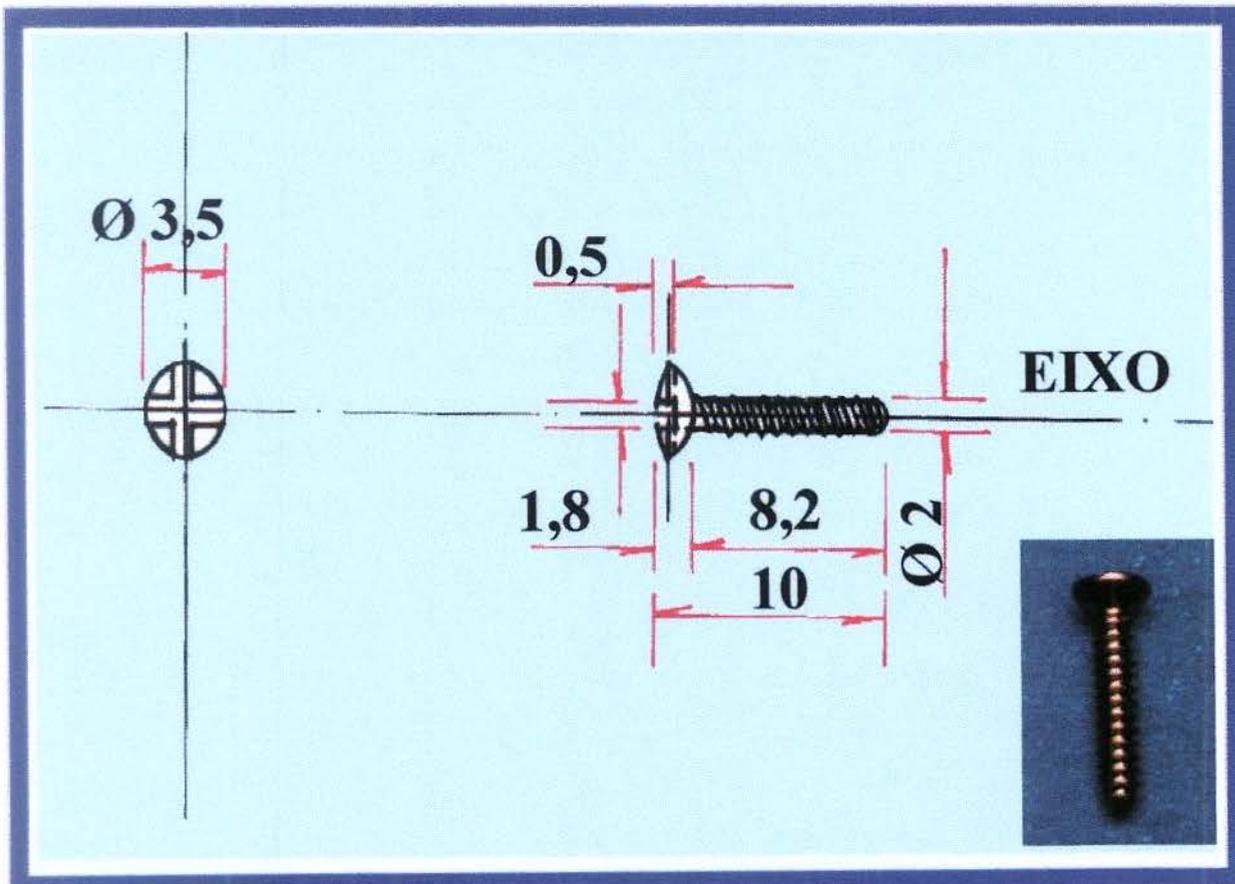
Todos os parafusos foram confeccionados em titânio comercialmente puro.

Os parafusos da marca Engimplan apresentavam 10mm de comprimento total, sendo 8,5mm até a cabeça e 1,5mm o tamanho da própria cabeça do parafuso. Apresentavam diâmetro externo de 2,0mm, sendo que, em uma vista frontal a cabeça possuía uma ranhura linear e diâmetro de 3,0 mm. Os passos de roscas eram distantes, totalizando sete espirais (**Figura 1**).



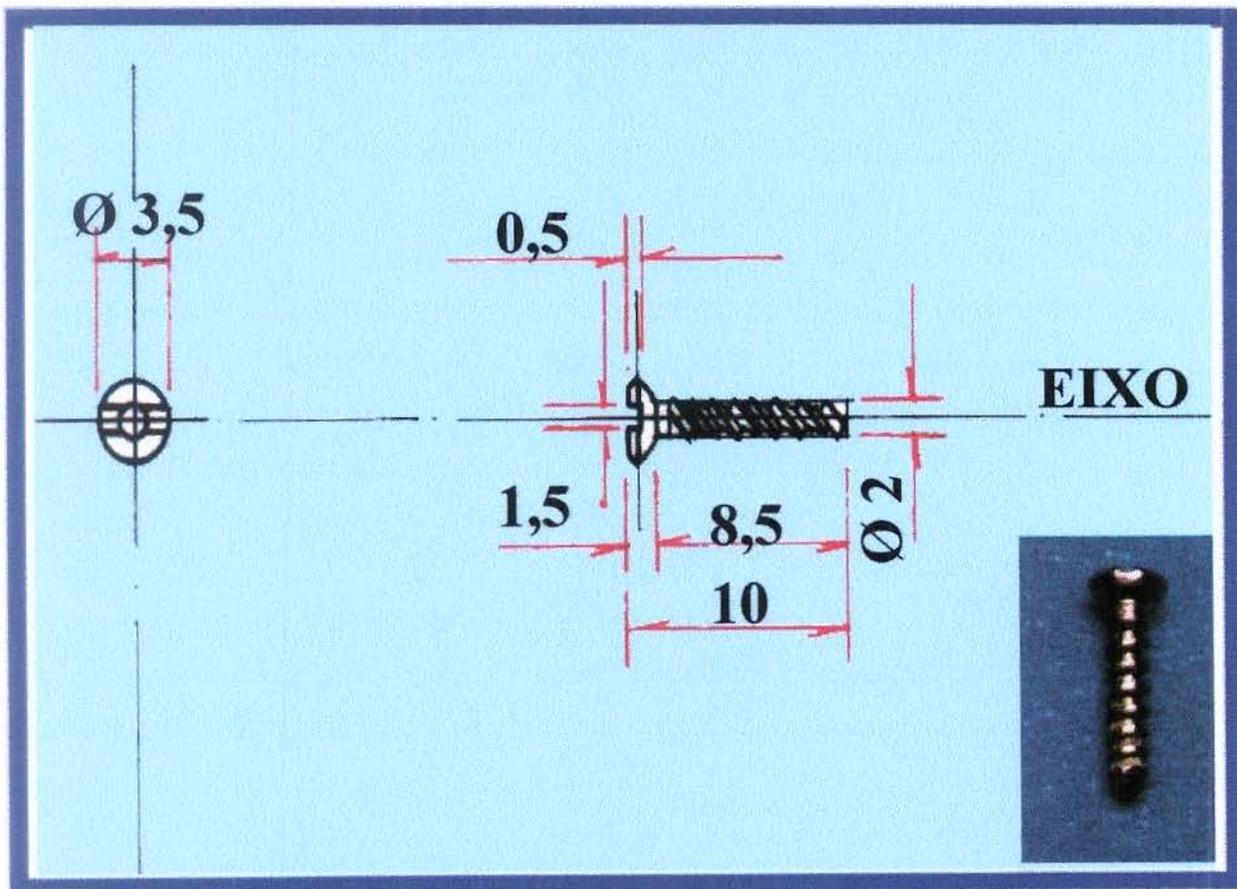
**Figura 1.** Desenho esquemático e aspecto do parafuso da marca Engimplan.

Os parafusos da marca Synthes apresentavam 10mm de comprimento total, sendo 8,2mm até a cabeça e 1,8mm o tamanho da própria cabeça do parafuso. Diâmetro externo de 2,0mm, sendo que, em uma vista frontal, a cabeça apresentava uma ranhura cruciforme e diâmetro de 3,5mm. Os passos de roscas eram mais próximos quando comparados com o parafuso anterior, totalizando catorze espirais (Figura 2).



**Figura 2.** Desenho esquemático e aspecto do parafuso da marca Synthes.

Os parafusos Bucomax apresentavam 10mm de comprimento total, sendo 8,5mm até a cabeça e 1,5mm o tamanho da própria cabeça do parafuso. Diâmetro externo de 2,0mm, e em uma vista frontal, a cabeça apresentava uma ranhura linear e diâmetro de 3,5mm. Os passos de rosca dos parafusos eram mais distantes quando comparado com o grupo anterior, totalizando 8 espirais (**Figura 3**).

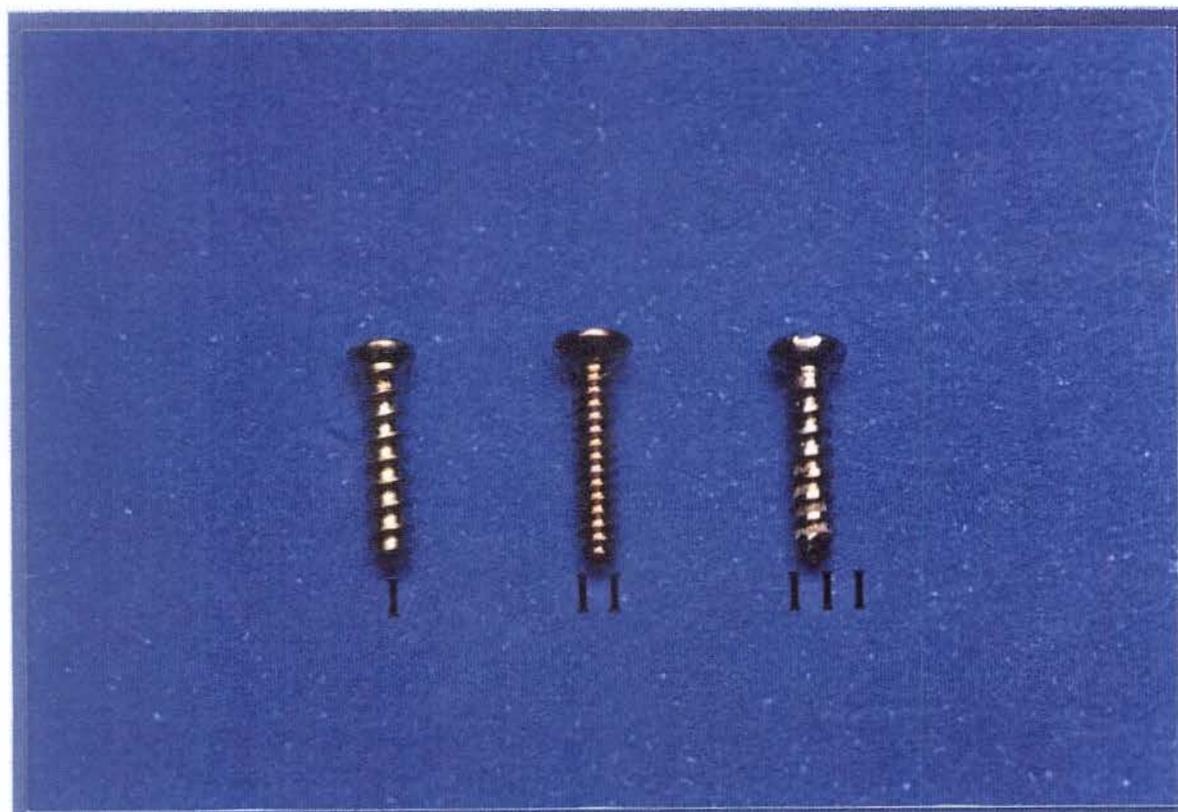


**Figura 3.** Desenho esquemático e aspecto do parafuso da marca Bucomax.

Foram testados 10 parafusos de cada marca comercial, divididos em 3 grupos, conforme especificado na **Tabela 2** e na **Figura 4**.

**Tabela 2-** Distribuição dos grupos.

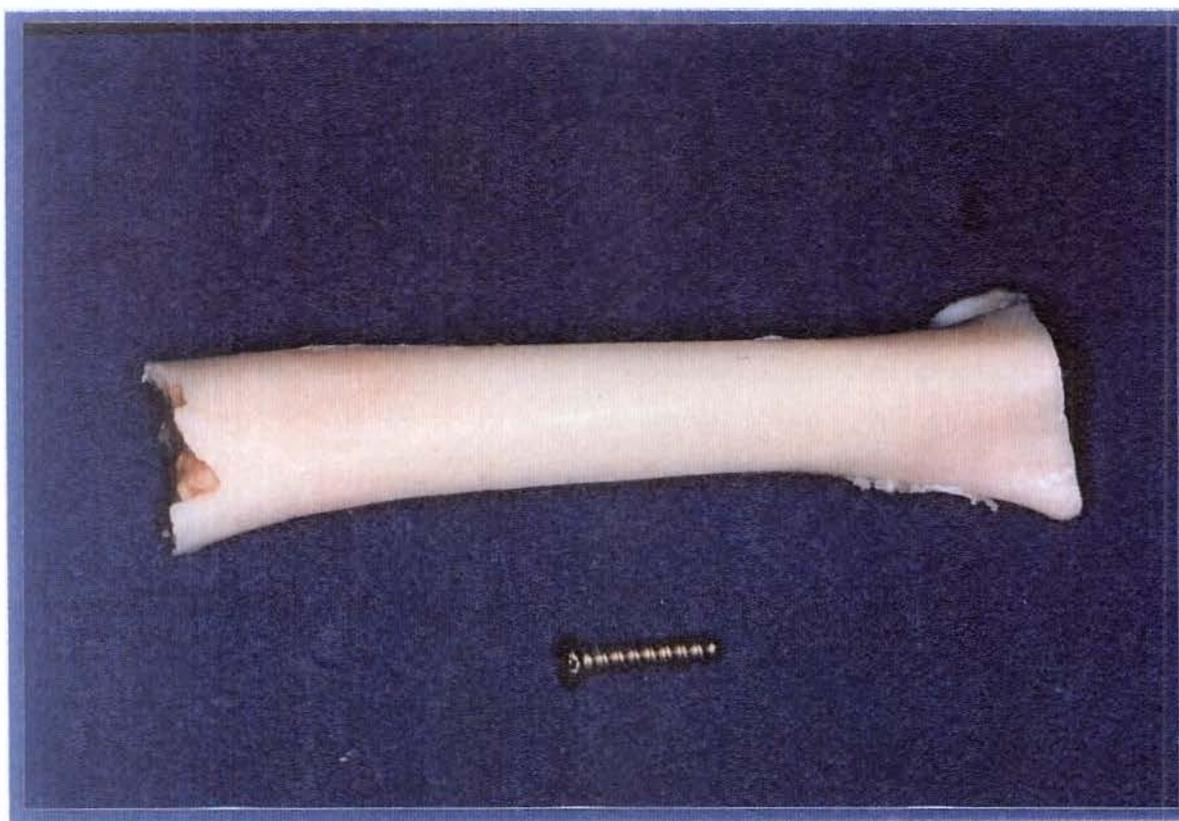
Grupos	Marca Comercial	Nº de Parafusos
I	Engimplan	10
II	Synthes	10
III	Bucomax	10



**Figura 4.** Amostras representativas dos parafusos dos grupos I, II, III

### 6.1.1. Obtenção das Tíbias

Foram utilizados, neste estudo, 30 tíbias de coelhos da raça Nova Zelândia, sexo masculino e idade variando entre 6 e 7 meses, que foram cuidadosamente dissecadas para remoção do tecido muscular aderido e congeladas, em solução salina a 0,9%<sup>a</sup> à temperatura de -18°C (Figura 5).



**Figura 5.** Vizualização das tíbias de coelhos.

<sup>a</sup> Solução de Cloreto de Sódio a 0,9%, Sanobiol

## 6.2. MÉTODOS

Para todos os grupos (I, II e III) as tíbias foram perfuradas ,em ambas as corticais, com uma broca de 1,5mm em uma angulação de  $90^{\circ}$  , montada em peça reta e sob baixa rotação de 20.000 rpm<sup>b</sup> (Figura 6).

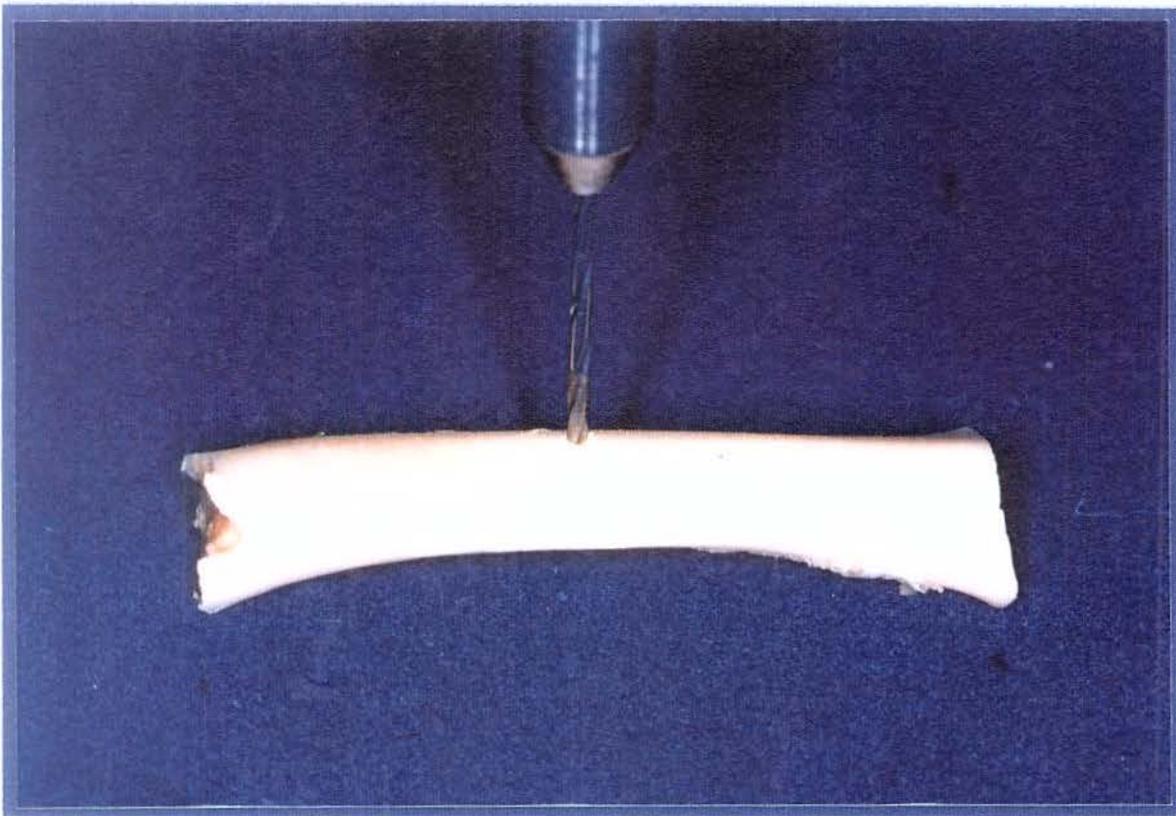


Figura 6. Perfuração das tíbias de coelho com baixa rotação.

---

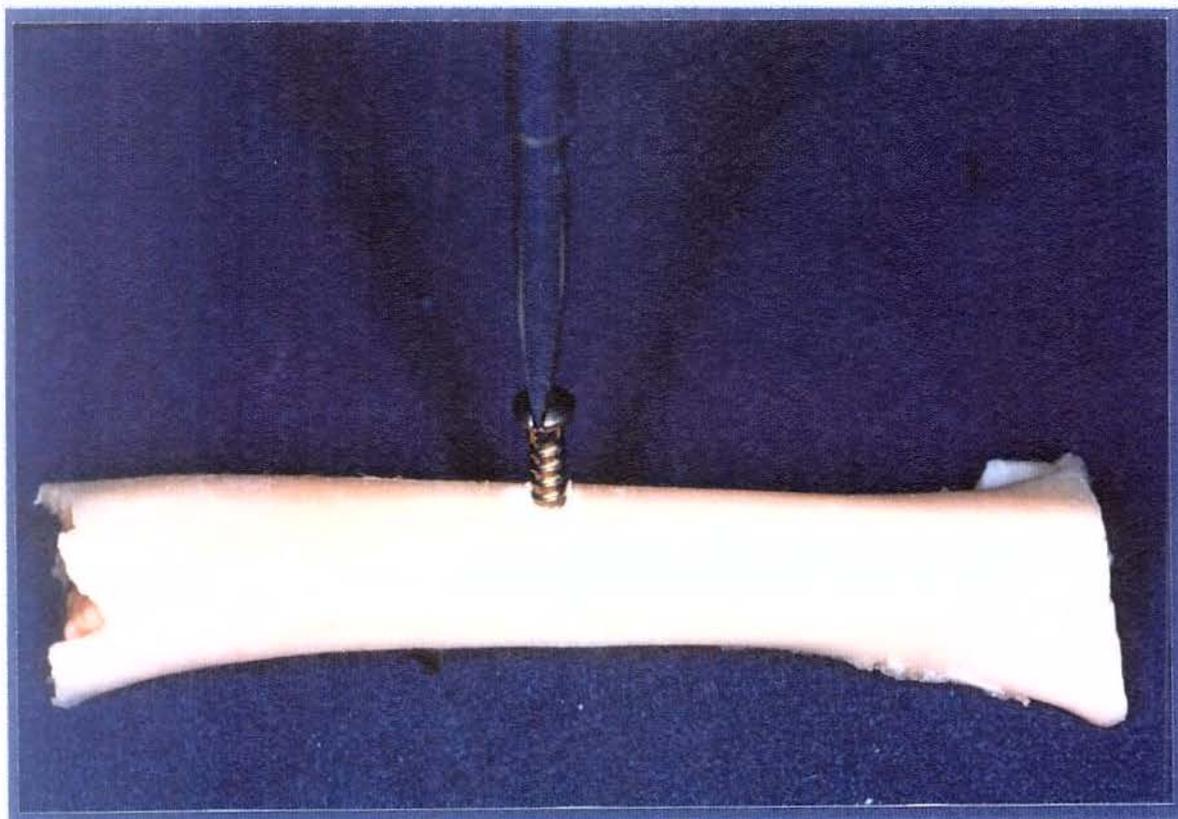
<sup>b</sup> Motor marca Dentec

Para todos os grupos foram utilizados os obtentores de rosca com diâmetro de 2,0mm correspondentes aos respectivos sistemas (Figura 7).



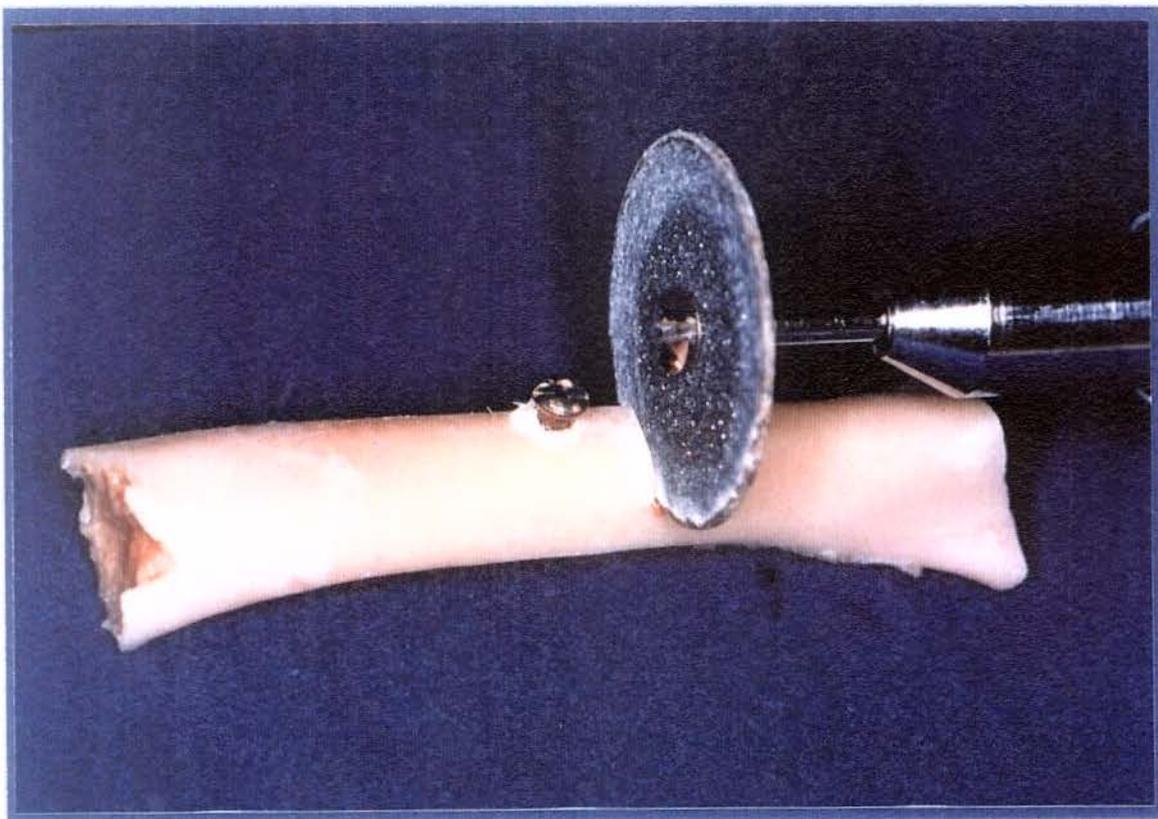
**Figura 7.** Utilização do obtentor de rosca.

Os parafusos foram, posteriormente, inseridos em seus respectivos orifícios e rosqueados com a chave manual deixando a cabeça do parafuso à uma distância de 2,0mm da porção convexa da tibia (Figura 8).



**Figura 8.** Inserção dos parafusos nas tíbias de coelhos.

Posteriormente, cada tibia foi seccionada com disco de carborundum, em ambas as extremidades, visando a remoção das epífises proximais e distais, de tal forma que o conjunto, tibia e parafuso, apresentasse 1 cm de comprimento (**Figura 9**).



**Figura 9.** Seccionamento das tíbias com disco de carborundum.

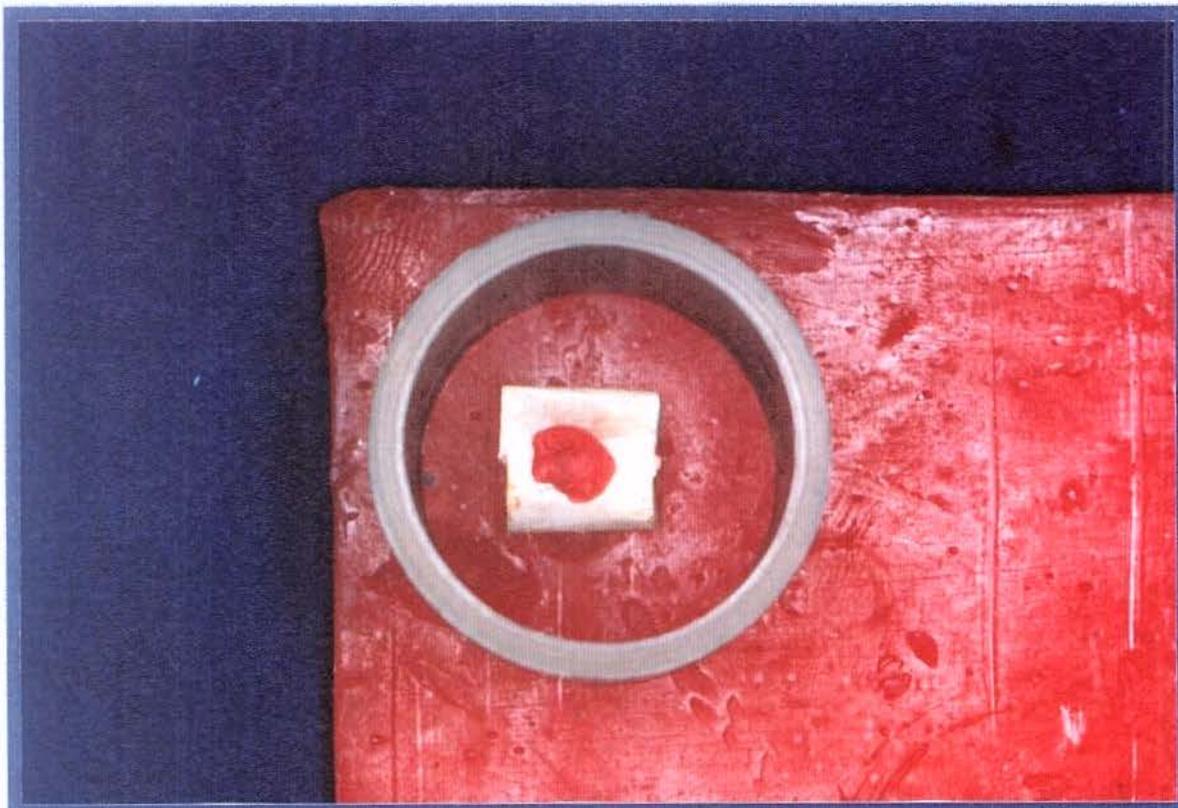
Após o seccionamento, cada amostra recebeu na sua porção inferior, cera utilidade, protegendo a ponta do parafuso, do contato com a resina acrílica ativada quimicamente (**Figura 10**).



**Figura 10.** Proteção da ponta do parafuso de cada amostra com cera utilidade.

### 6.2.1 Preparação dos Corpos-de-prova

Após o seccionamento das tíbias e proteção da ponta do parafuso, cada amostra foi cuidadosamente posicionada sobre uma placa de cera utilidade, de tal forma que a cabeça do parafuso permanecesse inserida na cera. A seguir, o cilindro de PVC<sup>c</sup>, com 25mm de diâmetro externo, 20mm de diâmetro interno e 30mm de altura, foi posicionado sobre a placa de cera utilidade envolvendo o conjunto, tibia e parafuso (**Figura 11**).



**Figura 11.** Posicionamento do cilindro de PVC na placa de cera utilidade, envolvendo o conjunto tibia e parafuso.

<sup>c</sup> Tubos e Conexões Tigre Ltda., Rio Claro/SP

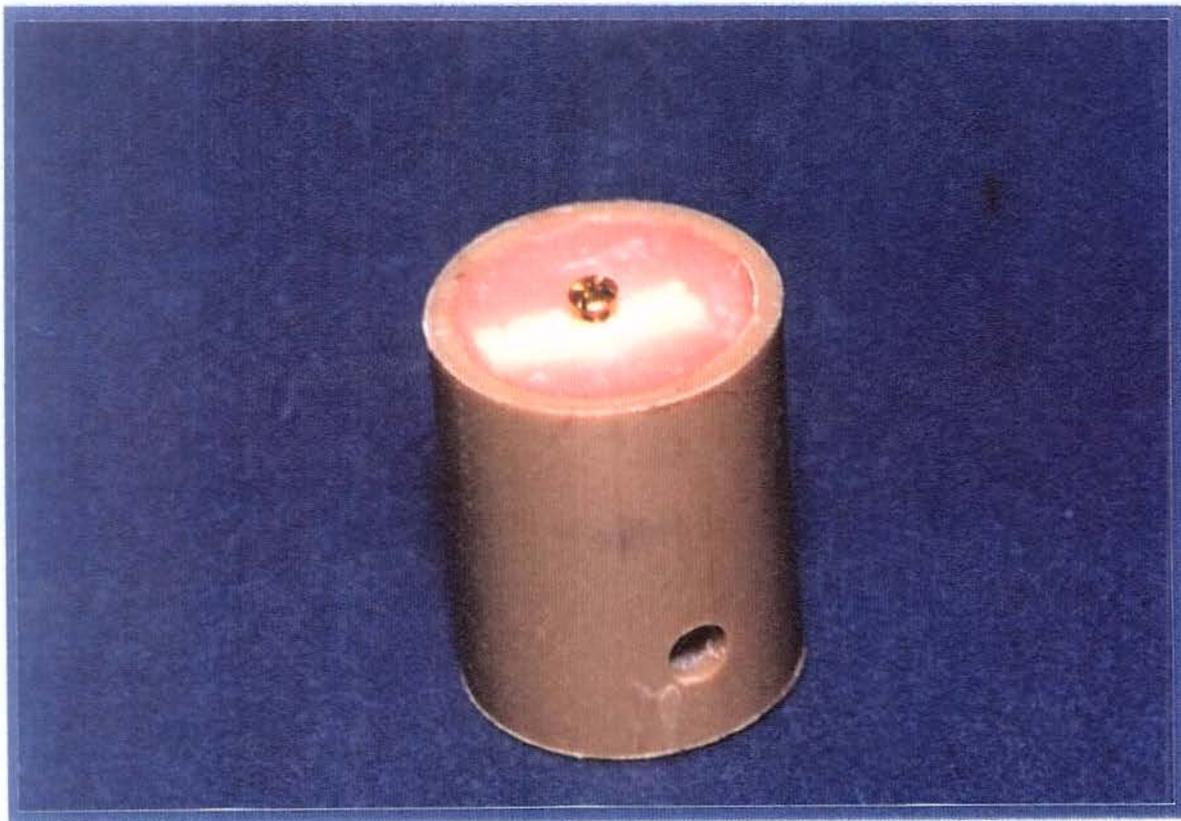
Cada uma das amostras foi incluída em resina acrílica ativada quimicamente<sup>d</sup> de tal forma que a borda superior do tubo de PVC, ficasse paralela à superfície do osso, expondo a cabeça do parafuso (Figura 12).



**Figura 12.** Inclusão das amostras em resina acrílica ativada quimicamente.

<sup>d</sup> Cor rosa, Clássico, Artigos Odontológicos Ltda., São Paulo/SP

Em seguida, em cada um dos corpos-de-prova foi realizada uma perfuração na extremidade inferior do cilindro de PVC, localizadas a 10 mm da borda, possibilitando, assim, a transfixação de um pino metálico (**Figura 13**).



**Figura 13.** Perfuração na extremidade inferior do cilindro de PVC a 10mm da borda inferior.

### 6.2.2. Confeção do Dispositivo Metálico

Para viabilizar a execução do estudo foi necessário elaborar um dispositivo metálico que pudesse ser adaptado à cabeça do parafuso e ao mordente inferior da máquina de tração<sup>e</sup> (Figura 14).

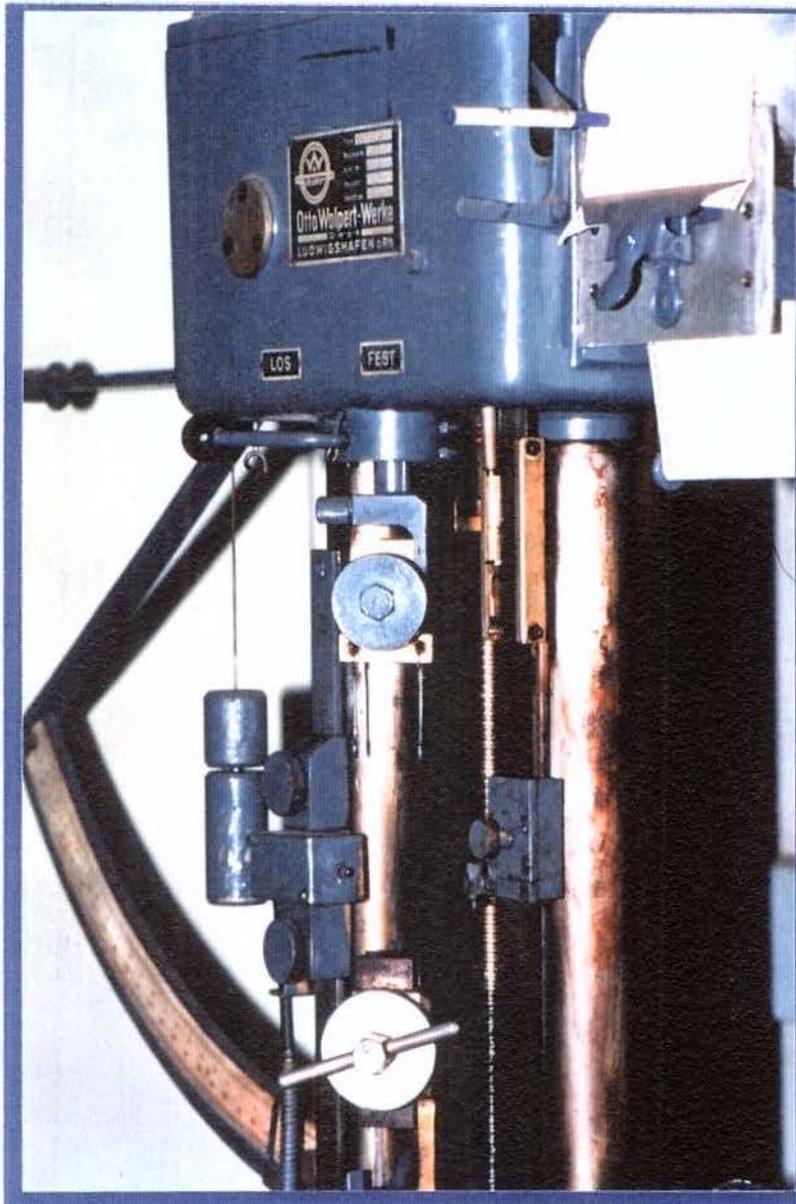


Figura 14. Máquina de tração (Otto Wolpert Werke – Germany)

---

<sup>e</sup> Otto Wolpert Werke (Germany)

Este dispositivo foi confeccionado em aço prata (5/16 polegadas) não temperado, para evitar o deslocamento da peça no mordente da máquina de ensaio universal. Apresentava comprimento total de 60mm, sendo o comprimento da porção rebaixada de 15mm, diâmetro do orifício de 5mm e o restante de 40mm. O diâmetro total da peça era de 7,81mm. O diâmetro da parte rebaixada era de 6,0mm, visando possibilitar o encaixe do dispositivo ao mordente da máquina. O orifício confeccionado na porção inferior do dispositivo apresentava diâmetro de 4,0mm, com uma abertura de 2,0mm que foi perfeitamente encaixada à cabeça do parafuso (**Figura 15**).

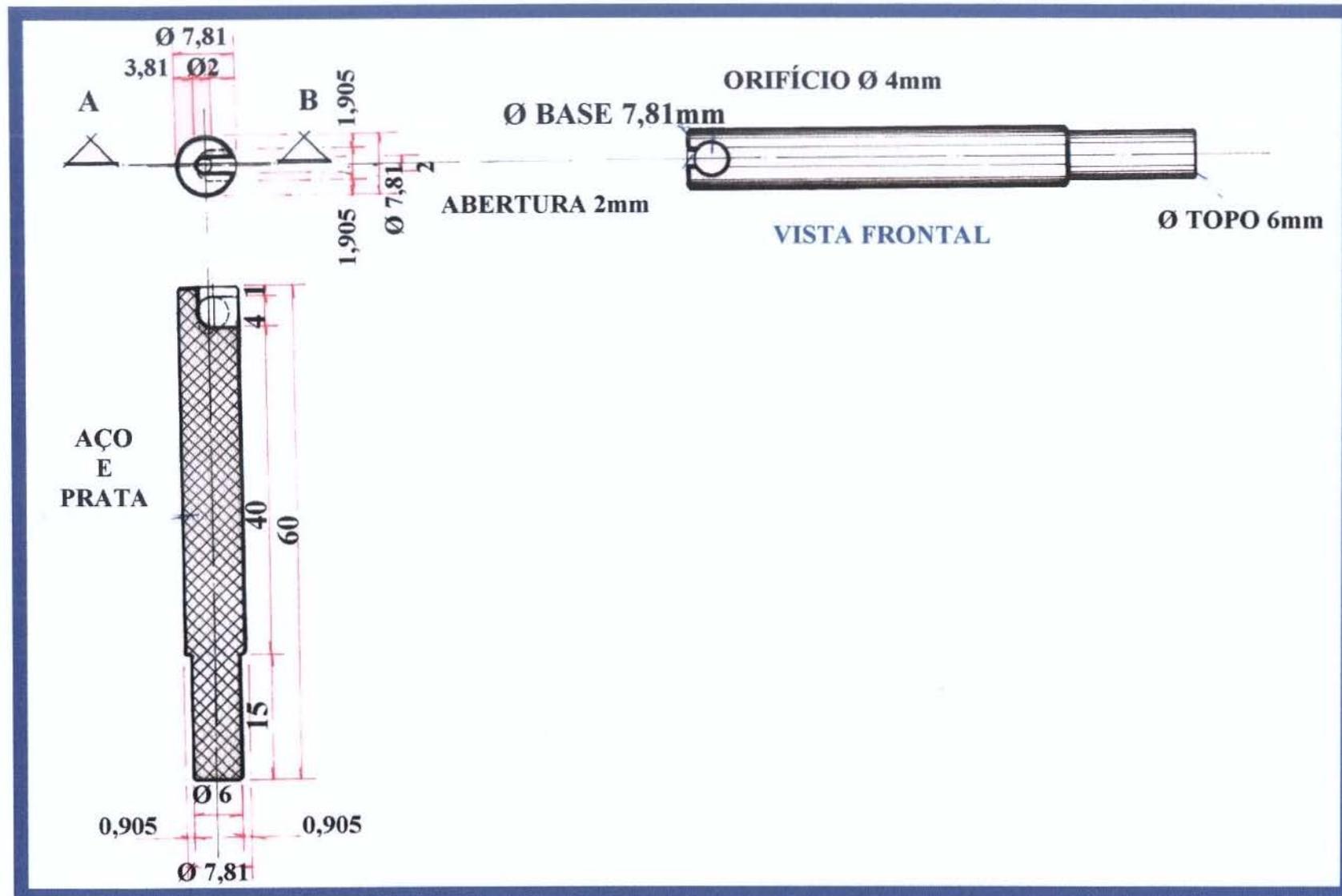


Figura 15. Desenho esquemático do dispositivo metálico

### 6.2.3. Preparação das Amostras para o teste de ensaio de tração universal

Os corpos-de-prova foram alojados verticalmente, de tal forma que permanecessem fixados ao mordente superior da máquina de ensaio universal e o dispositivo metálico adaptado ao mordente inferior, havendo assim o encaixe entre a abertura do orifício e a cabeça do parafuso (Figura 16 e 17).

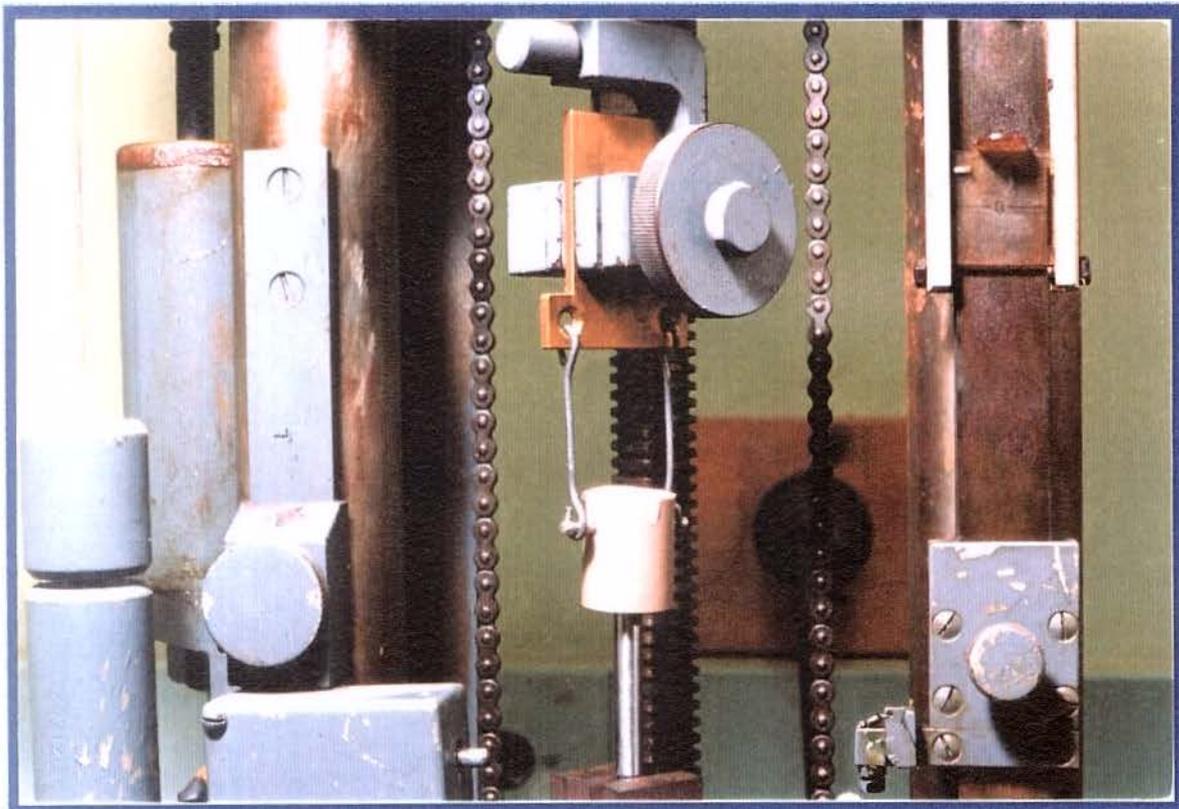
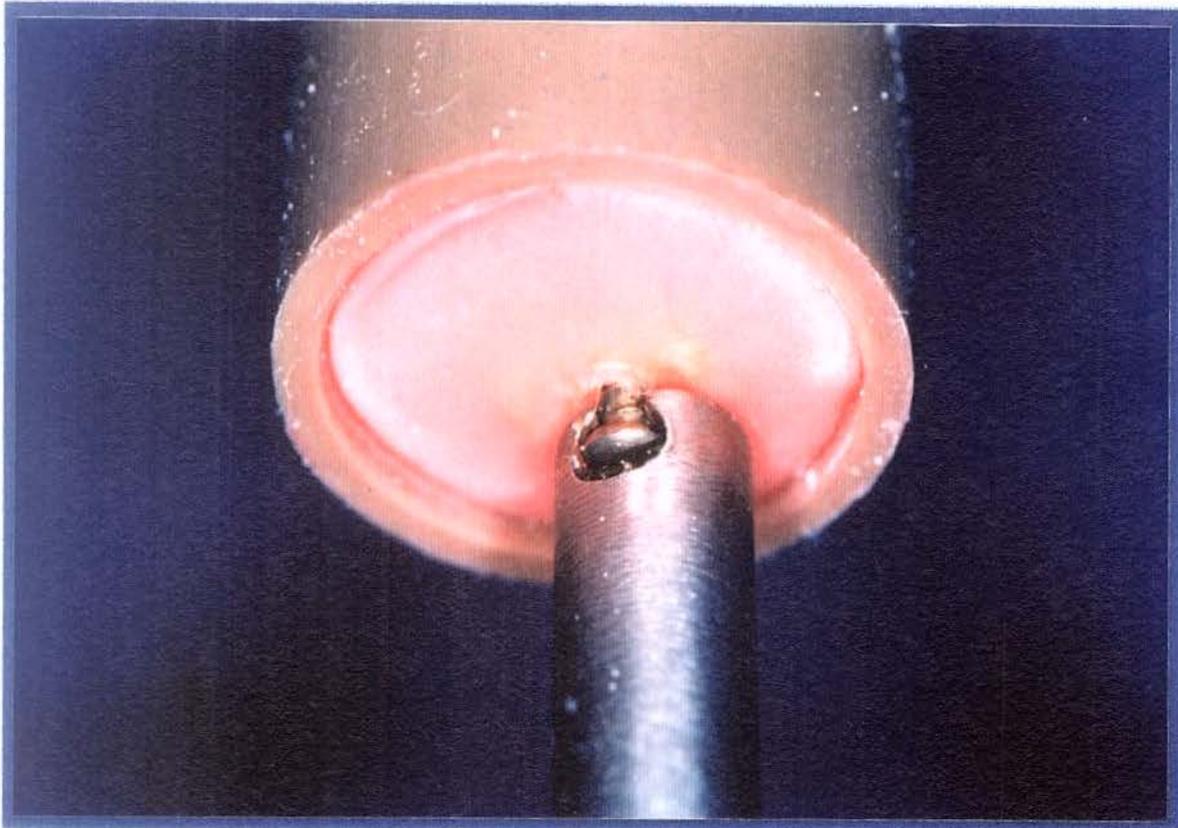
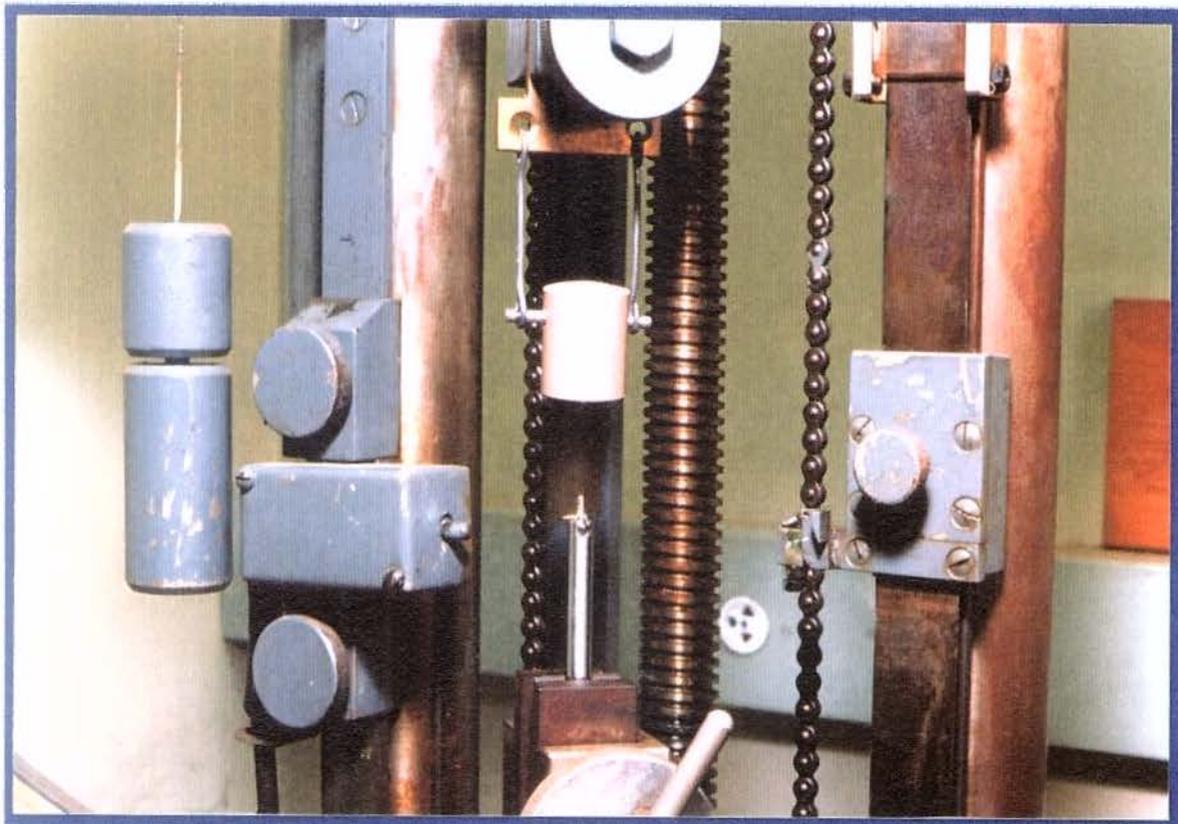


Figura 16. Fixação dos corpos-de-prova aos mordentes da máquina de Tração.



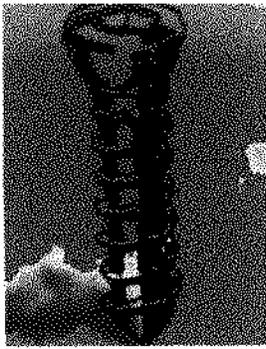
**Figura 17.** Vista aproximada do encaixe do dispositivo metálico à cabeça do parafuso.

Os 30 corpos-de-prova foram submetidos, imediatamente, ao teste de resistência inicial à remoção por tração axial em uma máquina de ensaio universal à uma velocidade de 6mm/minuto (**Figura 18**).



**Figura 18.** Realização do Teste de Tração até o completo distanciamento entre os mordentes, visando a remoção do parafuso do tecido ósseo.

Os resultados obtidos em quilograma-força (kgf), foram analisados através da “Prova de Kruskal - Wallis” (SIEGEL<sup>73</sup>, 1975), em uma prova bilateral, ao nível de 5% de probabilidade.



## **RESULTADOS**

## 7. RESULTADOS

A prova estatística adequada à análise de dados, relativos a duas amostras, que se apresentem em escala intervalar é o “Teste t de Student”, quando têm-se mais de duas amostras, aplica-se a “Análise de Variância”. Estas duas provas paramétricas só podem ser aplicadas quando alguns requisitos são preenchidos.

Além do requisito citado, escala intervalar, é necessário que se verifique se a distribuição dos valores é normal e se há homogeneidade entre as variâncias.

A primeira análise efetuada foi a verificação da normalidade, ou não da distribuição dos dados, através da Prova de Análise de Variância para Normalidade (SHAPIRO & WILK<sup>71</sup>, 1965).

A análise foi feita, sobre os valores relativos às medidas de tração obtidas, com os parafusos do Grupo I. O resultado encontrado, de  $w$ , foi igual a 0,878, sendo que, para  $n$  igual a 10, o valor crítico de  $w$  é igual a 0,939 (Anexo I). O valor de  $w$  encontrado, foi menor do que o valor crítico, indicando que a distribuição é não - normal.

A seguir, foi efetuada a transformação logarítmica dos dados e

aplicada, novamente, a Prova de Análise de Variância para Normalidade e o valor encontrado foi igual a 0,893, indicando, ainda, não - normalidade da distribuição (**Anexo I**).

Em vista destes resultados, na análise estatística, efetuada com o objetivo de verificar a existência, ou não, de diferenças significantes entre as forças de tração exercidas nos três parafusos de diferentes marcas comerciais: grupo I, II e III, foi aplicada a “Prova de Kruskal-Wallis (SIEGEL<sup>73</sup>, 1975) (**Anexo II**) .

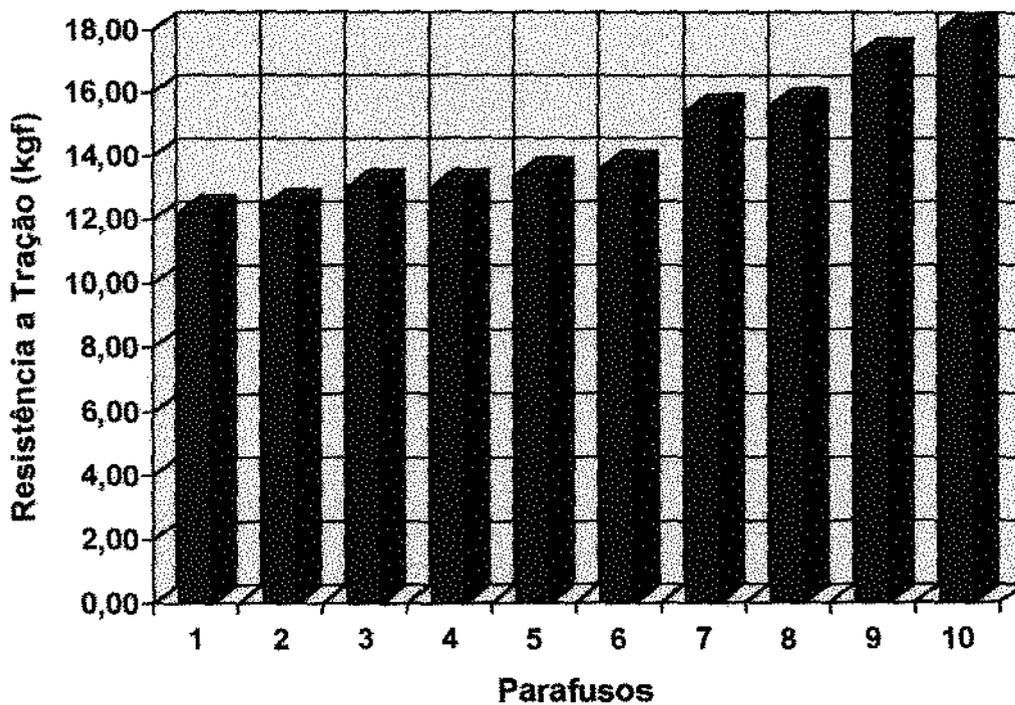
O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral.

A decisão foi efetuada através da “Tabela dos Valores Críticos de Qui - Quadrado” (SIEGEL<sup>73</sup>, 1975), sendo que o valor crítico do  $X^2$ , para graus de liberdade igual a 2 é de 5,99.

Os valores de força (kgf) obtidos neste trabalho, necessários para o deslocamento por tração dos parafusos dos grupos I, II e III estão presentes nas **Tabelas 3, 4, 5 e Figuras 19, 20, 21 e 22**.

**Tabela 3-** Valores de força (kgf), em ordem crescente, necessários para o deslocamento por tração dos parafusos do grupo I.

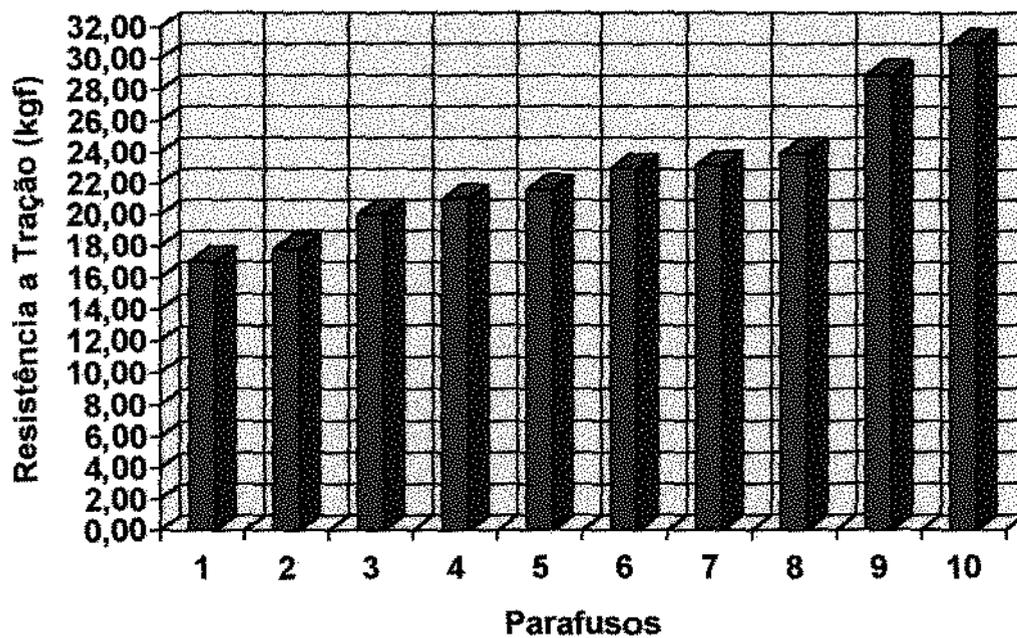
<i>Parafuso</i>	<i>kgf</i>
1	12,20
2	12,40
3	13,00
4	13,00
5	13,40
6	13,60
7	15,40
8	15,60
9	17,20
10	18,00



**Figura 19.** Gráfico dos valores de resistência à tração necessários para o deslocamento dos parafusos do grupo I.

**Tabela 4-** Valores de força (kgf), em ordem crescente, necessários para o deslocamento por tração dos parafusos do grupo II.

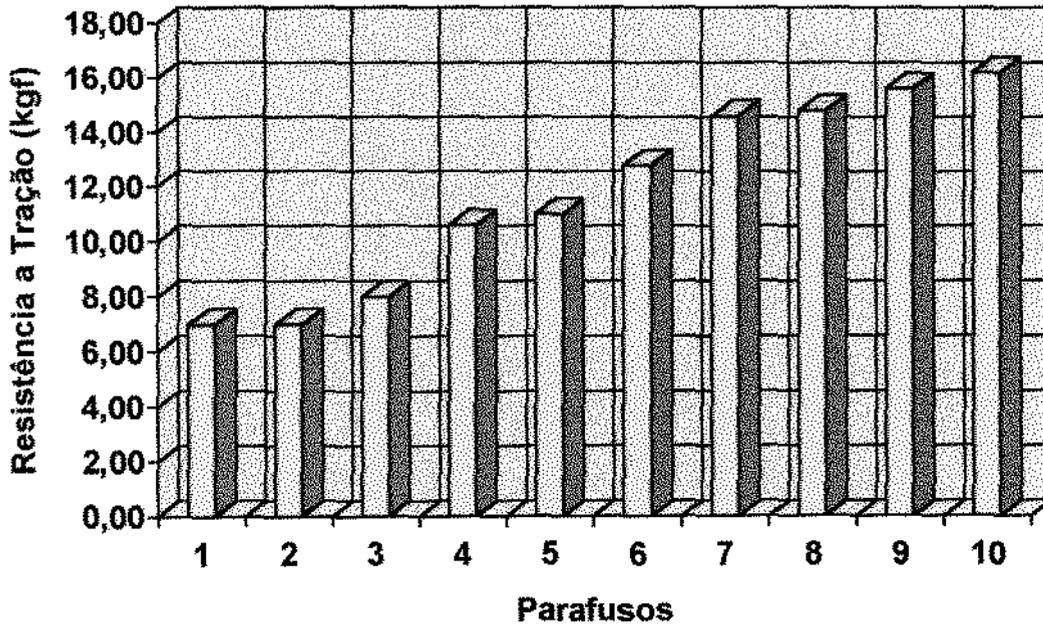
Parafuso	kgf
1	17,00
2	17,80
3	20,00
4	21,00
5	21,60
6	23,00
7	23,20
8	24,00
9	29,00
10	31,00



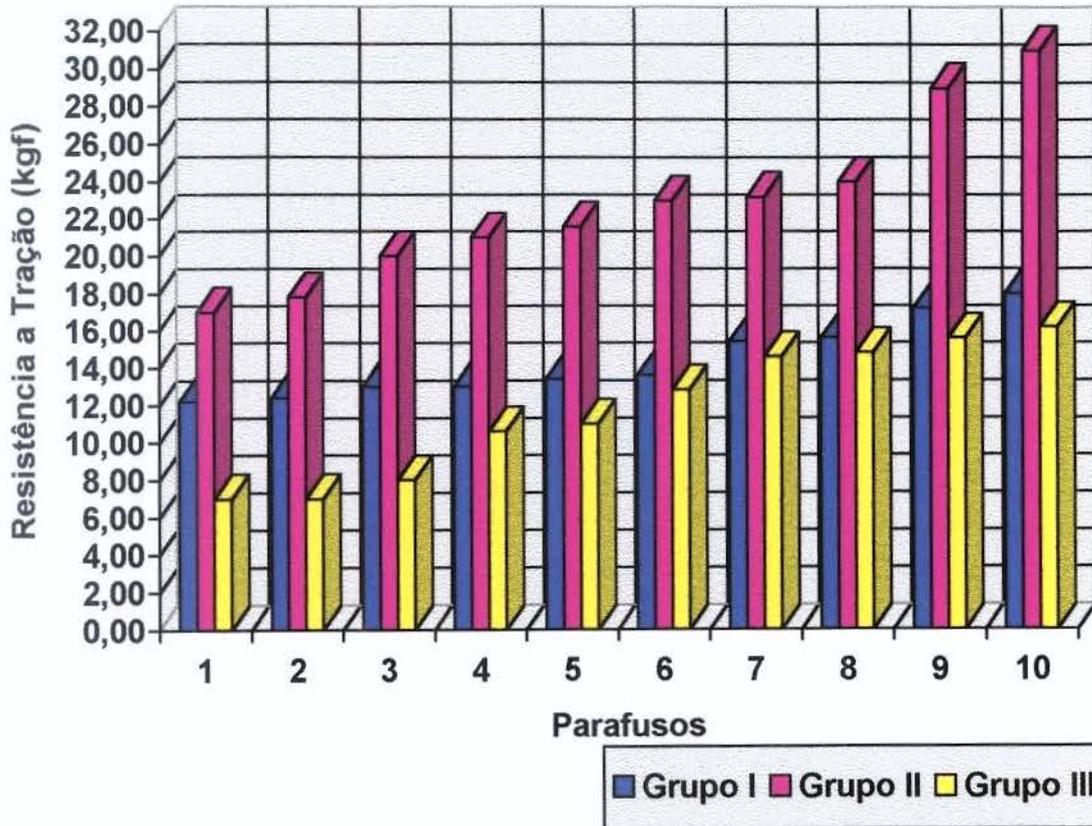
**Figura 20.** Gráfico dos valores de resistência à tração necessários para o deslocamento dos parafusos do grupo II.

**Tabela 5-** Valores de força (kgf), em ordem crescente, necessários para o deslocamento por tração dos parafusos do grupo III.

<i>Parafuso</i>	<i>kgf</i>
1	7,00
2	7,00
3	8,00
4	10,60
5	11,00
6	12,80
7	14,60
8	14,80
9	15,60
10	16,20

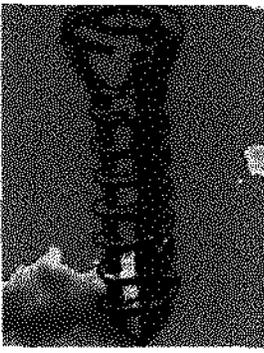


**Figura 21.** Gráfico dos valores de resistência à tração necessários para o deslocamento dos parafusos do grupo III.



**Figura 22.** Gráfico comparativo dos valores de resistência a tração necessários para o deslocamento dos parafusos dos grupos I, II e III.

Comparando os valores de resistência a tração, (**Figura 22**), avaliou-se que o valor  $X^2$  encontrado foi igual a 19,46, indicando que houve diferenças significantes entre as forças de tração exercidas nos três grupos de parafusos (**Anexo II**), onde a mais elevada foi a relativa aos parafusos do grupo II (Synthes) e a menor, relativa aos parafusos do grupo III (Bucomax).



## **DISCUSSÃO DOS RESULTADOS**

## 8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Nos últimos anos, a utilização da fixação interna rígida no tratamento das fraturas mandibulares tem se tornado extremamente popular. Esta abordagem garante rápida regeneração óssea, evitando o bloqueio maxilomandibular, permitindo assim que a mandíbula retome seu papel funcional mais precocemente ( SCHILLI<sup>69</sup>, 1969; ELLIS & GHALI<sup>21</sup>, 1991; ELLIS<sup>22</sup>, 1993).

Um dos principais requisitos da fixação interna rígida é a adequada retenção mecânica dos parafusos. Erros técnicos na osteossíntese, podem levar a fendas na rosca, confeccionadas no tecido ósseo, com conseqüente comprometimento na retenção do parafuso.

No presente trabalho optamos pela utilização de tíbias de coelhos congeladas, uma vez que KO<sup>38</sup> ( 1953 ) e HAZAMA<sup>32</sup> (1956), demonstraram que não há diferença significativa nas propriedades físicas do osso, quando armazenados, mesmo que por vários meses, em solução salina à temperatura de -18°C.

Após algum tempo, EVANS<sup>24</sup> (1973) demonstrou que resultados obtidos em experimentos realizados em osso morto,

especialmente quando mantido em condições frescas ou úmidas, poderiam ser extrapolados para o comportamento e as propriedades do osso em animais vivos.

Muitos estudos tem avaliado a diversidade no desenho dos parafusos, em relação a resistência após a inserção dos mesmos. Aparentemente, o diâmetro da rosca e a dimensão externa do parafuso parecem ser os fatores mais importantes na resistência inicial (NUNAMAKER & PERREN<sup>58</sup>, 1976; DROMMER<sup>20</sup>, 1986; XU et al.<sup>83</sup>, 1988; FOLEY et al.<sup>26</sup>, 1989; FOLEY et al.<sup>27</sup>, 1989; BOYLE et al.<sup>8</sup>, 1993).

Existem muitas controvérsias em relação ao tipo de parafuso ideal para utilização em fixação interna rígida. Variações a nível do desenho das roscas são as principais diferenças entre os parafusos não auto-rosqueáveis e auto-rosqueáveis (XU et al.<sup>83</sup>, 1988; FOLEY et al.<sup>26</sup>, 1989; FOLEY et al.<sup>27</sup>, 1989; BAHR<sup>4</sup>, 1990; YOU et al.<sup>84</sup>, 1994;).

FOLEY et al.<sup>26</sup> (1989), avaliaram a rigidez de seis grupos de parafusos utilizados para a fixação de osteotomia sagital de ramo. Com relação a rigidez, não houve diferença entre os parafusos bicorticais

inseridos com angulação de 60° e 90°, obedecendo o mesmo padrão.

Optamos assim, em nosso trabalho, pela inserção dos parafusos, em uma angulação sempre perpendicular ao osso, o que garantiu uma padronização adequada de todas as perfurações realizadas, já que foi sempre realizada pelo mesmo operador.

**FOLEY et al.<sup>27</sup> (1989)**, com o objetivo de comparar a retenção de parafusos e pinos inseridos em ossos de cães adultos recém-sacrificados, observaram que os resultados obtidos nos testes de tração uniaxial revelaram que em todos os casos, as falhas ocorreram na interface osso/ metal, tanto ao redor do parafuso como na região do guia. Nenhuma diferença significativa na retenção foi observada entre os parafusos não auto-rosqueáveis e auto-rosqueáveis, porém, os parafusos auto-rosqueáveis com roscas cortantes estriadas tem menor força retentiva, quando estas roscas são presas no osso cortical.

Tal efeito não foi observado em nosso estudo, porque, provavelmente, as roscas estavam totalmente inseridas dentro do osso, existindo uma relação linear entre a quantidade de osso utilizado e a força de tração uniaxial esperada.

O tipo do desenho da rosca do parafuso, parece exercer uma

pequena influência sobre a resistência inicial. FOLEY et al.<sup>27</sup> (1989), avaliando sete tipos diferentes de parafusos não auto-rosqueáveis de 2,0 mm com uma grande variedade de desenhos de rosca e parafusos auto-rosqueáveis com diferentes tipos de roscas cortantes, não observaram nenhuma diferença estatisticamente significativa nos valores dos testes de tração realizados, em relação ao desenho da rosca e a resistência do parafuso.

Em nosso trabalho foram avaliados somente parafusos não auto-rosqueáveis de 10mm de comprimento e 2,0mm de diâmetro, de 3 marcas comerciais diferentes, visando a determinação dos valores de resistência inicial à tração axial quando comparados entre si.

BAHR<sup>3</sup> (1992), avaliou a resistência mecânica e a interface osso/ parafuso de parafusos de emergência de 2,7; 3,2 e 3,5mm de diâmetro inseridos em mandíbulas humanas. Houve diferenças estatisticamente significantes entre a máxima resistência do parafuso de 2,7mm e o de 3,5mm, assim como, entre o parafuso convencional e o de 3,2mm. No entanto, não houve diferença significativa entre os parafusos de emergência de 3,2mm e 3,5mm. Através da análise em microscopia óptica observou-se que os parafusos de emergência são

inferiores aos parafusos corticais em relação a seu comportamento no tecido ósseo, principalmente quando inseridos em ossos com espessura inferior a 2,0mm.

Desta forma, **BOYLE et al.<sup>8</sup> (1993)** se propuseram a avaliar cinco marcas comerciais de parafusos auto-rosqueáveis de 2,0 mm e parafusos de emergência de 2,2mm de diâmetro. Os autores concluíram que o maior torque desenvolvido durante a inserção do parafuso foi influenciado por fatores como as propriedades do osso, tamanho do orifício inicial em relação ao diâmetro do parafuso, inserção do parafuso em uma ou duas corticais com rotação contínua ou intermitente, inserção em um material seco ou úmido ou à propriedades inerentes ao parafuso.

Em nosso trabalho, embora o propósito do mesmo não fosse avaliar a maior força necessária para espanar a cabeça do parafuso, durante a fase de inserção, tal fato não foi observado em nenhum dos parafusos testados no experimento.

A grande limitação na maioria dos estudos é que a resistência só é avaliada, através de testes de tração em direção uniaxial. Outros fatores podem levar a falha do parafuso, incluindo o cisalhamento do

osso ou do parafuso, remodelação óssea e a possibilidade de impactos extras nos parafusos inseridos para a fixação interna rígida (**TUCKER & OCHS<sup>80</sup>, 1991**).

**PHILLIPS & RAHN<sup>60</sup> (1989)**, com o objetivo de esclarecer todas estas controvérsias, avaliaram parafusos auto-rosqueáveis e não auto-rosqueáveis em ossos com espessura padronizada em 1,2, 3 e 4mm. Os parafusos não auto-rosqueáveis testados foram de diâmetro de 1,5mm, 2,0mm, 2,7mm e 3,5mm (*AO*), e os parafusos auto-rosqueáveis testados foram de 1,5mm e 2,0mm (*Luhr, Champy, AO*). Os autores demonstraram melhor capacidade de reparo ósseo dos parafusos auto-rosqueáveis quando comparados com os parafusos não auto-rosqueáveis em osso com espessura menor que 2,0mm, e que os parafusos auto-rosqueáveis tem sido comumente utilizados no terço médio da face. Além disso, verificaram que quanto menor o ângulo do passo de rosca, maior os valores de compressão em ossos com espessura de 2,0mm, 3,0mm e 4,0mm.

**BAHR<sup>4</sup> (1990)**, avaliando a influência das técnicas de inserção dos parafusos auto-rosqueáveis e não auto-rosqueáveis inseridos na borda infra-orbital e na crista infra-zigomática de cadáveres, observou

diferença estatisticamente significativa entre os valores do teste de rotação encontrado para os parafusos não auto-rosqueáveis, quando comparados com os parafusos auto-rosqueáveis. Assim, a análise histológica mostrou melhor contato entre a rosca do parafuso e o osso, quando as perfurações não recebem o macheamento, o que pode estar relacionado ao desenho do parafuso. No entanto, quando foi utilizado o método auto-rosqueável, muitas espículas permaneceram atrás, preenchendo a porção interna das roscas, que tenderiam a aumentar o contato entre a rosca do parafuso e o osso, podendo ser responsável pelo aumento dos valores nos testes de rotação e conseqüente aumento da estabilidade.

Quando os parafusos auto-rosqueáveis de 0,8mm são comparados com os parafusos de 2,0mm inseridos em ossos com espessura de 1,0mm, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes (LUHR<sup>44</sup>, 1990).

Os parafusos têm por objetivo a fixação do osso sozinho ou em associação com miniplacas. Isto, é possível, através de forças de tração ao longo do comprimento do parafuso, que deriva-se do momento de torção durante a inserção do mesmo. Alguns fatores, como o diâmetro

da rosca ou o diâmetro externo do parafuso, parecem ser importantes na manutenção da resistência inicial, principalmente, quando parafusos longos com diâmetro maior que 2,0mm são inseridos em osso cortical ou medular (NUNAMAKER & PERREN<sup>58</sup>, 1976).

Em nosso trabalho, onde utilizamos o mesmo tipo de parafuso, variando apenas a marca comercial, observamos que o diâmetro externo foi o principal responsável pela força de inserção, quando consideramos a espessura óssea de 6mm. No entanto, apesar de grandes similaridades entre os parafusos, ocorreram diferentes padrões de comportamento, o que sem dúvida deve ser levado em consideração na aplicação clínica.

No presente trabalho, quando analisamos e comparamos os valores de força (kgf), necessários para o deslocamento dos parafusos do grupo I (Tabela 3 e Figura 19), grupo II (Tabela 4 e Figura 20) e grupo III (Tabela 5 e Figura 21), observamos que o maior valor obtido no grupo I, correspondeu praticamente ao menor valor de força encontrado no grupo II, sendo que o maior valor equivale a quase o dobro encontrado no grupo I.

Tal fato poderia ser explicado, pois os parafusos do grupo II apresentam na cabeça uma ranhura do tipo cruciforme, que garante

uma melhor adaptação da chave manual e conseqüentemente melhor rosqueamento. Além disso, os passos de roscas são mais próximos e numerosos, quando comparados com os demais grupos (**Figura 2**).

**YOU et al.<sup>84</sup> (1994)** avaliaram e compararam a efetividade de 13 tipos diferentes de parafusos inseridos em fêmur bovino com espessura variando de 1,0 a 2,0mm e comprimento de 6,0 a 7mm. Tem sido relatado que a força de expulsão é equivalente a força de extração aplicada a cabeça do parafuso (**SCHATZKER et al.<sup>68</sup>, 1975**). A análise estatística de regressão, demonstrou que a variância de 51% na força de expulsão poderia ser explicada pela haste e profundidade de rosca, ou seja, quanto maior a largura da haste e maior a profundidade da rosca maior a força necessária para a expulsão. Desta forma, quando apenas os parafusos de 2,0mm são analisados, a haste e a profundidade da rosca são os aspectos mais importantes. No entanto, a altura da haste tem uma relação inversamente proporcional a força de expulsão. Com relação ao passo de rosca, observa-se que ele apresenta uma correlação negativa com a força de expulsão, ou seja, parafusos com hastes e passos de rosca largos, apresentaram baixa força de expulsão. Quando os parafusos de

2,0mm foram analisados separadamente, a haste e o passo de rosca, apresentaram uma relação inversa em relação a força de expulsão. A inserção realizada em osso com espessura de 3,0mm e 4,0mm, mostrou espanamento das fendas das cabeças dos parafusos, dificultando o encaixe das chaves. Este problema não ocorreu para os parafusos com cabeça cruciforme ou tipo Phillips.

Quando comparamos as características dos parafusos do grupo I (**Figura 1**) com os parafusos do grupo III (**Figura 3**), observamos que são praticamente semelhantes, para explicarem valores de força de tração tão distintos, ou seja, no grupo I (**Tabela 3 e Figura 19**), o menor valor de força foi de 12,20 kgf, sendo que no grupo III (**Tabela 5 e Figura 21**) foi de 7,00 kgf. Durante a inserção dos parafusos do grupo III (Bucomax), observamos uma maior dificuldade para a adaptação da chave manual à cabeça do parafuso. Durante a inserção dos parafusos, foi necessário parar o procedimento de inserção para a readaptação da chave, o que pode ter provocado o deslocamento do parafuso dentro do orifício, podendo levar a escarificação do osso e micro ou macro fraturas das roscas realizadas previamente. Como consequência haveria um menor contato das espirais com o osso e

assim menor retenção. Desta forma, os valores de resistência inicial, à remoção por tração axial tenderiam a ser menores quando comparados com os grupos I (Engimplam) e grupo II (Synthes).

Quando parafusos de 2,0mm de diâmetro foram analisados, a haste e a profundidade da rosca foram os aspectos mais importantes. No entanto, a altura da haste tem uma relação inversamente proporcional a força de expulsão, enquanto que a largura é diretamente proporcional à força necessária para a expulsão do parafuso.

Parafusos com hastes e passos de roscas longos apresentam menor força de expulsão, o que talvez possa explicar o melhor desempenho dos parafusos do grupo II (**Figura 2**), já que apresentam passos de rosca menores, totalizando 14 espirais, que correspondem a praticamente o dobro de espirais quando comparado com os parafusos do grupo I (**Figura 1**) e grupo III (**Figura 3**).

O tipo de material pode influenciar sobremaneira a resistência a tração do parafuso. No entanto, segundo os respectivos fabricantes (**Tabela1**), todos os parafusos eram confeccionados em titânio comercialmente puro, o que impossibilitou explicações para desempenhos tão diferentes.

Muitos estudos, avaliaram o efeito da variação do tamanho do parafuso em relação a resistência após a inserção. O diâmetro da rosca ou o diâmetro externo do parafuso, parecem ser os principais fatores na determinação da resistência inicial (NUNAMAKER & PERREN<sup>58</sup>, 1976; BOYLE<sup>8</sup> et al., 1993). Em estudos in vitro, FOLEY et al.<sup>27</sup>, (1989) demonstraram que ocorre um aumento da resistência inicial em relação aos parafusos de 2,0mm e 3,5mm. No entanto, PHILLIPS & RAHN<sup>60</sup> (1989) mostraram que em ossos com espessura de 1,0mm e 2,0mm, os parafusos de 2,7mm não oferecem nenhuma vantagem sobre os de 2,0mm. Algumas situações clínicas são mandatórias para a utilização de parafusos pequenos: se os tecidos que circundam o local cirúrgico são finos, se há quantidade suficiente de tecido ósseo para permitir a inserção dos parafusos ou adaptação da placa e proximidade com raízes dentárias. Os resultados mostraram que a resistência de miniparafusos de 2,0mm de diâmetro em ossos com 1,0mm ou 2,0mm de espessura será determinada pela altura da porção não rosqueável e o tamanho do passo. Observou-se claramente que cabeças de parafuso com desenhos similares podem exibir uma performance totalmente diferente. Outros fatores relevantes, são o desenho,

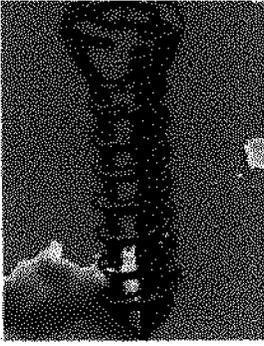
diâmetro, e as propriedades do material do qual ele é confeccionado. Os parafusos apresentam desenhos diferentes em suas cabeças (Phillips, hexagonal ou quadrado), demonstrando possibilidade de espanar, especialmente em ossos finos, o que dificulta sobremaneira a remoção ou inserção do mesmo no orifício. Existem muitas controvérsias e relação ao tipo de fenda considerada mais efetiva para utilização em fixação rígida.

No entanto, **NUNAMAKER & PERREN<sup>58</sup> (1976)** estudaram parafusos ortopédicos de 2,7mm e 2,3mm e relataram que 50% das cabeças do tipo Phillips, falharam em gerar compressão axial máxima do parafuso, antes que a chave fosse removida. Nenhum problema ocorreu com o parafuso com fenda hexagonal. Os autores concluíram que a seleção do tipo de parafuso a ser utilizado deve estar intimamente ligado com as considerações anatômicas e funcionais. Certos desenhos são marcadamente inferiores quando testados biomecânicamente.

O desenho da rosca ideal de parafusos auto-rosqueáveis foi descrita por **BECHTOL<sup>7</sup> (1959)**. Incluía uma série de roscas cortantes ao invés de uma única rosca, sendo que cada uma delas promoveria

uma pequena depressão no osso que culminaria com o corte. A porção final do parafuso deveria ser afilada, com ranhuras longas e os encaixes longitudinais inseridos em uma haste para prevenir lascas.

O parafuso para ser considerado ideal, deve apresentar passos de roscas o mais próximo possível, garantindo assim uma maior profundidade de rosca e conseqüentemente maior resistência à remoção por tração. Deve ser facilmente colocado e bem tolerado e possuir a maior distância entre a força necessária para inseri-lo bem como a força necessária para espaná-lo. É imprescindível que o desenho da cabeça do parafuso ofereça uma adequada adaptação da chave, garantindo assim uma força de inserção suficiente para garantir a retenção do parafuso no osso.

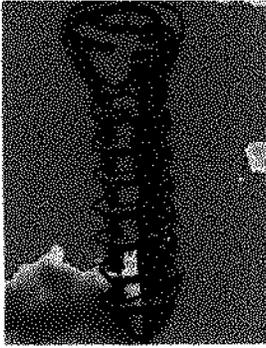


**CONCLUSÃO**

## 9. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, podemos concluir que:

1. Os valores de resistência à tração foram estatisticamente significantes, quando comparados os parafusos dos grupos I (Engimplan), II (Synthes) e III (Bucomax).
2. Os parafusos do grupo II (Synthes) mostraram maiores valores de resistência à tração quando da completa remoção dos parafusos dos corpos-de-prova, enquanto os parafusos do grupo III (Bucomax), mostraram os menores valores.



**ANEXO**

## ANEXO I

Cálculo de W, no Teste de Análise de Variância para Normalidade (SHAPIRO & WILK <sup>71</sup>, 1965).

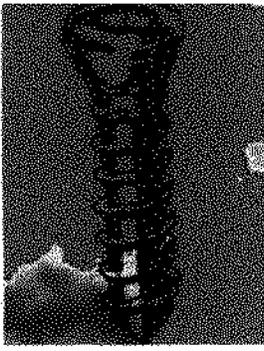
es	X2	Xordenados	Diferenças	Tabela	Col D X E	X=ordenado	log X	(log x)2	Diferenças	Tabela	Col J X K
13,4	179,56	18	5,8	0,5739	3,32862	18	1,255272505	1,57570906	0,16891267	0,5739	0,098939
12,4	153,76	17,2	4,8	0,3291	1,57968	17,2	1,235528447	1,52653054	0,14210676	0,3291	0,0467673
15,4	237,16	15,6	2,6	0,2141	0,55666	15,6	1,193124598	1,42354631	0,07918125	0,2141	0,0169527
15,6	243,36	15,4	2,4	0,1224	0,29376	15,4	1,187520721	1,41020546	0,07357737	0,1224	0,0090059
12,2	148,84	13,5	0,1	0,0399	0,00399	13,5	1,130333768	1,27765443	0,00322897	0,0399	0,0001288
13	169	13,4			5,76271	13,4	1,127104798	1,27036523			0,1697937
18	324	13			33,20883	13	1,113943352	1,24086979			0,0288299
13	169	13				13	1,113943352	1,24086979			
17,2	295,84	12,4				12,4	1,093421685	1,19557098			
13,5	182,25	12,2				12,2	1,086359831	1,18017768			
143,7	2102,77						11,53655306	13,3414993			
0649,69				37,801			133,0920565				
10				0,08785171			10				
64,969				0,878			13,30920565	0,03229363			
								0,89274296			
								0,893			

),938, para n = 10

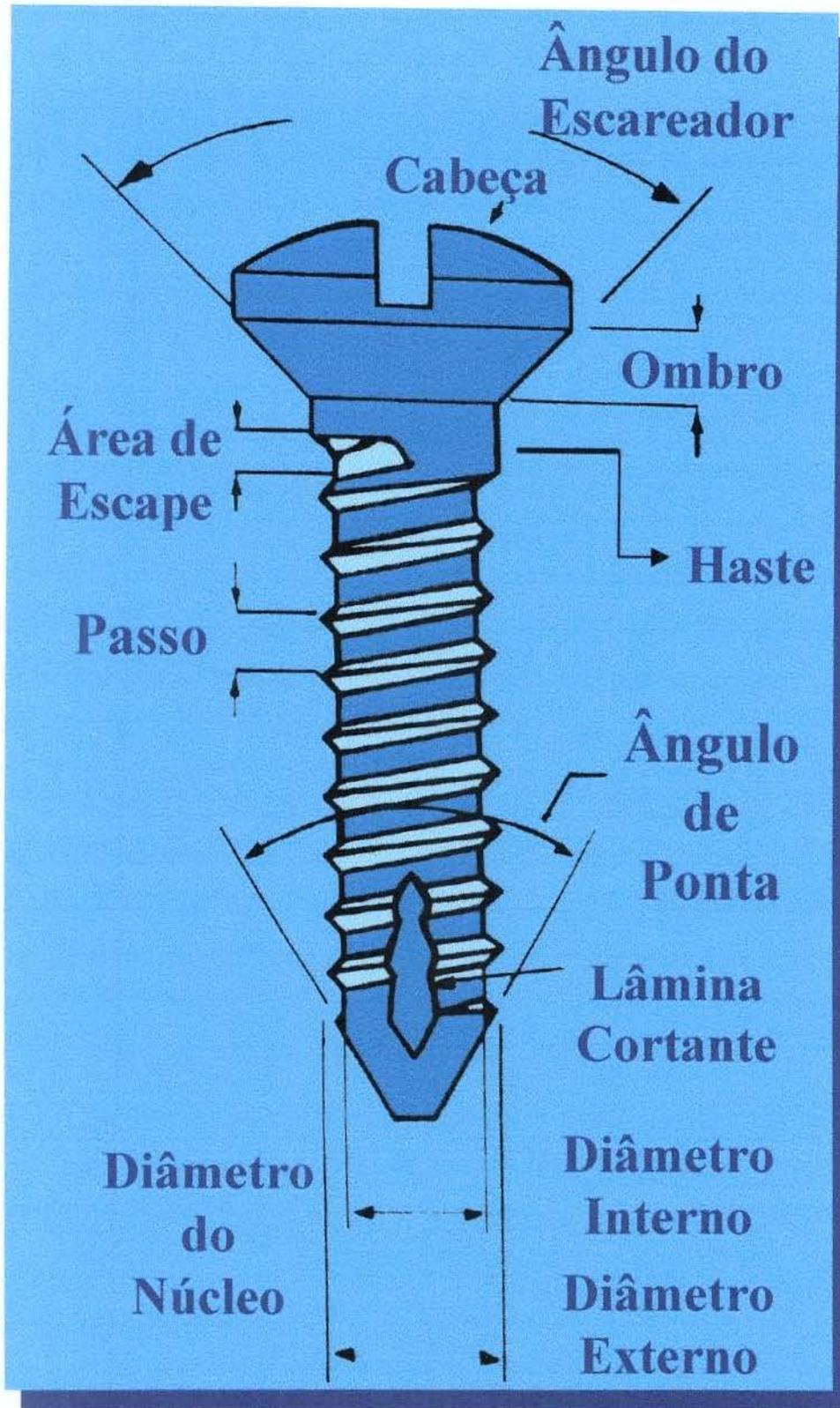
## ANEXO II

Prova de Kruskal-Wallis (SIEGEL<sup>73</sup>, 1975)

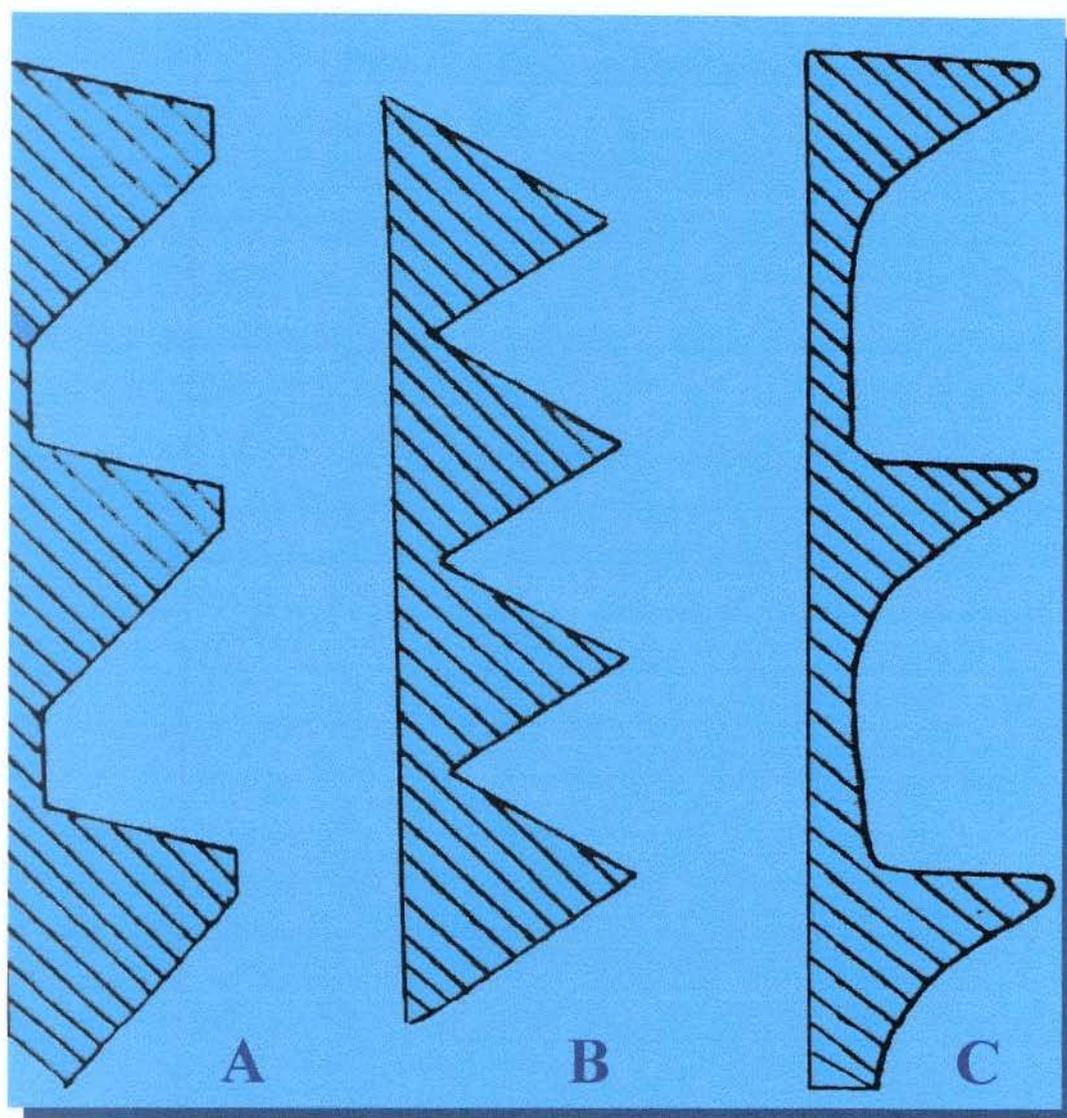
Valores	Postos	Bucomax	Engimplan	Synthes		
7	1,5	1,5	6	26		
7	1,5	1,5	7	27		
8	3	3	9,5	28		
10,6	4	4	9,5	29		
11	5	5	11	30		
12,2	6	8	12	25		
12,4	7	13	15	24		
12,8	8	14	16,5	23		
13	9,5	16,5	20	21		
13	9,5	18	22	19		
13,4	11	84,5	128,5	252		
13,5	12	7140,25	16512,25	63504		
14,6	13	10	10	10		
14,8	14	714,025	1651,225	6350,4	8715,6	
15,4	15	R1	R2	R3		
15,6	16,5					
15,6	16,5					
16,2	18	H= 12/n (n+1) . R1 + R2 + R3 - 3 (n+1)				
17	19	H= 12/30 . 31 (8715,6) - 3 (31)				
17,2	20	H= 19,46				
17,8	21					
18	22					
20	23					
21	24					
21,6	25					
23	26					
23,2	27					
24	28					
29	29					
31	30					



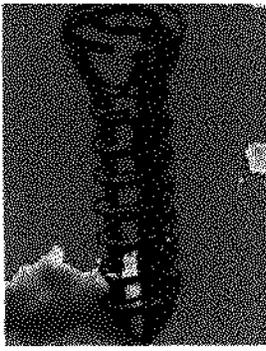
**APÊNDICE**



**Figura 23.** Desenho esquemático mostrando os componentes do parafuso. (TUCKER & OCHS<sup>81</sup>, 1991)



**Figura 24.** Desenho esquemático dos vários tipos de rosca dos parafusos: A – Soberba, B – “V” e C – Modificação Européia (TUCKER & OCHS<sup>81</sup>, 1991).



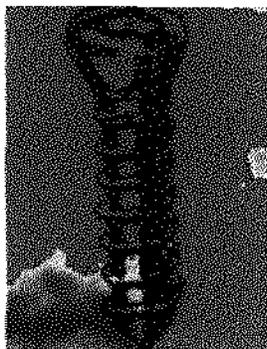
**SUMMARY**

## 12. SUMMARY

The purpose of the present work was to evaluate the initial resistance to the removal through traction, of 2 mm diameter Titanium screws, inserted bicortically into the frozen tibias of 30 New Zealand Breed of rabbits. Thirty screws, 10 in each of 3 different commercial marks, were tested. All of them were made of pure Titanium. In all of the groups (I, II and III) the tibias were perforated in both cortical plates and after the use of the respective thread taps, the screws were inserted and tightened with a screwdriver. Then each tibia was cut with a carborundum disk at both ends and positioned on a wax plate stick and a PVC cylinder was placed over the tibia and screw. After this there was inclusion of chemically activated acrylic resin to the samples, the test bodies were immediately submitted to the removal traction resistance test by the universal rehearsal machine, at the speed of 6 mm/minute. The results obtained in kilogram-force (kgf) and were analyzed through a bilateral test, the Kruskal-Wallis's Test, at a 5% level of probability. The results indicated significant differences among the tensile exerted needed for the removal of the screws. The largest

force was related to the group II screws (Synthes) while the smallest to **the Group III screws (Bucomax).**

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



## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

### 13. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS<sup>f</sup>

1. ADAMS WM: Internal fixation of facial fractures. *Surgery* 12: 523, 1942.
2. ANSELL RH, SCALES JT: A study of some factors wich affect the strenght of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomechanics* 1:279, 1968.
3. BAHR W: Comparison of torque measurements between cortical screws and emergency replacement screws in the cadaver mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 50:46, 1992.
4. BAHR W: Pretapped and self-tapping screws in the human midface: Torque measurements and bone screw interface. *Int JOral Maxillofac Surg* 19:51, 1990.

---

<sup>f</sup> De acordo com as normas recomendadas pelo J.Oral Maxillofac. Surg., 1997.

5. BAHR W, LESSING R: The response bone in sheep to loaded osteosynthesis screws in pretapped and nontapped implant sites. *J Oral MaxilloFac Surg* 50:1289, 1992.
6. BATTERSHY TG: Plating of mandibular fractures. *Br J Oral Surg* 4:194, 1967.
7. BECHTOL CO: Internal fixation with plates and screws, in *Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery*. Baltimore, MD, Williams & Wilkins, p.162, 1959.
8. BOYLE JM, FROST DE, FOLEY MJ, GRADY J: Torque and Pullout analysis of six currently available self-tapping and "Emergency" Screws. *J Oral Maxillofac Surg* 51:45, 1993.
9. BOYNE PJ, MORGAN FH: Evaluation of a compression intraosseous fixation device of long bones. *J Oral Surg* 33:696, 1972.

10. BROWN JB, McDOWELL F: Internal wire fixation for fractures of the jaw. *Surg Gynecol Obstet* 74:227, 1942.
11. BRONS R, BOERING G: Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: A preliminary report. *J Oral Surg* 28:407, 1970.
12. BUCK G: Fracture of the lower jaw, with displacement and interlocking of fragments. *Anna List* 1:245, 1846-1847.
13. CAMPBELL JH: Titanium screw failure: A case report. *J Oral Maxillofac Surg* 51:603, 1993.
14. CAWOOD JL: Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg* 23:77, 1985.
15. CHAMPY M, LODDE JP, SCHMITT R et al. Mandibular osteosynthesis miniature screwed plates via buccal approach. *J. Maxillofac. Surg* 6:14, 1978.

16. CHRISTIANSEN GW: Open operation and tantalum plate insertion for fracture of the mandible. *J Oral Surg* 3:194, 1945.
17. COBETTO GA, McCLARY SA, ZALLEN RD: Treatment of mandibular fractures with malleable titanium mesh plates: A review of 120 cases. *J Oral Maxillofac Surg* 41:597, 1983.
18. DAVID DJ, SIMPSON DA: Cranio maxillofacial trauma: a system of multidisciplinary by members of the Australian Craniofacial. Tokyo: Unit. Churchill Livingstone, 1995, 723p.
19. DINGMANN RO, NATVIG P: Cirurgia das Fraturas Faciais.(ed 1). São Paulo: Santos, 1983, p 11.
20. DROMMER RB: Torque measurements of the mechanical load capacity of thin bony structures of the visceral cranium. *J Oral MaxilloFac Surg* 14:128, 1986.
21. ELLIS III E, GHALI G: Lag screws fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 49:234, 1991.

22. ELLIS III E. Rigid Skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg.*, 51:163, 1993.
23. ERICH JB, AUSTIN LT: Traumatic injuries of facial bones. Philadelphia, PA, Saunders, 1944.
24. EVANS FG: Mechanical properties of bone. Chicago, IL, *Thomas*, 1973, p 42.
25. EWERS R, HARLE F: Experimental and clinical results of new advances in the treatment of maxillofacial trauma. *Plast Reconstr Surg* 75:25, 1985.
26. FOLEY WL, FROST DE, PAULIN JR, WB, et al: Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 47: 720, 1989.
27. FOLEY WL, FROST DE, PAULIN JR, WB, et al: Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 47:277, 1989.

28. GILMER TL: A case of fracture of the lower jaw with remarks on treatment. *Arch Dent* 4:388, 1887.
29. GOODE RL, SHINN J: A compression clamp for internal fixation of the mandible. *Arch Otolaryngol* 98:377, 1973.
30. GORDON SD: Wire suturing in the treatment of facial fractures. *J Can Med Assoc* 48:406, 1943.
31. HAHN GW, CORGILL DA: Mandibular fracture fixation with malleable metal mesh. *J Oral Surg* 27:180, 1969.
32. HAZAMA H: Study on the torsional strenght of the compact substance of human beings. *J Kyoto Pref Med Univ* 60:167, 1956.
33. IVY RH: Observations of fractures of the mandible. *Jama* 79:295, 1922.
34. IKEMURA K, KOUNO Y, SHIBATA H, et al: Biomechanical study on monocortical osteosynthesis for the fracture of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 13: 307, 1984.

35. KÁRÁSZ I, KORONDI L, SZABÓ G: Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 15:259, 1986.
36. KLINE SN: Lateral compression in the treatment of mandibular fractures. *J Oral Surg* 31:182, 1973.
37. KORANYI E, BOYMAN CE, KNECHT CD, et al: Holding power of orthopedic screws in bone. *Clin Orthop* 72:283, 1970 .
38. KO R: The tension test upon the compact substance of the long bones of human extremities. *J Kyoto Pref Med Univ* 53:503, 1953.
39. LEVIGNAC J: Sur le traitement chirurgical des fractures de la mandible. *Rev Franc Odonto Stomat* 3:209, 1956.
40. LUHR HG: Zur stabilen ostéosynthèse bei unterkiefer frakturen. *Dtsch Zahnärztl Z* 23:754, 1968.

41. LUHR HG: Die operative behandlung von unterkieferfrakturen besonder bercksichtigung der kompressionostéosynthése. *Zentralbl Chir* 94:819, 1969.
42. LUHR HG: Die kmpressions ostéosynthése bei unterkieferfrakturen, in Edward Ellis (eds): Rigid skeletal fixation of fractures. Philadelphia, P.A., *J Oral Maxillofac Surg* p.163-173, 1993.
43. LUHR HG: Comparison plate osteosyntheses throught the Luhr System, in Kruger E, SCHILLI, W (eds): Oral and Maxillofacial Traumatology, v.1, Chicago, IL, *Quintess Int* 36:326, 1982.
44. LUHR HG: Indications for use of a microsystem for internal fixation in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 1:35, 1990.
45. LUHR HG, BUSCH W, MAERKER R: Histologische untersuchungen zur frage der primaren knochenheilung nachkompression ostéosynthése, in Edward Ellis (eds): Rigid skeletal fixation of fractures. Philadelphia, P.A., *J Oral Maxillofac Surg* p.163-173, 1993.

46. LUNG RJ, GRAHAM WP, MILLER SH: Pericortical compression clamps for mandibular fixation. *Plast Reconstr Surg* 57:487, 1976.
47. LYONS CJ: A practical treatise on fractures and dislocations of the jaws for students and practitioners. Toledo, OH, *Ransom & Randolph* 1919, p71.
48. MAJOR G: Kirschner traction in treatment of maxillary fractures. *Jama* 110:1252, 1938.
49. MCDOWELL F, BARRETT – BROWN J, FRYER MP: Surgery of the face, mouth and jaws. St.Louis, MO, Mosby, 1954.
50. MESSER EJ, HAYES DE, BOYNE PJ: Use of intra osseous metal appliances in fixation of mandibular fractures. *J Oral Surg* 25:493, 1967.
51. MICHELET FX, DEYMES J, DESSUS B: Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo facial surgery. *J Maxillofac Surg* 1:79, 1973.

52. MORRIS JH: Biphase connector external skeletal splint for reduction and fixation of mandibular fractures. *J Oral Surg* 2:1382, 1949.
53. MULLER ME, ALLGOWER M, WILLENEGGER H: Manual of internal fixation. Berlin: Springer – Verlag, 1970.
54. MUNRO IR: Rigid fixation of facial osteotomies. *Clin Plastic Surg* 16: 665, 1989.
55. NIEDERDELLMANN H, SCHILLI W, DUKER J, et al: Osteosynthesis of mandibular fractures using lag screws. *Int J Oral Surg* 5:117, 1976.
56. NIEDERDELLMANN H, AKUAMOA – BOATENG E, UTILIG G: Lag screw osteosynthesis: a new procedure for treating fractures of the mandibular angle. *J Oral Surg* 39:938, 1981.
57. NIEDERDELLMANN H, SHETTY V: Solitary lag screw osteosynthesis in the treatment of fractures of the angle of the mandible: A retrospective study. *Plast Reconstr Surg* 80:68, 1987.

58. NUNAMAKER DM, PERREN SM: Force measurements in screw fixation.  
*J Biomech* 9:669, 1976.
59. PALFER – SOLLIER M: L'osteosynthèse par gouttieres uisses in durallium dans les fractures mandibulaires. *Rev Franc Odonto Stomat* 3:587, 1956.
60. PHILLIPS JH, RAHN BA: Comparison of compression and torque measurements of self tapping and pretapped screws. *Plast Reconstr Surg* 83:447, 1989.
61. PREIN J, HAMMER B: Stable internal fixation of midfacial fractures.  
*Facial Plast Surg* 5:221, 1988.
62. RANK BK, WALKFIELD AR, GUNTER GS: Internal fixation of mandibular fractures. *Br J Plast Surg* 7:279, 1954.
63. RAVEH J, VUILLEMIN T, LADRACH K, et al: Plate osteosynthesis of 367 mandibular fractures. *J Craniomaxillofac Surg* 15:244, 1987.

64. RICHTER HE, BOYNE PJ: New concepts in facial bone healing and grafting procedures. *J Oral Surg* 27:557, 1969.
65. ROBERTS WR: The case for mandibular plating. *Br J Oral Surg* 1:200, 1964.
66. ROBINSON M, YOON C: The "L" splint for the fractured mandible: A new principle of plating. *J Oral Surg* 21:395, 1963.
67. ROWE NL: Non-union in the mandible and maxilla. *J Oral Surg* 27:520, 1969.
68. SCHATZKER J, SANDERSON R, MURNAGHAN JP: The holding power of orthopedic screws in vivo. *Clin Orthop* 108:115, 1975.
69. SCHILLI W: Behandlungsmöglichkeiten bei unterkieferfrakturen, in Edward Ellis (eds): Rigid skeletal fixation of fractures. Philadelphia, P.A., *J Oral Maxillofac Surg* p.163-173, 1993.

70. SCHMOKER R: Experimental studies on the effect of rigidity using an excentric dynamic compression plate (EDCP), in SPIESSL B (ed): New concepts in Maxillofacial bone surgery. New York, NY, Springer – Verlag p 41, 1976.
71. SHAPIRO SS, WILK MD: An Analysis of variance test for normality. *Biometrika* 52:591, 1965.
72. SHIRA RB: Open reduction of mandibular fractures. *J Oral Surg* 12:95, 1954.
73. SIEGEL S: Estatística não – paramétrica, para as ciências do comportamento. Trad. Alfredo Alves de Farias, McGraw – Hill do Brasil, S.P., 1975.
74. SMITH AE, ROBINSON M: Individually constructed stainless steel bone on lay for immobilization of proximal fragment in fractures of the angle of the mandible. *J Oral Surg* 12:170, 1954.

75. SNELL JA, DOTT WA: Internal fixation of certain fractures of the mandible by bone plating. *Plast Reconstr Surg* 43:281, 1969.
76. SNELL JA, DOTT WA: The use of metallic plates in surgery of the facial skeleton. Transactions of the 4 th International Congress of Plastic and Reconstr.Surgery, Rome, in Edward Ellis (eds): Rigid skeletal fixation of fractures. Philadelphia, P.A., *J Oral Maxillofac Surg* p.163-173, 1993.
77. SPIESSL B: in SPIESSL B (ed): New concepts in Maxillofacial bone surgery. New York, NY, Springer – Verlag, Chapter 1, 1976.
78. SOUYRIS F, LAMARCHE JP, MIRFAKHRAI AM: Treatment of mandibular fractures by intraoral placement of bone plates. *J Oral Surg* 38:33, 1973.
79. THOMA KH: Methods of fixation of jaw fractures and their indications. *J Oral Surg* 6:125, 1948.

80. TUCKER MR, OCHS MW: Basic concepts of rigid internal fixation: mechanical considerations and instrumentation overview. In: \_\_\_\_\_ et al. *Rigid Fixation for Maxillofacial Surgery*. Philadelphia: Lippincot, 1991. Pt.1, cap.2, p.30-53.
81. VERO D: Jaw injuries: the use of Kirschner wires to supplement fixation. *Br J Oral Surg* 6:18, 1968.
82. WALDRON CW, KAZANJIAN VH, PARKER DB: Skeletal fixation in the treatment of fractures of the mandible. A review. *J Oral Surg* 1:59, 1943.
83. XU X, CORDY J, RHAN BA, et al: Stripping forces in bone of commercially available self-tapped and non self-tapped cortical screws In: Bergman G. et al, eds. Proceeding of the Congress of the European Society of Biomechanics, 1988.

84. YOU ZH, BELL WH, SCHNEIDERMAN ED, ASHMAN RB:  
Biomechanical properties of small bone screws. *J Oral MaxilloFac  
Surg* 52: 1293, 1994.