

ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO

**RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE FIXAÇÃO EM OSTEOTOMIA
DE COSTELA BOVINA, VARIANDO O NÚMERO, A
LOCALIZAÇÃO E A EXTENSÃO DAS PLACAS.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas,
para Obtenção do Título de Doutor em Clínica
Odontológica Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial.

**PIRACICABA
2001**

i

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO

**RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE FIXAÇÃO EM OSTEOTOMIA
DE COSTELA BOVINA, VARIANDO O NÚMERO, A
LOCALIZAÇÃO E A EXTENSÃO DAS PLACAS.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas,
para Obtenção do Título de Doutor em Clínica
Odontológica Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial.

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri

Banca Examinadora: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri

Prof. Dr. Renato Mazzonetto

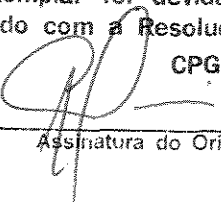
Prof. Dr. Márcio de Moraes

Prof. Dr. Adalberto Luiz Rosa

Prof. Dr. William Dias Belangero

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

CPG, 28/01/02


Assinatura do Orientador

**PIRACICABA
2001**

UNIDADE	82
Nº CHAMADA T/UNICAMP	T739r
V	EX
TOMBO BC	48242
PROG	16.887/02
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	16/04/02
Nº CPD	

CM00166262-5

10 ID 236327

Ficha Catalográfica

T739r Trivellato, Alexandre Elias.
Resistência à flexão de fixação em osteotomia de costela bovina, variando o número, a localização e a extensão das placas. / Alexandre Elias Trivellato. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001. xviii, 125p. : il.

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

1. Cirurgia. 2. Fratura. 3. Mandíbula. 4. Propriedades mecânicas. 5. Titânio. I. Passeri, Luis Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

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



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 04 de Dezembro de 2001, considerou o candidato ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO aprovado.

1. Prof. Dr. LUIS AUGUSTO PASSERI

2. Prof. Dr. ADALBERTO LUIZ ROSA

3. Prof. Dr. WILLIAM DIAS BELANGERO

4. Prof. Dr. RENATO MAZZONETTO

5. Prof. Dr. MARCIO DE MORAES

7/1/2002

DEDICATÓRIA

À Minha Família, representada:

Pelos meus pais, Luiz e Aparecida que souberam educar e criar seus filhos, e por compreenderem e incentivarem a realização de meu sonho,

Pela minha irmã Marlene e meu irmão Luiz, por terem me apoiado e fornecerem subsídios para a minha ausência,

Pelo cunhado Wilson e cunhada Adriana, por completarem a família,

E pelos sobrinhos Amanda, Guilherme e Luiz, que embora pequenos influenciam em muito nas decisões.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, pela possibilidade de realização do Curso de Pós-Graduação.

À CAPES, pela concessão de bolsa durante o período de realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Luis Augusto Passeri, pela orientação neste trabalho e pela formação, amizade e exemplo profissional destinados aos alunos do Curso de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa, Prof. Dr. Renato Mazzonetto, Prof. Dr. Márcio de Moraes e Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira, pela amizade e pelo trabalho desenvolvido junto ao Curso de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, por permitir a utilização do laboratório da disciplina Materiais Dentários, para a realização dos ensaios mecânicos.

Ao Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros, Prof. Dr. Adalberto Luis Rosa, Prof. Dr. Luis Antônio Salata, Prof. Cássio Edvard Sverzut e Prof. Samuel Porfírio Xavier, pela amizade e convívio.

Ao Prof. Dr. Mário Francisco Real Gabrielli, Prof^a. Dr^a. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli, Prof. Dr. Roberto Henrique Barbeiro e Prof. Dr. Eduardo Hochuli Vieira, pelas primeiras orientações na área de cirurgia.

Ao Prof. Dr. Wanderley Ferreira da Costa, pelo apoio e confiança destinados a mim.

À Prof. Dr. Glaucia M. Bovi Ambrosano, pela orientação na análise estatística.

Aos amigos do Curso de Pós-Graduação, Adriano, Alessandro, Aleysson, Edmur, Eider, Fernando, Laureano, Liliane, Luis Rabêlo, Marcelo, Maria Cândida, Robson, Sandra e Valfrido, para que a amizade permaneça da mesma maneira que foi durante o Curso.

Aos novos alunos do Curso de Pós-Graduação, André, Botelho Gustavo, Júlio, Luciana, Petrus, Rodrigo, Rubens e Wagner, que tenham êxito.

À amizade dos alunos e ex-alunos do Curso de especialização, Andréa, Aníbal, Elis, Emanuela, Gustavo, Helen, Juliana, Juliano, Luis, Marta, Rogério e Tomaz.

Às Funcionárias Edilaine (Didi) e Sueli, pela ajuda fornecida aos alunos do Curso.

Ao Engenheiro Marcos Blanco Cagiani, pelo auxílio na realização dos testes mecânicos.

À Engimplan, pela doação do material de fixação utilizado neste trabalho.

SUMÁRIO

<i>Capítulo</i>	<i>P.</i>
RESUMO	1
ABSTRACT	3
1. INTRODUÇÃO	5
2. REVISÃO DE LITERATURA	9
2.1 HISTÓRICO DA FIXAÇÃO INTERNA RÍGIDA	9
2.2 Reparação Óssea	15
2.3 Testes Biomecânicos	20
3. PROPOSIÇÃO	35
4. MATERIAIS E MÉTODOS	37
4.1 Placas e Parafusos	37
4.2 Costela Bovina	39
4.3 Teste de Resistência à Flexão	45
4.4 Análise Estatística	67
5. RESULTADOS	69
5.1 Placas e Parafusos	69
5.2 Costela Bovina	73
5.3 Teste de Resistência à Flexão	77
5.4 Análise Estatística	79
6. DISCUSSÃO	87
7. CONCLUSÕES	99
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	101
APÊNDICE	113

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a estabilidade da fixação promovida por placas e parafusos de titânio do sistema de 2,0 mm, realizada em osteotomia de costela bovina submetidas ao teste de resistência à flexão variando o número, a extensão e a localização das placas. Do teste de resistência à flexão, foram obtidos valores de carga aplicada e de deslocamento na área da osteotomia. Os valores foram avaliados por meio do teste de Tukey em nível de significância de 5%. Na carga aplicada foi observado melhor comportamento quando da utilização de duas placas de seis furos ou duas placas sendo uma de seis furos na base e de quatro furos na região superior. Em seguida, de duas placas de quatro furos e, em ordem decrescente, mas sem variação quanto ao tamanho das placas, por uma na porção superior e finalmente por uma na base. Quanto ao deslocamento, não houve variação pela extensão da placa, onde o menor valor foi observado para uma placa na posição superior e o pior com uma placa em borda inferior, não havendo diferença com duas placas relacionadas ao maior ou ao menor deslocamento.

UNITERMOS: Fixação Interna Rígida, Placas e Parafusos, Propriedades Mecânicas e Titânio.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the stability fixation promoted by titanium plates and screws of 2.0mm system. It was done *in vitro* by using 2.0mm system in osteotomies carried out in bovine ribs thereafter submitted to bending test changing the number, the extension, and the location of the plates. From bending tests were obtained the load applied and the gap between the superior cortices of bone in the osteotomy area. The values were compared through Tukey test with 5% of significance. Considering the applied load, the best results were seen when either two 6-hole plates or a combination of 6-hole and 4-hole were used, the former in the basis and the later superiorly. Those were followed by the results obtained with using two 4-hole plates. Lower applied loads were obtained, despite of the size, using only one plate superiorly and only one in the basis. Related to gap between the superior cortices of bone there was no influence of the plate extension, and the lower value was obtained with one plate superiorly and the higher was obtained with one plate in the basis.

UNITERMS: Rigid Internal Fixation, Plates and Screws, Mechanical Properties and Titanium.

1. INTRODUÇÃO

Para a reparação óssea se processar estão envolvidos fatores biológicos e mecânicos. Como fatores biológicos, temos o suprimento sanguíneo e o estado nutricional geral do paciente e como mecânico, a quantidade de movimentação dos segmentos fraturados (PREIN & RAHN, 1998).

O reparo ósseo na mandíbula ocorre de maneira primária ou secundária. A diferença entre eles está relacionada ao fato que na primária a formação óssea é direta e em aproximadamente 16 semanas, enquanto na secundária existe a formação de tecido cartilaginoso precedendo o tecido ósseo, ocasionando duração mais longa, de aproximadamente 20 a 25 semanas. Entretanto é possível a ocorrência concomitante de ambas na mesma fratura (LUYK, 1992; BAKER et al., 1997).

Dentre as possíveis formas de tratamento de uma fratura temos a fixação interna rígida, a qual vem sendo utilizada em cirurgia ortopédica desde a década de 1950, tendo sido introduzida na cirurgia Buco-Maxilo-Facial, por Luhr, no final da década de 1960, onde aplicando os princípios já desenvolvidos na cirurgia ortopédica e

utilizando placas e parafusos para a estabilização de fraturas de mandíbulas edêntulas, relatou a obtenção de bons resultados (HEGTVEDT et al., 1994).

O termo fixação interna rígida é definido como todo método utilizado para a estabilização da fratura ou osteotomia, que é colocado em contato direto com a estrutura óssea, permitindo sua função durante a fase de reparação óssea. Caso não seja possível o restabelecimento da função ou necessite outras formas de fixação, durante a fase de reparação óssea, é denominada não rígida (ELLIS III, 1993a).

Como vantagens da fixação interna rígida em relação à não rígida, temos as relacionadas à liberação do bloqueio maxilomandibular pós-operatório, possibilitando o retorno do paciente as suas funções sociais mais cedo, eliminando a atrofia muscular e alterações na cartilagem condilar, permitindo a movimentação mandibular e mantendo a alimentação mais próxima do normal. A estabilidade propiciada pela fixação rígida é dada tridimensionalmente, ao passo que, a promovida pela fixação não rígida ocorre somente numa direção (BAKER et al., 1997).

Entre as complicações mais comuns da fixação interna rígida estão as infecções, lesão de nervos e raízes de dentes, má oclusão, má-união, e não união (BAKER et al., 1997).

No tratamento das fraturas existem varias técnicas, cada uma com sua indicação, podendo ser selecionada de acordo com o sexo, idade, personalidade do paciente, local e tipo de fratura, tempo de ocorrência da fratura, experiência do cirurgião, custo do material de fixação e do tempo para retorno às atividades profissionais, tudo objetivando a estabilidade adequada da fratura (SCHILLI, 1998).

Tradicionalmente, em termos biomecânicos, a mandíbula é tratada como uma barra, desenvolvendo uma alavanca de classe III, onde o côndilo atua como fulcro, os músculos elevadores aplicam a força e a força oclusal como força de resistência (HYLANDER, 1975).

Desta forma ela exhibirá na superfície superior força de tensão e na superfície inferior força de compressão, correspondendo na mandíbula, ao processo alveolar e ao bordo inferior, respectivamente (SPIESSL, 1989).

Entretanto, esta é uma maneira simplista, pois não reflete o que realmente ocorre na mandíbula quando a função mastigatória é exercida, principalmente pela ação da musculatura contralateral, onde

o que realmente ocorre é uma alternância de área de tensão e compressão de acordo com a mastigação (RUDDERMAN & MULLEN, 1992).

Contudo, com a aplicação do modelo de alavanca de classe III para a mandíbula, foram desenvolvidas técnicas com aplicação clínica, almejando a reparação óssea no tratamento de fratura ou de osteotomias (BAKER et al., 1997).

Estudos ainda hoje são realizados utilizando o princípio de alavanca de classe III para a mandíbula, onde seus resultados não podem ser extrapolados por completo para a clínica, mas podem fornecer subsídios para discussões a respeito da fixação interna rígida (HAUG et al., 1996).

Desta forma, foi proposto este estudo a respeito de possível variação da resistência à flexão de fixação promovida por placas e parafusos de titânio, realizadas em osteotomia de costela bovina, variando o número, localização e extensão das placas.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 HISTÓRICO DA FIXAÇÃO INTERNA RÍGIDA

Os primeiros documentos a relatarem fratura mandibular são datados de 1650 a.C., por Edwin Smith, descrevendo casos cirúrgicos, assim como métodos de exames, diagnóstico e opções de tratamento. Hipócrates foi o primeiro a descrever os princípios básicos de reparação, redução e estabilização, descrevendo a redução manual da fratura mandibular e estabilização por meio de fixação monomaxilar e bandagem (SPINA & MARCIANI, 2000).

Muitas modificações dos conceitos de Hipócrates foram realizadas, mas a que apresentou maiores mudanças foi a realizada em 1275, por Salicetti, onde o autor relatou a importância da oclusão, para a obtenção de sucesso no tratamento das fraturas mandibulares. Em 1492, Prévost aprimorou este conceito e introduziu a teoria do bloqueio maxilomandibular. Entretanto, este conceito, que é básico na traumatologia contemporânea, foi esquecido por muitos séculos, só sendo reintroduzido em 1887, por Gilmer. Este mesmo autor, em 1907

introduziu a aplicação de barras em forma de arcos para serem utilizados no bloqueio (SPINA & MARCIANI, 2000).

O conceito de redução não cirúrgica para tratamento de fraturas mandibulares perdurou até o início do século XX, e incluía tratamentos como bandagens, fixação monomaxilar e maxilomandibular. O sucesso destas técnicas era variado e com a melhora nas condições de anestesia, assepsia e descoberta do antibiótico, os cirurgiões começaram a explorar a utilização da redução cirúrgica e da fixação interna (SPINA & MARCIANI, 2000).

A anestesia foi introduzida durante a década de 1840, contribuindo muito para o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas eficazes, possibilitando a realização de operações mais longas e complexas, mas infelizmente, aumentando a incidência de infecções nas feridas cirúrgicas, que quase sempre resultavam na morte do paciente. Isto ocorria devido à falta de noções de assepsia em cirurgia, as quais só foram, inicialmente, descritas por Lister entre 1860 e 1870, e dos antibióticos, que tem como marco a descoberta da penicilina, por Fleming, em 1929, e o seu subsequente desenvolvimento comercial em 1940, por Chain e Florey (WISTREICH & LECHTMAN, 1980).

No tratamento cirúrgico estão incluídas as fixações por meio de fios intra-ósseos, pinos externos, pinos intramedulares e placas e parafusos. Os primeiros relatos são de Buck, em 1846, usando fio de ferro laçando uma fratura mandibular e de Kinlock, usando fio de prata. Thomas, em 1869, descreveu o princípio de utilização de fios metálicos para a osteossíntese através de perfurações ósseas nas bordas da fraturas, contudo complicações como infecção e necrose óssea, nesta época foram altas (SPINA & MARCIANI, 2000).

O tratamento não cirúrgico apresentava a limitação em termos de redução da fratura, por não permitir uma visão direta e necessitar do bloqueio maxilomandibular. Com o tratamento cirúrgico buscava-se a visualização da fratura e conseqüentemente uma melhor redução da mesma, contudo não era possível a liberação do bloqueio, mesmo com a utilização de fios intra-ósseos, fios de Kirschner, malhas metálicas, pois o que de fato promovia a estabilidade da fratura era o bloqueio maxilomandibular. Com a fixação interna rígida, a eliminação do bloqueio tornou-se possível, na medida em que se pode confiar nos dispositivos de fixação, que eram capazes de conferir a imobilização e

estabilidade tridimensional necessárias para a reparação óssea se processar (LEONARD, 1990; ELLIS III, 1991).

Danis, em 1949, publicou *Teoria e Prática da Osteossíntese* onde de acordo com a experiência na ortopedia formulou três princípios para a fixação interna rígida. Primeiro, possibilitar o restabelecimento da função do órgão imediatamente após a redução da fratura, prevenindo a doença da fratura. Segundo, possibilitar a completa restauração da forma após a reparação óssea. Terceira, permitir que a união dos fragmentos fraturados se realize sem a formação de calo ósseo visível (ELLIS III, 1993a).

O primeiro tratamento com o uso de placa e parafusos é creditado a Hansmann, em 1886 (MESSER et al., 1967). Entretanto o primeiro a apresentar uma seqüência de estudo foi CHRISTIANSEN em 1945, utilizando placas e parafusos de tântalo, contudo, mantendo o bloqueio. LUHR em 1968, aplicando informações de estudos da ortopedia, desenvolveu a placa de compressão dinâmica e introduziu o uso de placas de compressão de vitalium que possibilitaram a liberação do bloqueio pós-operatório.

Em 1958, na Suíça foi fundada a Fundação para o Estudo da Fixação Interna, sendo designada originalmente na língua alemã de

Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen e na inglesa de Association for the Study of Internal Fixation (AO/ASIF), segundo PREIN & RAHN (1998).

Posteriormente, no início dos anos de 1970, Spiessl introduziu modificações nos princípios de ortopedia e nos instrumentais para adequá-los a utilização na cirurgia buco-maxilo-facial, onde os princípios da AO/ASIF para o reparo da fratura óssea foram aplicados para a área Buco-Maxilo-Facial, com obtenção de estabilidade absoluta promovida pelo uso de placas e parafusos (SPINA & MARCIANI, 2000).

Outros conceitos a respeito da fixação interna de fraturas mandibulares foram introduzidos por MICHELET et al., em 1973 e reafirmados por CHAMPY et al., em 1978, os quais preconizavam a utilização de placas delgadas, maleáveis, sem compressão, mantidas por parafusos monocorticais, e que deveriam ser posicionadas de acordo com linhas ideais de osteossíntese, por acesso intrabucal, diferindo do que era preconizado na época, de acordo com filosofia AO/ASIF que consistia de placas de compressão, largas, rígidas, fixadas por parafusos bicorticais e inseridas por abordagem extrabucal (LUHR, 1969; SPIESSL, 1976). Ambas técnicas são efetivas e são

utilizadas no tratamento de fraturas mandibulares atualmente (SCHILLI, 1998; SPINA & MARCIANI, 2000).

As placas e parafusos utilizadas antes da década de 1970, na redução e estabilização de fraturas mandibulares eram idealizadas para ortopedia no tratamento de fraturas de metacarpo, cuja composição era de liga de cromo-cobalto (WALDRON et al., 1943; RANK et al., 1954; ROBERTS, 1964; HAHN & CORGILL, 1969). SNELL & DOTT em 1967 são os primeiros a relatarem redução de fraturas do terço médio da face com placas idealizadas para metacarpo.

Nas cirurgias ortognáticas é creditado a MICHELET et al., 1971, a difusão deste tipo de fixação, por meio de placas e parafusos utilizados na estabilização de osteotomia sagital do ramo mandibular, e, em 1973, quando também utilizam na fixação da maxila.

Segundo JONES & VAN SICKELS (1988) a fixação interna rígida, realizada por placas e parafusos ou por parafusos somente, é o procedimento que tem apresentado melhor resultado na redução e imobilização da fratura óssea, conduzindo à reparação primária.

De acordo com ELLIS III (1991), sistemas específicos, tanto em termos de placas e parafusos, como do instrumental

necessário para a fixação foram elaborados e as técnicas cirúrgicas aprimoradas, firmando a fixação interna rígida como a mais indicada e trazendo ao paciente mais vantagens do que desvantagens.

ALTOBELLI (1992) descreve que o sistema ideal de fixação deveria ser confeccionado de material biocompatível, sem toxicidade, sem resposta imune ou oncogênica, apresentando resistência mecânica e à corrosão, não interferindo no processo de reparação óssea ou de crescimento, e com módulo de elasticidade semelhante ao osso. Segundo HAUG (1996) o material que mais se aproximaria destas exigências é o titânio comercialmente puro.

2.2 REPARAÇÃO ÓSSEA

Quanto ao reparo ósseo existem basicamente dois processos pelo qual ele pode ocorrer, o primário e o secundário. O que geralmente determina de qual forma irá se processar, são fatores como a distância entre os fragmentos ósseos e o grau de mobilidade presente na área a ser reparada (CAWOOD, 1985). Desta forma o processo de reparo é otimizado quando se obtém uma redução

anatômica precisa e uma rigidez na imobilização dos fragmentos (TU & TENHULZEN, 1985). Uma vez que a fratura óssea tenha sido reduzida e imobilizada o processo de reparo estará na dependência da preservação e manutenção do suprimento sangüíneo, da ausência de contaminação e da precoce realização do tratamento (RHINELANDER, 1974).

Tais princípios são os responsáveis pelas metas propostas pela AO/ASIF para a reparação óssea se processar de maneira primária e com a manutenção da função, os quais podem ser resumidos em quatro princípios básicos: redução dos fragmentos ósseos, fixação estável da fratura, preservação da nutrição do tecido ósseo adjacente e retorno precoce a função (SPIESSL, 1988).

A reparação óssea primária é caracterizada pela direta restauração do osso, entretanto o osso cortical e o medular irão se reparar em velocidade diferente. Quando as superfícies medulares são posicionadas em íntimo contato, elementos osteogênicos e o suprimento sangüíneo estabelecem a reparação óssea longitudinal direta, com pequena remodelação em três a quatro semanas. Na cortical ocorre um crescimento longitudinal, dos capilares e das células osteogênicas, no traço de fratura, seguindo o caminho dos túneis

corticais, exigindo mais tempo para ocorrer do que a reparação do osso medular (LUHR, 1982). Geralmente com oito semanas ocorre a união das corticais, mas a completa remodelação e resistência estarão presentes com dezesseis semanas após ser estabelecida a fixação rígida (BAKER et al., 1997).

Com a utilização da fixação interna rígida pretende-se obter uma reparação óssea primária, embora a ocorrência simultânea com a secundária possa ocorrer numa mesma fratura (PREIN & RAHN, 1998).

A secundária consiste numa seqüência de passos que se inicia com a indução e formação do hematoma, inflamação, tecido de granulação, formação de calo fibroso, formação de calo ósseo e remodelação (TU & TENHULZEN, 1985). Durante esta cascata de eventos ocorre um aumento gradativo da resistência do tecido formado, onde o tecido precursor atua como protetor do neoformado (PREIN & RAHN, 1998).

Segundo BRONS & BOERING (1970), este tipo de reparação é possível de ocorrer quando não há uma redução anatômica precisa ou quando há movimentação dos segmentos fraturados durante o período de reparação. Esta movimentação

perturba a proliferação capilar que é essencial para a reparação, permitindo o acúmulo de tecido fibroso pouco vascularizado, podendo ter como resultado final uma união fibrosa, antes da reparação óssea, caracterizando um retardo de união, ou se a formação óssea não se processar, numa não união.

A reparação secundária é característica da fixação não rígida. A estabilidade funcional da fratura geralmente ocorre com quatro a seis semanas, período em que o bloqueio maxilomandibular é removido. Entretanto, a resistência apresentada pela mandíbula antes da fratura, só ocorrerá com aproximadamente vinte a vinte e cinco semanas (LUYK, 1992).

BAKKE et al. (1990) avaliando a força mastigatória de homens e mulheres com faixa etária de oito a sessenta e oito anos, encontraram valores médios de 55,2 kgf para homens e de 44,0 kgf para mulheres. Separando por grupos dentais, PREIN & RAHN (1998) relataram valores de 20 a 30 kgf na área de incisivos, de 30 a 50 kgf na área de pré-molares e de 50 a 70 kgf para molares, entretanto durante o ato mastigatório normal apenas uma fração destes valores é utilizada. Os mesmos autores, em análise eletromiografia, indicam que

a musculatura mastigatória é ativada mais ou menos simetricamente, mesmo que a carga oclusal aplicada seja assimétrica.

TATE et al. (1994) avaliaram a força de mordida pós-operatória de fratura de ângulo mandibular tratada com duas placas do sistema de 2,0 mm por acesso transbucal e sem bloqueio pós-operatório. Os valores foram divididos em até de seis semanas e após seis semanas pós-operatórias. Na região de incisivos valores de 6 kgf e na de molares de 13 kgf foram obtidos até seis semanas e de 12 kgf para incisivos e de 27 kgf para molares após seis semanas. Pacientes sem fratura, atuando como controle, desenvolveram valores de 15 kgf para incisivos e de 49 kgf para molares. Na comparação realizada num mesmo paciente, entre molares localizados no lado da fratura e no contra-lateral sem fratura, a força desenvolvida foi menor para o molar do lado da fratura com valores de 13 kgf e 18 kgf na seis primeiras semanas, e de 27 kgf e 34 kgf após seis semanas, respectivamente. Devido a esses resultados, a rigidez da fixação interna rígida poderia ser diminuída, e mesmo assim, resultaria em sucesso no tratamento. Dentre os fatores responsáveis pela diminuição da força mastigatória estariam mecanismos protetores neuromuscular e o trauma cirúrgico aos músculos masseter e

temporal. Mesmas alterações na força mastigatórias foram encontradas em estudos relativos a fratura do complexo zigomático, por DAL SANTO et al. (1992), e nas cirurgias ortognáticas, por THROCKMORTON et al. (1996).

2.3 TESTES BIOMECÂNICOS

Segundo HYLANDER (1975), a mandíbula pode ser tratada como uma alavanca de classe III, onde o côndilo atuaria como fulcro, os músculos elevadores aplicariam a força e a força oclusal atuaria como resistência, exibindo forças de tensão na porção superior, de compressão na inferior e entre elas uma zona neutra. De acordo com SPIESSL (1989), correlacionando com áreas da mandíbula teríamos no processo alveolar área de tensão, na borda inferior da mandíbula compressão e no nível do canal mandibular zona neutra, conferindo um modelo bidimensional.

Em contraste com modelos bidimensionais, os estudos com modelos tridimensionais demonstram que as áreas de tensão e de compressão não são fixas, que dependendo do local de aplicação

da força, através dos grupos dentais e da localização da fratura, essas áreas de tensão e compressão se alternam, e as forças de torção não são exclusivas da área de sínfise mandibular (KROON et al., 1991; ROZEMA et al., 1992; RUDDERMAN & MULLEN, 1992).

TAMS et al. (1997) realizaram estudo tridimensional a respeito do comportamento em área de fraturas mandibulares, avaliando movimentos de flexão e de torção. Para isso utilizaram três mandíbulas de resina, treze pontos para aplicação de força e analisaram o comportamento nas fraturas de sínfise, corpo e ângulo. Na região de sínfise foi observado tensão na borda inferior e compressão na superior e elevado movimento de torção. No corpo manifestou uma alternância de tensão e de compressão e movimento de torção. No ângulo somente tensão na borda superior e compressão na inferior. Tais resultados foram obtidos, pois houve a simulação da atuação do lado contra-lateral da fratura, e a mandíbula atuou como um arco e não como uma barra em *cantilever*, que são utilizados em estudos bidimensionais.

Entretanto, com a aplicação do modelo de alavanca classe III para a mandíbula foram desenvolvidas técnicas com aplicação

clínica viável e com bons resultados, viabilizando a reparação óssea em casos de fraturas ou de osteotomias (BAKER et al., 1997).

SMITH et al. (1991) realizaram estudo para verificar dimensões da mandíbula adulta, em área de realização de osteotomia sagital do ramo. A análise foi realizada na região distal do segundo molar em 49 mandíbulas, sendo encontrados valores médios de 14 mm para espessura da mandíbula, 3,3 mm para a espessura da cortical vestibular e 2,2 mm para a lingual, e 20,37 mm para altura mandibular, sem incluir o diâmetro do canal mandibular. Segundo BERKOVITZ & MOXHAM (1988) em média, o diâmetro do canal mandibular em mandíbulas adultas é de aproximadamente 3 mm.

HAUG (1993a) avaliou o comportamento de placas com e sem compressão e parafusos do sistema de 2,0 mm a serem utilizados em área de tensão, aplicados a modelo biológico de costela bovina e submetidos à teste de resistência à flexão em *cantilever*, sendo instituído o final do teste quando a distância da borda superior atingisse 1,5 mm, onde o valor da carga aplicada foi analisado. Os melhores resultados foram obtidos independentemente da placa utilizada com três parafusos de cada lado da fratura e sem influência do comprimento dos parafusos. A costela bovina foi utilizada por

possuir contorno e dimensões similares a hemimandíbula humana edêntula e por apresentar cortical óssea e medular semelhante à região de corpo mandibular.

HAUG (1993b) com modelo de teste semelhante, porém avaliando o comportamento de placa de reconstrução do sistema de 2,7 mm, constatou que a resistência à carga aplicada foi maior até o limite de quatro parafusos em cada lado da fratura, onde acima deste valor não foi notado benefício. Neste caso, o final do teste foi estipulado quando ocorresse ausência de contato na área da osteotomia e o valor de carga aplicada foi analisado.

SIKES et al. (1998) promoveram estudo de comparação entre placas de reconstrução do sistema THORP (Titanium Hollow Reconstruction Plate) e de reconstrução convencional do sistema de 2,7 mm. Foram utilizadas costelas bovinas em cantilever, entretanto a extremidade que ficou fixa durante o teste foi incluída em resina para facilitar a adaptação ao dispositivo de fixação, e a ponta de aplicação de força foi confeccionada em forma de “U” para encaixar na costela e não promover torção. O final do teste foi estabelecido quando a carga aplicada alcançava o valor de 5 kgf e de 10 kgf, onde o deslocamento era anotado para comparação. Neste caso, melhores resultados foram

para a placa THORP quando do uso de dois parafusos por segmento, entretanto com a utilização de quatro não houve diferença.

SIKES et al. (2000) seguindo estudo anterior, avaliaram a fixação promovida por placas do sistema de 2,0 mm e de reconstrução do sistema de 2,4 mm, em costelas bovinas que foram reduzidas em altura na área da osteotomia a 40 mm, 30 mm, 20 mm e 10 mm, simbolizando reabsorção óssea em pacientes edêntulos. As placas foram localizadas a 5 mm da borda superior, sendo as convencionais fixas de maneira monocortical e com três parafusos por segmento, enquanto a de reconstrução por três parafusos só que de maneira bicortical. O final do teste foi avaliado pelo deslocamento ocorrido com a carga de 7,5 kgf e pela carga apresentada até a fratura óssea. Como resultado foi relatado que a fixação promovida pela placa de reconstrução com remanescente de 10 mm de altura foi semelhante a da placa convencional em costelas de 40 mm ou 30 mm.

ARMSTRONG et al. (2001) realizaram estudo para avaliar o comportamento da fixação em osteotomia sagital realizado por placas do sistema de 2,0 mm, de conformação curva e reta, sendo a de conformação curva mais larga do que a reta, conseqüentemente melhor resultado foi obtido com a placa curva. Os autores propuseram

a fixação da costela bovina ao dispositivo de fixação para o teste pelas extremidades, a osteotomia foi realizada deslocada para uma das extremidades e a força era aplicada no ponto correspondente a metade da distância entre as extremidades da costela. Desta forma, segundo os autores, seria reproduzida a força mastigatória atuante na área de osteotomia sagital.

SHETTY et al. (1995) usando teste de aplicação de força tridimensional, avaliaram o comportamento de placa EDCP (Eccentric Dynamic Compression Plate) de angulação de 75° e sistema de 2,7 mm, placa EDCP (Eccentric Dynamic Compression Plate) de 45° e sistema de 2,7 mm, placa DCP (Dynamic Compression Plate) curva de sistema de 2,7 mm, parafuso de compressão de sistema 2,7 mm, placa 2,0 mm e grampo. Utilizaram mandíbula sintética de polímero PL-1, com a carga sendo aplicada em três locais durante dez segundos, com o valor de 2 kgf, 6 kgf, 12 kgf e 22 kgf, onde foi avaliado o fator de instabilidade, dado pelo ângulo desenvolvido em cada eixo de coordenadas X, Y e Z desenvolvidos na área de fratura. Para todos os valores de carga aplicados, a fixação por placa de 2,0 mm na linha oblíqua externa e pelo grampo aplicado na base desenvolveram fator de instabilidade mais alto.

HAUG et al. (1996) promoveram estudo para comparar técnicas de fixação interna rígida de fratura de ângulo mandibular. Fizeram uso de hemimandíbulas de poliuretano e teste na forma de cantilever. Foram desenvolvidos três grupos, onde ao grupo I correspondia à fixação com placa LC-DCP (Limited Contact Dynamic Compression Plate) de sistema 2,4 mm na base e sem compressão de sistema 2,0 mm na porção superior, grupo II compreendia a inversão da localização das placas em relação ao grupo um e o grupo III no qual a fixação era promovida por duas placas sem compressão de sistema 2,0 mm. As placas localizadas na base eram fixas de maneira bicortical e as localizadas superiormente monocorticais. O teste foi finalizado com a ruptura da fixação, que ocorreu em todos os casos na interface do osso sintético com o parafuso localizado na placa superior. O valor médio encontrado para o grupo I foi de 16,7 kgf, grupo II 15,6 kgf e grupo III 15,4 kgf. Os autores optaram pela mandíbula sintética de poliuretano por se tratar de uma replica de mandíbula humana, apresentando padronização nas dimensões, presença de região cortical e medular e semelhança na consistência, diferentemente do uso de osso humano ou animal.

WITTENBERG et al. (1997) utilizando hemimandíbula de carneiro em sistema de *cantilever*, promoveram análise sobre o comportamento de placa de reconstrução do sistema de 2,4 mm, fixada de maneira bicortical, malha do sistema de 2,4 mm e placa 3-D do sistema de 2,0 mm, fixadas de maneira monocortical, em fraturas de ângulo mandibular. Para análise foram mensurados, por um mesmo investigador, os deslocamentos horizontal e vertical, e espaço entre a área de osteotomia, com carga aplicada de 5 kgf, 15 kgf, 25 kgf e 35 kgf. Em todas as análises a placa de reconstrução apresentou valores maiores para o deslocamento. RAHN et al. (1975) indicam o uso da mandíbula de carneiro pela similaridade em termos de tamanho e de espessura com a mandíbula humana.

THARANON (1998) relatou estudo com hemimandíbula humana para avaliar a estabilidade promovida pela fixação realizada por placas e por parafusos, em osteotomia sagital do ramo mandibular para recuo. As placas utilizadas correspondiam ao sistema de 2,0 mm, fixadas de modo monocortical na linha oblíqua, e os parafusos de 17 mm de comprimento do sistema de 2,0 mm, disposto de forma linear na linha oblíqua. O final do teste compreendia o rompimento do osso

ou da fixação. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

HAUG et al. (1999) avaliaram a fixação promovida por parafusos variando o número e a disposição. Para tal utilizaram madeira de carvalho vermelha para eliminar variáveis presentes quando se utiliza osso animal ou humano como forma, dimensões, densidade e consistência e pela madeira apresentar módulo de elasticidade mais próximo ao osso, diferentemente de materiais sintéticos como a resina de poliuretano e o polímero PL-1. Este estudo consistia de quatorze grupos com variação de posicionamento linear, em “L” e forma geométrica, onde o teste terminava quando ocorresse fratura da madeira ou do parafuso. Neste caso a conformação de “L” para trás e a utilização de três parafusos apresentou melhores resultados, tanto em valor de carga aplicada, como de deslocamento. FROST (1999) comenta que o uso de madeira, na espessura sugerida de 7,6 mm em cada segmento foge da realidade clínica, onde se trabalha com 2 mm, e realiza a pergunta de quanto de fixação é adequada ou apropriada, já que nem sempre, somente os valores maiores em teste de resistência apresentam melhores resultados clínicos.

HEGTVEDT et al. (1994) procederam avaliação comparativa de placas do sistema de 2,0 mm com o de 0,8 mm, utilizado ensaio mecânico para avaliar a resistência à flexão horizontal e vertical, à compressão e à tensão. Posteriormente foram realizados ensaios com sistema biológico, onde as placas eram fixadas a fragmentos de costela suína e submetidos aos mesmos testes anteriores. Valores de resistência de duas a cinco vezes maiores foram encontrados para o sistema de 2,0 mm. HAUG (1994) comenta que testes isolados do material de fixação não promovem dados adequados, diferentemente de quando um sistema biológico é utilizado. Porém, não se possui um substituto ideal do osso humano para testes biomecânicos e a costela é indicada para utilização em simulação de fraturas mandibulares e não de maxila ou terço médio da face, onde estaria indicada a fixação com sistema de 0,8 mm.

TRIVELLATO et al. (2000) em estudo comparativo de marcas comerciais de material de fixação, sendo duas nacionais e duas importadas, encontraram uma falta de padronização dimensional de placas e parafusos das marcas nacionais e em teste de resistência à flexão, sem aplicação em modelo biológico, um comportamento da

mesma forma, inferior das marcas nacionais. Não houve diferença entre sistemas nacionais, assim como entre sistemas importados.

IKEMURA et al. (1984) compararam o comportamento de placas de compressão de 2,7 mm na borda inferior da mandíbula, de forma bicortical pela técnica da AO/ASIF e sem compressão de 2,0 mm na região mediana da mandíbula, de forma monocortical pela técnica de Champy, em fratura na região de corpo mandibular em cães. A resistência mecânica foi avaliada por modelo em cantilever imediatamente após a implantação e após quatorze semanas de implantação. O resultado do teste de flexão imediatamente após a fixação apresentou valores maiores para a placa de compressão, entretanto após o período de quatorze semanas não foi manifestada diferença.

FREITAG & LANDAU (1996) realizaram avaliação histológica da reparação óssea em fratura de região de corpo mandibular de cachorros, tratadas por fixação realizada com placa de compressão do sistema de 2,7 mm pela técnica da AO/ASIF e placa de 2,0 mm, sem compressão e monocortical, aplicada em região mediana pela técnica de Champy. Outra variação proposta foi à aplicação da fixação em área dentada e edêntula. Períodos

observados foram de 1, 2, 4, 6, 8, 12 e 24 semanas. Foi observado que a reparação óssea se processava de maneira mais rápida para o grupo de placa de compressão em área dentada, seguido pelo grupo de placa de 2,0 mm em área dentada, pelo grupo com placa de compressão edêntulo e por fim o de placa de 2,0 mm edêntulo. Desta forma os dois tipos de fixação promovem a reparação óssea e a presença de dentes auxilia no processo.

KURIAKOSE et al. (1996) realizaram avaliação clínica do tratamento de fraturas mandibulares, sendo 88 com placas do sistema 2,7 mm por técnica AO/ASIF e 116 com placas de 2,0 mm por técnica de Champy. Casos que desenvolveram má oclusão, infecção e lesão ao nervo marginal mandibular foram na ordem de 4,7%, 2,3% e 7,9% para o grupo que recebeu fixação pela técnica AO/ASIF, e 9,6%, 12,9% e 0% para o grupo que recebeu fixação pela técnica Champy.

SCHIERLE et al. (1997) realizaram estudo em pacientes e biomecânico com mandíbulas de poliuretano, todos com sistema de 2,0 mm e com fraturas em ângulo. Com pacientes foram realizados dois grupos, um com uma placa localizada na linha oblíqua externa e o outro com duas placas, sendo uma na linha oblíqua externa e outra na base fixada por meio transbucal. No teste biomecânico foram

estabelecidos quatro grupos, sendo um com uma placa de seis furos na linha oblíqua externa, outro com uma placa na linha oblíqua externa de seis furos e uma de dois furos na base, o seguinte formado pela alteração de localização das placas anteriormente descrita e o último por duas placas de quatro furos, uma na linha oblíqua externa e outra na base. As placas localizadas na base eram fixadas de maneira bicortical e as da linha oblíqua externa de maneira monocortical. Clinicamente, os resultados mostraram complicação apenas relacionada à infecção com mesmo número de casos nos dois grupos. No teste biomecânico, melhor resistência foi demonstrada pelo grupo composto por duas placas de quatro furos.

ELLIS III (1999) avaliou os resultados de oito artigos publicados relacionados à fratura de ângulo mandibular realizados no seu serviço durante os últimos dez anos. Com redução não cirúrgica ou cirúrgica e fixação não rígida realizada com fio de aço ou com placas e bloqueio maxilomandibular por 40 dias, observou 17% de complicações relacionadas à infecção, realizado por PASSERI et al. (1993). Com placa de reconstrução do sistema de 2,7 mm, resultou em 7,5% de complicações que necessitaram de reintervenção cirúrgica, realizado por ELLIS III (1993b). Com parafusos de

compressão do sistema de 2,7 mm, onde 13% dos casos tiveram de passar por nova intervenção cirúrgica, realizado por ELLIS III & GHALI (1991). Com duas placas de compressão dinâmica do sistema de 2,0 mm, sendo uma localizada na base e a outra na porção superior, obtendo 29% de complicações que necessitaram de nova cirurgia, realizado por ELLIS III & KARAS (1992). Com duas placas de compressão dinâmica do sistema de 2,4 mm, com localização semelhante ao estudo anterior, obtendo 32% de complicações que necessitaram de nova intervenção cirúrgica, realizado por ELLIS III & SINN (1993). Com duas placas sem compressão do sistema de 2,0 mm, na mesma conformação que o estudo anterior, resultando em 28% de complicações que requereram segunda intervenção cirúrgica, realizado por ELLIS III & WALKER (1994). Com uma placa sem compressão do sistema 2,0 mm localizada na linha oblíqua externa, apresentando 16% de complicações que necessitaram de nova intervenção cirúrgica, realizado por ELLIS III & WALKER (1996). Finalizando, o estudo com uma placa do sistema de 1,3 mm, localizada na linha oblíqua externa, obteve 8,7% de complicações que necessitaram de novo procedimento cirúrgico, realizado por POTTER & ELLIS III (1999). A conclusão destes estudos clínicos é que

contrariamente ao que normalmente se pensa, maiores índices de complicações são observados em tratamento de fratura de ângulo, quanto mais fixação é utilizada. Embora, os testes biomecânicos apontem a fixação com duas placas como mais estável do que uma só, isto não foi evidenciado neste estudo clínico, onde o autor comenta a existência de outros fatores responsáveis pelo o sucesso no tratamento, como a manutenção do suprimento sangüíneo, experiência com fixação interna rígida e pelo gradual retorno da força mastigatória após o tratamento da fratura.

SCHILLI (1998) descreveu como tratamento proposto pela AO/ASIF, para fratura mandibular, objetivando a promoção de uma fixação adequada, formas descritas por Champy, entretanto com indicação restrita a fratura sem ou com pequeno deslocamento, e no caso de fraturas deslocadas, recomenda o uso de dispositivo de fixação mais espesso ou maior número de placas por acesso extrabucal.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo, utilizando fixação em osteotomias de costelas bovina tem como princípio avaliar a resistência à flexão da fixação promovida por placas e parafusos de titânio, variando o número, a localização e a extensão das placas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 PLACAS E PARAFUSOS

Para a realização deste estudo foram utilizados 70 placas e 350 parafusos do sistema de fixação 2,0 mm, indicados para mandíbula, da marca comercial Engimplan (Engenharia de Implantes Ind. Com. Ltda., Rio Claro, São Paulo, Brasil), sendo distribuídos em sete grupos totalizando 35 placas de seis furos retas (Cód. 220-06), 35 placas de quatro furos retas (Cód. 220-04), 182 parafusos de 12 mm de comprimento (Cód. 2,0-12) e 168 parafusos de 6 mm de comprimento (Cód. 2,0-06), conforme FIG.1.

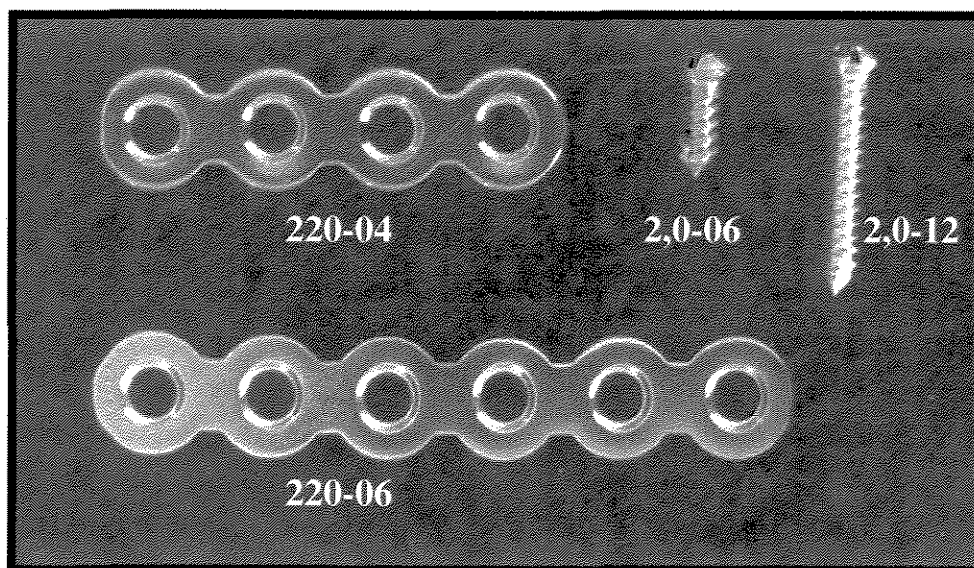


FIGURA 1 - Placas e parafusos do sistema de 2,0 mm.

Segundo o fabricante, as placas eram de titânio comercialmente puro, de grau II e os parafusos de liga titânio-6alumínio-4vanádio.

A fim de determinar possível variação nos resultados devido à falta de padronização dimensional das placas e parafusos, foi realizada uma avaliação em seis medidas nas placas e em quatro nos parafusos. Cada uma foi mensurada três vezes e estabelecida uma média final. Nas placas a medida I é referente a menor distância das bordas da placa entre os furos, II ao diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV ao comprimento, V ao diâmetro interno na área do furo e VI relacionada à espessura. Nos parafusos a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e IV ao comprimento, segundo FIG. 2. As mensurações foram realizadas num paquímetro digital (Mod. 727-6/150 Starrett, Brasil) em 10 placas de seis furos, 10 placas de quatro furos, 10 parafusos de 12 mm de comprimento e 10 parafusos de 6 mm de comprimento, selecionados aleatoriamente.

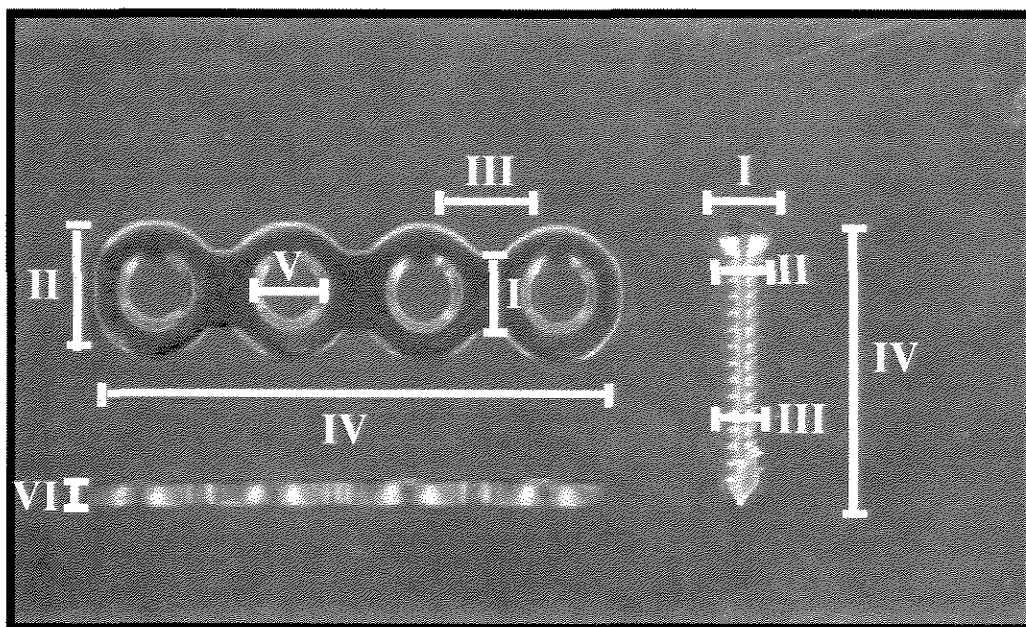


FIGURA 2 - Locais de realização das medidas nas placas e nos parafusos.

4.2 COSTELA BOVINA

As costelas de origem bovina foram obtidas em açougue e o tempo transcorrido até a realização do teste não ultrapassou 30 horas. Descontando o período destinado ao preparo para o teste, ficaram acondicionadas em geladeira. As costelas obtidas eram provenientes de carcaça bovina sacrificada há aproximadamente 36 horas, com dois anos e meio de idade, de área correspondente ao contra-filé e próxima a coluna vertebral (FIG. 3). A costela desta área foi escolhida por apresentar conformação anatômica semelhante à

mandíbula humana edêntula, apesar de não possuir canal mandibular (FIG. 4) e apresentar trabeculado ósseo horizontal e organizado (FIG. 5). De cada carcaça eram utilizadas uma ou duas costelas, devido às dimensões e curvatura inapropriadas para o teste. No total foram utilizadas 49 costelas divididas em 7 grupos.

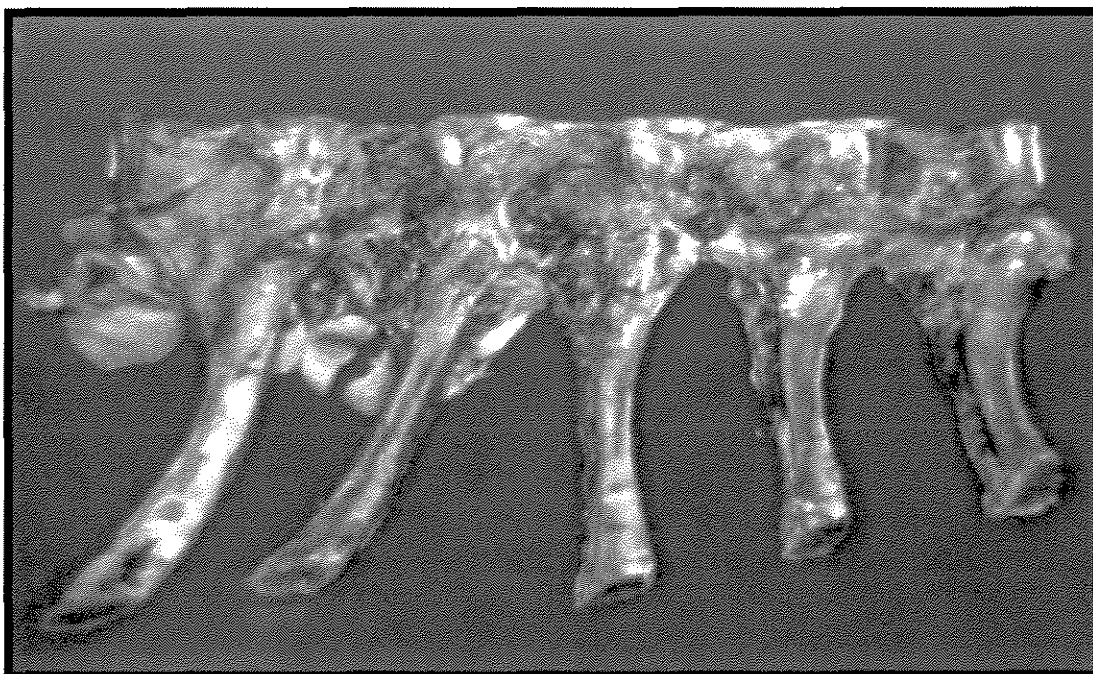


FIGURA 3 - Carcaça bovina obtida em açougue.



FIGURA 4 - Secção transversal em área de mandíbula humana edêntula (A) e de costela bovina utilizada (B).

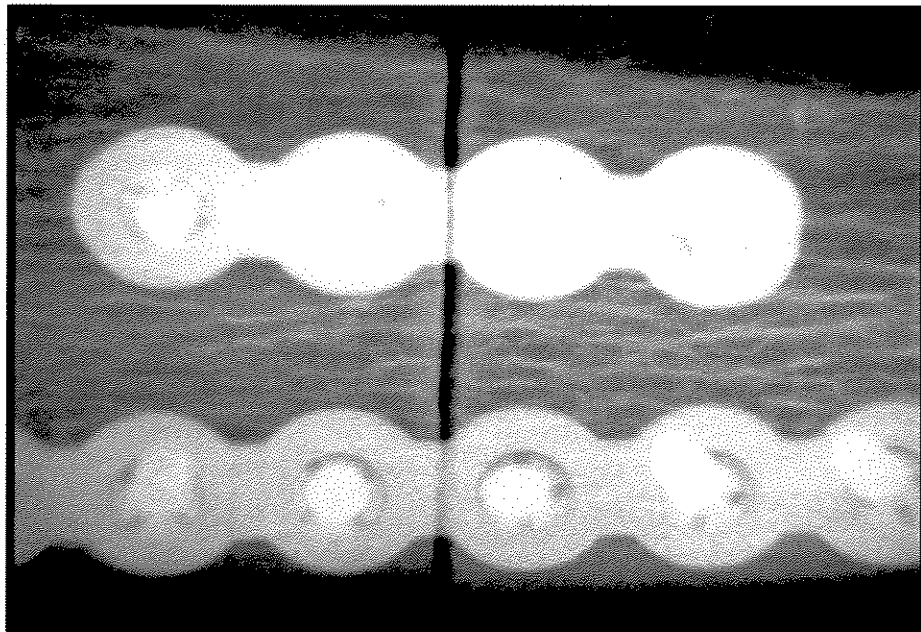


FIGURA 5 - Radiografia de costela bovina com material de fixação, apresentando trabeculado ósseo horizontal e organizado.

O preparo das costelas compreendia a remoção de tecido mole e adequação as medidas. O comprimento total era de 8,5 cm, sendo a osteotomia realizada de maneira linear, perpendicular ao longo eixo da costela e localizada a 5 cm da extremidade que iria permanecer fixa ao dispositivo de fixação no momento do teste por 2 cm, e a 3,5 cm da extremidade que iria receber a força vertical, onde a localização desta força era a 0,5 cm da extremidade. Conseqüentemente a localização da osteotomia era eqüidistante em 3 cm (FIG. 6). Para a realização da osteotomia foi utilizada serra manual (Stann, Mod. 1224), conforme FIG. 7.

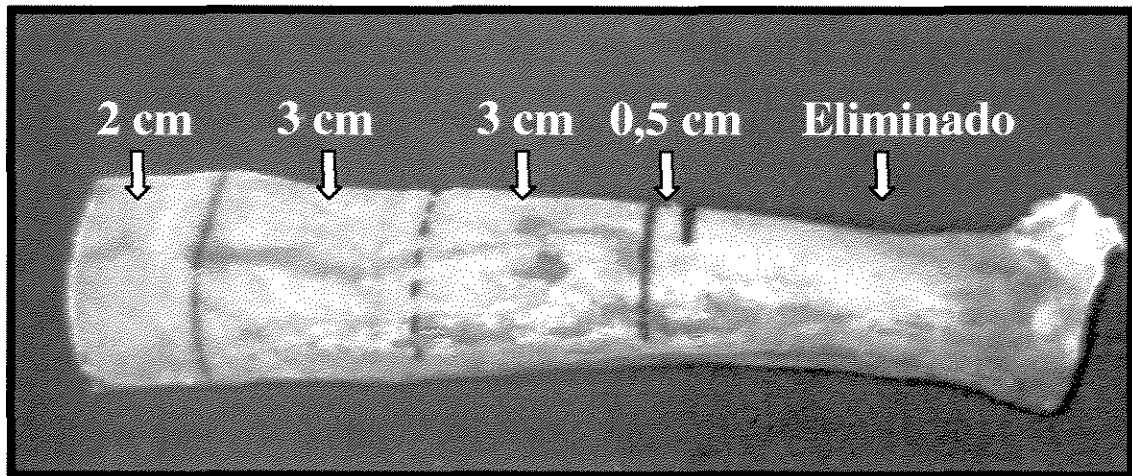


FIGURA 6 - Esquema mostrando o preparo da costela, linha tracejada correspondendo a osteotomia.

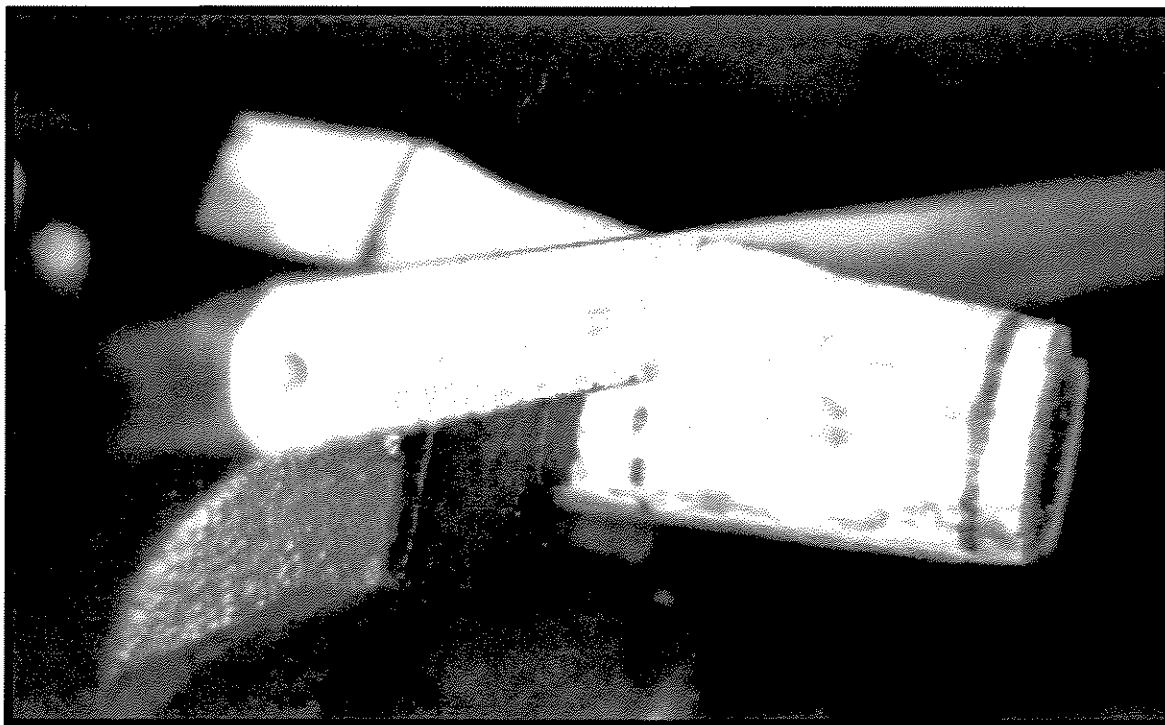


FIGURA 7 - Costela fixa pela prensa e realização da osteotomia com serra.

Também foram realizadas mensurações na área da osteotomia do segmento que permaneceria fixo para avaliar a espessura e a altura da costela. Foram padronizadas duas medidas em espessura: medida A e medida A', onde a medida A correspondia a maior distância entre as duas corticais externas e a medida A' a maior distância entre as corticais internas. A subtração da medida A pela medida A' dá origem a medida Cortical A. Da mesma maneira a altura foi avaliada pela medida B e B'. A medida B representa a maior distância da cortical externa superior a inferior e a medida B' a maior

distância entre a cortical interna superior e inferior, onde a subtração da medida B pela medida B' resulta na medida Cortical B. Em cada medida foram realizadas três mensurações e posteriormente estabelecida à média final. As mensurações foram realizadas num paquímetro digital (Mod. 727-6/150 Starrett, Brasil). Esquema ilustrativo pode ser visto na FIG. 8.

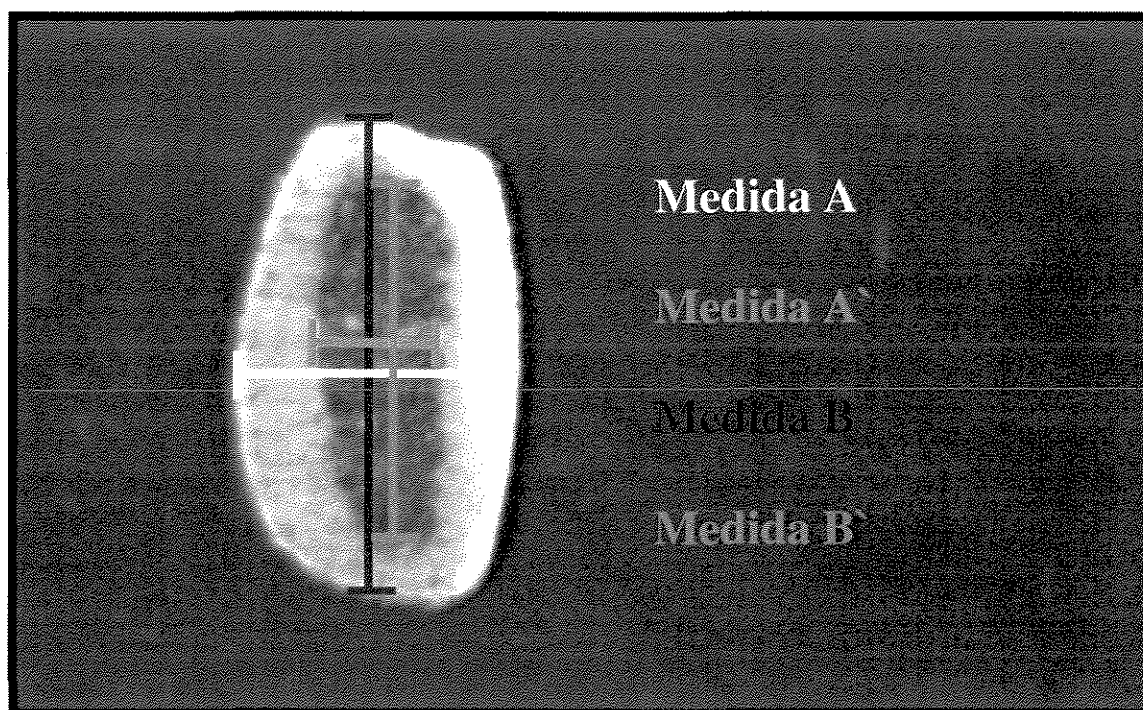


FIGURA 8 - Locais de medidas nas costelas, área de osteotomia.

4.3 TESTE DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO

O teste de resistência à flexão foi realizado em máquina de ensaio universal Instron, modelo 4411 (FIG. 9). Para tal foi confeccionado um dispositivo de fixação da costela e um dispositivo para a aplicação da força vertical, ambos em aço inox. O dispositivo de fixação da costela apresenta a conformação de “L” (FIG. 10).

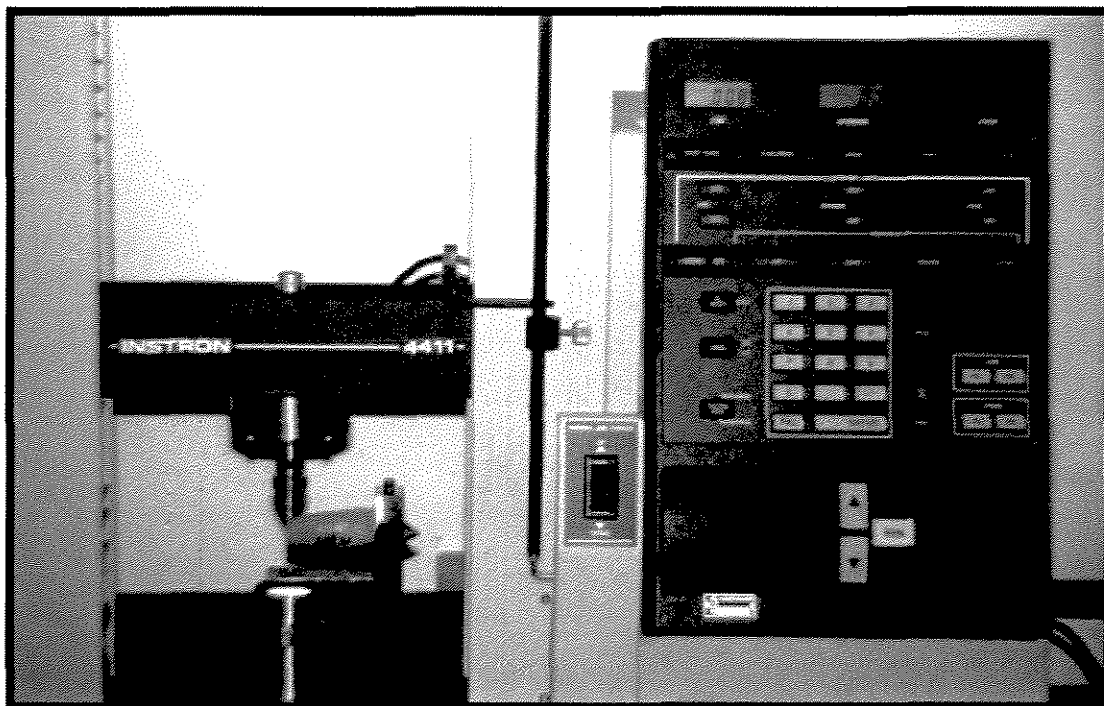


FIGURA 9 - Máquina de ensaio Instron, modelo 4411.

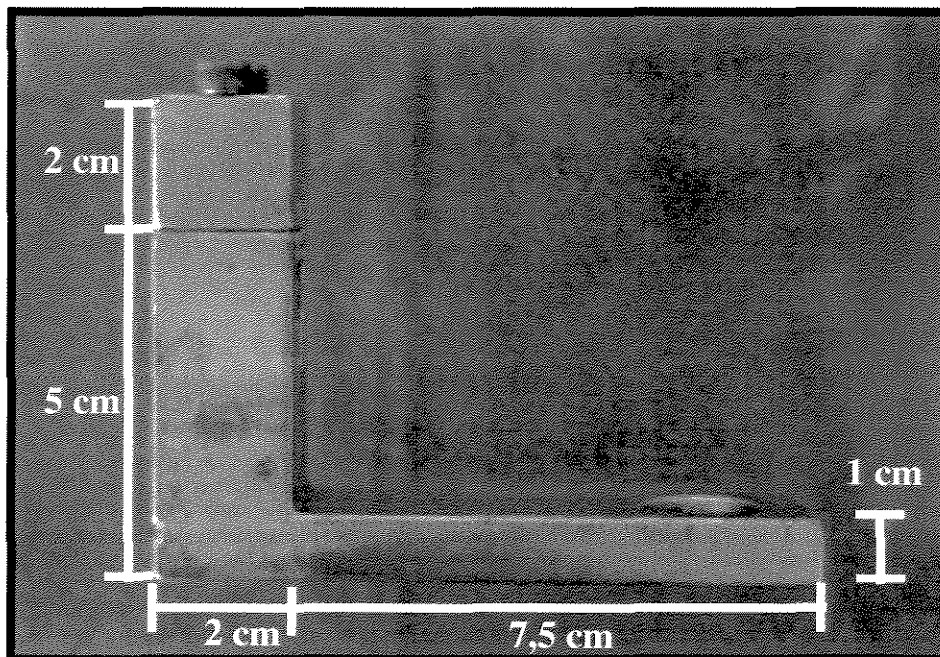


FIGURA 10 - Dispositivo de fixação da costela para o teste.

A parte inferior do dispositivo era adaptada à máquina de ensaio por meio de um cilindro de tal forma que era possível a regulação do “L” para o lado esquerdo ou direito de acordo com a costela. Isto foi permitido porque não era formada de uma única peça, mas de duas unidas por meio de um parafuso (FIG. 11).

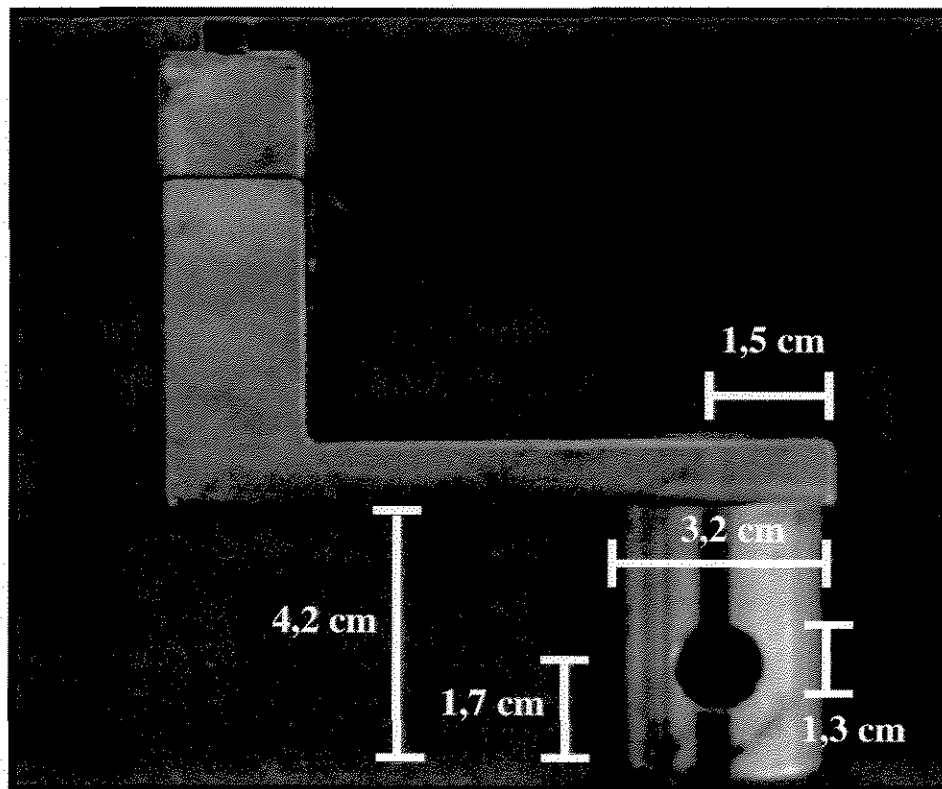


FIGURA 11 - Cilindro adaptado ao dispositivo de fixação.

A parte superior do “L” correspondia ao local de fixação da costela e era constituída de duas partes que quando aproximadas, por meio de dois parafusos, permitiam a imobilização da costela para a realização do teste (FIG. 12).

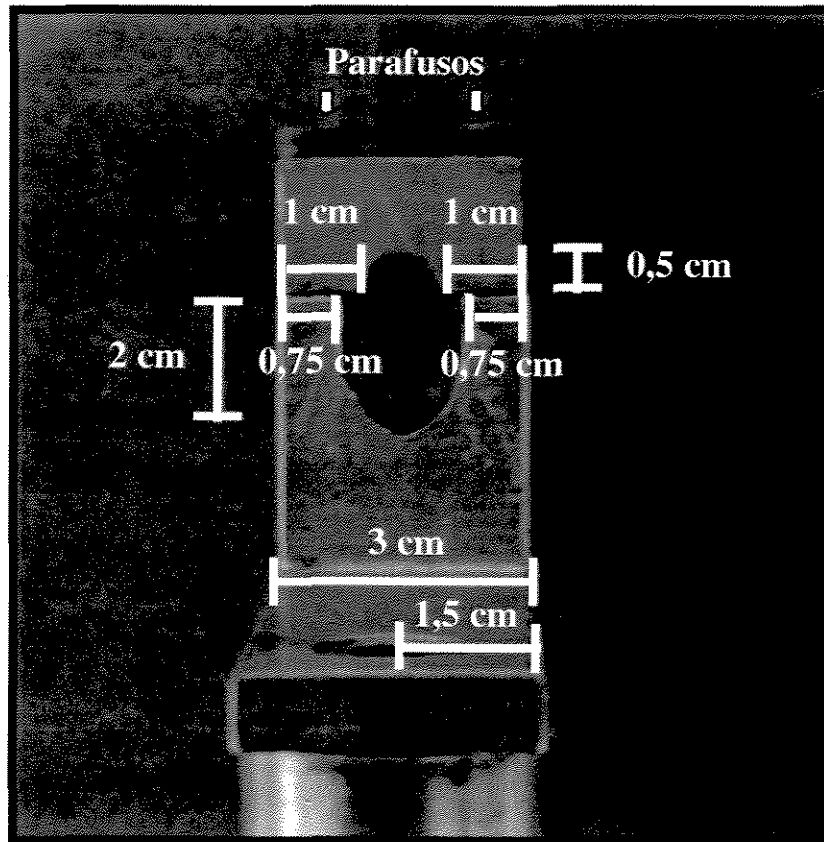


FIGURA 12 - Vista lateral do dispositivo de fixação.

A ponta de aplicação de força vertical tinha a conformação de cunha, com a extremidade arredondada para permitir o deslizamento sobre a costela e largura de 2,5 cm (FIG. 13). A velocidade estabelecida foi de 2 mm/min, com o deslocamento vertical máximo de 10 mm.

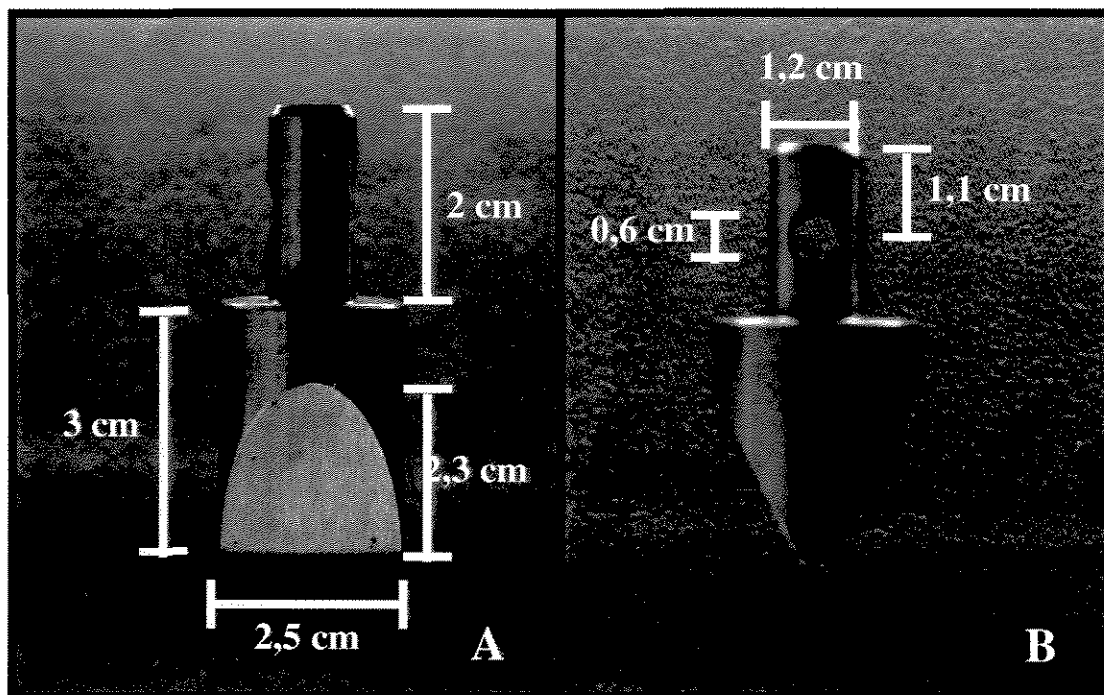


FIGURA 13 - Ponta de aplicação de força em vista frontal (A) e lateral (B).

Para o estudo foram criados sete grupos cada um composto de sete costelas. O grupo I correspondia à fixação da osteotomia por meio de uma placa de quatro furos mantida por quatro parafusos próxima a borda inferior, o grupo II com uma placa de quatro furos e quatro parafusos em posição mediana, grupo III com duas placas de quatro furos, uma localizada próxima a borda inferior e a outra em posição mediana, ambas com quatro parafusos, grupo IV com uma placa de seis furos e seis parafusos próxima a borda inferior, grupo V com uma placa de seis furos e seis parafusos localizados em

posição mediana, grupo VI consistia de duas placas de seis furos, sendo uma localizada próxima a borda inferior e a outra mediana, ambas mantidas por seis parafusos e o grupo VII com duas placas, uma de seis furos e seis parafusos próxima a borda inferior e a outra de quatro furos e quatro parafusos de localização mediana (FIG. 14).

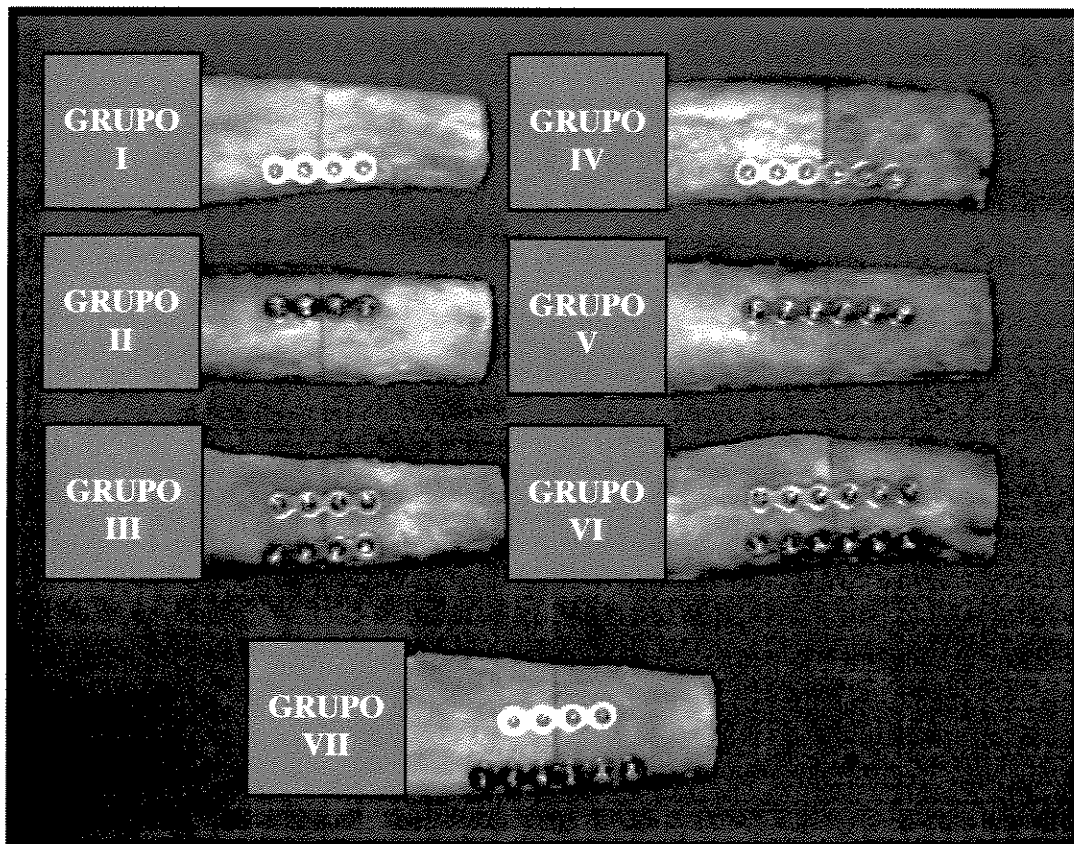


FIGURA 14 - Forma de disposição das placas por grupos.

As placas localizadas próximas à borda inferior foram fixadas por parafusos de 12 mm de comprimento, correspondendo à

fixação bicortical, sendo localizados a 3 mm da borda inferior, a partir de mensuração realizada no longo eixo vertical da costela na área da osteotomia. As placas de localização mediana foram fixadas por parafusos de 6 mm de comprimento, correspondendo à fixação monocortical, localizados a 13 mm da borda inferior, após mensuração realizada no longo eixo vertical da costela na área de osteotomia (FIG. 15).

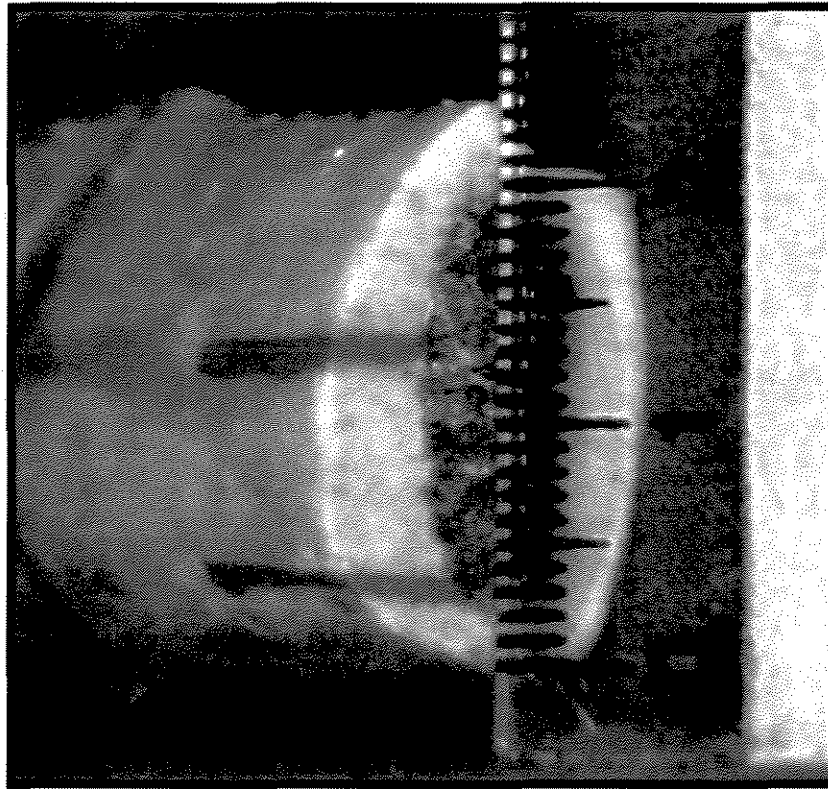


FIGURA 15 - Mensuração sendo realizada no longo eixo vertical e em área de osteotomia.

A seqüência da fixação da osteotomia é demonstrada da FIG. 16 a FIG. 25, que corresponde à fixação realizada no grupo VII. Inicialmente promovia-se as mensurações de localização para as perfurações. O próximo passo era a redução e estabilização da costela para promover a fixação, realizada por meio de uma prensa número 5. As perfurações eram realizadas com broca de 1,5 mm de diâmetro sem a presença de “stop”, após adaptação e posicionamento eqüidistante da placa em relação a osteotomia. Para a realização das perfurações foi utilizado micromotor a ar comprimido (Mod. N 270, Dabi-Atlante) e irrigação com soro fisiológico 0,9%.

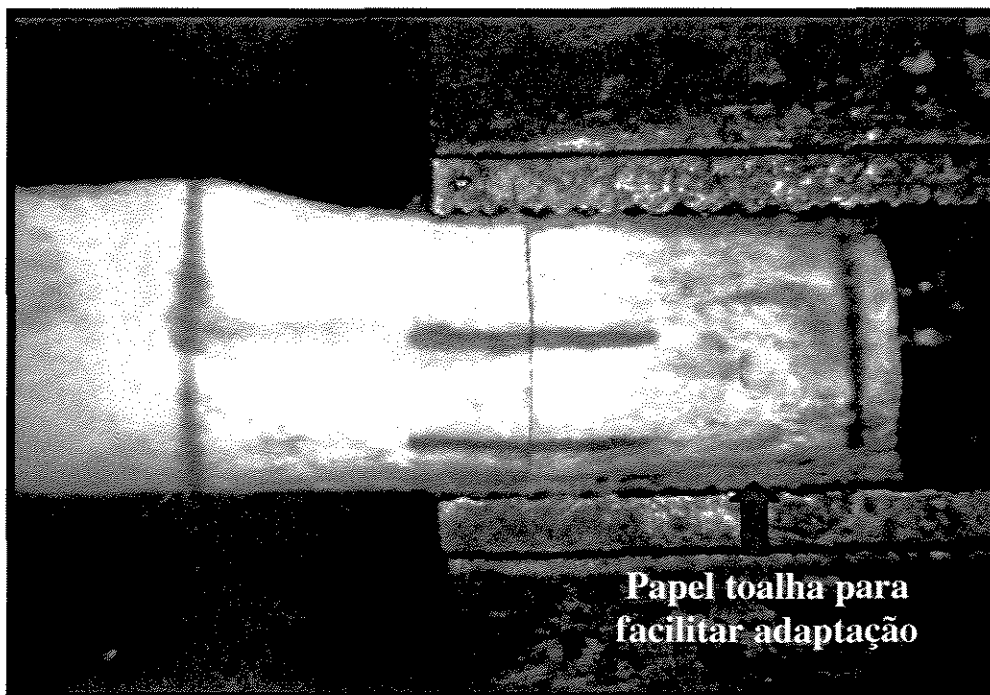


FIGURA 16 - Redução e estabilização realizada pela prensa nº 5. Linhas horizontais referentes à localização das placas.

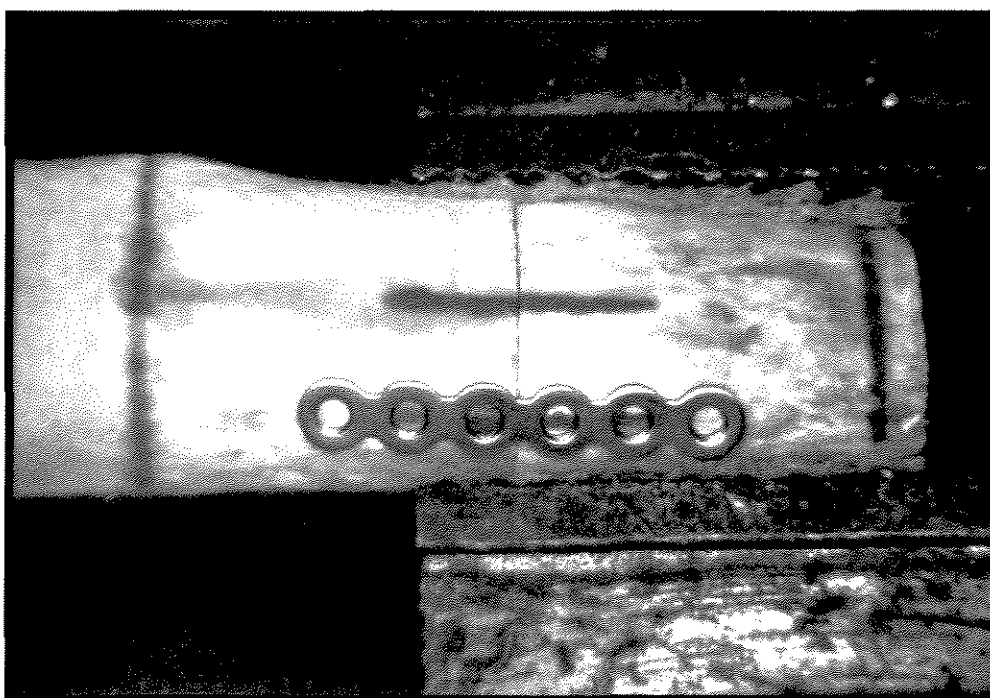


FIGURA 17 - Adaptação da placa e marcação do local de perfuração.

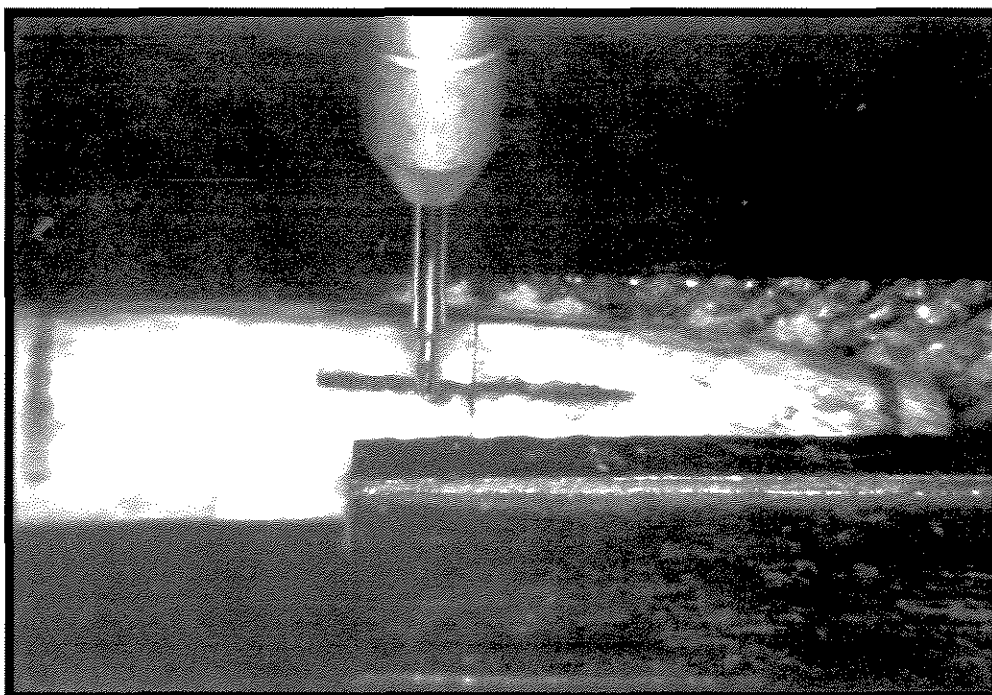


FIGURA 18 - Perfuração sendo realizada.

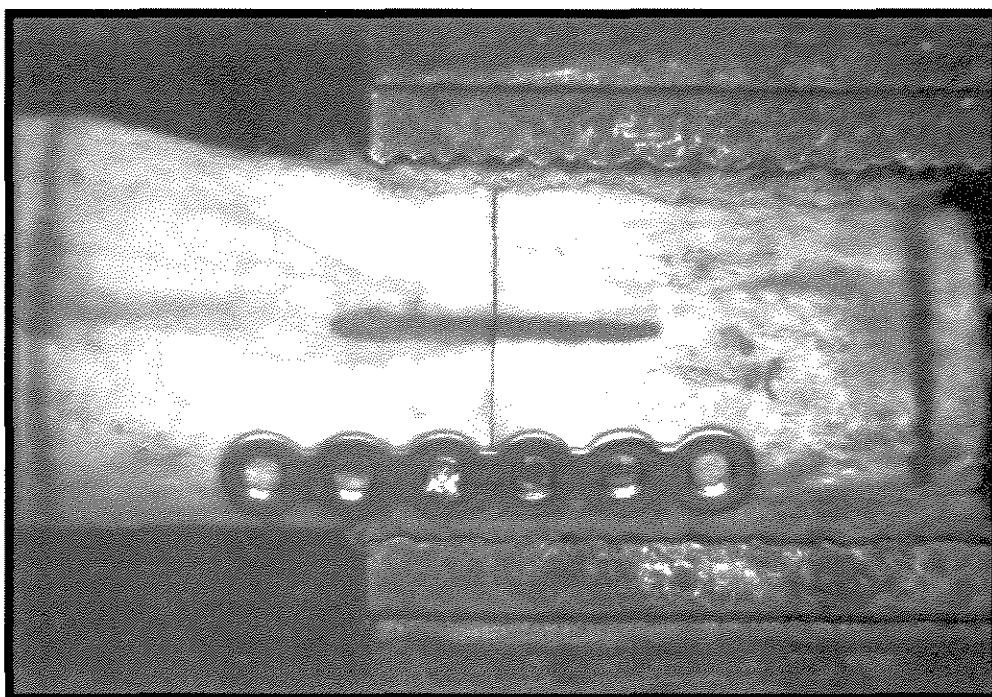


FIGURA 19 - Primeiro parafuso inserido e placa em posição.

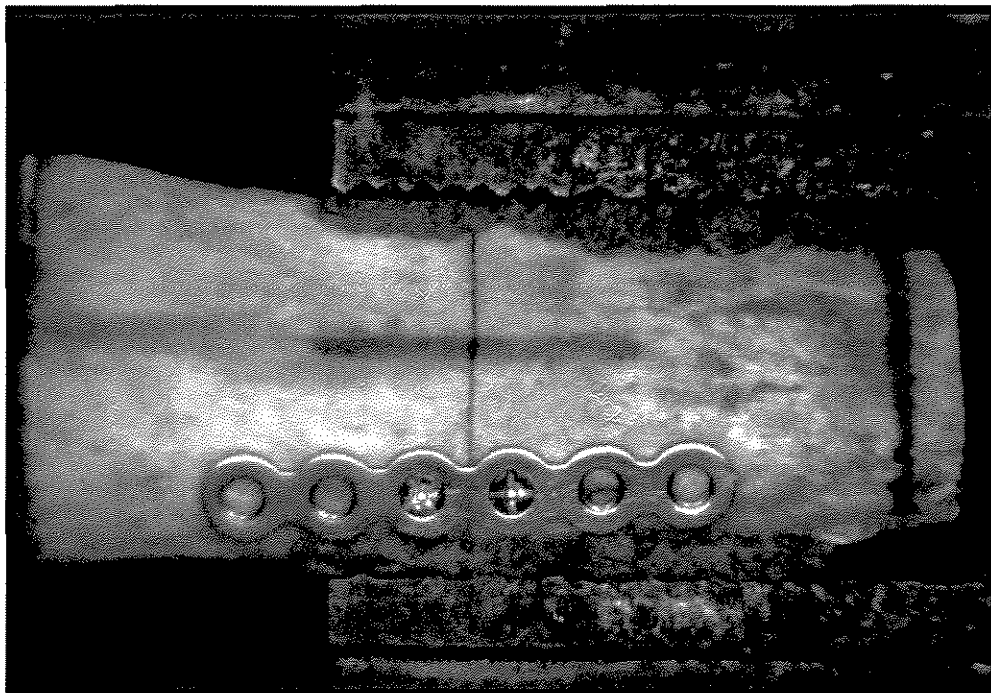


FIGURA 20 - Segundo parafuso inserido, sendo os próximos na mesma ordem.

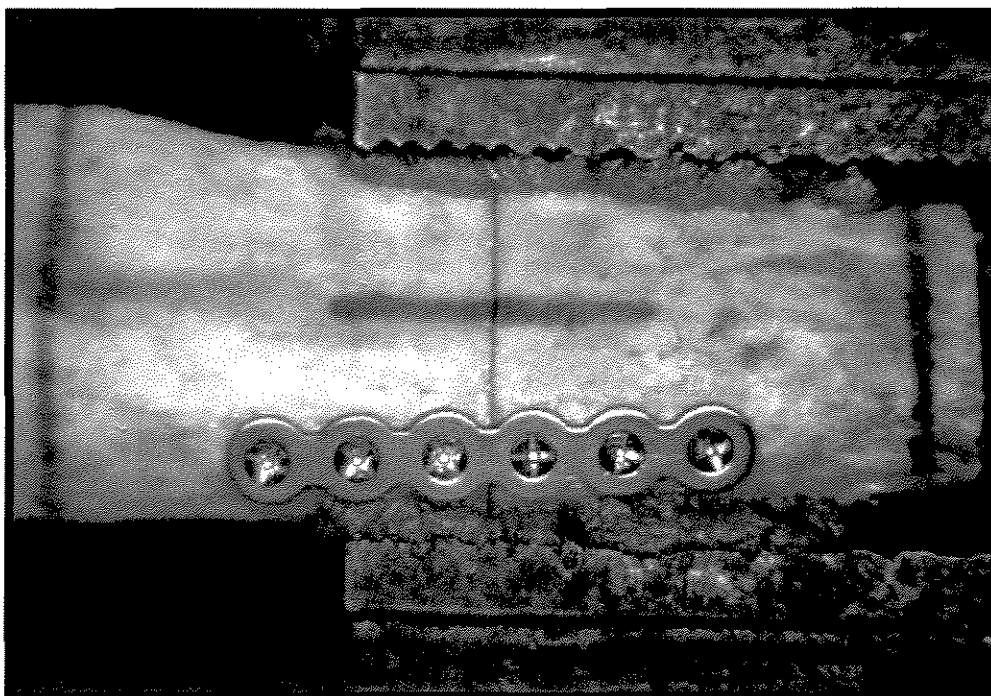


FIGURA 21 - Placa inferior fixada.

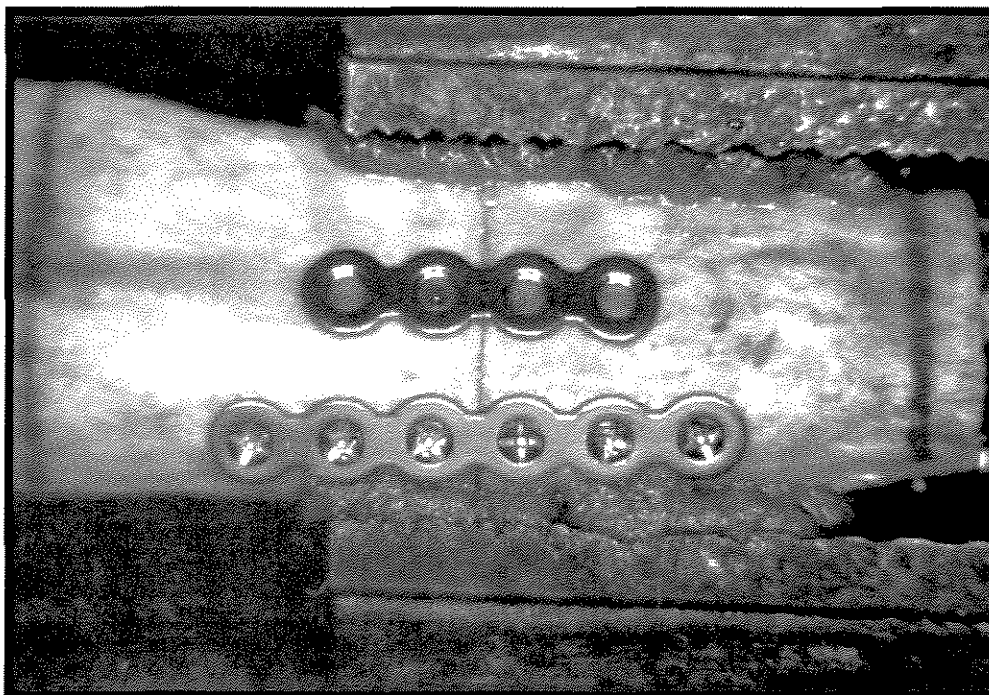


FIGURA 22 - Placa superior em posição e primeira perfuração realizada. Perfurações realizadas na mesma ordem que na placa inferior.

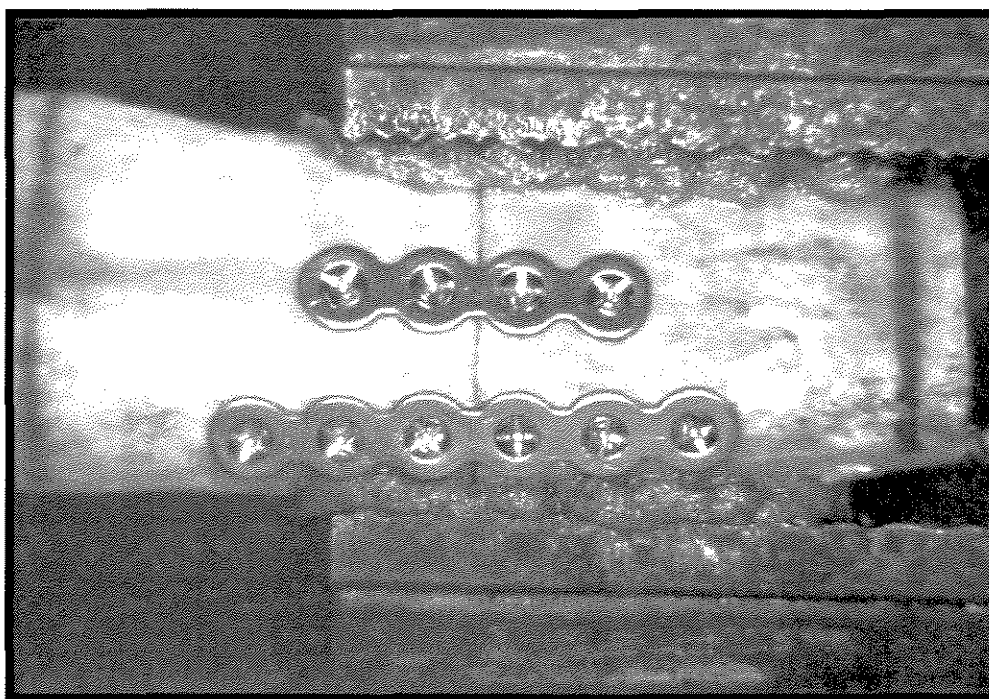


FIGURA 23 - Final da fixação.

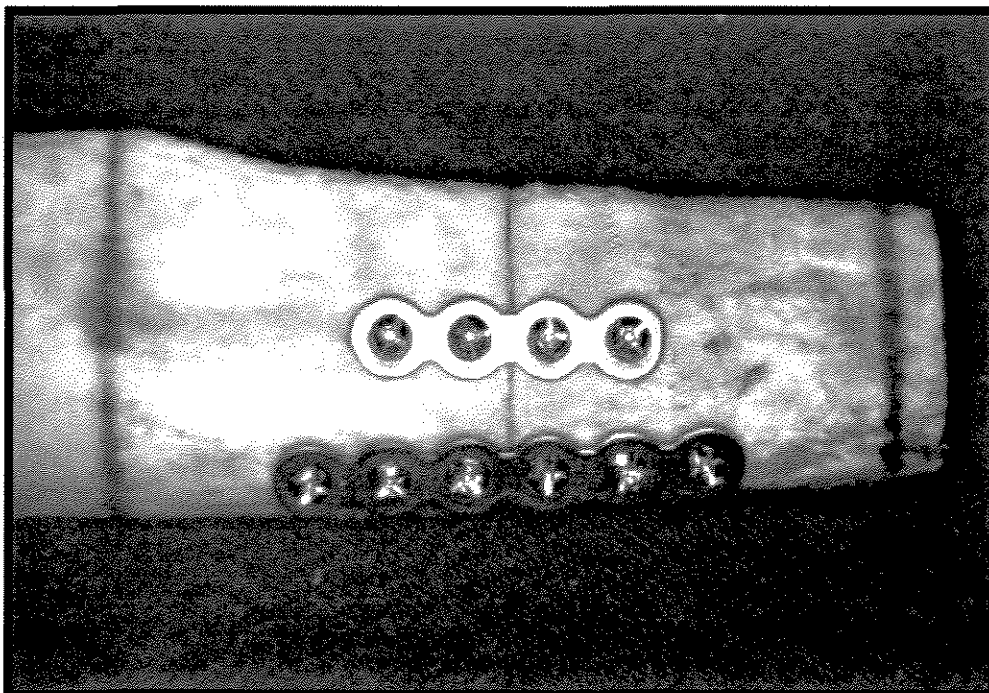


FIGURA 24 - Vista da fixação após remoção da prensa.

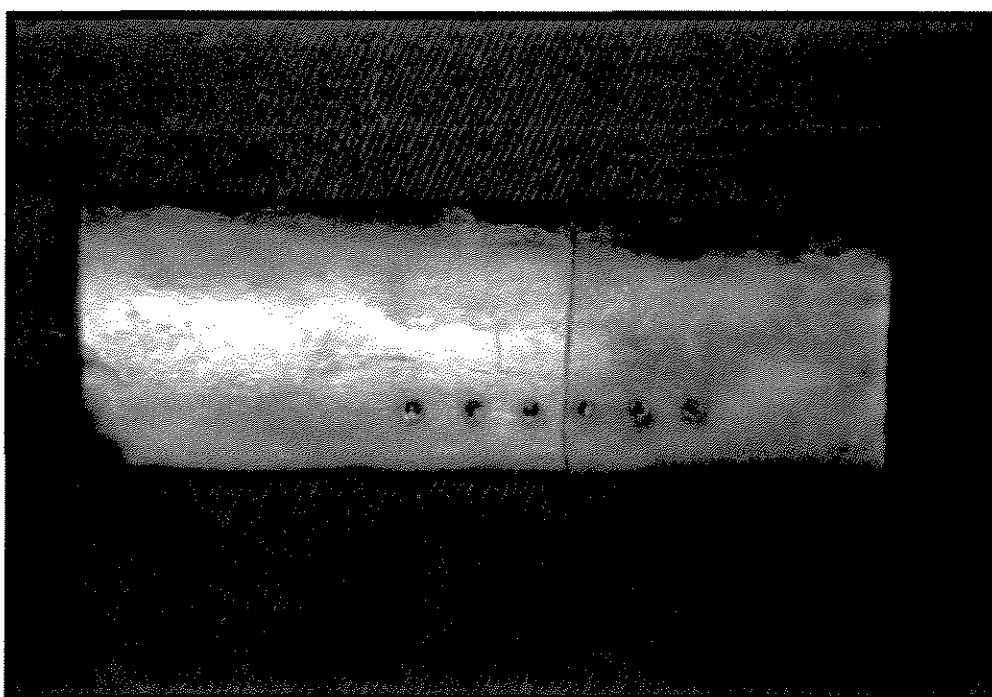


FIGURA 25 - Vista por trás, demonstrando perfuração pelos parafusos bicorticais.

Realizada a fixação procedia-se o teste de resistência à flexão, onde a cunha de aplicação de força vertical movia-se a velocidade de 2 mm/min e apresentava-se com deslocamento máximo programado de 10 mm, quando então era realizado a obtenção do valor de resistência à flexão em quilograma-força, e mensurado o deslocamento da borda superior da costela na área da osteotomia em milímetros, com espessímetro (Mod.1/10 mm, Bio-art). Conforme FIG. 26 a FIG. 28.

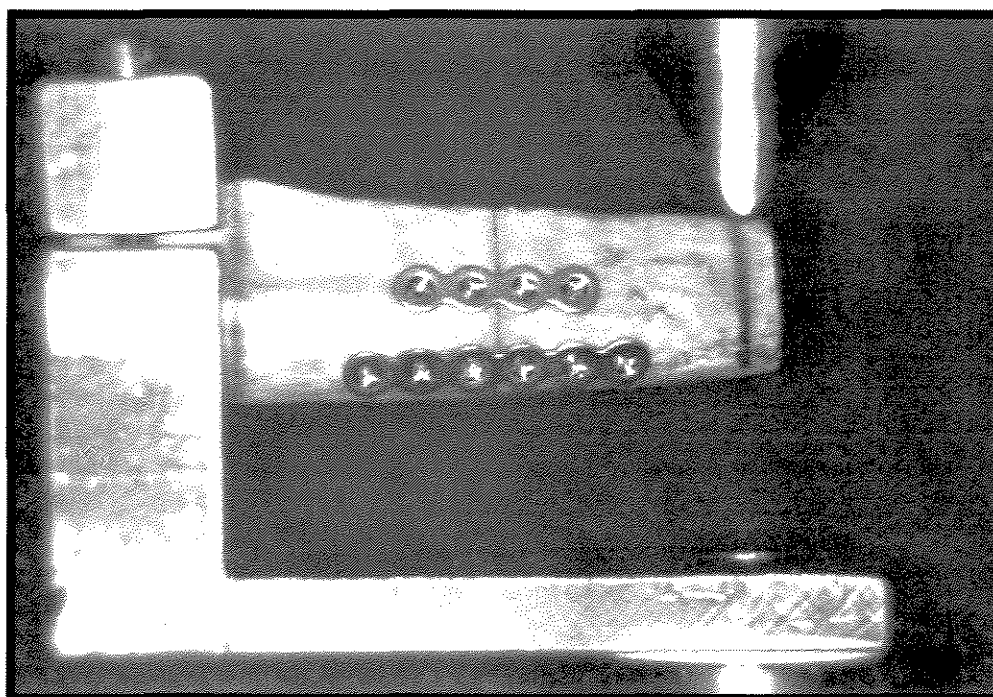


FIGURA 26 - Início do teste de resistência à flexão.

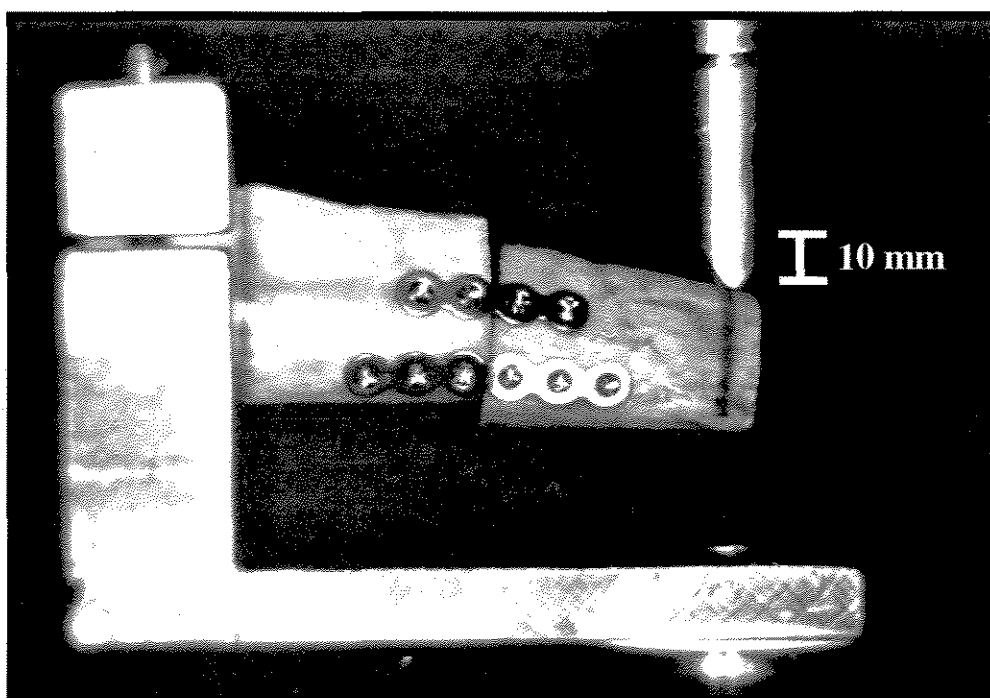


FIGURA 27 – Final do teste de resistência á flexão, com o deslocamento vertical da ponta de 10 mm.



FIGURA 28 - Mensuração do deslocamento com espessímetro.

A seguir, pelas FIG. 29 a FIG. 42, pode-se verificar como foi o comportamento em cada grupo após o teste de resistência à flexão. Em nenhum grupo ocorreu fratura de placa, parafuso ou da costela.

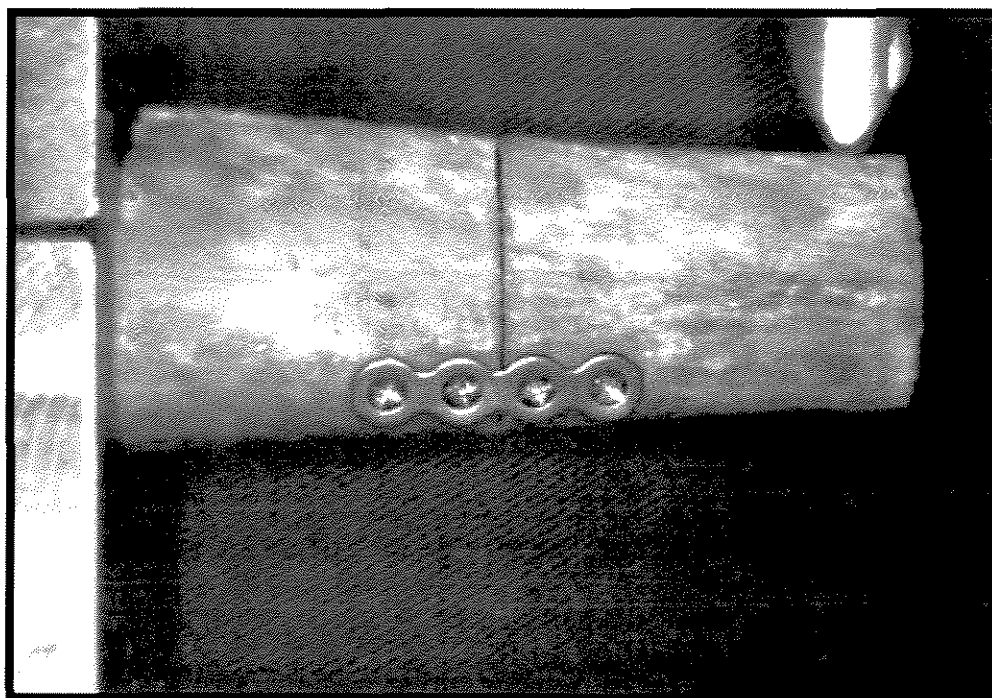


Figura 29 - Início do teste no grupo I.

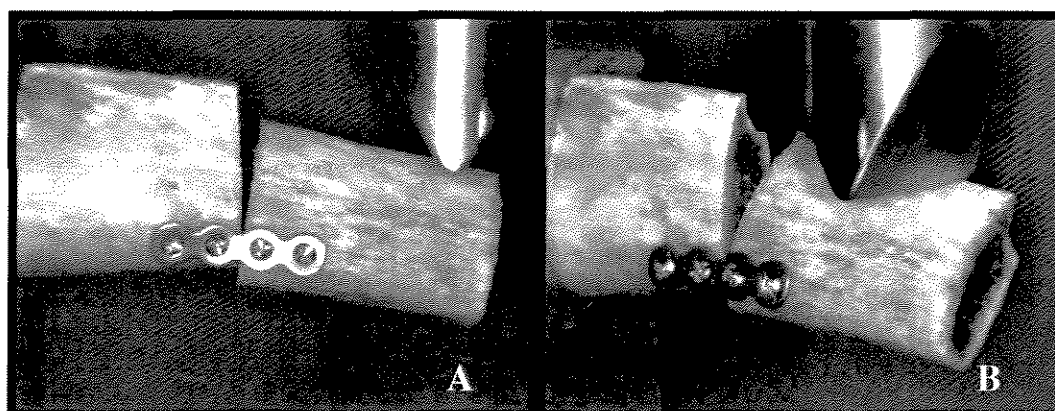


FIGURA 30 – Final do teste. Deslocamento em “V” da costela (A) e torção da placa e da costela (B).

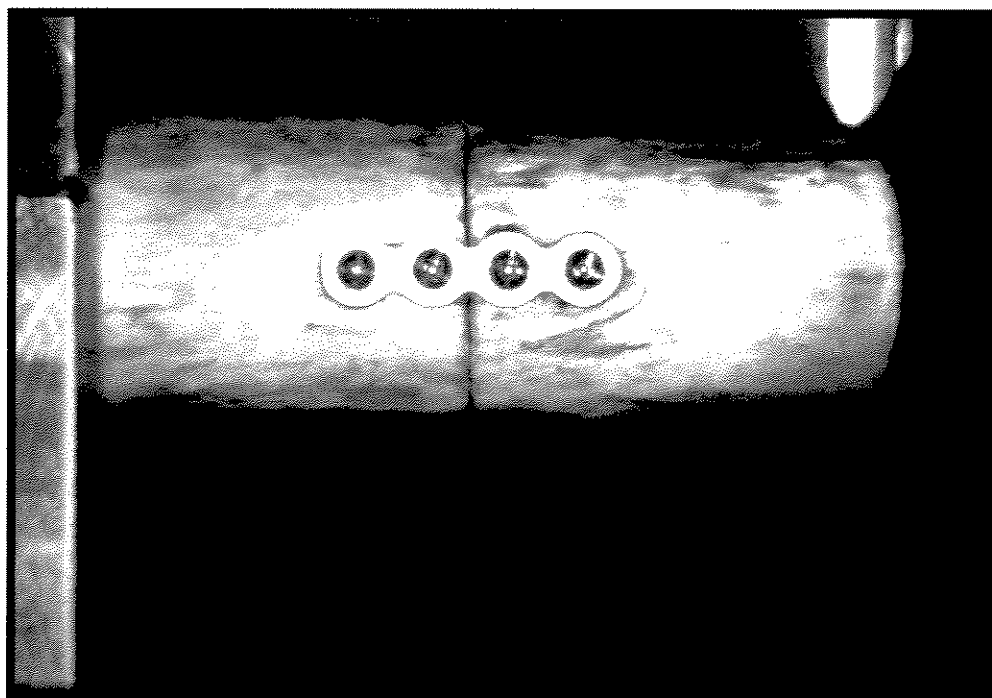


FIGURA 31 - Início do teste no grupo II.

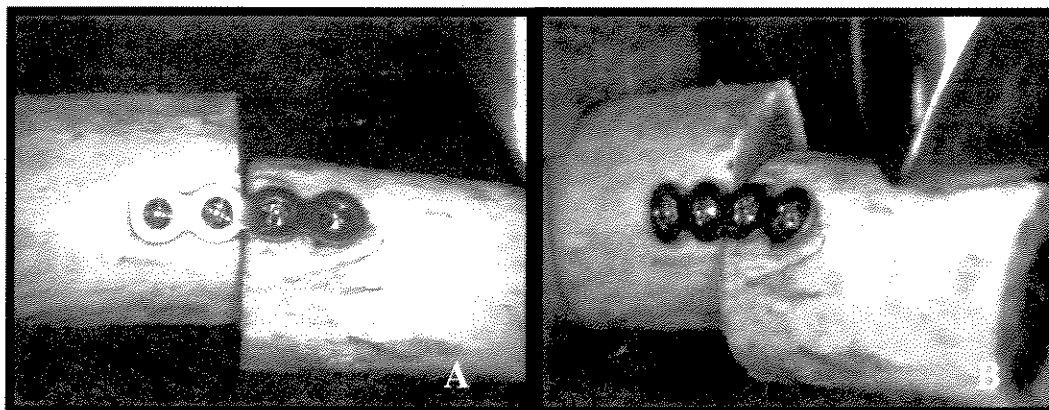


FIGURA 32 – Final do teste. Ausência do deslocamento em “V” da costela (A) e presença de torção da costela e da placa (B)

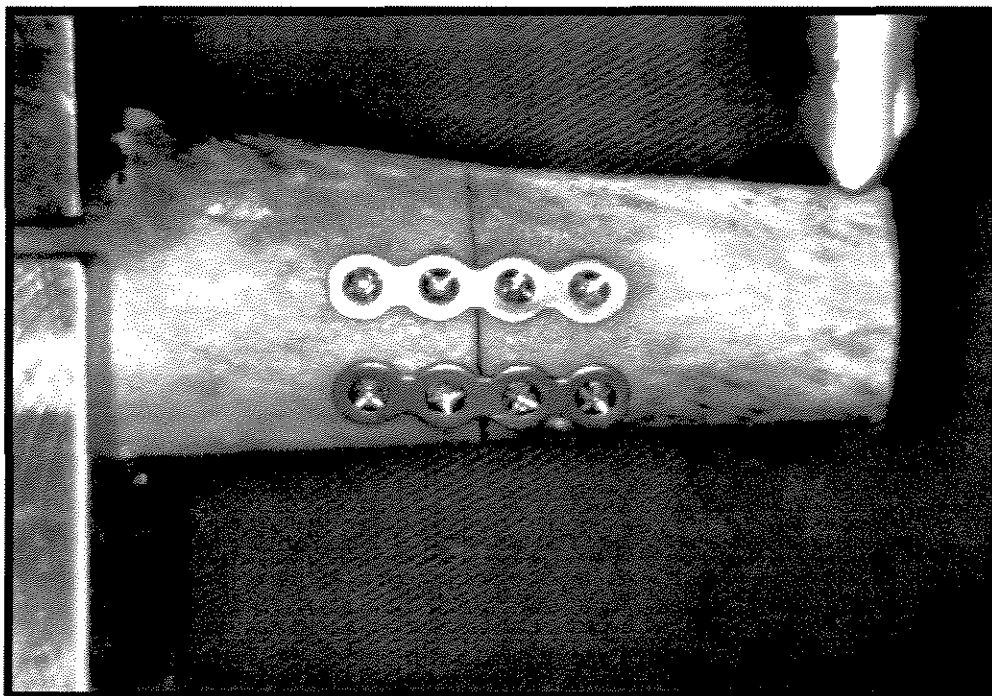


FIGURA 33 - Início do teste no grupo III.

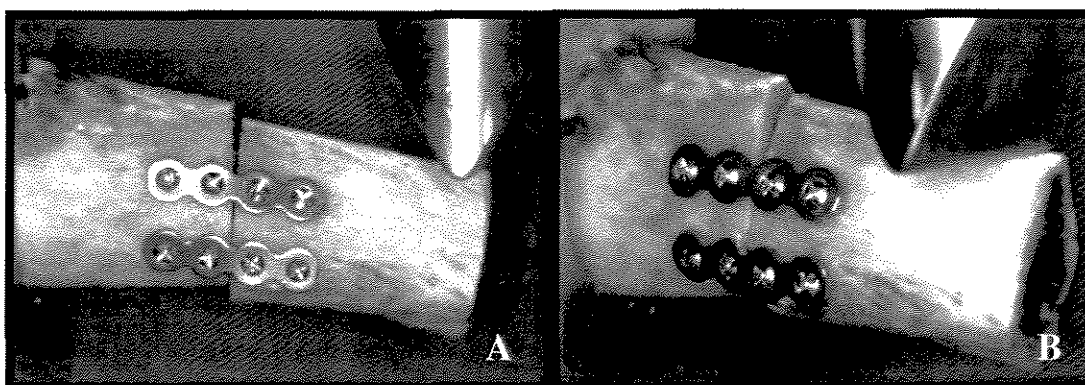


FIGURA 34 – Final do teste. Pequeno deslocamento em “V” da costela (A) e pouca torção da costela e das placas (B).

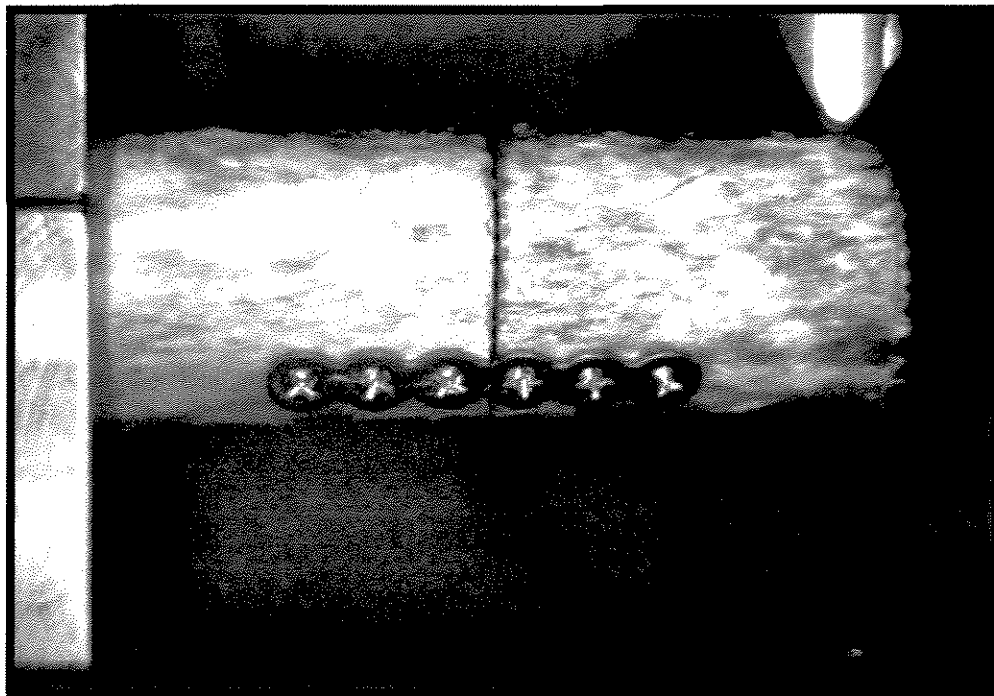


FIGURA 35 – Início do teste no grupo IV.

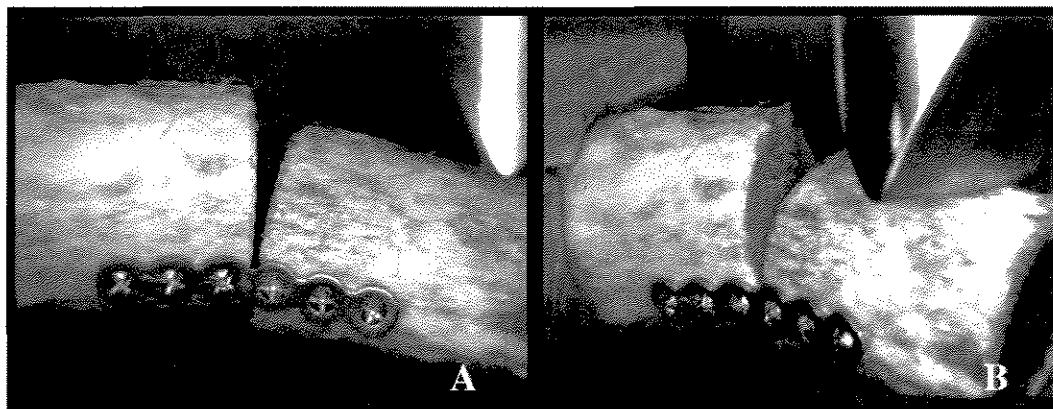


FIGURA 36 – Final do teste. Deslocamento em “V” da costela (A) e torção da costela e da placa (B).

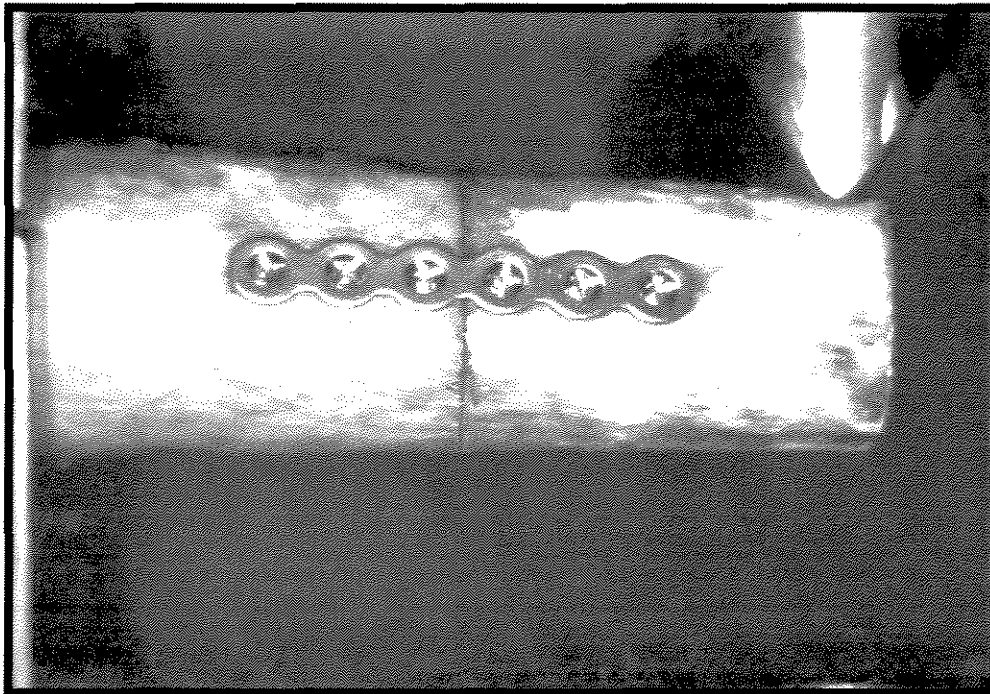


FIGURA 37 – Início do teste no grupo V.

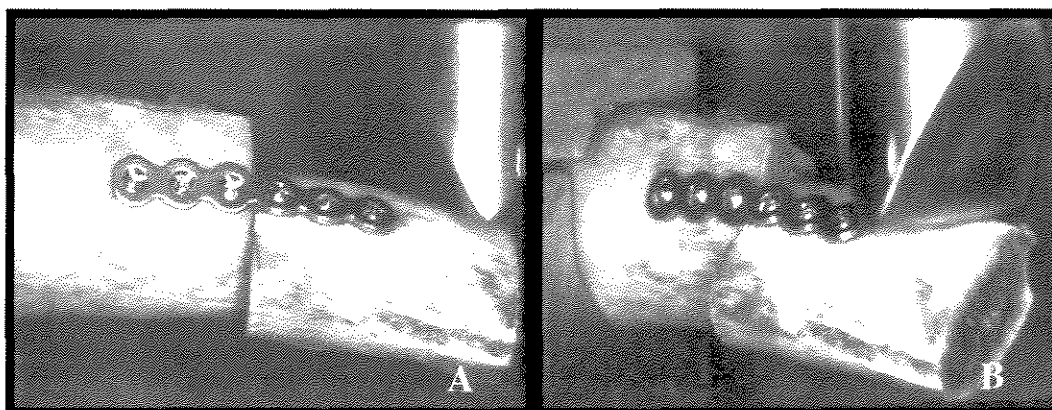


FIGURA 38 – Final do teste. Ausência de deslocamento em “V” da costela (A) e torção em grande amplitude da costela e da placa (B).

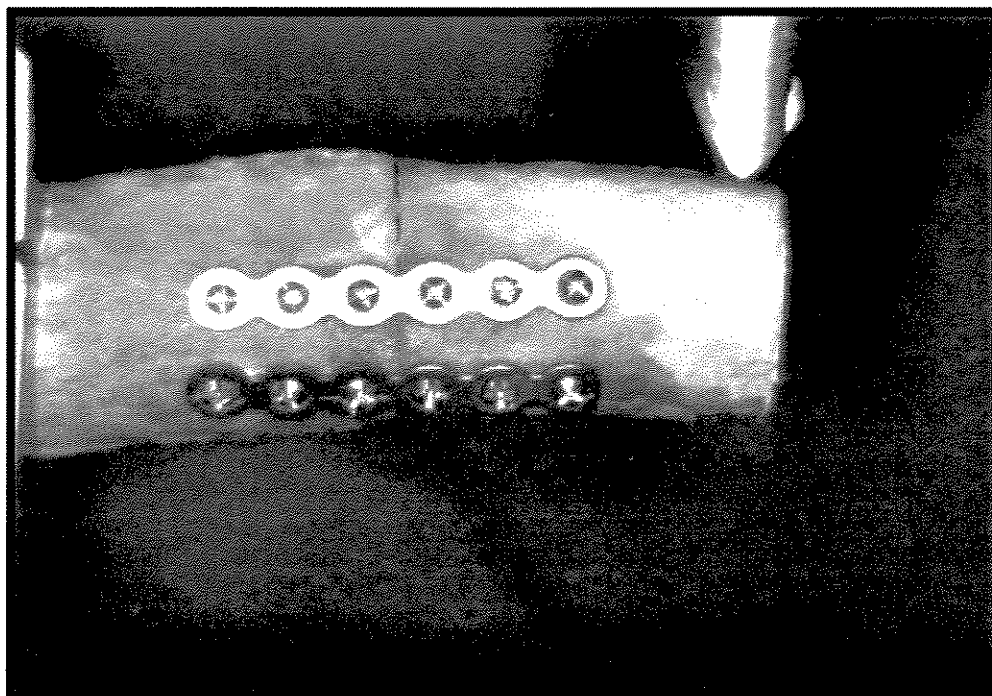


FIGURA 39 - Início do teste no grupo VI.

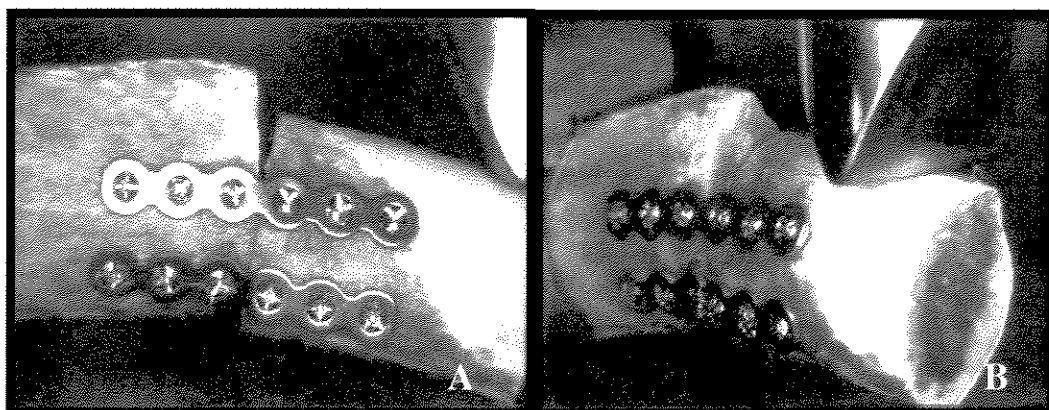


FIGURA 40 - Final do teste. Deslocamento em "V" da costela (A) e torção da costela e das placas (B).

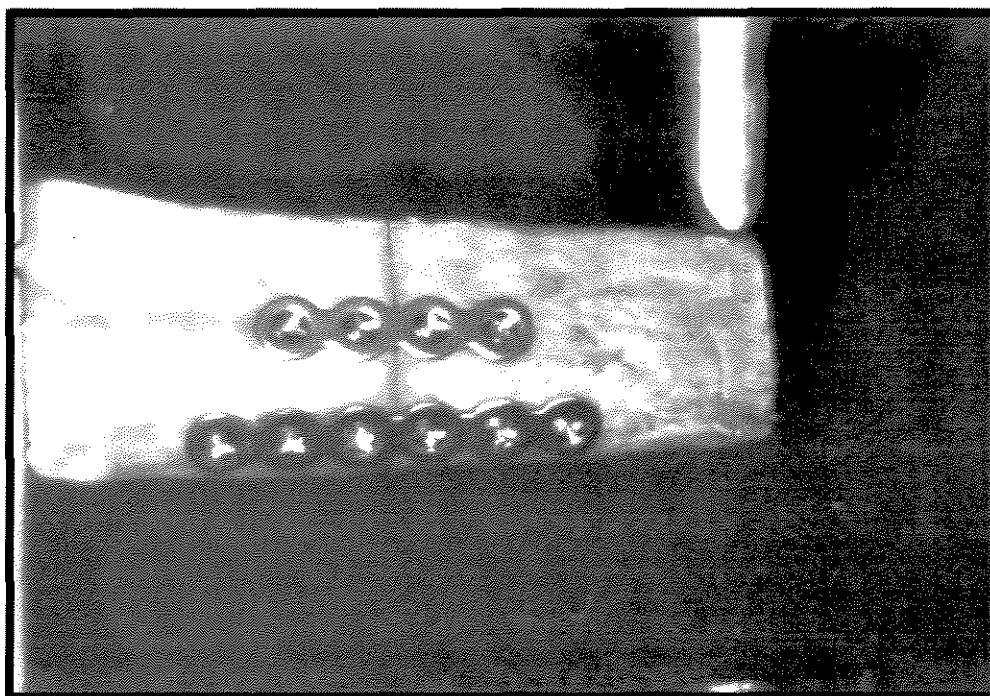


FIGURA 41 - Início do teste no grupo VII.



FIGURA 42 - Final do teste. Deslocamento em "V" da costela (A) e torção da costela e das placas (B).

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise dos resultados obtidos das medidas realizadas nas placas e nos parafusos foi utilizado o coeficiente de variação (%). Para análise estatística dos resultados do teste de resistência à flexão e do deslocamento, os dados foram comparados utilizando análise de variância (Anova), seguido do teste de Tukey em nível de significância de 5% (SAS Institute Inc., versão 8) , onde os valores das dimensões das costelas, ou seja, medida A, B, Cortical A e B; foram tratados como covariáveis.

5. RESULTADOS

5.1 PLACAS E PARAFUSOS

Os valores médios estabelecidos após a realização de três mensurações, em cada medida proposta nas placas e nos parafusos, são apresentados nas TAB. 1 a TAB. 4, com o valor da média final (M), do desvio padrão (DP) e do coeficiente de variação (%).

TABELA 1: Valores referentes às placas de seis furos, em milímetros (mm), onde a medida I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II ao diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV ao comprimento, V ao diâmetro interno na área do furo e a VI relacionada à espessura.

Placa	Medida (mm)					
	I	II	III	IV	V	VI
1	3,50	6,05	3,70	35,86	2,45	0,98
2	3,54	6,07	3,75	35,83	2,49	0,99
3	3,54	6,08	3,69	35,81	2,42	0,98
4	3,50	6,09	3,64	35,85	2,48	1,04
5	3,52	6,06	3,68	36,15	2,45	0,97
6	3,53	6,05	3,67	35,87	2,44	1,02
7	3,54	6,08	3,70	36,09	2,49	0,99
8	3,53	6,07	3,68	36,07	2,48	1,05
9	3,54	6,06	3,71	36,10	2,46	1,06
10	3,55	6,05	3,72	35,87	2,47	1,03
M	3,53	6,07	3,69	35,95	2,46	1,01
DP	0,02	0,01	0,03	0,13	0,02	0,03
%	0,56	0,16	0,81	0,36	0,81	2,97

Pelo coeficiente de variação (%) pode-se observar variação dimensional, onde a menor ocorreu na medida II, seguida em ordem crescente da IV, I, III, V e VI.

TABELA 2: Valores referentes às placas de quatro furos, em milímetros (mm), onde a medida I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II ao diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV ao comprimento, V ao diâmetro interno na área do furo e a VI relacionada à espessura.

Placa	Medida (mm)					
	I	II	III	IV	V	VI
1	3,52	6,02	3,69	24,07	2,48	1,10
2	3,55	6,09	3,56	23,75	2,42	1,07
3	3,56	6,08	3,67	24,19	2,43	1,07
4	3,58	6,08	3,64	23,87	2,48	1,10
5	3,54	6,08	3,64	24,02	2,43	1,10
6	3,55	6,09	3,62	24,38	2,45	1,09
7	3,57	6,09	3,63	24,01	2,45	1,13
8	3,52	6,06	3,62	24,21	2,47	1,07
9	3,51	6,07	3,64	24,23	2,45	1,05
10	3,52	6,08	3,65	23,97	2,46	1,07
M	3,54	6,07	3,64	24,07	2,45	1,09
DP	0,02	0,02	0,03	0,19	0,02	0,02
%	0,56	0,33	0,82	0,79	0,82	1,83

Neste caso, pelo coeficiente de variação (%) pode-se observar variação dimensional, onde a menor ocorreu na medida II, seguida em ordem crescente da I, IV, III, V e VI.

TABELA 3: Valores referentes aos parafusos de doze milímetros de comprimento, em milímetros (mm), onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e a IV ao comprimento.

Parafuso	Medida (mm)			
	I	II	III	IV
1	2,92	2,01	2,01	12,04
2	3,00	2,08	2,07	12,15
3	2,99	2,07	2,07	12,17
4	2,97	2,03	2,03	11,99
5	3,00	2,09	2,08	12,12
6	3,00	2,04	2,03	12,00
7	3,00	2,05	2,07	12,04
8	3,00	2,03	2,00	12,02
9	2,99	2,06	2,08	12,09
10	2,94	2,03	2,03	12,05
M	2,98	2,05	2,05	12,07
DP	0,03	0,03	0,03	0,06
%	1,01	1,46	1,46	0,50

Pode-se observar variação dimensional pelo coeficiente de variação (%), onde a menor ocorreu na medida IV, seguida em ordem crescente da I, II e III.

TABELA 4: Valores referentes aos parafusos de seis milímetros de comprimento, em milímetros (mm), onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e a IV ao comprimento.

Parafuso	Medida (mm)			
	I	II	III	IV
1	3,00	2,03	2,05	6,32
2	3,02	2,11	2,10	6,08
3	3,01	2,12	2,10	6,06
4	3,00	2,12	2,12	6,17
5	3,00	2,12	2,10	6,10
6	3,00	2,11	2,12	6,09
7	3,00	2,10	2,09	6,09
8	3,03	2,07	2,10	6,11
9	3,03	2,10	2,10	6,09
10	3,00	2,08	2,11	6,10
<i>M</i>	3,01	2,10	2,10	6,12
<i>DP</i>	0,01	0,03	0,02	0,08
%	0,33	1,43	0,95	1,31

Da mesma forma, a variação dimensional pode ser observada pelo coeficiente de variação (%), onde a menor ocorreu na medida I, seguida em ordem crescente da III, IV e II.

As representações gráficas referentes aos valores obtidos das medidas realizadas nas placas e parafusos, assim como, os valores maiores, menores e médios, estão demonstrados nos GRAF. 1 a GRAF. 4 (em apêndice).

5.2 COSTELA BOVINA

Os valores médios obtidos das três mensurações realizadas em cada medida proposta nas costelas são apresentados nas TAB. 5 a TAB. 11, com o valor da média (M) e do desvio padrão (DP), de acordo com o grupo ao qual pertencem.

Tabela 5 - Valores obtidos, em milímetros (mm), das costelas pertencentes ao grupo I (uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior), onde a medida A corresponde a maior distância entre as duas corticais externas, A' a maior distância entre as corticais internas, Cortical A a subtração da medida A pela A', B a maior distância da cortical externa superior a inferior, B' a maior distância entre a cortical interna superior e inferior e a Cortical B a subtração da medida B pela B'.

Costela	Medida (mm)					
	A	A'	Cortical A	B	B'	Cortical B
1	13,55	5,45	8,10	21,72	14,95	6,77
2	13,64	5,25	8,39	21,80	16,41	5,39
3	12,43	5,82	6,61	23,52	16,80	6,72
4	12,25	6,02	6,23	25,23	18,01	7,22
5	14,04	5,12	8,92	24,42	18,09	6,33
6	15,09	7,13	7,96	22,60	17,51	5,09
7	12,90	4,91	7,99	21,82	16,81	5,01
M	13,41	5,67	7,74	23,02	16,94	6,08
DP	0,99	0,75	0,97	1,41	1,09	0,90

TABELA 6 - Valores obtidos, em milímetros (mm), das costelas pertencentes ao grupo II (uma placa de quatro furos em posição mediana), onde a medida A corresponde a maior distância entre as duas corticais externas, A` a maior distância entre as corticais internas, Cortical A a subtração da medida A pela A`, B a maior distância da cortical externa superior a inferior, B` a maior distância entre a cortical interna superior e inferior e a Cortical B a subtração da medida B pela B`.

Costela	Medida (mm)					
	A	A`	Cortical A	B	B`	Cortical B
1	12,45	5,72	6,73	23,27	17,02	6,25
2	12,36	5,51	6,85	22,71	16,25	6,46
3	11,81	4,70	7,11	22,42	18,01	4,41
4	12,83	4,88	7,95	22,36	15,36	7,00
5	14,33	6,22	8,11	23,82	17,80	6,02
6	13,57	5,35	8,22	22,70	15,88	6,82
7	13,88	6,17	7,71	21,97	16,77	5,20
<i>M</i>	13,03	5,51	7,53	22,75	16,73	6,02
<i>DP</i>	0,91	0,59	0,62	0,62	0,97	0,92

TABELA 7 - Valores obtidos, em milímetros (mm), das costelas pertencentes ao grupo III (duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana), onde a medida A corresponde a maior distância entre as duas corticais externas, A` a maior distância entre as corticais internas, Cortical A a subtração da medida A pela A`, B a maior distância da cortical externa superior a inferior, B` a maior distância entre a cortical interna superior e inferior e a Cortical B a subtração da medida B pela B`.

Costela	Medida (mm)					
	A	A`	Cortical A	B	B`	Cortical B
1	10,88	5,57	5,31	24,25	18,75	5,50
2	13,41	6,87	6,54	24,86	17,89	6,97
3	15,10	6,27	8,83	25,15	19,57	5,58
4	11,55	5,48	6,07	25,42	20,47	4,95
5	14,45	6,56	7,89	22,89	17,71	5,18
6	14,23	7,13	7,10	24,55	18,01	6,54
7	12,11	4,91	7,20	22,45	17,80	4,65
<i>M</i>	13,10	6,11	6,99	24,22	18,60	5,62
<i>DP</i>	1,61	0,81	1,16	1,13	1,06	0,84

TABELA 8 - Valores obtidos, em milímetros (mm), das costelas pertencentes ao grupo IV (uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior), onde a medida A corresponde a maior distância entre as duas corticais externas, A` a maior distância entre as corticais internas, Cortical A a subtração da medida A pela A`, B a maior distância da cortical externa superior a inferior, B` a maior distância entre a cortical interna superior e inferior e a Cortical B a subtração da medida B pela B`.

Costela	Medida (mm)					
	A	A`	Cortical A	B	B`	Cortical B
1	13,56	6,48	7,08	22,37	15,73	6,64
2	14,64	7,87	6,77	20,75	15,55	5,20
3	11,75	5,42	6,33	23,46	16,79	6,67
4	13,46	7,32	6,14	25,05	19,21	5,84
5	12,72	5,28	7,44	25,56	19,72	5,84
6	12,45	4,97	7,48	22,72	15,56	7,16
7	14,05	5,81	8,24	22,92	18,21	4,71
M	13,23	6,16	7,07	23,26	17,25	6,01
DP	0,99	1,10	0,73	1,63	1,79	0,87

TABELA 9 - Valores obtidos, em milímetros (mm), das costelas pertencentes ao grupo V (uma placa de seis furos em posição mediana), onde a medida A corresponde a maior distância entre as duas corticais externas, A` a maior distância entre as corticais internas, Cortical A a subtração da medida A pela A`, B a maior distância da cortical externa superior a inferior, B` a maior distância entre a cortical interna superior e inferior e a Cortical B a subtração da medida B pela B`.

Costela	Medida (mm)					
	A	A`	Cortical A	B	B`	Cortical B
1	14,04	6,91	7,13	24,12	20,31	3,81
2	12,27	6,06	6,21	20,06	15,76	4,30
3	14,74	8,07	6,67	24,46	16,79	7,67
4	12,37	6,96	5,41	23,71	18,21	5,50
5	12,56	6,48	6,08	20,27	16,36	3,91
6	12,24	4,22	8,02	22,91	15,24	7,67
7	14,09	5,36	8,73	21,34	17,39	3,95
M	13,19	6,29	6,89	22,41	17,15	5,26
DP	1,06	1,24	1,16	1,84	1,71	1,74

TABELA 10 - Valores obtidos, em milímetros (mm), das costelas pertencentes ao grupo VI (duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana), onde a medida A corresponde a maior distância entre as duas corticais externas, A` a maior distância entre as corticais internas, Cortical A a subtração da medida A pela A`, B a maior distância da cortical externa superior a inferior, B` a maior distância entre a cortical interna superior e inferior e a Cortical B a subtração da medida B pela B`.

Costela	Medida (mm)					
	A	A`	Cortical A	B	B`	Cortical B
1	11,74	4,87	6,87	23,97	16,79	7,18
2	12,12	6,22	5,90	23,11	18,19	4,92
3	12,30	5,70	6,60	26,11	19,55	6,56
4	11,76	6,46	5,30	21,31	16,11	5,20
5	15,11	6,26	8,85	25,71	18,07	7,64
6	15,02	5,85	9,17	23,41	18,09	5,32
7	12,98	5,56	7,42	22,72	17,78	4,94
M	13,00	5,85	7,16	23,76	17,80	5,97
DP	1,47	0,54	1,44	1,68	1,10	1,14

TABELA 11 - Valores obtidos, em milímetros (mm), das costelas pertencentes ao grupo VII (duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos de localização mediana), onde a medida A corresponde a maior distância entre as duas corticais externas, A` a maior distância entre as corticais internas, Cortical A a subtração da medida A pela A`, B a maior distância da cortical externa superior a inferior, B` a maior distância entre a cortical interna superior e inferior e a Cortical B a subtração da medida B pela B`.

Costela	Medida (mm)					
	A	A`	Cortical A	B	B`	Cortical B
1	13,71	8,10	5,61	25,27	19,91	5,36
2	12,57	6,21	6,36	27,01	19,22	7,79
3	13,81	6,89	6,92	23,88	17,79	6,09
4	15,74	6,47	9,27	24,71	18,25	6,46
5	10,88	4,37	6,51	25,73	19,11	6,62
6	12,70	5,48	7,22	22,94	15,98	6,96
7	13,21	5,89	7,32	22,77	17,01	5,76
M	13,23	6,20	7,03	24,62	18,18	6,43
DP	1,48	1,16	1,15	1,54	1,37	0,80

As representações gráficas referentes às medidas realizadas nas costelas, com os valores maiores, menores e média em cada grupo, estão dispostos nos GRAF. 5 ao GRAF. 10 (em apêndice).

5.3 TESTE DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO

Os valores obtidos no teste de resistência à flexão, em quilograma-força (kgf), contendo o valor médio (M) e o desvio padrão (DP), estão dispostos na TAB. 12.

TABELA 12 - Valores obtidos, em quilograma-força (kgf), após o teste de resistência à flexão em cada grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

Costela	Grupo						
	I	II	III	IV	V	VI	VII
1	3,33	9,21	20,09	2,53	7,85	24,27	22,68
2	2,65	9,36	18,95	3,74	8,32	20,62	24,07
3	3,57	11,64	17,94	2,57	8,78	23,10	24,46
4	3,50	12,30	20,60	2,40	10,77	21,85	21,72
5	3,17	9,50	20,15	3,90	10,50	21,58	23,40
6	4,31	9,81	18,24	2,53	8,72	21,00	21,09
7	2,92	12,00	20,05	3,50	9,50	21,40	23,60
M	3,35	10,55	19,43	3,02	9,21	21,97	23,00
DP	0,53	1,37	1,05	0,66	1,10	1,28	1,24

Os valores do deslocamento, em milímetros (mm), da borda superior da costela na área de osteotomia, após o teste de resistência à flexão estão na TAB. 13, com o valor da média (M) e do desvio padrão (DP).

TABELA 13 - Valores do deslocamento obtidos, em milímetros (mm), após o teste de resistência à flexão em cada grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

Costela	Grupo						
	I	II	III	IV	V	VI	VII
1	4,30	1,00	3,90	5,00	3,10	2,10	1,50
2	2,50	1,50	1,90	3,20	1,20	1,60	3,20
3	4,50	2,50	4,10	4,20	2,10	3,00	3,00
4	4,50	2,70	4,50	5,00	1,00	2,30	4,50
5	2,50	1,50	2,00	5,00	1,50	3,50	2,50
6	4,50	2,00	3,50	3,50	1,00	1,50	2,50
7	4,50	1,00	2,50	3,00	1,40	1,40	3,00
M	3,90	1,74	3,20	4,13	1,61	2,20	2,89
DP	0,96	0,68	1,06	0,90	0,76	0,80	0,91

As representações gráficas referentes à resistência à flexão, em quilograma-força (kgf), e a relacionada ao deslocamento

ocorrido na borda superior da costela na área de osteotomia, em milímetros (mm), com os valores maiores, menores e a média obtida em cada grupo, estão dispostas no GRAF. 11 e GRAF. 12, respectivamente (em apêndice).

5.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos das medidas realizadas nas placas e nos parafusos foram submetidos à análise pelo coeficiente de variação, conforme já foi apresentado anteriormente, nas descrições após as apresentações das TAB. 1 a TAB. 4.

Os valores do teste de resistência à flexão, tanto o de resistência, propriamente dito, como o de deslocamento da borda superior, foram submetidos ao teste de Tukey, com nível de significância de 5 %, tendo como covariáveis as medidas A, B, cortical A e cortical B.

Em termos de resistência à flexão pode-se observar comportamento melhor e similar dos grupos VII e VI, e em ordem

decrecente o grupo III, similaridade entre os grupos II e V, e por fim também similares, os grupos I e IV (TAB. 14).

TABELA 14 - Teste de Tukey aplicado aos valores de resistência à flexão, ao nível de significância de 5 %, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

Grupo	Teste de Tukey		
	Núm. Rep.	Médias (kgf)	5 % *
VII	7	23,00	A
VI	7	21,97	A
III	7	19,43	B
II	7	10,54	C
V	7	9,20	C
I	7	3,35	D
IV	7	3,02	D

* Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

Os valores do deslocamento da borda superior da costela podem ser agrupados em três grupos, de acordo com o resultado do teste de Tukey, onde o A representa os grupos VII, III, I e IV, o B os grupos VI, VII e III, e o C os grupos V, II, VI e VII sem diferença

estatística significativa entre eles, porém com diferença estatística e em ordem crescente de valor, entre o C, B e A (TAB. 15).

TABELA 15 - Teste de Tukey aplicado aos valores de deslocamento, ao nível de significância de 5 %, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

Grupo	Teste de Tukey		
	Núm. Rep.	Médias (mm)	5 % *
IV	7	4,12	A
I	7	3,90	A
III	7	3,20	A B
VII	7	2,88	A B C
VI	7	2,20	B C
II	7	1,74	C
V	7	1,61	C

* Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

As covariáveis medida A, B, cortical A e cortical B, não tiveram influencia nos resultados do teste de resistência à flexão, conforme pode ser verificado nas TAB. 16 a TAB. 19.

TABELA 16 - Teste de Tukey aplicado aos valores da medida A, ao nível de significância de 5 %, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

Grupo	Teste de Tukey		
	Núm. Rep.	Médias (mm)	5 % *
I	7	13,41	A
VII	7	13,23	A
IV	7	13,23	A
V	7	13,19	A
III	7	13,10	A
II	7	13,03	A
VI	7	13,00	A

* Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

TABELA 17 - Teste de Tukey aplicado aos valores da medida B, ao nível de significância de 5 %, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

Grupo	Teste de Tukey		
	Núm. Rep.	Médias (mm)	5 % *
VII	7	24,62	A
III	7	24,22	A
VI	7	23,76	A
IV	7	23,26	A
I	7	23,02	A
II	7	22,75	A
V	7	22,41	A

* Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

TABELA 18 - Teste de Tukey aplicado aos valores da medida cortical A, ao nível de significância de 5 %, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

Grupo	Teste de Tukey		
	Núm. Rep.	Médias (mm)	5 % *
I	7	7,74	A
II	7	7,53	A
VI	7	7,16	A
IV	7	7,07	A
VII	7	7,03	A
III	7	6,99	A
V	7	6,89	A

* Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

TABELA 19 - Teste de Tukey aplicado aos valores da medida cortical B, ao nível de significância de 5 %, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

Grupo	Teste de Tukey		
	Núm. Rep.	Médias (mm)	5 % *
VII	7	6,43	A
I	7	6,08	A
II	7	6,02	A
IV	7	6,01	A
VI	7	5,97	A
III	7	5,62	A
V	7	5,26	A

* Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

6. DISCUSSÃO

Na avaliação dimensional das placas foi constatada pequena variação, com o valor do coeficiente de variação atingindo o máximo de 2,97% e 1,83%, na placa de seis furos e na placa de quatro furos, respectivamente, sendo estes valores relativos a medida VI (espessura das placas). O coeficiente de variação das outras medidas não ultrapassou 0,83%. Nos parafusos as variações no coeficiente ficaram concentradas entre 1% e 1,46%, com a maior porcentagem relativa à medida II (diâmetro da haste).

Estes resultados confrontados com estudo anterior de TRIVELLATO et al. (2000), onde foram comparados dois sistemas importados e dois nacionais, sendo um dos nacionais, o utilizado no presente estudo, foi observado uma melhora na padronização das medidas nas placas, com semelhança a materiais importados. Contudo, os parafusos mantiveram a mesma falta de padronização.

Conforme relato de HYLANDER (1975), a mandíbula pode ser comparada a uma alavanca de classe III, onde o côndilo atua como fulcro, os músculos elevadores aplicariam a força e a força oclusal atua como resistência, exibindo forças de tensão na porção

superior, de compressão na inferior e entre elas uma zona neutra. SPIESSL (1989) correlacionando estes achados com áreas da mandíbula descreveu o processo alveolar como área de tensão, a borda inferior da mandíbula como de compressão e no nível do canal mandibular a zona neutra, conferindo um modelo bidimensional.

Neste estudo biomecânico foi utilizado modelo bidimensional, de alavanca classe III, em *cantilever* pela sua facilidade na obtenção dos dados, menor custo e praticidade, embora seus resultados apresentem mais limitações para aplicações clínicas do que modelos tridimensionais. Entretanto, com a aplicação do modelo de alavanca classe III foram desenvolvidas técnicas com aplicação clínica viável e com bons resultados, permitindo a reparação óssea em casos de fraturas ou de osteotomias (BAKER et al., 1997), como a proposta por CHAMPY et al. (1978) para a idealização da localização de placas no tratamento de fraturas mandibulares.

O modelo tridimensional reproduz melhor o que ocorre na clínica devido à utilização do arco mandibular e não de um segmento, e por possibilitar variação nos locais de aplicação de força, promovendo a alternância de área de compressão e de tensão

(KROON et al., 1991; ROZEMA et al., 1992; RUDDERMAN & MULLEN, 1992; TAMS et al. 1997).

Segundo HAUG (1994) testes isolados do material de fixação não promovem dados adequados, diferentemente de quando um sistema biológico é utilizado. Porém, não se possui um substituto ideal do osso humano para testes biomecânicos e este substituto ósseo deverá apresentar características semelhantes ao local que o sistema de fixação estaria indicado.

A costela bovina pode ser usada como modelo experimental por possuir contorno e dimensões similares a hemimandíbula humana edêntula, por apresentar cortical óssea e medular semelhante à região de corpo mandibular, embora não possua canal mandibular e apresente trabeculado ósseo de orientação horizontal (HAUG, 1993a).

Os dados obtidos das medidas realizadas nas costelas permitem confirmar a semelhança com a mandíbula humana, já que a medida A, referente à espessura da costela, apresentou valor médio de 13,17 mm e em mandíbula humana o valor encontrado é de 14,00 mm. A medida B, referente à altura da costela, teve o valor médio de 23,43 mm, que no caso de mandíbula humana é de 23,37 mm. A

espessura da cortical, nomeada de Cortical A, corresponde à somatória da cortical vestibular com a lingual apresentou valor de 7,20 mm, enquanto que em humanos o valor encontrado é de 5,50 mm, neste caso apresentado uma variação de 30,91%. As informações sobre a mandíbula humana, usadas para comparação com este estudo foram obtidas do trabalho de SMITH et al. em 1991.

Pelo teste de Tukey em nível de significância de 5%, com as medidas A, B, Cortical A e Cortical B sendo tratadas com covariáveis, não foi demonstrada influência no resultado do teste de resistência à flexão, tanto com relação à carga aplicada, como ao deslocamento ocorrido.

As placas e os parafusos não foram considerados como covariáveis, pois foram obtidos de uma só vez, o que possibilitou a realização de uma análise por amostragem (dez placas de seis e de quatro furos, e dez parafusos de 6,0 mm e de 12 mm de comprimento), sendo realizada a comparação pelo coeficiente de variação, que apresentou valores baixos. As costelas não foram obtidas todas ao mesmo tempo, pois o teste era realizado em grupos de três ou quatro costelas por vez. Desta forma as medidas foram

realizadas em todas as costelas, e estas puderam ser tratadas como covariáveis no teste de Tukey, ao nível de significância de 5%.

Outro ponto a salientar com respeito à costela bovina é a parte da costela que era utilizada, pois estudos como de SIKES et al. (1998) e SIKES et al. (2000), fazem uso da costela de localização ventral, as quais apresentam dimensões maiores em relação a mandíbula humana, além de possuir muito osso cortical e pouco medular. A costela utilizada neste estudo apresentava localização próxima a coluna vertebral e da área correspondente ao contra-filé.

Existem outros modelos experimentais para testes biomecânicos, conforme foi descrito por IKEMURA et al. (1984) com mandíbula de cachorro, HEGTVEDT et al. (1994) com fragmentos de costela suína, SHETTY et al. (1995) com mandíbula sintética de PL-1, HAUG (1996) com hemimandíbula sintética de poliuretana, WITTENBERG et al. (1997) com mandíbula de carneiro, THARANON (1998) com hemimandíbula humana e HAUG et al. (1999) com madeira de carvalho vermelho. Entretanto, pela facilidade de obtenção, baixo custo, por apresentar dimensões e distribuição da cortical e medular semelhantes à humana, a costela bovina foi escolhida.

Na disposição das placas variando o número, localização e extensão, o resultado do teste de resistência biomecânica foi influenciado mais pela disposição e pelo número de placas, do que pela extensão. Com relação à carga aplicada, o pior comportamento foi apresentado pela placa de quatro ou de seis furos localizadas 3 mm da borda inferior, com valores médios de 3,35 kgf e 3,02 kgf, depois em ordem crescente, a placa de quatro furos ou de seis furos localizadas 13 mm da borda inferior, com valores médios de 10,55 kgf e 9,21 kgf, as duas placas de quatro furos, sendo localizadas 3 mm e 13 mm da borda inferior, com valor de 19,43 kgf e as duas placas de seis furos ou associação de uma de seis furos e outra de quatro furos, com localização descrita anteriormente, com valores médios de 21,97 kgf e 23,00 kgf, segundo análise pelo teste de Tukey, em nível de significância de 5%.

Quanto ao deslocamento da borda superior, os resultados podem ser reunidos em três grupos, de acordo com o resultado do teste de Tukey, onde as placas localizadas 13 mm da borda inferior apresentaram menor valor, que pode ser explicado pela liberdade de movimento existente na parte inferior, pela ausência de uma placa.

Desta forma ocorria torção da placa e não ocorria deslocamento na borda superior (FIG.32 e 38).

Outro grupo é o de duas placas, que apresentaram comportamento intermediário, onde pelo fato de possuírem placa limitando a movimentação da parte inferior da costela, acabaram desenvolvendo um afastamento na borda superior e pouca torção na placa, sendo maior na de localização inferior (FIG. 34, 40 e 42).

O terceiro grupo representa o de maior deslocamento, e foi constituído pela placa localizada 3 mm da borda inferior, podendo ser verificado deslocamento da borda superior e torção acentuados, devido a ausência de placa superiormente, sendo a pior localização, também no caso de carga aplicada. Provavelmente, devido ao momento de força apresentar um valor mais baixo, ou seja, os dois locais de resistência se apresentam muito próximos, que são representados pela placa e pela borda inferior da costela (FIG. 30 e 36).

O valor da carga aplicada e do deslocamento da borda superior foram tomados, quando o deslocamento vertical da ponta de aplicação de força atingisse 10 mm, pois a deformação que originava no sistema de fixação já inviabilizaria o uso clínico, por isso não foi

optado pela fratura como final do teste. Com o limite vertical de 10 mm não foi observada nenhuma fratura, seja na placa ou na costela.

Com o aumento da extensão das placas localizadas 3 mm da base não foi observado aumento de resistência, diferente do que ocorreu em estudos com placas de reconstrução de sistema 2,7 mm, realizado por HAUG (1993b) onde a resistência desenvolveu aumento até a fixação com quatro parafusos por segmento, e por SIKES et al. (1998) quando melhores resultados foram obtidos para a placa THORP, no uso com dois parafusos por segmento, entretanto com quatro parafusos não houve diferença na fixação com placas de reconstrução convencional.

No uso de placa localizada a 13 mm da borda inferior da costela, não foi encontrada diferença com relação à extensão das placas. Estudo realizado por HAUG (1993a) com placas localizadas em área de tensão observou aumento da resistência quando do uso de placas mais extensas até três parafusos por segmento, independente de serem placas com ou sem compressão. Tal variação no resultado pode ser devido à localização mais superior da placa no estudo de HAUG (1993a) e pelos diferentes critérios utilizados para finalizar o ensaio mecânico.

Quando da utilização de fixação com placas espessas ou de reconstrução valores maiores de resistência são encontrados conforme estudos de IKEMURA et al. (1984), HEGTVEDT et al. (1994), SHETTY et al. (1995) e ARMSTRONG et al. (2001). SIKES et al. (2000) obtiveram resultados semelhantes com o uso de uma placa do sistema 2,0 mm e uma placa de reconstrução. Entretanto, no caso de uma placa esta foi localizada 5 mm da margem superior e o remanescente ósseo possuía 30 ou 40 mm. A placa de reconstrução foi usada com remanescente ósseo de 10 mm. Isto comprova que a indicação do sistema de fixação deve ser decorrente do tipo de fratura que se trata, já que a resistência pode ser obtida no mesmo valor, variando a fixação e o tipo de remanescente ósseo envolvidos.

FROST (1999) indaga quanto deve ser a fixação para ser classificada como adequada ou apropriada, já que nem sempre os melhores valores em teste de resistência apresentam melhores resultados clínicos. Os resultados obtidos por IKEMURA et al. (1984) já apoiavam esta idéia, na qual os resultados de teste biomecânicos inicialmente apontavam melhores resultados para fixação com placa de compressão frente à placa sem compressão, mas que depois da reparação óssea ter finalizado, o teste demonstrou comportamento

semelhante entre ambas. FREITAG & LANDAU (1996) em avaliação histológica também encontraram sucesso na reparação com o uso de placas de compressão e sem, só diferindo na velocidade maior no caso das placas de compressão, para a reparação óssea se processar. SCHIERLE et al. (1997) obtiveram melhores resultados em teste biomecânico com duas placas do que com uma, entretanto no uso clínico observou índices de complicações semelhantes.

Neste estudo, duas placas apresentaram maior valor de resistência, em relação a uma placa localizada a 3 ou 13 mm da borda inferior. Entretanto, segundo ELLIS III (1999) a fixação promovida por duas placas em casos de fratura de ângulo, analisada por testes biomecânicos sempre promove melhores resultados, do que quando se utiliza simplesmente uma. Mas, na comparação dos resultados de seus estudos clínicos dos últimos dez anos em tratamento de fraturas de ângulo mandibular, ele encontrou índices de complicações que permitem concluir que elas ocorrem na proporção inversa da quantidade de fixação utilizada e existem outros fatores envolvidos no sucesso do tratamento de uma fratura, além da resistência do sistema de fixação usado.

Segundo TATE et al. (1994), a força mastigatória após o tratamento de fratura mandibular apresenta um retorno gradual até atingir os valores anteriores ao trauma, o mesmo ocorrendo com fraturas do complexo zigomático e em cirurgia ortognática.

Para o tratamento das fraturas existem varias técnicas cada uma com sua indicação, podendo ser selecionada de acordo com o sexo, idade, personalidade do paciente, local e tipo de fratura, tempo de ocorrência da fratura, custo do material de fixação e do tempo para retorno às atividades profissionais, e não somente pelo melhor comportamento em teste biomecânico.

7. Conclusões

De acordo com as condições experimentais deste estudo e os resultados obtidos, podemos concluir:

1. No teste de resistência à flexão, tanto para o valor de carga aplicada como do deslocamento na borda superior da área de osteotomia, foi verificado maior influência no resultado pela variação no número e na localização, do que pela extensão das placas.
2. Na carga, maior valor para duas placas de seis furos ou duas, sendo uma de seis furos de localização inferior e uma de quatro furos de localização superior, seguido por duas placas de quatro furos, uma placa de localização superior e por fim uma placa de localização inferior.
3. No deslocamento, menor valor para uma placa na porção superior, seguido de duas placas, que não se diferenciaram do menor ou do maior deslocamento e por fim uma placa de localização inferior.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ALTOBELLI, D.E. Implant materials in rigid fixation: physical, mechanical, corrosion, biocompatibility considerations. *In*: YAREMCHUKE, M.J.; GRUSS, J.S.; MANSON, P.N. Rigid fixation of the cranimaxillofacial skeleton. Boston: Butterworth-Heinmann, 1992. chap. 5, p. 28-56.

ARMSTRONG, J.E.A. *et al.* Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomias with miniplates using a newly designed in vitro testing model. J Oral Maxillofac Surg. Philadelphia, v. 59, n. 2, p. 191-195, Feb. 2001.

BAKER, S.; DALRYMPLE, D.; BETTS, N.J. Concepts and techniques of rigid fixation. *In*: FONSECA, R.J.; WALKER, R.V. Oral and maxillofacial trauma. Philadelphia: Saunders, 1997. chap. 38, p. 1274-1328.

BAKKE, M. *et al.* Unilateral isometric bite force in 8-68 year old women and men related to oclusal factors. Scan J Dent Res, Copenhagen, v. 98, n. 2, p. 149-158, Apr. 1990.

BERKOVITZ, B.K.B.; MOXHAM, B.J. A textbook of head and neck anatomy. London: Wolfe Medical Publications, 1988. p. 25-45.

* Baseada na NBR 6023: Referências Bibliográficas, de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT.

BRONS, R.; BOERING, G. Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: a preliminary report. J Oral Surg, Chicago, v. 28, n. 6, p. 407-412, June 1970.

CAWOOD, J.L. Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. Br J Oral Maxillofac Surg, Edinburgh, v. 23, n. 2, p. 77-91, Apr. 1985.

CHAMPY, M. *et al.* Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. J Maxillofac Surg, Stuttgart, v. 6, p. 14-21, June 1978.

CHRISTIANSEN, G.W. Open operation and tantalum plate insertion for fracture of the mandible. J Oral Surg, Chicago, v. 3, n. 3, p. 194, Mar. 1945.

DAL SANTO, F.; ELLIS, E.; THROCKMORTON, G.S. The effects of zygomatic complex fracture on masseteric muscle force. J Oral Maxillofac Surg, Stuttgart, v. 50, p. 791-796, Sept. 1992.

ELLIS III, E. The internal fixation of fractures: historical perspectives. *In*: TUCKER, M.R. *et al.* Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia: Lippincott, 1991. chap. 1, p. 3-29.

ELLIS III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 51, n. 2, p. 163-173, Feb. 1993a.

ELLIS III, E. Treatment of mandibular angle fractures using the AO reconstruction plate. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 51, n. 3, p. 250-254, Mar. 1993b.

ELLIS III, E. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v. 28, n. 4, p. 243-252, Aug. 1999.

ELLIS III, E.; GHALI, G.E. Lag screw fixation of mandibular angle fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 49, n. 3, p. 234-243, Mar. 1991.

ELLIS III, E.; KARAS, N. Treatment of mandibular angle fractures using two mini dynamic compression plates. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 50, n. 10, p. 958-963, Oct. 1992.

ELLIS III, E.; SINN, D.P. Treatment of mandibular angle fractures using two 2.4 mm dynamic compression plates. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 51, n. 10, p. 969-973, Oct. 1993.

ELLIS III, E.; WALKER, L.R. Treatment of mandibular angle fractures using two noncompression miniplates. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 52, n. 12, p. 1032-1036, Dec. 1994.

ELLIS III, E.; WALKER, L.R. Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 52, n. 7, p. 864-871, Sept. 1996.

FREITAG, V.; LANDAU, H. Healing of dentate or edentulous mandibular fractures treated with rigid or semirigid plate fixation – an experimental study in dogs. J Craniomaxillofac Surg, Edinburgh, v. 24, n. 1, p. 83-87, Jan. 1996.

FROST, D.E. *In: Discussion: Haug, R.H.; BARBER, J.E.; PUNJABI, A.P.* An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 57, n. 3, p. 308-309, Apr. 1999.

HAHN, G.W.; CORGILL, D.A. Mandibular fracture fixation with malleable metal mesh. J Oral Surg, Chicago, v. 27, n. 3, p. 180-186, Mar. 1969.

HAUG, R.H. The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 51, n. 2, p. 159-162, Feb. 1993a.

HAUG, R.H. Effects of screw number on reconstruction plating. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, St Louis, v. 75, n. 6, p. 664-668, Dec. 1993b.

HAUG, R.H. *In: Discussion: HEGTVEDT, A.K.; MICHAELS, G.C.; BEALS, D.W.* Comparison of the resistance of miniplates and microplates to various *in vitro* forces. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 52, n. 3, p. 257-258, Apr. 1994.

HAUG, R.H. Retention of asymptomatic bom plates used for orthognathic surgery and facial fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 54, n. 7, p. 611-618, July 1996.

HAUG, R.H.; BARBER, J.E.; REIFEIS, R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, St Louis, v. 82, n. 3, p. 257-263, Mar. 1996.

HAUG, R.H.; BARBER, J.E.; PUNJABI, A.P. An *in vitro* comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 57, n. 3, p. 308-309, Apr. 1999.

HEGTVEDT, A.K.; MICHAELS, G.C.; BEALS, D.W. Comparison of the resistance of miniplates and microplates to various *in vitro* forces. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 52, n. 3, p. 257-258, Apr. 1994.

HYLANDER, W. The human mandible: lever or link. Am J Phys Anthropol, Copenhagen, v. 43, p. 227-232, Dec. 1975.

IKEMURA, K. *et al.* Biomechanical study on monocortical osteosynthesis for the fracture of the mandible. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v. 13, n. 5, p. 307-312, Sept. 1984.

JONES, J.K., VAN SICKELS, J.E. Rigid fixation: a review of concepts and treatment of fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, St Louis, v. 65, n. 1, p. 13-18, Jan. 1988.

KROON, F.H.M. *et al.* The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study. J Craniomaxillofac Surg, Edinburgh, v. 19, n. 7, p. 199-204, Mar. 1991.

KURIAKOSE, M.A. *et al.* A comparative review of 266 mandibular fractures with internal fixation using rigid (AO/ASIF) plates or miniplates. Br J Oral Maxillofac Surg, Edinburgh, v. 34, n. 6, p. 315-321, Dec. 1996.

LEONARD, M.S. History of treatment of maxillofacial trauma. Oral Maxillofac Surg Clin North Am, Philadelphia, v. 2, n. 1, p. 1-6, Jan. 1990.

LUHR, H.G. Zur stabilen ostéosynthèse bei unterkieferfrakturen. Dtsch zahnarztl, v. 23, p. 754, 1968. *Apud* ELLIS III, E. The internal fixation of fractures: historical perspectives. *In*: TUCKER, M.R. *et al.* Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia: Lippincott, 1991. chap. 1, p. 3-29.

LUHR, H.G. The compression osteosynthesis of mandibular fractures in dog. A histologic contribution to primary bone healing. Eur Surg Res, Copenhagen, v. 1, n. 1, p. 3-10, Jan. 1969.

LUHR, H.G. Compression plate osteosynthesis through the Luhr system. *In*: KRUGER, E.; SCHILLI, W. Oral and maxillofacial traumatology. Chicago: Quintessence, 1982, chap. 7, p. 319-332.

LUYK, N.H. Principles of management of fractures of the mandible. *In*: PETERSON, L.J. *et al.* Principles of oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: JB Lippincott, 1992, chap. 5, p. 407-434.

MESSER, E.J.; HAYES, D.E.; BOYNE, P.J. Use of intraosseous metal appliances in fixation of mandibular fractures. J Oral Surg, Chicago, v. 25, n. 6, p. 493-498, June 1967.

MICHELET, F.X. *et al.* Contention sans blacage dès ostéotomies sagitales des branches montantes de la mandibule par plaques vissées endobuccales dans le traitement des dysmorphoses antero-postérieures. Rev Stomatol, Paris, v. 4, p. 531-538, 1971.

MICHELET, F.X.; DEYMES, J.; DESSUS, B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. J Maxillofac Surg, Stuttgart, v. 1, n. 2, p. 79-84, June 1973.

PASSERI, L.A.; ELLIS III, E.; SINN, D.P. Complications of nonrigid fixation of mandibular angle fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 51, n. 4, p. 382-384, Apr. 1993.

POTTER, J.; ELLIS III, E. Treatment of mandibular angle fractures with a malleable noncompression miniplate. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 57, n. 3, p. 228-292, Mar. 1999.

PREIN, J.; RAHN, B.A., Scientific and technical background. *In*: PREIN, J. et al. Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton. Berling: Springer-Verlag, 1998. chap. 1, p. 1-49.

RAHN, B.A. et al. Zur biomechanik der osteosynthese an der mandibula. *Fortschr KieferGesichtschir*, v. 19, p.37-42, 1975. *Appud* WITTENBERG, J.M. et al. Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v. 26, n. 2, p. 68-73, Apr. 1997.

RANK, B.K.; WAKEFIELD A.R.; GUNTER G.S. Internal fixation of mandibular fractures. Br J Plast Surg, Edinburgh, v. 7, n. 8, p. 279-283, Apr. 1954.

RHINELANDER, F.W. Tibial blood supply in relation to fracture healing. Clin Orthop, Philadelphia, v. 105, p. 35-40, Mar. 1974.

ROBERTS, W.R. The case for mandibular plating. Br J Oral Surg, Edingurgh, v. 1, n. 3, p. 200-204, Aug. 1964.

ROZEMA, F.R. et al. Computer aided optimization of choice and positioning of bone plates and screws used for internal fixation of mandibular fractures. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v. 21, n. 4, p. 373-377, May, 1992.

RUDDERMAN, R.H.; MULLEN, R.L. Biomechanics of the facial skeleton. Clin Plast Surg, Philadelphia, v. 19, n. 1, p. 11-29, Jan. 1992.

SCHIERLE, H.P. *et al.* One or two plate fixation of mandibular angle fractures? J Craniomaxillofac Surg, Edinburgh, v. 25, n. 6, p. 162-168, Jan. 1997.

SCHILLI, W. Mandibular fractures. *In*: PREIN, J., *et al.* Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton. Berling: Springer-Verlag, 1998, chap. 3, p. 57-93.

SHETTY, V. *et al.* Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an *in vitro* comparison using a mandibular angle fracture model. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 53, n. 7, p. 791-801, July 1995.

SIKES, J.W. *et al.* Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture and reconstruction models. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 56, n. 5, p. 468-473, May, 1998.

SIKES, J.W.; SMITH, B.R.; MUKHERJEE, D.P. An *in vitro* study of the effect of bony buttressing on fixation strength of a fractured atrophic edentulous mandible model. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 58, n. 1, p. 56-61, Jan. 2000.

SMITH, B.R. *et al.* Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal ramus split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 49, n. 3, p. 222-226, Mar. 1991.

SNELL, J.A.; DOTT, W.A. The use of metallic plates in surgery of the facial skeleton. Transactions of the 4^o international congress of plastic and reconstructive surgery, Rome, 1967. *Apud* ELLIS III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 51, n. 2, p. 163-173, Feb. 1993.

SPIESSL, B. New concepts in maxillofacial bone surgery. Berlim: Springer-Verlag, 1976. chap. 1, p. 21-33.

SPIESSL, B. Internal fixation of the mandible. A manual of AO/ASIF principles. Berlim: Springer-Verlag, 1988. chap. 1, p. 38-85.

SPIESSL, B. Internal fixation of the mandible. A manual of AO/ASIF principles. New York: Springer-Verlag, 1989. chap. 1, p. 21-87.

SPINA, A.M.; MARCIANI, R.D. Mandibular fractures. *In*: FONSECA, R.J.; MARCIANI, R.D.; HENDLER, B.H. Oral and maxillofacial surgery – Trauma, Philadelphia: W.B. Saunders, 2000. chap. 4, p. 85-135.

TAMS, J. *et al.* A three dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: an *in vitro* study. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v. 26, n. 6, p. 383-388, Dec. 1997.

TATE, G.S.; ELLIS III, E.; THROCKMORTON, G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 52, n. 7, p. 734-736, July 1994.

THARANON, W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 56, n. 12, p. 1055-1058, Dec. 1998.

THROCKMORTON, G.S.; BUSCHANG, P.H.; ELLIS III, E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 54, n. 12, p. 1080-1086, Dec. 1996.

TRIVELLATO, A.E. *et al.* Estudo químico, macroscópico e da resistência à flexão de placas e parafusos de titânio usados na fixação interna rígida. Pesqui Odontol Bras, São Paulo, v. 14, n. 4, p. 392-398, Out-Dez, 2000.

TU, H.K.; TENHULZEN, D. Compression osteosynthesis of mandibular fractures: a retrospective study. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 43, n. 6, p. 585-590, June, 1985.

WALDRON, C.W.; KAZANJAN, V.H.; PARKER, D.B. Skeletal fixation in the treatment of fractures of mandible. A review. J Oral Surg, Chicago, v. 1, n. 1, p. 59-64, Jan. 1943.

WISTREICH, G.A.; LECHTMAN, M.D. Descobertas iniciais no desenvolvimento da microbiologia. *In*: WISTREICH, G.A.; LECHTMAN, M.D. Microbiologia das doenças humanas. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1980. cap. 1, p. 1-62.

WITTENBERG, J.M. *et al.* Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, v. 26, n. 2, p. 68-73, Apr. 1997.

APÊNDICE

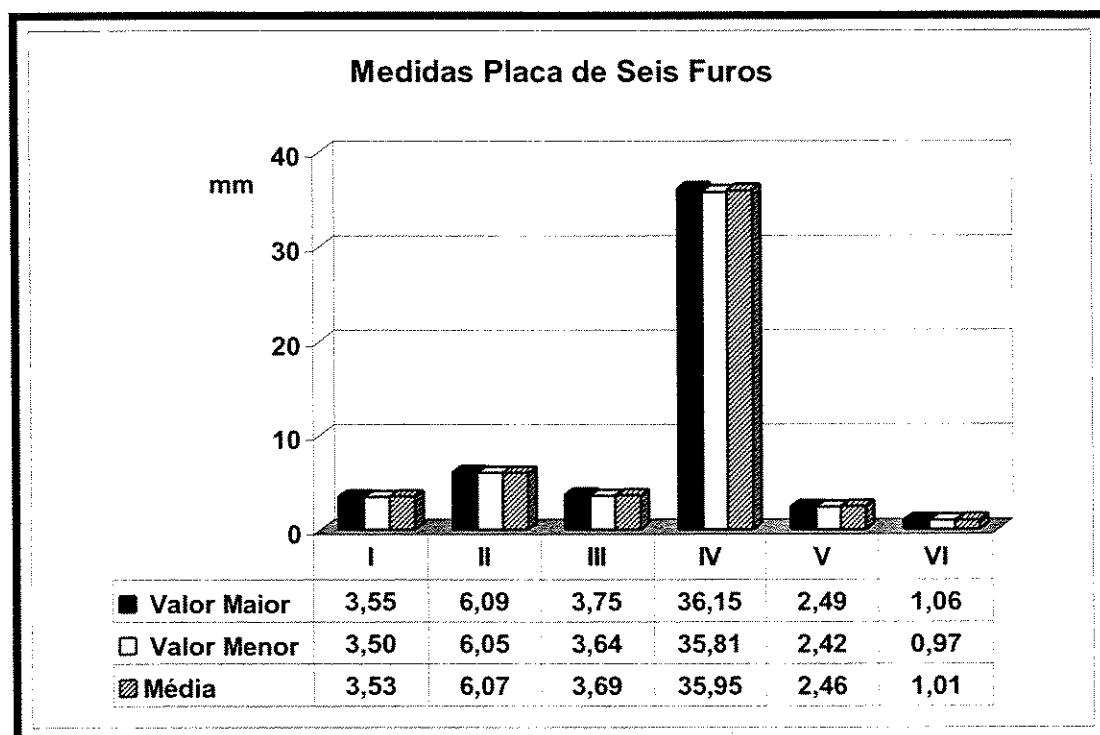


GRÁFICO 1 - Valores referentes às placas de seis furos, em milímetros (mm), onde a medida I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II ao diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV ao comprimento, V ao diâmetro interno na área do furo e a VI relacionada à espessura.

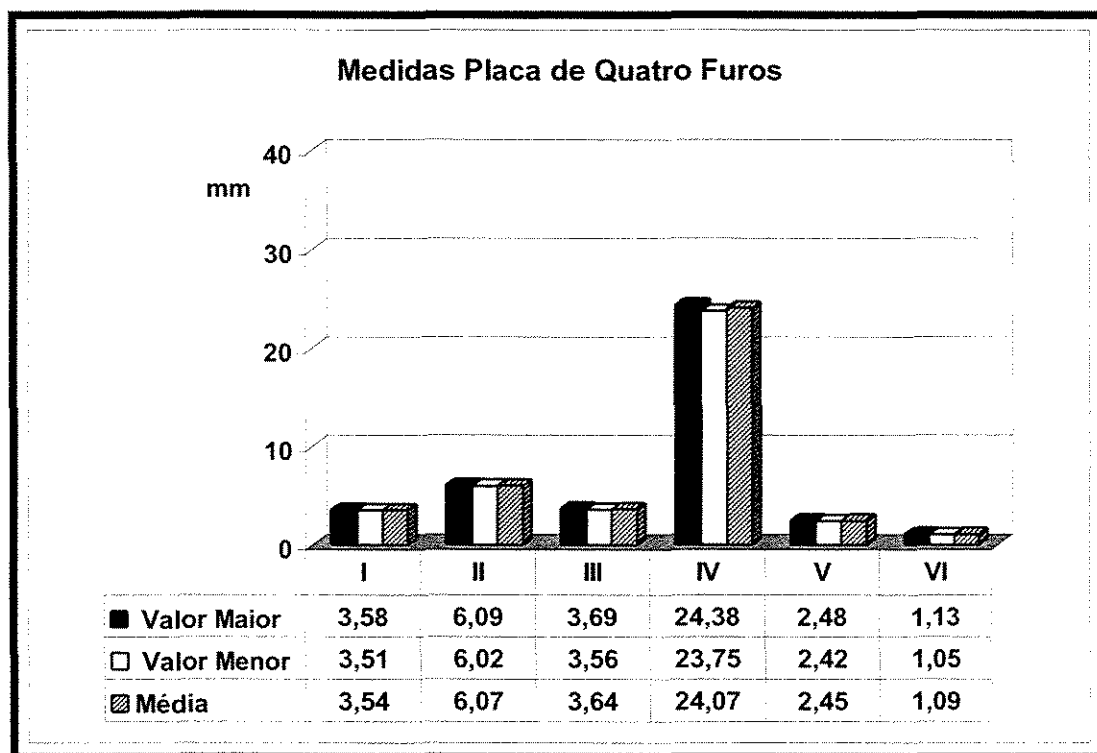


GRÁFICO 2 - Valores referentes às placas de quatro furos, em milímetros (mm), onde a medida I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II ao diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV ao comprimento, V ao diâmetro interno na área do furo e a VI relacionada à espessura.

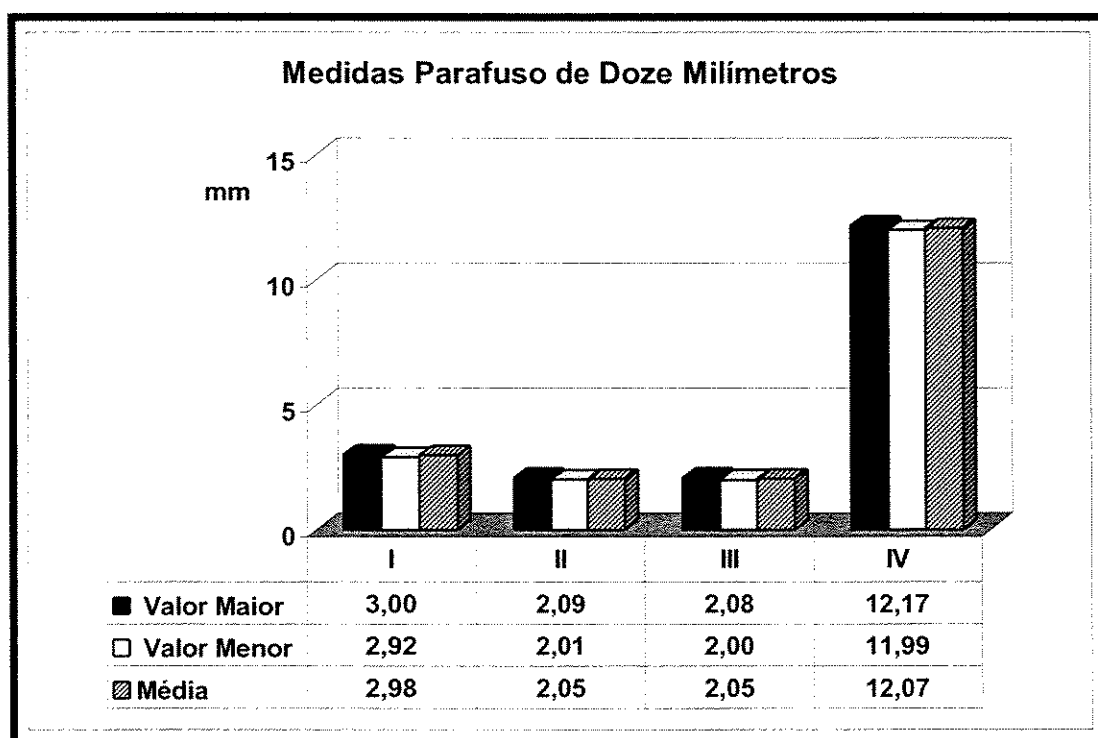


GRÁFICO 3 - Valores referentes aos parafusos de doze milímetros de comprimento, em milímetros (mm), onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e a IV ao comprimento.

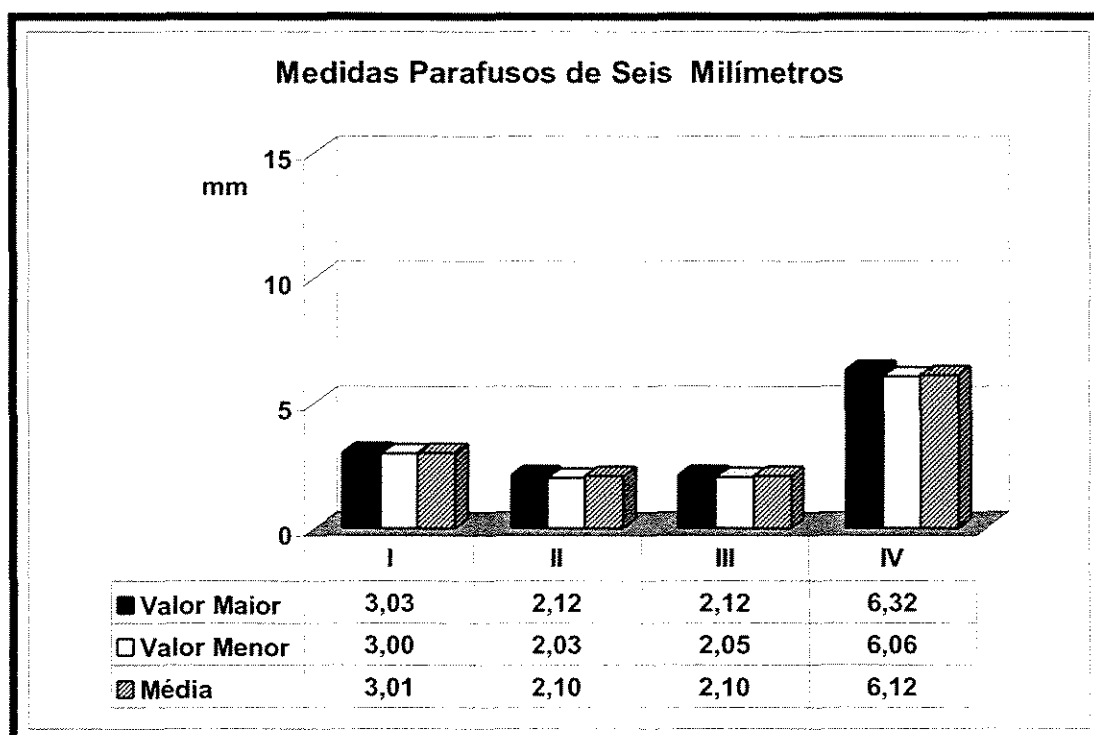


GRÁFICO 4 - Valores referentes aos parafusos de seis milímetros de comprimento, em milímetros (mm), onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e a IV ao comprimento.

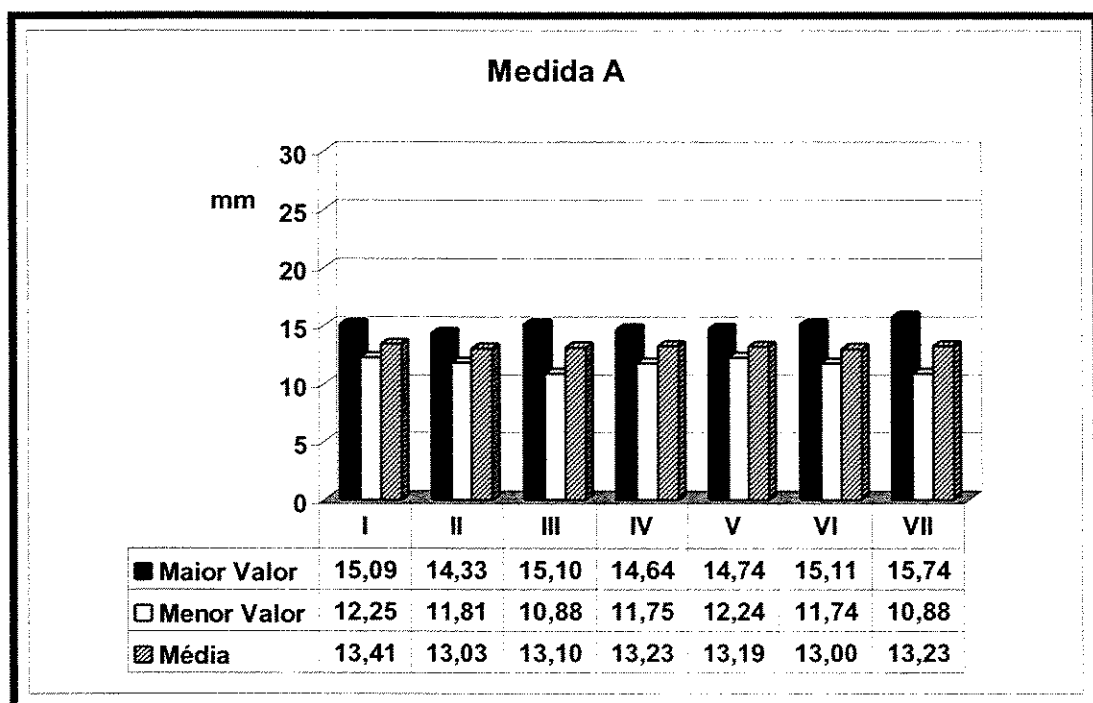


GRÁFICO 5 - Valores referentes à medida A (maior distância entre as corticais externas) em cada grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

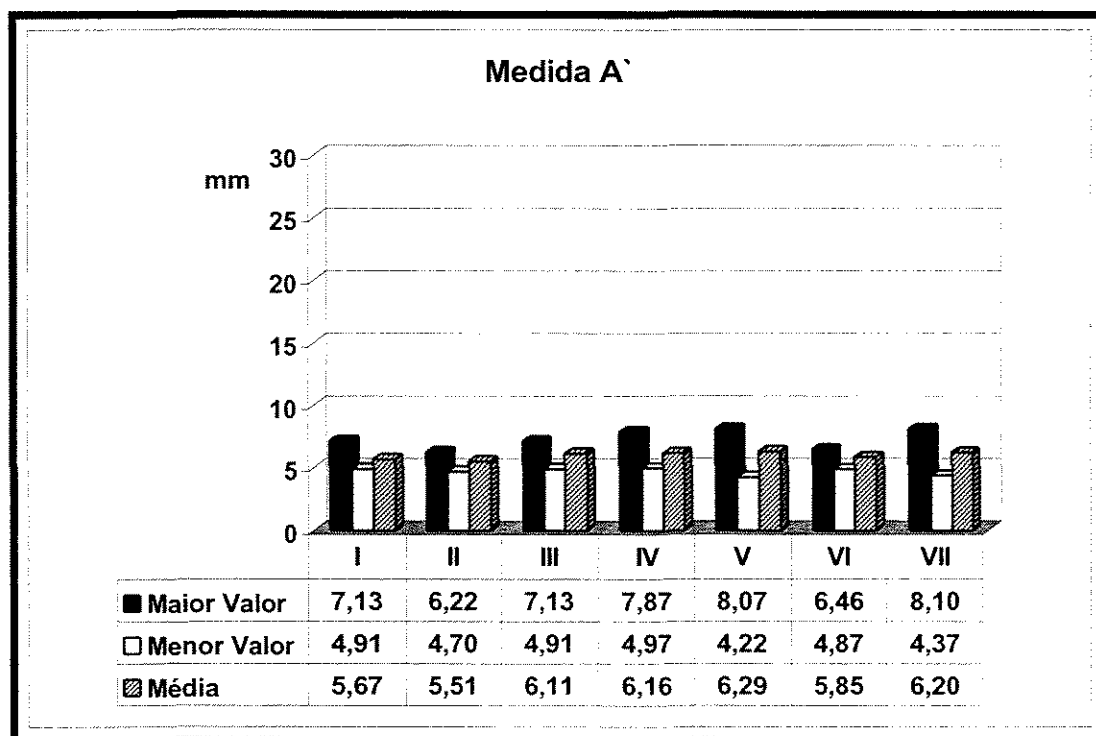


GRÁFICO 6 - Valores referentes à medida A' (maior distância entre as corticais internas) em cada grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

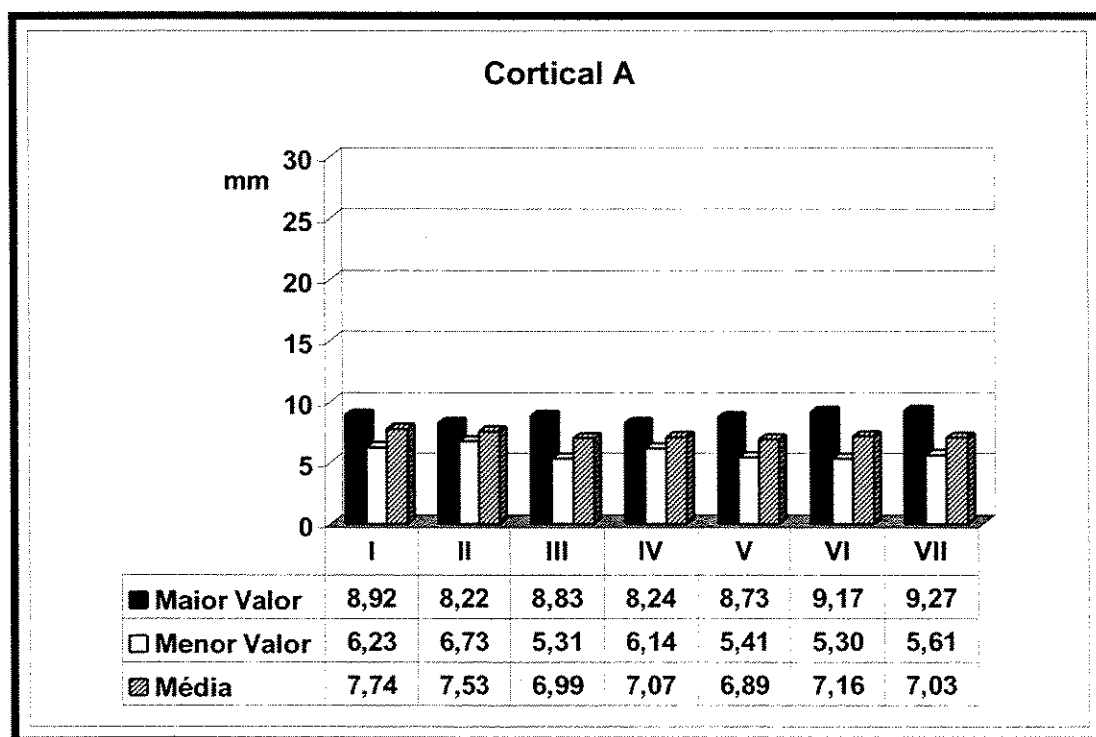


GRÁFICO 7 - Valores referentes à medida cortical A (subtração da medida A pela A`) em cada grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

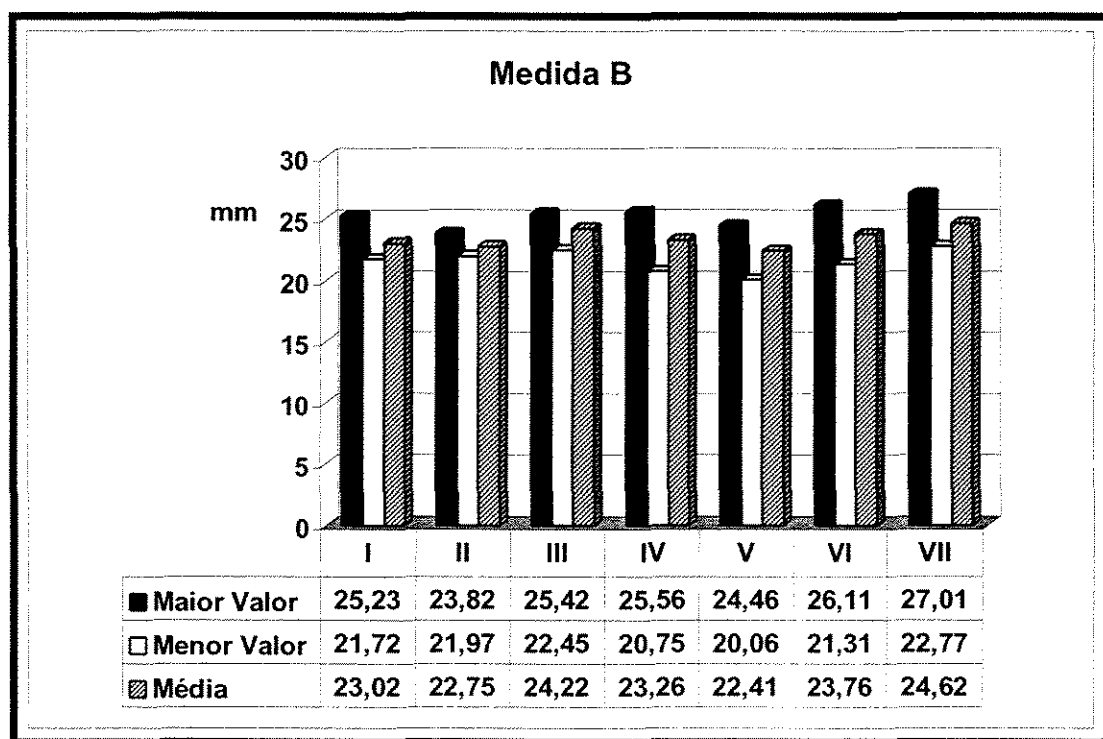


GRÁFICO 8 - Valores referentes à medida B (maior distância entre a cortical externa superior e a inferior) em cada grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

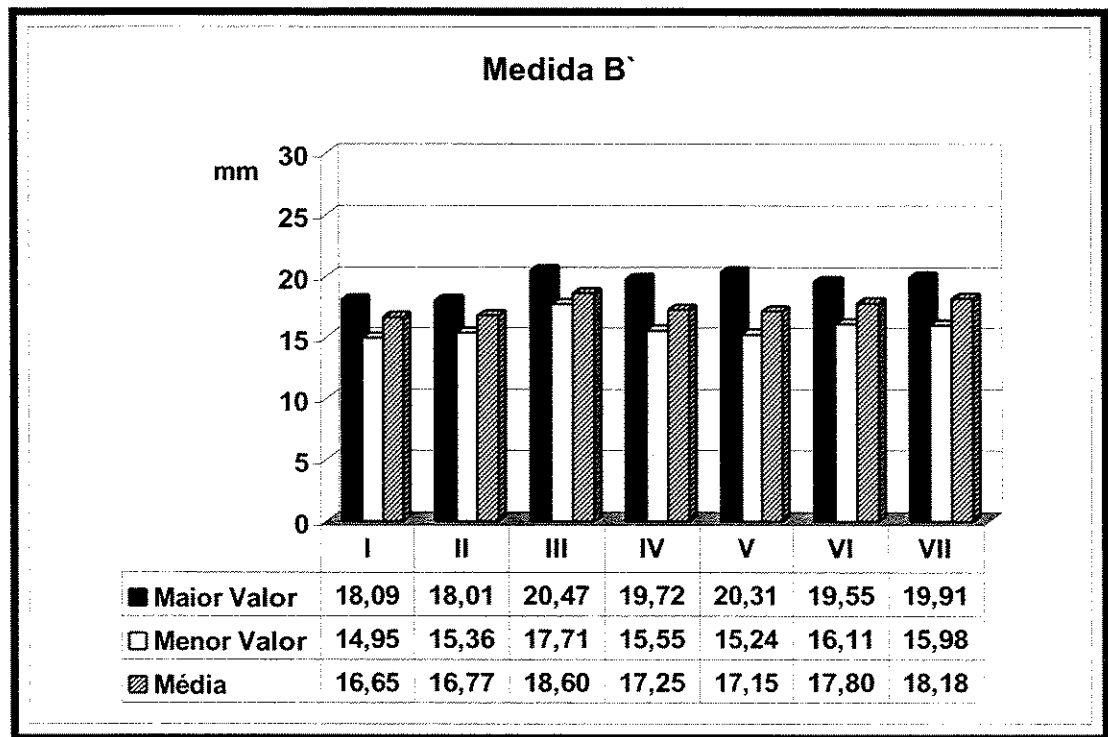


GRÁFICO 9 - Valores referentes à medida B' (maior distância entre a cortical interna superior e a inferior) em cada grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

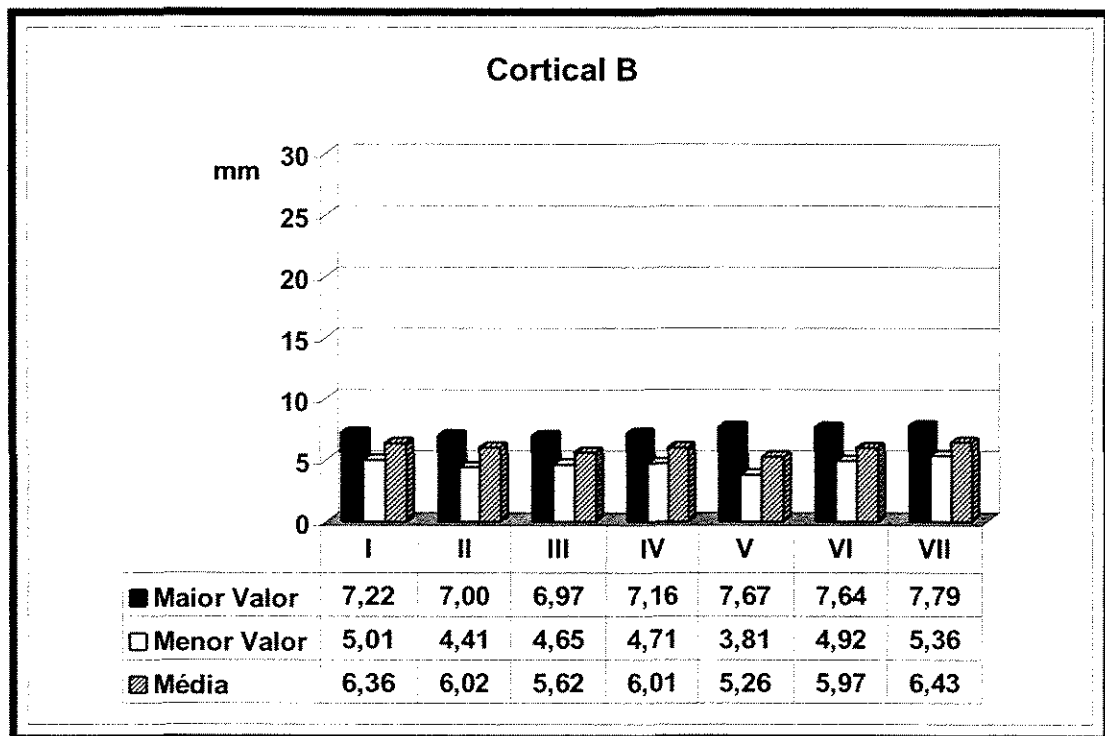


GRÁFICO 10 - Valores referentes à medida cortical B (subtração da medida B pela B') em cada grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

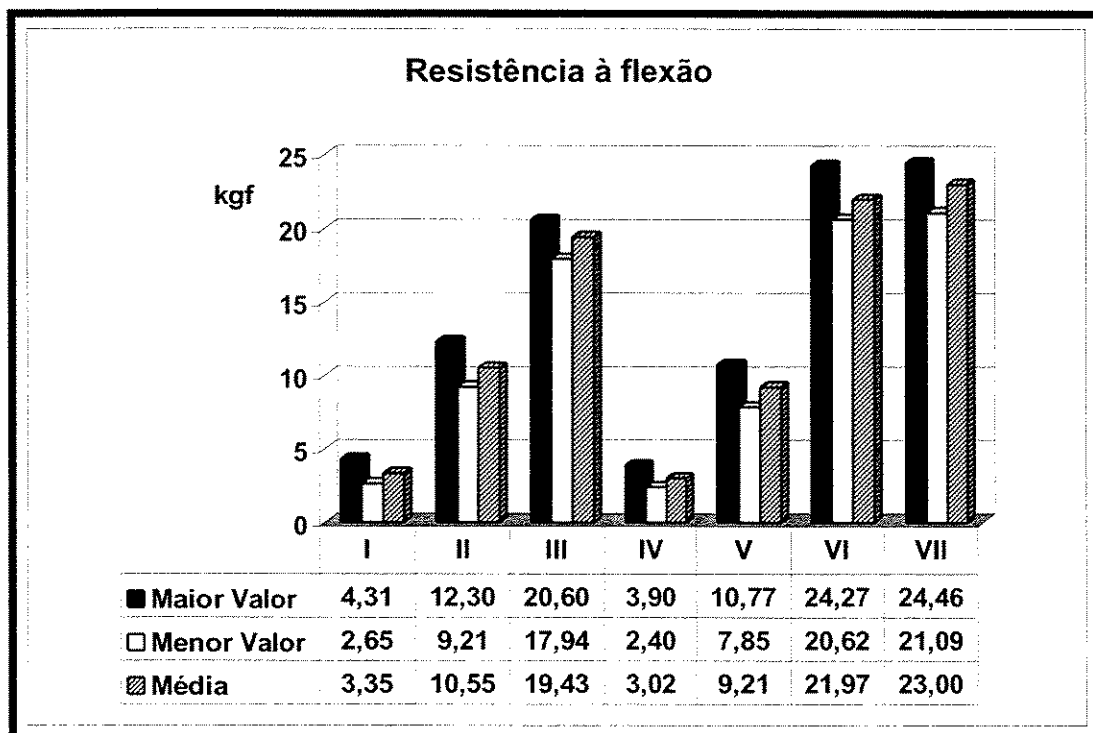


GRÁFICO 11 - Valores obtidos no teste de resistência à flexão por grupo, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.

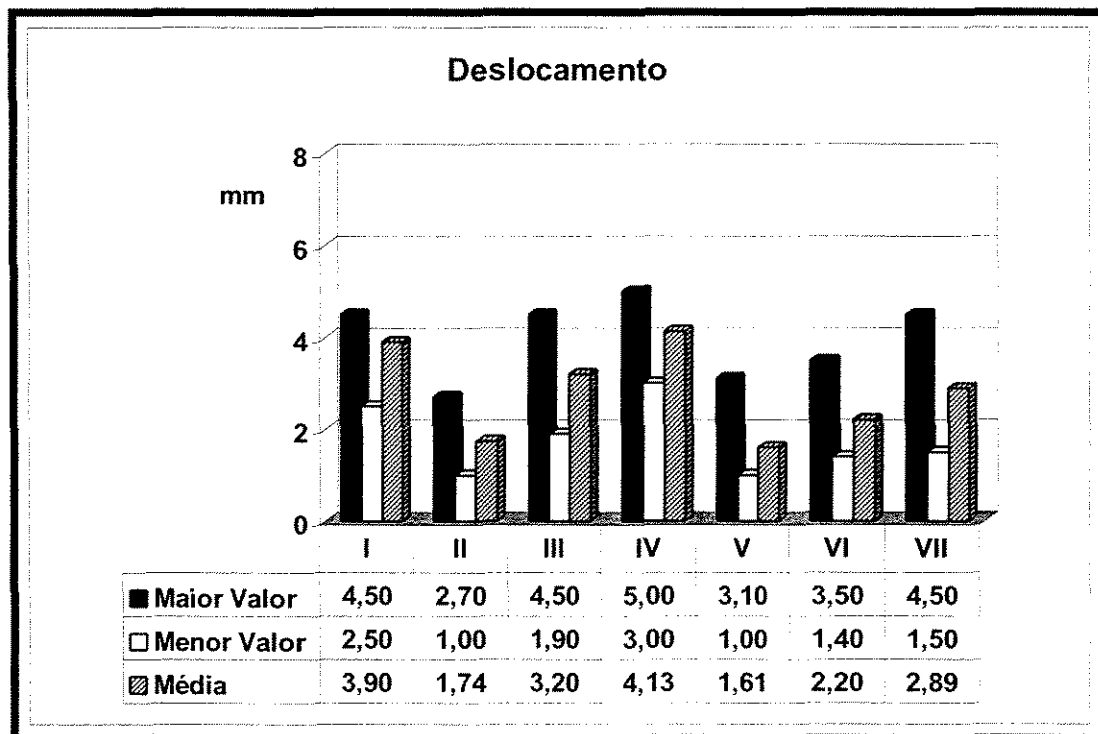


GRÁFICO 12 - Valores obtidos no teste de resistência à flexão por grupo, referente ao deslocamento, onde o grupo I corresponde a uma placa de quatro furos localizada próxima à borda inferior, o II a uma placa de quatro furos em posição mediana, o III a duas placas de quatro furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana, o IV a uma placa de seis furos localizada próxima à borda inferior, o V a uma placa de seis furos em posição mediana, o VI a duas placas de seis furos, uma localizada próxima à borda inferior e a outra em posição mediana e o VII com duas placas, uma de seis furos localizada próxima à borda inferior e outra de quatro furos em posição mediana.



INSTITUTO DE BIOLOGIA
UNICAMP



CEEA-IB-UNICAMP

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

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo nº 185-1, sobre "Avaliação da
Resistência à flexão da fixação interna
rigida de osteotomia",
sob a responsabilidade de Luiz Augusto Passeri
..... está
de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotados pelo
Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), tendo sido aprovado pela
Comissão de Ética na Experimentação Animal (CEEA)-IB-UNICAMP em reunião de
26/10/00. Este certificado expira em 25/10/01.

CERTIFICATE

We certify that the protocol nº 185-1, about ".....",
.....

..... is in agreement with the Ethical Principles in Animal Research adopted by Brazilian
College of Animal Experimentation (COBEA) and was approved by the Institute of
Biology/UNICAMP Ethical Committee for Animal Research (CEEA) in 26/10/00.
Expiration date 25/10/01.

Campinas, 26 de outubro de 2000

Liana Verinoud

Prof(a) Dr(a) LIANA VERINOUD
Presidente CEEA/IB-UNICAMP

Armando Ferreira Lima

Prof. Dr. ARMANDO FERREIRA LIMA
Secretário(a) - CEEA/IB-UNICAMP

INSTITUTO DE BIOLOGIA - UNICAMP
RUA DA FLORESTA, 336 - 13081-970
CAMPINAS - SP - BRASIL

TELEFONE (019) 310-7116
FAX (019) 310-7114