

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA TÉCNICA DE  
PREPARAÇÃO DOS PEDÍCULOS VERTEBRAIS NA  
RESISTÊNCIA AO ARRANCAVAMENTO DOS  
IMPLANTES**

**FERNANDO ALEXANDRE ABRAHÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia / Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

**Orientador: Prof. Dr. Helton L. A. Defino**

**Ribeirão Preto**

**2002**



DEDALUS - Acervo - EESC



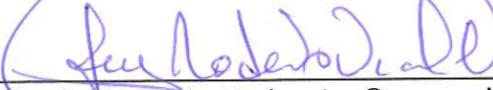


Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia  
EESC / FMRP / IQSC

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DO ALUNO FERNANDO ALEXANDRE ABRAHÃO, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES EM BIOENGENHARIA EESC / FMRP / IQSC – USP NO DIA 27 DE NOVEMBRO DE 2002.

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Celso Hermínio Ferraz Picado  
Orientador – RAL/FMRP

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Celso Hermínio Ferraz Picado  
RAL/FMRP

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Luiz Roberto Gomes Vialle  
Departamento de Ortopedia e Trauma da  
PUC - Curitiba/PR

*A minha esposa Ana Amélia e  
meus filhos Taís e Fábio,  
pelo amor e carinho.  
  
Aos meus familiares  
pelo incentivo,  
a Deus que iluminou  
minha sabedoria  
para atingir  
meus objetivos.*

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Helton A. L. Defino pelos ensinamentos, paciência, incentivo, orientação e ajuda fundamental para o desenvolvimento deste trabalho e do aluno;

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano pela amizade e ensinamentos que tanto contribuíram para formação profissional e acadêmica;

Ao Prof. Dr. José B. P. Paulin pela consideração e positivismo em suas críticas construtivas, tanto quanto a sua acolhida no laboratório;

Ao Mestre Engenheiro Antonio Carlos Moro pela inteligência e simplicidade de princípios éticos que muito contribuiu ao progresso do trabalho em sua reta final;

Ao médico Dr. Marcos Antônio de Pádua pela colaboração e ajuda no desenvolvimento do trabalho;

Aos Funcionários do Laboratório de Bioengenharia: Francisco, Luiz Henrique, Terezinha e Janete pela amizade e ajuda.

Aos amigos de mestrado pelo apoio e amizade.

**A todos, que continuem contribuindo para a evolução, pelo bem comum, neste contexto de grandes realizações. Meus sinceros agradecimentos a todos.**

# SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	i
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	iii
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....</b>	iv
<b>RESUMO.....</b>	v
<b>SUMMARY.....</b>	vi
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	1
<b>2. OBJETIVO.....</b>	6
<b>3. MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	7
3.1. Material.....	7
3.1.1. Animal utilizado.....	7
3.1.2. Implantes.....	8
3.2. Modelo.....	8
3.2.1. Modelo experimental.....	8
3.2.2. Grupos experimentais.....	9
3.2.3. Ensaios de arrancamento.....	11
3.3. Métodos de avaliação.....	12
3.4. Análise estatística.....	13
<b>4. RESULTADOS.....</b>	15
4.1. Carga máxima.....	15
4.2. Rrigidez.....	18
4.3. Carga no limite de proporcionalidade.....	21
4.4. Deslocamento máximo.....	24
4.5. Deslocamento no limite de proporcionalidade.....	27
<b>4. DISCUSSÃO.....</b>	30
<b>6. CONCLUSÕES.....</b>	39
<b>ANEXOS.....</b>	40
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	52

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Fotografia de uma das vértebras utilizada no estudo.....	7
FIGURA 2 – Fotografia do implante.....	8
FIGURA 3 – Fotografia ilustrando a máquina universal de ensaios.....	11
FIGURA 4 – Diagrama ilustrando os parâmetros estudados.....	12
FIGURA 5 – Figura ilustrando a média dos valores e o desvio padrão da carga máxima comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).....	16
FIGURA 6 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão da carga máxima comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).....	17
FIGURA 7 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão da carga máxima comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).....	17
FIGURA 8 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão da rigidez comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).....	19
FIGURA 9 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão da rigidez comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).....	19
FIGURA 10 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão da rigidez comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).....	20
FIGURA 11 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão da carga no limite de proporcionalidade comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).....	22

FIGURA 12 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão da carga no limite de proporcionalidade comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).....	22
FIGURA 13 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão da carga no limite de proporcionalidade comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).....	23
FIGURA 14 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão do deslocamento máximo do parafuso comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).....	25
FIGURA 15 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão do deslocamento máximo do parafuso comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).....	25
FIGURA 16 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão do deslocamento máximo do parafuso comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).....	26
FIGURA 17 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão do deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).....	28
FIGURA 18 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão do deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).....	28
FIGURA 19 – Figuras ilustrando a média de valores e o desvio padrão do deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).....	29

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de carga máxima e resultados estatísticos.....	18
<b>Tabela 2</b> - Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de rigidez e resultados estatísticos.....	20
<b>Tabela 3</b> - Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de carga no limite de proporcionalidade e resultados estatísticos.....	23
<b>Tabela 4</b> - Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de deslocamento máximo e resultados estatísticos.....	26
<b>Tabela 5</b> - Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de deslocamento no limite de proporcionalidade e resultados estatísticos.....	29

## **Lista de Abreviaturas e Siglas**

**ABNT** – Associação Brasileira de Normas técnicas

**B** – deslocamento no limite máximo de proporcionalidade

**C** - carga

**C<sub>max</sub>** – carga máxima de arrancamento

**CLP** – carga no limite de proporcionalidade

**Desvpad** – desvio padrão

**D** - Deslocamento

**°C** -Graus Celsius

**Kgf** - Quilograma-força

**m** - Metro

**mm** - Milímetro

**Min.** - Minuto.

**N** - Newton

**R** - Rigidez

**s** – Segundo

**ZE** – zona elástica

**ZP** – zona plástica

## RESUMO

Foi realizado estudo experimental, utilizando-se vértebra de suínos, para o estudo da influência da técnica de perfuração do pedículo vertebral na resistência ao arrancamento dos implantes.

A técnica de perfuração com broca seguida de macheamento do canal pedicular (técnica 1) foi individualmente comparada com as demais: perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular (técnica 2), perfuração com fio de Kirschner com macheamento do canal pedicular (técnica 3), perfuração com sonda sem macheamento do canal pedicular (técnica 4).

Três grupos experimentais foram utilizados de acordo com a preparação do orifício. O grupo I comparou a técnica 1 com a técnica 2, no qual foi estudado a influência do macheamento no canal do pedículo. O grupo II comparou a técnica 1 com a técnica 3, no qual foi estudado a influência no modo de preparo do orifício utilizando fio de Kirschner. O grupo III comparou a técnica 1 com a técnica 4, no qual foi estudado a influência da utilização da sonda no preparo do orifício.

O resultados da comparação da técnica de perfuração do orifício de acordo com os parâmetros estudados (carga máxima de arrancamento, rigidez, carga no limite de proporcionalidade, deslocamento máximo e deslocamento no limite de proporcionalidade), mostraram que não houve diferença estatisticamente significante entre as diferentes técnicas utilizadas para o preparo dos orifícios do pedículo vertebral na resistência ao arrancamento dos implantes.

Palavras-chaves: coluna vertebral, pedículo vertebral e teste biomecânico.

## SUMMARY

An experimental study was conducted on swine vertebrae to investigate the effect of the technique of vertebral pedicle perforation on the pullout resistance of the implants.

The technique of perforation with a burr followed by tapping of the pedicular canal (technique 1) was individually compared to the remaining ones, i.e., perforation with a burr without tapping of the pedicular canal (technique 2), perforation with a Kirschner wire with tapping of the pedicular canal (technique 3), and perforation with a probe without tapping of the pedicular canal (technique 4).

Three experimental groups were used according to orifice preparation. Group I was used to compare technique 1 to technique 2, with a study of the effect of tapping on the pedicular canal. Group II was used to compare technique 1 with technique 3, with a study of the effect of mode of orifice preparation using a Kirschner wire. Group III was used to compare technique 1 to technique 4, with a study of the effect of the use of a probe for orifice preparation.

Comparison of the techniques of orifice preparation according to the parameters studied (maximum pullout load, stiffness, load in the proportionality limit, maximum dislocation, and dislocation in the proportionality limit) showed no statistically significant difference between the various techniques used for preparation of the orifices of the vertebral pedicle, in terms of their effect on the pullout resistance of the implants.

Key words: spine, vertebral pedicle and biomechanical testing.

## 1. INTRODUÇÃO

Ao longo dos anos, diferentes implantes e sistemas foram desenvolvidos para a fixação cirúrgica da coluna vertebral, e os sistemas que utilizam parafusos pediculares têm ocupado lugar de destaque.

A motivação para a utilização desses sistemas de fixação tem sido crescente, com o aparecimento de diferentes versões, estimando-se que existam atualmente no mercado cerca de centenas de diferentes modelos. Nos Estados Unidos, 12 grandes fabricantes de implantes ortopédicos estão envolvidos na produção e desenvolvimento dessa modalidade de implantes para coluna vertebral (ARNOLD & LONSTEIN, 1992; KRAG *et al.*, 1986).

O aparecimento desses novos sistemas de fixação envolveu não somente o desenvolvimento dessa modalidade de implantes e instrumentais, mas também novos conceitos biomecânicos, que têm, porém, tópicos ainda não totalmente elucidados (KRAG *et al.*, 1986).

O tratamento cirúrgico das fraturas da coluna toracolombar apresentou grande desenvolvimento e profundas alterações nesta última década e pudemos observar o surgimento de inúmeros novos implantes e sistemas de fixação vertebral, que foram desenvolvidos com a finalidade de atender aos tratamentos dessas fraturas (ARNOLD & LONSTEIN, 1992; DICK *et al.* 1985; EGGLI *et al.*, 1992).

A utilização do pedículo vertebral como local de ancoragem dos implantes foi descrita por BECHTOL (1959), HARRIGTON & TULOS (1969) e ROY-CAMILLE & DEMEULENAERE (1970). Estes últimos autores foram os propagadores dessa técnica, devido à sua aplicação no tratamento cirúrgico de diferentes modalidades de doenças da coluna vertebral.

Nessa última década inúmeros sistemas de fixação utilizando parafusos pediculares foram desenvolvidos, refletindo a aceitação e importância que esse elemento anatômico da vértebra ocupa no âmbito da cirurgia moderna da coluna vertebral. Apesar de inúmeros sistemas de fixação existentes, a técnica e o princípio de colocação dos parafusos são comuns para todos os sistemas.

As principais vantagens da utilização dos parafusos pediculares na fixação da coluna vertebral (AWASTHI & THOMAS, 2000), estão relacionadas com a estabilidade mecânica dos sistemas e capacidade de aplicação de forças corretivas de maior magnitude nos segmentos vertebrais. As consequências clínicas dessas vantagens dos sistemas de fixação pedicular têm sido a realização de artrodeses mais curtas, na utilização de imobilização e maiores correções.

O pedículo vertebral é a porção da vértebra mais estudada nos últimos anos, devido a sua utilização para fixação de implante transpedicular. SAILLANT (1976), fez o primeiro relato de estudo anatômico dos pedículos vertebrais, estando relacionado ao pioneirismo dos franceses na utilização do

pedículo vertebral para a colocação de implantes, que teve seu início com ROY-CAMILE em 1963. Esta técnica de fixação vertebral ganhou grande aceitação e inúmeros estudos foram realizados abordando sua morfologia (BERRY *et al.*, 1987; HOU *et al.*, 1993; KRAG *et al.*, 1986; MARCHESI *et al.*, 1989; OLSEWSKI *et al.*, 1990; SCOLES *et al.*, 1991; ZINDRIC *et al.*, 1987). O estudo morfométrico tem definido os limites máximos para os diâmetros maiores e comprimentos dos parafusos (KRAG *et al.*, 1987).

Os estudos biomecânicos têm sido em números menores (GEIGER *et al.*, 1989; KRAG *et al.*, 1986; LAVASTE, 1980; LIU *et al.*, 1990; SEEL *et al.*, 1988) e poucos estudos foram realizados com a variação do passo, diâmetro menor e diâmetro maior do parafuso (KRAG *et al.*, 1986).

O preparo do orifício no pedículo vertebral recebeu especial atenção durante a realização das fixações pediculares. Foram desenvolvidos diferentes modos de preparo, utilizando a perfuração com brocas, sondas, fio de Kirschner e o macheamento do canal do furo em algumas situações (BOUCHER, 1959; KINNARD *et al.*, 1986; KRAG *et al.*, 1988; KRAG *et al.*, 1989; MAGERL, 1983; MAGERL, 1984; MORAN *et al.*, 1989; PENNAL *et al.*, 1964).

A resistência entre o parafuso e o osso é fator limitante na estabilização do implante, pelo menos durante os primeiros dias ou semanas. A fadiga do metal ou a reabsorção do osso pode iniciar um problema posterior.

A resistência ao arrancamento do parafuso pedicular é influenciada pelo perfil, diâmetro e dimensão da rosca do parafuso (KRAM *et al.*, 1985).

Os parafusos são utilizados para fixar placas ou sistemas similares aos ossos ou para unir fragmentos de osso. São diferenciados pela maneira em que são inseridos no osso, pela sua função, comprimento e tipo de osso. Assim, diferenciamos os parafusos auto-atarraxantes dos parafusos não-auto-atarraxantes, parafusos de rosca soberba e parafusos para ossos esponjosos e corticais (PERREN, 1991).

Os parafusos auto-atarraxantes são aqueles que são inseridos por parafusamento, isto é, ao ser parafusado, vai abrindo rosca ao penetrar no osso. O furo é um pouco maior do que a alma do parafuso. Este tipo de parafuso encontra considerável resistência em osso cortical espesso. Às vezes a resistência pode ser tão grande que o torque requerido para inserir o parafuso no osso é maior do que a resistência do osso, e assim pode quebrar. (PERREN, 1991).

Os parafusos não auto-atarraxantes requerem um furo pré-broqueado e um cuidadoso corte de sua rosca no osso cortical com um macho de abrir rosca. O macho tem o mesmo diâmetro externo do parafuso. O macheamento permite que o parafuso seja inserido com menor resistência, sendo muito eficiente no processo de desobstrução facilitando a inserção do parafuso (PERREN, 1991).

Há uma enorme variedade de parafusos que podem ser diferenciados pela forma da cabeça, do corpo ou da extremidade. Essas diferenças, determinadas pela função dos parafusos, permitem classificá-los em diferentes grupos (MELCONIAN, 2000).

## 2. OBJETIVO

A escassez de suporte científico relacionado com o preparo dos orifícios do pedículo vertebral foi motivação para a realização desse trabalho, que tem como objetivo o estudo da influência do preparo dos orifícios do pedículo vertebral, por meios de diferentes técnicas, na resistência ao arrancamento dos implantes no pedículo vertebral.

### 3. MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1. Material

##### 3.1.1. Animal utilizado

Foram utilizadas três colunas vertebrais de porcos, machos da raça *Landrace*. Os animais tinham peso médio de 790N e idade média de 142 dias. As colunas foram fornecidas por um abatedouro especializado da região de Ribeirão Preto e mantidas em freezer a -20ºC. As colunas foram dissecadas e separadas em conjunto de cinco vértebras lombares (L1 a L5) e cinco vértebras torácicas (T8 a T12), perfazendo um total de 15 vértebras lombares e 15 vértebras torácicas.



Figura 1. Fotografia de uma das vértebras utilizada no estudo.

### 3.1.2. Implantes

Os implantes utilizados no estudo eram parafusos pediculares de titânio com as seguintes características: comprimento de 40mm, diâmetro externo de 6mm, diâmetro interno de 4mm e passo rosca de 3mm. O macho utilizado para o preparo do orifício de implantação dos parafusos pediculares possui 6mm de diâmetro externo.

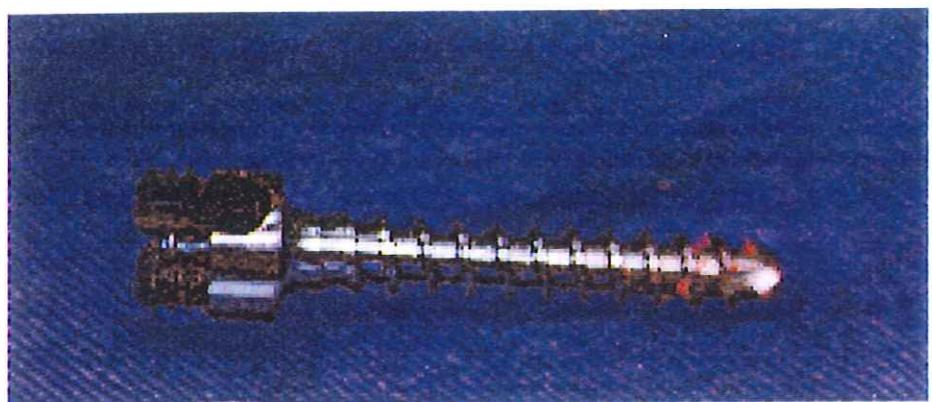


Figura 2. Fotografia do implante.

## 3.2. Modelo

### 3.2.1. Modelo experimental

O modelo experimental utilizado no estudo consistia na colocação de parafusos no interior do pedículo da vértebra e realização de ensaios mecânicos de arrancamento dos parafusos, tendo sido realizadas diferentes técnicas de preparo do orifício pedicular.

O orifício para a colocação do parafuso pedicular foi realizado de diferentes maneiras: com broca de 4mm, sonda de 3mm, fio de Kirschner de 2mm e macheamento ou não do canal de perfuração.

Após o preparo do orifício em ambos os pedículos vertebrais, os parafusos eram implantados sob visão direta, numa profundidade de 15mm e preparados para os ensaios mecânicos.

Os parafusos eram bilateralmente implantados nas vértebras, com duas variabilidades relacionadas ao local de aplicação dos implantes (lado direito e lado esquerdo do pedículo vertebral).

A perfuração para a colocação do parafuso pedicular era realizado por meio de 4 técnicas distintas:

Técnica 1 - Perfuração com broca de 4mm, seguida de macheamento do canal e colocação do parafuso.

Técnica 2 - Perfuração com broca de 4mm, seguida de colocação do parafuso, sem macheamento.

Técnica 3 - Perfuração do pedículo vertebral com fio de Kirschner de 2mm de diâmetro, seguida de macheamento do canal e colocação do parafuso.

Técnica 4 - Perfuração do pedículo vertebral com sonda de 3mm, seguida da colocação do parafuso sem macheamento.

### 3.2.2. Grupos experimentais

Foram formados três grupos experimentais de acordo com o modo de preparação do orifício e comparação das técnicas.

No grupo I a técnica 1 (perfuração com broca de 4mm, seguida de macheamento do canal e colocação do parafuso) foi comparada com a

técnica 2 (perfuração com broca de 4mm, seguidos da colocação do parafuso, sem macheamento).

No grupo II a técnica 1 (perfuração com broca de 4mm, seguida de macheamento do canal e colocação do parafuso) foi comparada com a técnica 3 (perfuração com fio de Kirschner de 2mm, seguida de macheamento do canal e colocação do parafuso).

No grupo III a técnica 1 (perfuração com broca de 4mm, seguida de macheamento do canal e colocação do parafuso) foi comparada com a técnica 4 (perfuração com sonda de 3mm, seguida da colocação do parafuso, sem macheamento).

Em cada grupo experimental, que comparou duas técnicas de perfuração, as técnicas de perfuração do pedículo eram realizadas de modo alternado nas diferentes vértebras.

Nos lados direito e esquerdo dos pedículos das vértebras lombares e torácicas, utilizamos as técnicas de preparo do orifício (T1, T2, T3 e T4) em nossos estudos.

Os pedículos vertebrais eram bilateralmente utilizados, de modo que duas técnicas que estavam sendo comparadas eram utilizadas nas mesmas vértebras.

### 3.2.3. Ensaios de arrancamento

Os ensaios de arrancamento do parafuso pedicular foram realizados em uma máquina universal de ensaios (MUE), do laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP.

Para a medida da carga aplicada foi utilizada célula de carga Kratos- (modelo KM), com capacidade de carga até 500kgf, conectada a uma ponte de extensometria Sodmex (modelo CAE 201). Os deslocamentos foram medidos por um relógio comparador Mitutoyo, com precisão de 0,01 mm. Em todos os ensaios foi utilizada uma pré-carga de 3Kgf, com tempo de acomodação de 1 minuto. A velocidade utilizada para os ensaios foi de 0,5mm/min. A Figura 3 ilustra a máquina universal de ensaios utilizada nos ensaios de arrancamento dos parafusos.

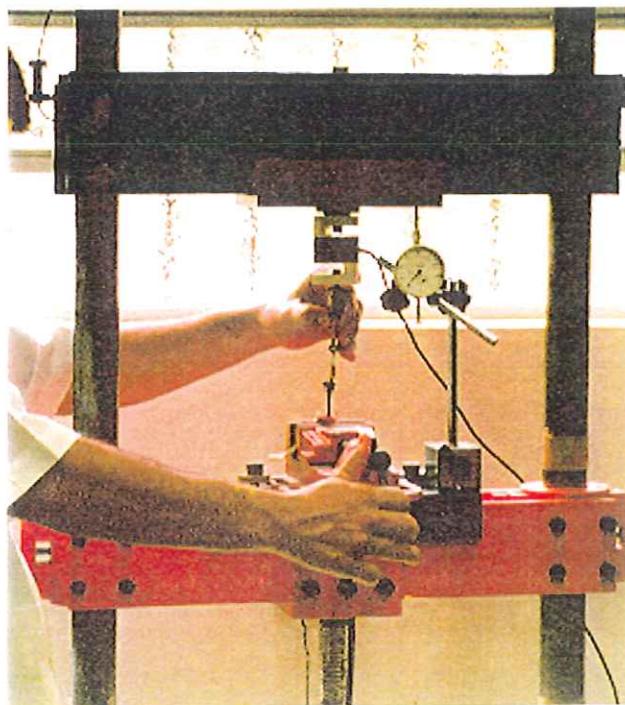


Figura 3. Fotografia ilustrando a máquina universal de ensaios.

### 3.3. Métodos de avaliação

A comparação das diferentes técnicas de preparo dos orifícios de implantação dos parafusos pediculares foi realizada por meio da comparação dos valores obtidos durante os ensaios de arrancamento.

Os parâmetros relacionados para o estudo comparativo foram: força de arrancamento máxima, deslocamento máximo, rigidez, carga no limite de proporcionalidade e deslocamento no limite de proporcionalidade.

A figura 4 ilustra os parâmetros relacionados para o estudo comparativo das técnicas de perfuração.

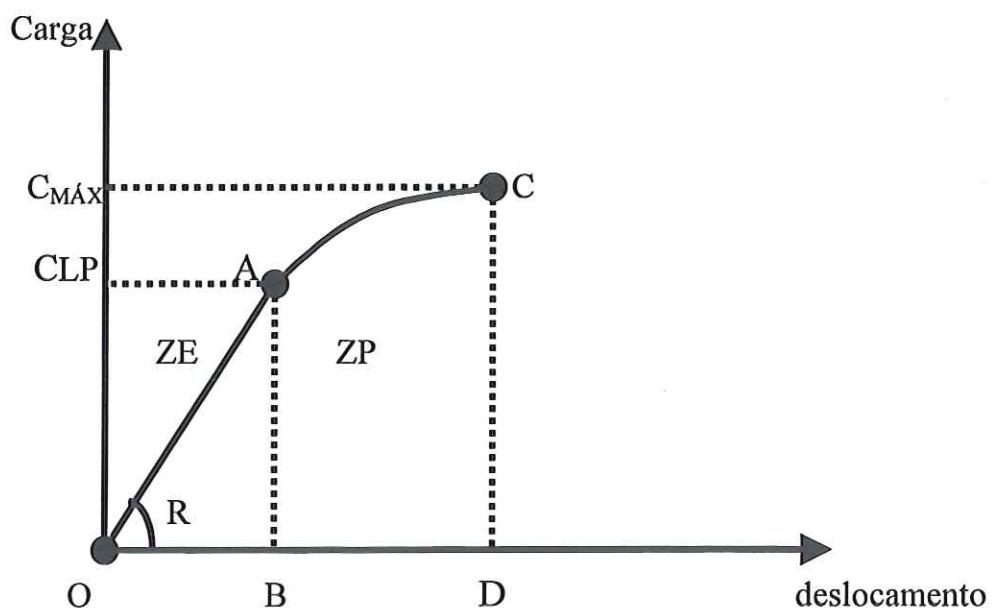


Figura 4. Diagrama ilustrando os parâmetros avaliados no estudo.

OA: zona linear do diagrama

AC: zona de deformação plástica

ZE: zona elástica

ZP: zona plástica

C<sub>MÁX</sub>: carga máxima de arrancamento

CLP: carga no limite de proporcionalidade

R: rigidez

D: deslocamento máximo

B: deslocamento no limite de proporcionalidade

A carga máxima de arrancamento ( $C_{\max}$ ), corresponde ao maior valor de carga observado no ensaio.

A rigidez ( $R$ ) é obtida pelo cálculo da inclinação da curva carga x deslocamento na sua zona linear.

$$R = AB/AO$$

A carga no limite de proporcionalidade ( $Cl_p$ ) corresponde ao ponto limite da relação linear entre a carga e o deslocamento no diagrama carga x deslocamento. Após esse limite o material sofre um pequeno escoamento, dando inicio à zona plástica, onde não há mais relação linear entre carga e deslocamento.

O deslocamento máximo ( $D$ ) é o valor correspondente a carga máxima de arrancamento observado no diagrama.

O deslocamento no limite de proporcionalidade ( $B$ ) é o valor correspondente à carga no limite de proporcionalidade observado no diagrama.

### 3.4. Análise estatística

A análise estatística foi feita através da comparação das diversas técnicas de perfuração nos grupos experimentais estudados.

Foi utilizado o teste não paramétrico de Wilcoxon para amostras pareadas.

A alternância do lado de cada vértebra para a aplicação da técnica reduziu as possíveis interferências do tipo e lado da vértebra.

Alternou-se o lado de cada vértebra para a aplicação das técnicas a fim de balancear o experimento.

Deste modo anulamos as possíveis interferências do tipo e lado da vértebra.

## 4. RESULTADOS

Os resultados da comparação das técnicas de perfuração do orifício do pedículo serão apresentados de acordo com os parâmetros utilizados nos ensaios mecânicos (carga máxima, rigidez, carga no limite de proporcionalidade, deslocamento máximo e deslocamento no limite de proporcionalidade).

A técnica de perfuração com broca e macheamento (técnica 1) foi individualmente comparada com as demais: perfuração com broca sem macheamento (técnica 2); perfuração com fio de Kirschner de 2mm e macheamento (técnica 3) e perfuração com sonda sem macheamento (técnica 4), de modo que três grupos de comparações serão apresentados: grupo I (técnica 1 x técnica 2); grupo II (técnica 1 x técnica 3) e grupo III (técnica 1 x técnica 4).

### 4.1. Carga máxima

Os valores medidos das cargas máximas de arrancamento estão representados nas Figuras 5, 6 e 7 e Tabela 1.

Foi observado no grupo I (técnica 1 x técnica 2) que o valor médio da carga máxima foi de  $(563 \pm 165)$  N para a técnica 1 e  $(616 \pm 200)$  N para a técnica 2, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo II (técnica 1 x técnica 3) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(397 \pm 136)$  N e de  $(458 \pm 182)$  N para a técnica 3, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo III (técnica 1 x técnica 4) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(330 \pm 203)$  N e de  $(329 \pm 106)$  N para técnica 4, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

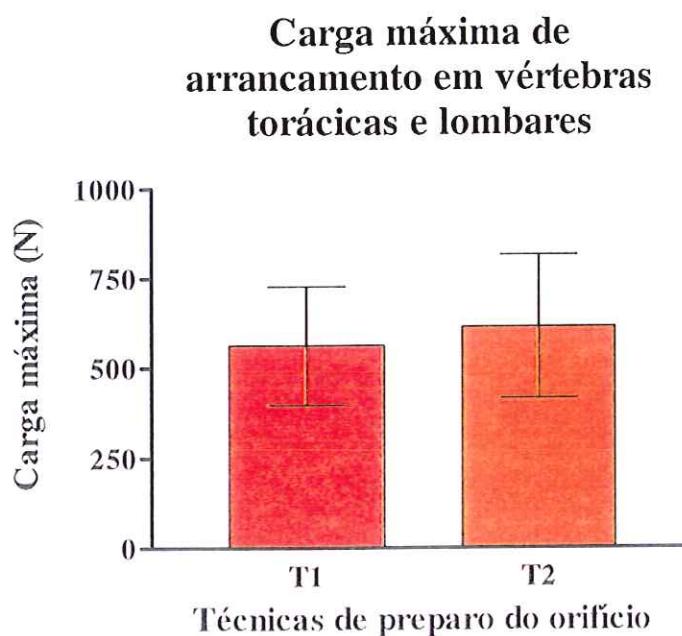


Figura 5. Figura ilustrando a média e o desvio padrão da carga máxima de arrancamento (N), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).

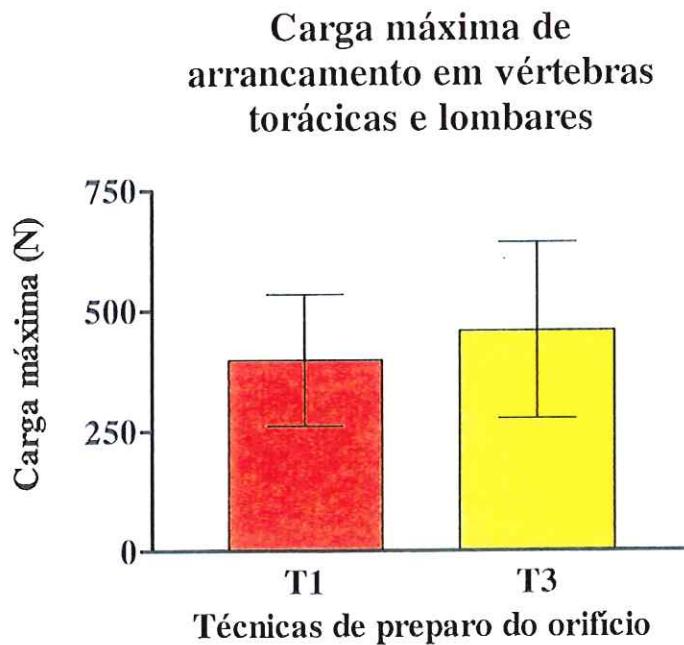


Figura 6. Figura ilustrando a média e o desvio padrão da carga máxima de arrancamento (N), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).

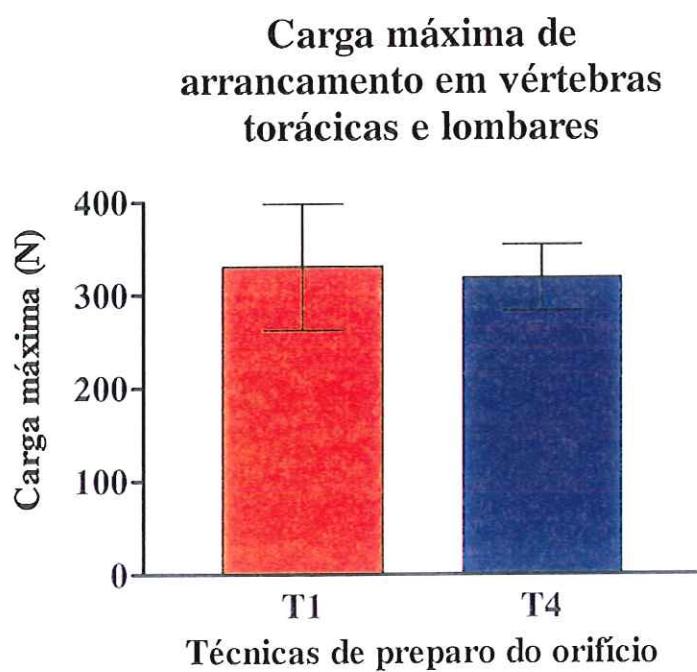


Figura 7. Figura ilustrando a média e o desvio padrão da carga máxima de arrancamento (N), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).

Tabela 1. Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de carga máxima e resultados estatísticos.

Grupos experimentais	Médias e desvio padrão	Diferença estatística
técnica 1 técnica 2	(563 ± 165) N (616 ± 200) N	não
técnica 1 técnica 3	(397 ± 136) N (458 ± 182) N	não
técnica 1 técnica 4	(330 ± 203) N (329 ± 106) N	não

#### 4.2. Rigidez

Os valores medidos da rigidez estão representados nas Figuras 8, 9, 10 e Tabela 2.

Foi observado no grupo I (técnica 1 x técnica 2) que o valor médio da rigidez foi de  $(2,7 \pm 1,2) \times 10^5$  N/m para a técnica 1 e  $(2,9 \pm 1,2) \times 10^5$  N/m para a técnica 2, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo II (técnica 1 x técnica 3) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(2,4 \pm 0,8) \times 10^5$  N/m e de  $(2,6 \pm 1,2) \times 10^5$  N/m para a técnica 3, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo III (técnica 1 x técnica 4) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(1,8 \pm 1,4) \times 10^5$  N/m e de  $(1,7 \pm 0,8) \times 10^5$  N/m para técnica 4, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

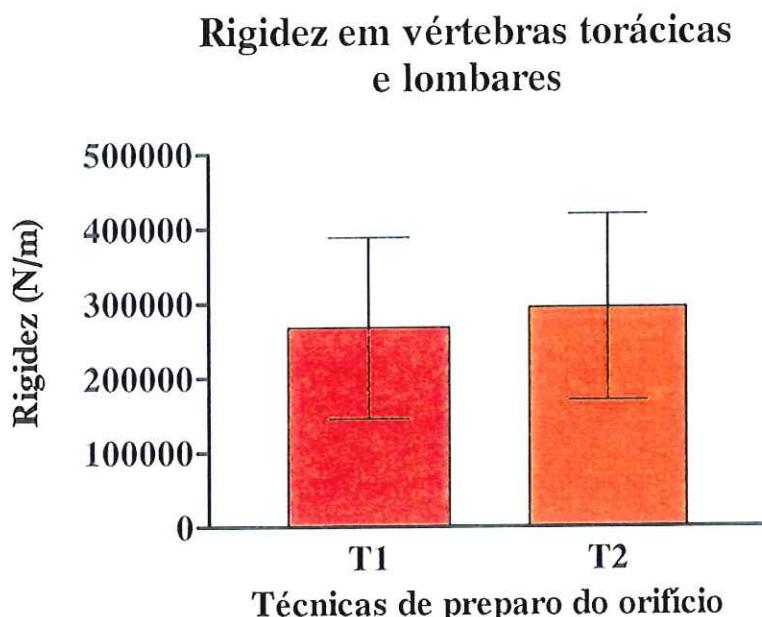


Figura 8. Figura ilustrando a média e os desvios padrões da rigidez (N/m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).

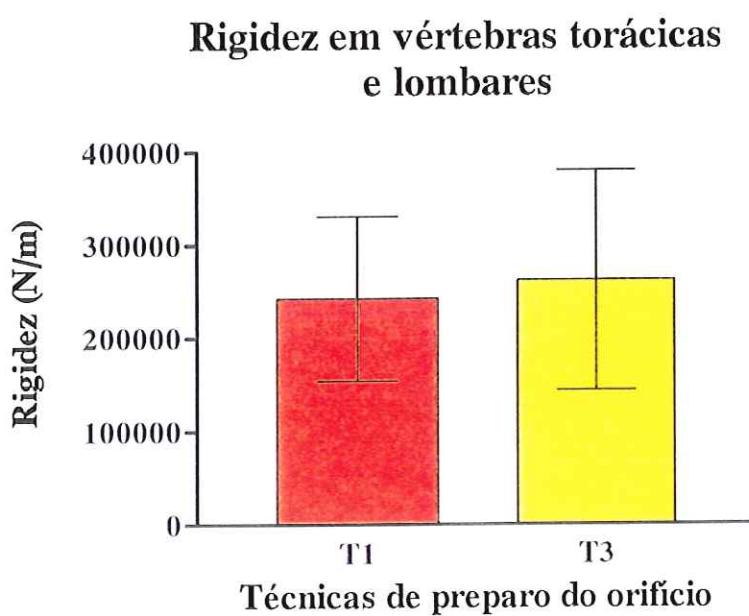


Figura 9. Figura ilustrando a média e os desvios padrões da rigidez (N/m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).

## Rigidez em vértebras torácicas e lombares

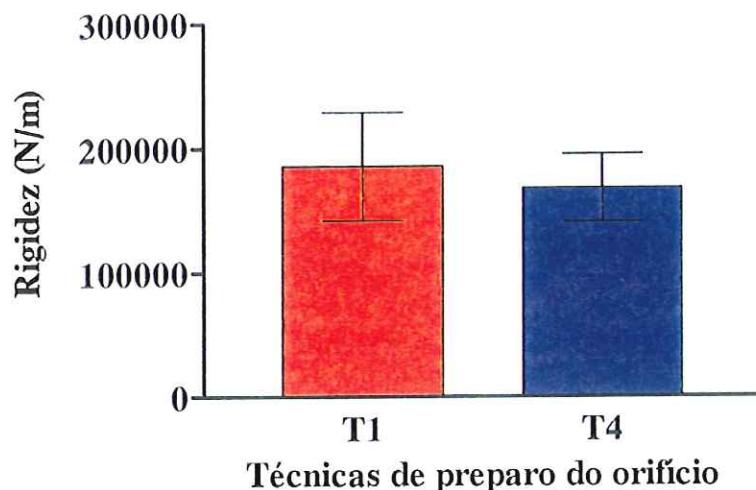


Figura 10. Figura ilustrando a média e os desvios padrões da rigidez (N/m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).

Tabela 2. Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de rigidez e resultados estatísticos.

Grupos experimentais	Médias e desvio padrão	Diferença estatística
técnica 1 técnica 2	$(2,7 \pm 1,2) \times 10^5$ N/m $(2,9 \pm 1,2) \times 10^5$ N/m	não
técnica 1 técnica 3	$(2,4 \pm 0,8) \times 10^5$ N/m $(2,6 \pm 1,2) \times 10^5$ N/m	não
técnica 1 técnica 4	$(1,8 \pm 1,4) \times 10^5$ N/m $(1,7 \pm 0,8) \times 10^5$ N/m	não

#### 4.3. Carga no limite de proporcionalidade

Os valores medidos da carga no limite de proporcionalidade estão representados nas Figuras 11, 12, 13 e Tabela 3.

Foi observado no grupo I (técnica 1 x técnica 2) que o valor médio da rigidez foi de  $(502 \pm 160)$  N para a técnica 1 e  $(540 \pm 171)$  N para a técnica 2, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo II (técnica 1x técnica 3) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(351 \pm 123)$  N e  $(410 \pm 164)$  N para a técnica 3, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo III (técnica 1 x técnica 4) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(294 \pm 185)$  N e de  $(296 \pm 290)$  N para técnica 4, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

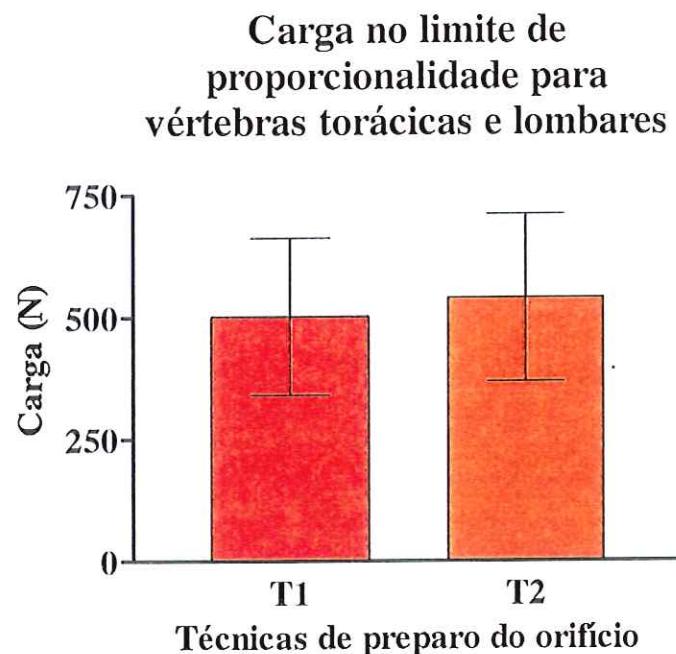


Figura 11. Figura ilustrando a média e os desvios padrões da carga no limite de proporcionalidade (N), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).

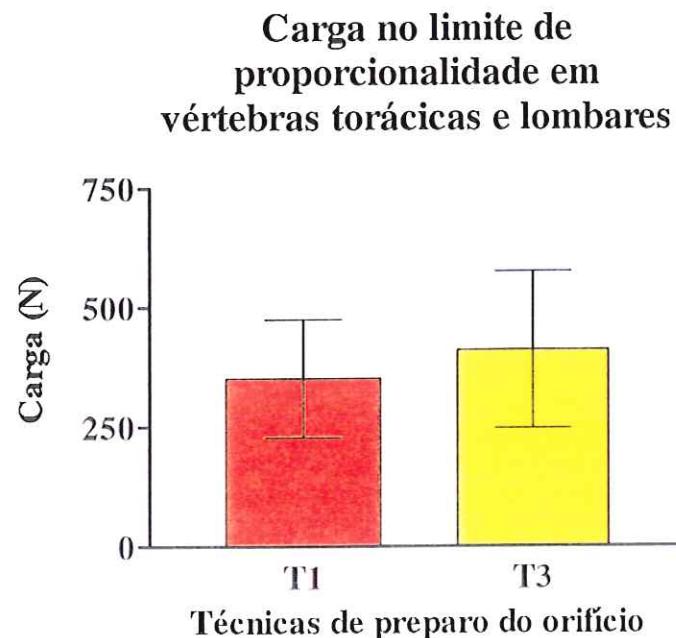


Figura 12. Figura ilustrando a média e os desvios padrões da carga no limite de proporcionalidade (N), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).

**Carga no limite de proporcionalidade em vértebras torácicas e lombares**

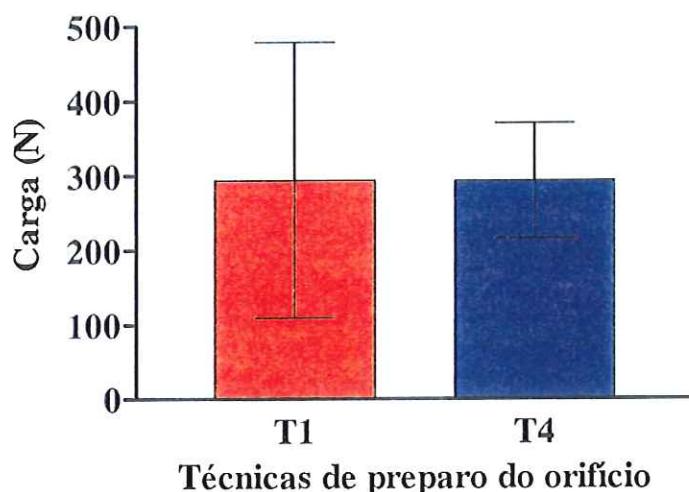


Figura 13. Figura ilustrando a média e os desvios padrões da carga no limite de proporcionalidade (N), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).

Tabela 3. Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de carga no limite de proporcionalidade e resultados estatísticos.

Grupos experimentais	Médias e desvio padrão	Diferença estatística
técnica 1	(502 ± 160) N	nenhum
técnica 2	(540 ± 171) N	nenhum
técnica 1	(351 ± 123) N	nenhum
técnica 3	(410 ± 164) N	nenhum
técnica 1	(294 ± 185) N	nenhum
técnica 4	(296 ± 290) N	nenhum

#### 4.4. Deslocamento máximo

Os valores medidos do deslocamento máximo estão representados nas Figuras 14, 15, 16 e Tabela 4.

Foi observado no grupo I (técnica 1 x técnica 2) que o valor médio do deslocamento máximo foi de  $(3,7 \pm 1,7) \times 10^{-4}$  m para a técnica 1 e  $(3,5 \pm 1,0) \times 10^{-4}$  m para a técnica 2, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo II (técnica 1 x técnica 3) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(2,6 \pm 1,4) \times 10^{-4}$  m e  $(2,8 \pm 1,1) \times 10^{-4}$  m para a técnica 3, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo III (técnica 1 x técnica 4) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(2,7 \pm 1,1) \times 10^{-4}$  m e de  $(2,6 \pm 0,4) \times 10^{-4}$  m para técnica 4, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

### Deslocamento máximo do parafuso em vértebras torácicas e lombares

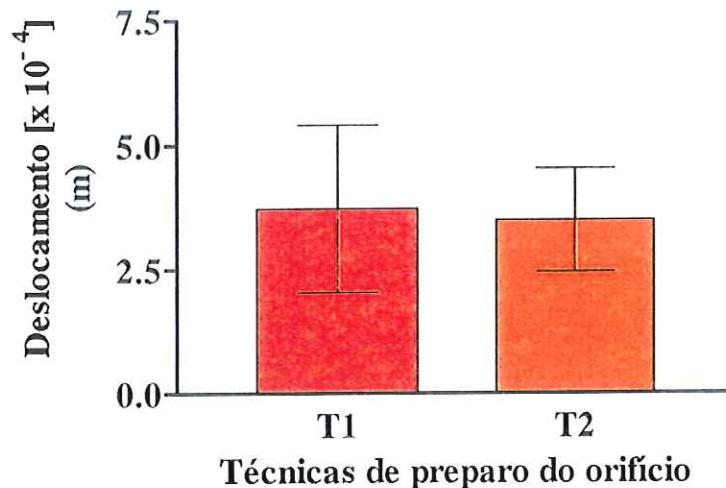


Figura 14. Figura ilustrando a média e os desvios padrões de deslocamento máximo do parafuso (m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).

### Deslocamento máximo do parafuso em vértebras torácicas e lombares

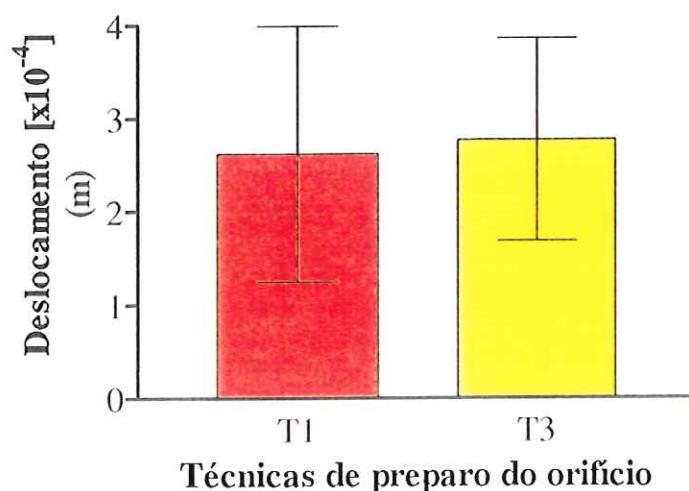


Figura 15. Figura ilustrando a média e os desvios padrões de deslocamento máximo do parafuso (m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).

**Deslocamento máximo do parafuso em vértebras torácicas e lombares**

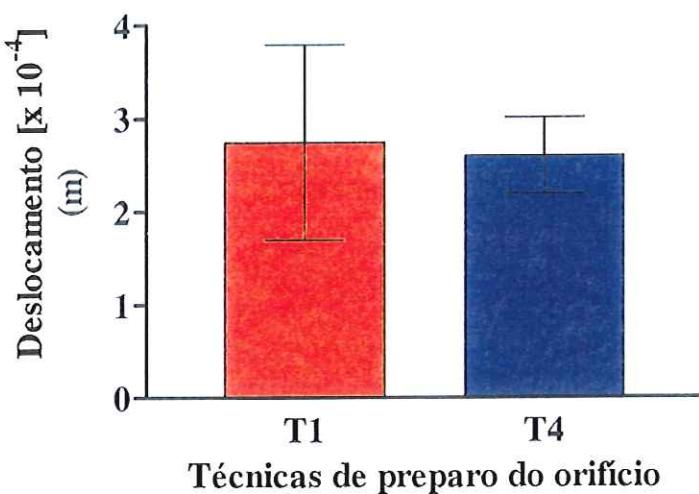


Figura 16. Figura ilustrando a média e os desvios padrões de deslocamento máximo do parafuso (m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).

Tabela 4. Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de deslocamento máximo e resultados estatísticos.

Grupos experimentais	Médias e desvio padrão	Diferença estatística
técnica 1	$(3,7 \pm 1,7) \times 10^{-4}$ m	não
técnica 2	$(3,5 \pm 1,0) \times 10^{-4}$ m	
técnica 1	$(2,6 \pm 1,4) \times 10^{-4}$ m	não
técnica 3	$(2,8 \pm 1,1) \times 10^{-4}$ m	
técnica 1	$(2,7 \pm 1,1) \times 10^{-4}$ m	não
técnica 4	$(2,6 \pm 0,4) \times 10^{-4}$ m	

#### 4.5. Deslocamento no limite de proporcionalidade

Os valores medidos do deslocamento no limite de proporcionalidade estão representados nas Figuras 17, 18, 19 e Tabela 5.

Foi observado no grupo I (técnica 1 x técnica 2) que o valor médio do deslocamento no limite de proporcionalidade foi de  $(2,8 \pm 0,5) \times 10^{-4}$  m para a técnica 1 e  $(2,7 \pm 0,6) \times 10^{-4}$  m para a técnica 2, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo II (técnica 1x técnica 3) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(1,9 \pm 0,5) \times 10^{-4}$  m e  $(2,3 \pm 0,9) \times 10^{-4}$  m para a técnica 3, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

No grupo III (técnica 1x técnica 4) o valor médio para a técnica 1 foi de  $(2,2 \pm 0,8) \times 10^{-4}$  m e de  $(2,1 \pm 0,3) \times 10^{-4}$  m para técnica 4, não tendo sido observado diferença estatisticamente significativa.

**Deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade em vértebras torácicas e lombares**

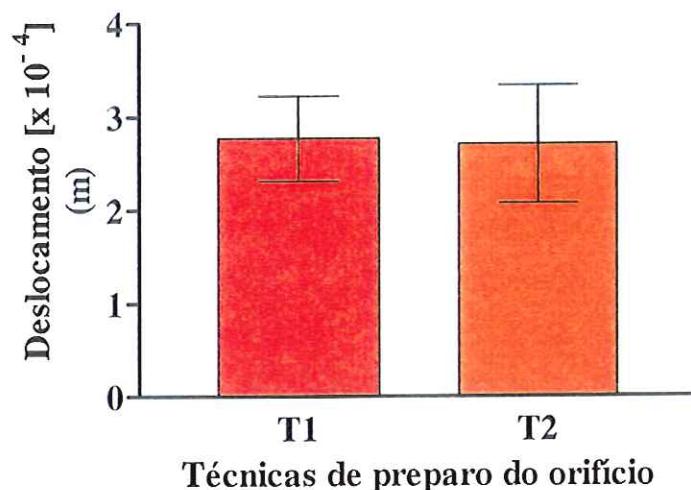


Figura 17. Figura ilustrando a média e os desvios padrões de deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade (m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 2 (T2).

**Deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade em vértebras torácicas e lombares**

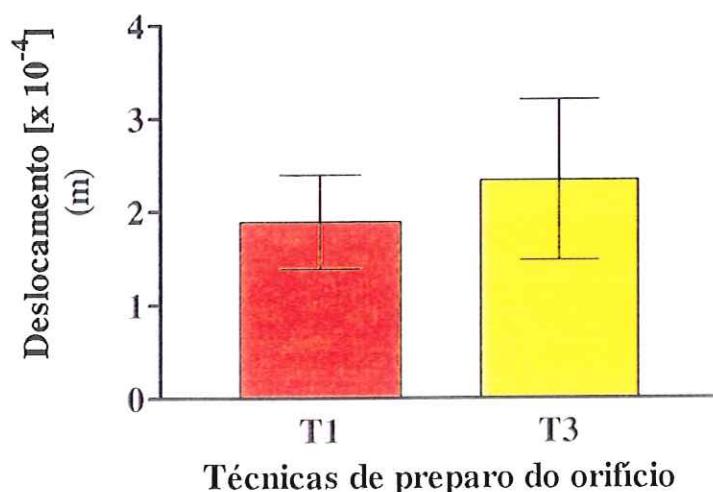


Figura 18. Figura ilustrando a média e os desvios padrões de deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade (m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 3 (T3).



### Deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade em vértebras torácicas e lombares

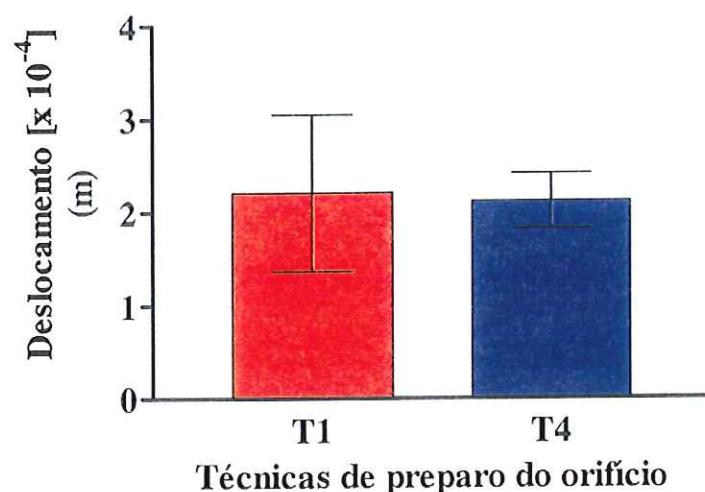


Figura 19. Figura ilustrando a média e os desvios padrões de deslocamento do parafuso no limite de proporcionalidade (m), comparando a técnica 1 (T1) com a técnica 4 (T4).

Tabela 5. Comparações entre as técnicas, os valores médios e desvios padrões de deslocamento no limite de proporcionalidade e resultados estatísticos.

Grupos experimentais	Médias e desvio padrão	Diferença estatística
técnica 1 técnica 2	(2,8 ± 0,5) x 10 <sup>-4</sup> m (2,7 ± 0,6) x 10 <sup>-4</sup> m	não
técnica 1 técnica 3	(1,9 ± 0,5) x 10 <sup>-4</sup> m (2,3 ± 0,3) x 10 <sup>-4</sup> m	não
técnica 1 técnica 4	(2,2 ± 0,8) x 10 <sup>-4</sup> m (2,1 ± 0,3) x 10 <sup>-4</sup> m	não

## 5. DISCUSSÃO

A utilização do pedículo vertebral, como local de ancoragem dos implantes utilizados para a fixação da coluna vertebral, representa um grande avanço técnico no âmbito desse segmento do aparelho locomotor, tendo sido desenvolvidos inúmeros sistemas de fixação utilizando esse princípio de fixação.

O pedículo vertebral oferece um forte ponto de união vertebral, possibilitando seu uso como porta de entrada de vários sistemas de instrumentação desenvolvidos recentemente (DICK, 1989; ESSES, 1989; LUQUE, 1980; STILLERMAN & MAIMAM, 1990).

A colocação de implantes no interior do pedículo vertebral é a base dessa técnica de fixação e muitos eventos relacionados com essa técnica ainda não estão muito bem elucidados, destacando-se entre eles o preparo do orifício do pedículo vertebral, no interior do qual os parafusos são introduzidos.

O pedículo vertebral é classicamente considerado como uma estrutura cilíndrica de osso cortical e preenchida por pequena quantidade de osso esponjoso, em cujas bordas mediais e inferiores se alojam as raízes dos nervos espinhais (SAILLANT, 1976).

No entanto, essa descrição clássica dessa porção da vértebra não corresponde à realidade, pois os cortes transversais mostram que os pedículos

têm forma oval e contêm pequena quantidade de osso cortical e abundante osso esponjoso em seu interior (KOTHE *et al.*, 1996).

Estudos morfométricos têm demonstrado essas características dos pedículos vertebrais e também que sua estrutura tridimensional é muito complexa e apresenta variações nos diferentes segmentos da coluna vertebral, não devendo ser considerado apenas como uma estrutura óssea cilíndrica (PANJABI *et al.*, 1997).

Durante o desenvolvimento da técnica de fixação pedicular, inicialmente o orifício do pedículo era preparado com brocas. Com o aperfeiçoamento das técnicas de osteossíntese a utilização do macheamento do canal foi introduzida. A utilização de sondas (probe) para preparo do orifício do pedículo é a técnica mais contemporânea e com muitos adeptos.

O objetivo principal do estudo realizado foi simular em nível laboratorial as técnicas rotineiramente utilizadas na prática cirúrgica, representadas pela utilização da broca, macheamento ou utilização de sondas. Contrastando com essas duas técnicas, a utilização de fio de Kirschner não é técnica tão difundida e foi introduzida para observar o comportamento dessa variável técnica desenvolvida pelo grupo de cirurgia de coluna do Departamento.

Na elaboração e planejamento do trabalho foi encontrada grande dificuldade para obtenção de espécimes de vértebras de cadáveres humanos, motivo pelo qual foram utilizadas vértebras de suínos. A grande dificuldade de

obtenção de vértebras de cadáveres humanos é fato que não pode deixar de ser mencionado e deve ser considerado no planejamento dos estudos dessa natureza. Essa dificuldade tem sido também mencionada e relatada por outros autores, sendo crescente a utilização de vértebras de animais para a realização de ensaios mecânicos.

A comparação entre as diferentes técnicas foi realizada de modo pareado (uma técnica de cada lado do pedículo), de modo minimizar as possíveis variáveis que pudessem interferir na análise dos resultados.

A análise dos valores oriundos dos ensaios mecânicos demonstrou, com relação à carga máxima média de arrancamento, que os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 2 (perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Nesta comparação estudamos a influência do macheamento no arrancamento do parafuso pedicular. Os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 3 (perfuração com fio de Kirschner, com macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Neste estudo comparativo verificamos a influência do fio de Kirschner, com macheamento, no arrancamento do parafuso. Os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 4 (perfuração com sonda, sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes,

sendo neste grupo comparativo verificado a influência da sonda, sem macheamento, no arrancamento do parafuso pedicular.

ANSELL & SCALES (1968) sugeriram que o macheamento proporciona maior resistência à fixação do que sem macheamento. Entretanto, seus dados experimentais revelaram pequenas diferenças na força de arrancamento para tais procedimentos, não demonstrando diferenças estatísticas significantes.

KORANY *et al.* (1970), não encontraram diferenças na resistência de fixação do parafuso com macheamento e sem macheamento, com resultados semelhantes ao obtido em nosso trabalho.

ZINDRICK *et al.* (1986 e 1987) estudaram diversos parâmetros em técnicas de colocação de parafusos. A otimização da força de arrancamento em parafusos fixados em pedículos vertebrais requer um estudo sistemático variando seu perfil de dentes (tipos de roscas), passo e diâmetro menor.

GEORGE *et al.* (1991) associaram as técnicas de preparação de furos para parafusos transpediculares aos efeitos da força de arrancamento em vértebras. Nenhuma diferença estatisticamente significante foi verificada na força de arrancamento utilizando broca ou sonda nos pedículos vertebrais de cadáveres humanos. Estes resultados foram semelhantes aos obtidos em nossos experimentos empregando-se vértebras de suínos.

A rigidez pode ser definida como a capacidade de resistir a deformação no regime elástico.

Em nossos estudos os resultados da rigidez foram obtidos através dos diagramas carga de arrancamento em função do deslocamento.

A análise dos valores oriundos dos ensaios mecânicos demonstrou com relação à rigidez média, que os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 2 (perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Nesta comparação estudamos a influência do macheamento na rigidez do parafuso pedicular e observamos que com ou sem macheamento, os valores da rigidez são próximos. No estudo comparativo da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 3 (perfuração com fio de Kirschner, com macheamento do canal pedicular) verificamos a influência do fio de Kirschner na rigidez do parafuso pedicular; a comparação dos valores não apresentou diferença estatisticamente significante. Ambas as técnicas utilizaram macheamento do canal do pedículo levando em conta somente à mudança no preparo do orifício. Os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 4 (perfuração com sonda sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, sendo que neste grupo verificou-se a influência da sonda na rigidez do parafuso pedicular.

A carga no limite de proporcionalidade é o valor máximo da carga proporcional ao deslocamento dentro da zona elástica. Esses valores foram obtidos nos diagramas carga de arrancamento em função do deslocamento.

A análise dos resultados dos ensaios mecânicos demonstrou com relação à carga média no limite de proporcionalidade, que os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 2 (perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Portanto, o macheamento não influenciou os valores da carga no limite de proporcionalidade. Os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 3 (perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Neste estudo comparativo verificamos a influência do fio de Kirschner, com macheamento, na carga média no limite de proporcionalidade. Os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 4 (perfuração com sonda sem macheamento do canal pedicular) não mostraram diferenças estatisticamente significantes, sendo verificado neste grupo comparativo a influência da sonda, sem macheamento, na carga média no limite de proporcionalidade do parafuso pedicular. O deslocamento máximo foi medido em função do valor da carga máxima lida no ensaio de arrancamento na

máquina universal de ensaio. A análise dos valores oriundos dos ensaios mecânicos demonstrou com relação ao deslocamento médio máximo, que os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 2 (perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Estes resultados demonstraram que o macheamento não influenciou no deslocamento máximo do parafuso pedicular. A comparação da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus à técnica 3 (perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular) também não apresentou diferença estatisticamente significante demonstrando que o fio de Kirschner não altera o deslocamento máximo do parafuso pedicular. Os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 4 (perfuração com sonda sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, sendo demonstrado neste estudo que o deslocamento máximo do parafuso pedicular não é influenciado pelo preparo do furo utilizando-se sonda.

O deslocamento no limite de proporcionalidade foi observado nos diagramas de carga de arrancamento em função do deslocamento. Nestes diagramas foram verificados os valores da carga e do deslocamento no limite de proporcionalidade.

A análise dos valores oriundos dos ensaios mecânicos demonstrou com relação a deslocamento no limite de proporcionalidade, que

os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) e da técnica 2 (perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Nesta comparação estudamos a influência do macheamento no deslocamento no limite de proporcionalidade do parafuso pedicular. Os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 3 (perfuração com broca sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Neste estudo comparativo verificamos a influência do fio de Kirschner, que não alterou o deslocamento no limite de proporcionalidade do parafuso pedicular. Os valores da técnica 1 (perfuração com broca e macheamento do canal pedicular) versus a técnica 4 (perfuração com sonda sem macheamento do canal pedicular) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, sendo estudado neste grupo comparativo, a influência da sonda no deslocamento no limite de proporcionalidade do parafuso pedicular.

Não foram encontrados dados na literatura relacionados à rigidez, carga no limite de proporcionalidade, deslocamento máximo e deslocamento no limite de proporcionalidade para comparar com os resultados obtidos nos ensaios realizados em nosso trabalho.

Por outro lado, a análise destes diferentes parâmetros mostra que a fixação do parafuso pedicular não é influenciada somente pelo preparo do

orifício, havendo a necessidade de estabelecer critérios e estudar outras propriedades que possam interferir na fixação destes parafusos pediculares.

## 6. CONCLUSÕES

Não foi observada diferença entre as técnicas de perfuração do pedículo vertebral quando foi comparada a técnica 1 com a demais técnicas estudadas (técnica 2, técnica 3 e técnica 4) na resistência ao arrancamento dos implantes.

## ANEXOS

- I. Carga máxima de arrancamento (pg.41-42).
- II. Rígidez (pg.43).
- III. Carga no limite de proporcionalidade (pg.44-45).
- IV. Deslocamento máximo (pg.46).
- V. Deslocamento no limite de proporcionalidade (pg.47-48).
- VI. Relatório estatístico (49-51).

## Carga Máxima de Arrancamento

### Grupo 1

VERT	T1      T2	
	C(N)	C(N)
1	456,19	402,29
2	501,76	488,236
3	824,474	829,668
4	693,35	947,66
5	409,346	466,186
6	622,594	475,594
7	600,936	815,458
8	597,8	590,744
9	679,924	735,392
10	245,882	405,524
MÉDIA	563,226	615,675
DESVPAD	<u>164,845</u>	<u>199,661</u>

## Carga Máxima de Arrancamento

### Grupo 2

VERT	T1      T3	
	C(N)	C(N)
1	428,652	624,456
2	418,518	452,858
3	385,336	695,996
4	319,774	299,684
5	210,210	284,984
6	699,132	457,660
7	464,324	552,916
8	422,380	694,134
9	408,268	352,996
10	236,670	166,208
MÉDIA	399,326	458,189
DESVPAD	135,275	182,669

## Carga Máxima de Arrancamento

### Grupo 3

<b>VERT</b>	<b>GRUPO 3</b>	
	<b>T1</b> <b>C(N)</b>	<b>T4</b> <b>C(N)</b>
<b>1</b>	207,956	271,656
<b>2</b>	443,548	510,286
<b>3</b>		
<b>4</b>	193,452	308,210
<b>5</b>	201,978	205,016
<b>6</b>	440,804	402,388
<b>7</b>	709,422	424,732
<b>8</b>	453,436	432,474
<b>9</b>	169,246	225,792
<b>10</b>	124,068	224,518
<b>MÉDIA</b>	327,101	333,897
<b>DESVPAD</b>	213,976	110,999

### Rigidez

#### Grupo 1

	T1 R(N/m)	T2 R(N/m)
1	225000	200000
2	200000	225000
3	285000	200000
4	350000	350000
5	475000	200000
6	125000	450000
7	430000	375000
8	225000	525000
9	200000	150000
10	150000	275000
média	266500	295000
desvpad	117096	124611

### Rigidez

#### Grupo 2

	T1 R(N/m)	T3 R(N/m)
1	200000	300000
2	375000	200000
3	225000	250000
4	250000	333000
5	350000	450000
6	350000	450000
7	150000	187500
8	225000	150000
9	125000	125000
10	175000	175000
média	242500	262050
desvpad	88231	118130

### Rigidez

#### Grupo 3

	T1 R/N/m)	T4 R(N/m)
1	150000	166000
2	250000	157000
3		
4	450000	300000
5	200000	300000
6	300000	175000
7	100000	90900
8	50000	162500
9	125000	100000
10	60000	75000
MÉDIA	187222	169600
DESVPAD	129304	82346

## Carga no limite de proporcionalidade

### Grupo 1

	T1 C(N)	T2 C(N)
1	420	460
2	560	400
3	500	730
4	580	420
5	720	410
6	320	760
7	680	600
8	620	820
9	400	380
10	220	420
MÉDIA	502	540
DESVPAD	161	171

## Carga no limite de proporcionalidade

### Grupo 2

	T1 C(N)	T3 C(N)
1	280	400
2	620	480
3	410	520
4	420	420
5	360	610
6	380	660
7	280	310
8	360	300
9	200	120
10	200	280
MÉDIA	351	410
DESVPAD	124	164

## Carga para Limite Proporcionalidade

### Grupo 3

	T1 C(N)	T4 C(N)
1	200	320
2	340	240
3		
4	710	440
5	380	380
6	380	280
7	180	220
8	160	300
9	180	200
10	120	260
MÉDIA	294	293
DESV PAD	185	77

### Deslocamento máximo

Grupo 1		
	T1 d(m) x 10 <sup>-4</sup>	T2 d(m) x 10 <sup>-4</sup>
1	3,1	5,1
2	3	2,9
3	2,9	5,2
4	4,5	2,5
5	3,4	3,3
6	4	3
7	2,9	4,5
8	8,1	2,9
9	2,2	2,5
10	2,7	3
média	3,68	3,49
desvpad	1,69	1,04

### Deslocamento máximo

Grupo 2		
	T1 d(m) x 10 <sup>-4</sup>	T3 d(m) x 10 <sup>-4</sup>
1	1,2	2,3
2	2,5	2,4
3	2,3	3,2
4	3,1	5,3
5	7	2,1
6	2,2	3,8
7	2,9	2,4
8	2,1	2,6
9	1,7	2,1
10	1,8	1,5
média	2,68	2,77
desvpad	1,62	1,09

### Deslocamento máximo

Grupo 3		
	T1 d(m)x 10 <sup>-4</sup>	T4 d(m)x 10 <sup>-4</sup>
1	4,4	2,5
2	3,5	3,1
3		
4	4	2,5
5	3,4	3,4
6	2,4	2,5
7	2,3	2,2
8	2,7	2,6
9	1,5	2,1
10	2,3	2,5
MÉDIA	2,94	2,60
DESVPAD	0,94	0,41

## Deslocamento no limite de proporcionalidade

	Grupo 1	
	T1	T2
	$dlp(m) \times 10^{-4}$	$dlp(m) \times 10^{-4}$
1	2,6	0,8
2	3,8	2,4
3	2,4	4,4
4	2,8	2,2
5	2,5	2,8
6	2,9	2,6
7	2,7	2,6
8	3,2	2,5
9	2,6	2,6
10	2,2	2,2
MÉDIA	2,7700	2,5100
DESVPAD	0,4547	0,8252

## Deslocamento no limite de proporcionalidade

	Grupo2	
	T1	T3
	$dlp(m) \times 10^{-4}$	$dlp(m) \times 10^{-4}$
1	2,2	1,7
2	2,6	3,5
3	2,3	3
4	2,3	2,3
5	1,1	1,9
6	1,7	2,4
7	2,2	1,9
8	1,7	3,8
9	1,6	1
10	1,2	1,9
MÉDIA	1,8900	2,3400
DESVPAD	0,5043	0,8631

## Deslocamento no limite de proporcionalidade

Grupo 3

	T1 dlp(m) x 10 <sup>-4</sup>	T4 dlp(m) x 10 <sup>-4</sup>
1	1,2	2,5
2	2,6	1,9
3		
4	2,6	2,3
5	4	2
6	2,1	2,4
7	2	2
8	2,2	2,4
9	2	2
10	1,2	1,6
MÉDIA	2,2111	2,1222
DESVPAD	0,8403	0,2949

## RELATÓRIO ESTATÍSTICO

O teste utilizado para esta situação será o teste não-paramétrico de Wilcoxon para amostras pareadas, pois foi feita uma medida de cada técnica de perfuração em cada vértebra.

Alternou-se o lado de cada vértebra para a aplicação de cada técnica a fim de balancear o experimento.

Deste modo anulamos as possíveis interferências de tipo e de lado de vértebra.

Adotaremos como nível de significância  $p \leq 0.05$ .

### **GRUPO 1**

#### **Carga máxima de arrancamento:**

	Média	Dp
Técnica 1	562.69	65.21
Técnica 2	615.68	199.66
$p = 0.33$	Não há diferença significativa entre as técnicas.	

#### **Rigidez:**

	Média	Dp
Técnica 1	267500.00	121455.00
Técnica 2	295000.00	24610.00
$p = 0.82$	Não há diferença significativa entre as técnicas.	

#### **Carga no limite de proporcionalidade:**

	Média	Dp
Técnica 1	502.00	160.68
Técnica 2	540.00	171.20
$p = 0.57$	Não há diferença significativa entre as técnicas.	

**Deslocamento máximo:**

	Média	Dp
Técnica 1	3.72	1.68
Técnica 2	3.49	1.04

p = 0.99 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Deslocamento no limite de proporcionalidade:**

	Média	Dp
Técnica 1	2.77	0.45
Técnica 2	2.71	0.63

p = 0.48 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**GRUPO2****Carga máxima de arrancamento:**

	Média	Dp
Técnica 1	397.14	136.33
Técnica 3	458.22	182.64

p = 0.33 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Rigidez:**

	Média	Dp
Técnica 1	242500.00	88231.07
Técnica 3	262050.00	118130.45

p = 0.33 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Carga no limite de proporcionalidade:**

	Média	Dp
Técnica 1	351.00	123.51
Técnica 3	410.00	164.25

p = 0.24 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Deslocamento máximo:**

	Média	Dp
Técnica 1	2.62	1.37
Técnica 3	2.77	1.09

p = 0.36 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Deslocamento no limite de proporcionalidade:**

	Média	Dp
Técnica 1	1.89	0.50
Técnica 3	2.34	0.86

p = 0.05\* Não há diferença significativa entre as técnicas.

**GRUPO 3****Carga máxima de arrancamento:**

	Média	Dp
Técnica 1	330.34	203.12
Técnica 4	328.97	105.80

p = 0.96 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Rigidez:**

	Média	Dp
Técnica 1	180833.00	136690.80
Técnica 4	168890.00	77892.01

p = 0.86 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Carga no limite de proporcionalidade:**

	Média	Dp
Técnica 1	294.44	184.74
Técnica 4	296.00	290.00

p = 0.67 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Deslocamento máximo:**

	Média	Dp
Técnica 1	2.74	1.05
Técnica 4	2.62	0.39

p = 0.72 Não há diferença significativa entre as técnicas.

**Deslocamento no limite de proporcionalidade:**

	Média	Dp
Técnica 1	2.21	0.84
Técnica 4	2.11	0.28

p = 0.99 Não há diferença significativa entre as técnicas.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANSELL, R.H.; SCALES, J.T. (1968). A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomech*, v.1, p.279-302.
- ARNOLD, D.M.; LONSTEIN, J.E. (1992). Pedicle fixation of the lumbar spine. State of the art reviews (Editorial). *Spine*, v.6, p.1.
- AWASTHI, D.; THOMAS, N. (2000). Pedicle screw placement. <http://www.medschool.lsumc.edu/Nsurgery/tlscrew.html>. 2 Jul.
- BECHTOL, C.O. (1959). Internal fixation with plates and screws. In: BECHTOL, C.O.; FERGUSON, A.B. JR, LAING, P.E. eds. *Metals and engineering in bone and joint surgery*. Baltimore, Williams & Wilkins. p.152-71.
- BERRY, J.L. et al. (1987). A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine*, v.12, p.362-7.
- BOUCHER, H.H. (1959). A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg*, v.41, p.248-59.
- BRUZE, S.W. et al. (1998). A biomechanical study of anterior thoraco lumbar screw fixation. *Spine*, v.23, n.17, p.1829-31.
- COTREL, Y.; DUBOUSSET, J.; GUILLAUMAT, M. (1988). New universal instrumentation in spinal surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.227, p.10-23.

- DICK, W. et al. (1985). A new device for internal fixation of the thoraco lumbar and lumbar spine fractures: the fixateur interne. *Paraplegia*, v.23, p.225-32.
- EGGLI, S. et al. (1992). Biomechanical testing of three newly developed transpedicular multisegmental fixation system. *Eur Spine J*, v.1, p.109-16.
- GEIGER, J.M.; UDOVIC, N.A.; BERRY, J.L. (1989). Bending and fatigue of spine plates and rods and fatigue of pedicle screws. *Proceedings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons Annual Meeting*.
- GEORGE, D.C. et al. (1991). Hole preparation techniques (drill versus probe) for transpedicular screws: effect upon pullout strength from human cadaveric vertebrae. *Spine*, v.16, p.181-4.
- HARRINGTON, P.R.; TULOS, H.S. (1969). Reduction of severe spondylolisthesis in children. *South Med J*, v.62, p.1-7.
- HOU, S.; HU, R.; SHI, Y. (1993). Ledicle morphology of the lower thoracic and lumbar spine in a chinese population. *Spine*, v.18, p.1850.
- KINNARD, P. et al. (1986). Roy-Camille plates in unstable spinal conditions: a preliminary report. *Spine*, v.11, p.131-5.
- KORANYI, E. et al. (1970). Holding power of orthopaedic screws in bone. *Clin Orthop*, v.72, p.283-6.
- KOTHE, R. et al. (1996). Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomical study. *Spine*, v.21, p.264-70.
- KRAG, M.H. (1991). Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review. *Spine*, v.16, n.3, p.584-99. mar. Suppl.

- KRAG, M.H.; VAN HAL, M.E.; BEYNNON B.D. (1989). Placement of transpedicular vertebral screws close to anterior vertebral cortex: description of methods. *Spine*, v.14, p.879-83.
- KRAG, M.H. et al. (1986). An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine: design and testing. *Clin Orthop*, v.203, p.75-98.
- KRAG, M.H. et al. (1988). Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *J Spinal Dis*, v.1, p.287-94.
- LAVASTE, F. (1977). Etude des implants rachidiens. *Mémoire de Biomechanique*. Thesis. Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers. Paris.
- LAVASTE, F. (1980). Biomechanique du rachis dorsolombaire. *Deuxieme Journees D'Orthopedie de la Pitie*, p.19-23.
- LIU, Y.K. et al. (1990). Fatigue life improvement of nitrogen-iron implanted pedicle screw. *Spine*, v.15, p.311-7.
- LUQUE, E.R. (1980). Unstable thoracic fractures: treatment alternatives and the neurosurgeon. *Clin Neurosurg*, v.27, p.624-40.
- MAGERL, F. (1983). Clinical application on the thoracolumbar junction and the lumbar spine. In: MEARS, D.C. ed. *External skeletal fixation*. Baltimore, Williams & Wilkins. Cap.10, p.553-75.

- MAGERL, F. (1984). Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin Orthop*, v.189, p.125-41.
- MELCONIAN, S. (2000). *Elementos de máquinas*. São Paulo, Editora Érica, 8.ed., 342p.
- MORAN, J.M. et al. (1989). Transpedicular screw fixation. *J Orthop Res*, v.7, p.107-14.
- OLSEWSKI, J.M. et al. (1990). Morphometry of the lumbar spine: anatomical perspectives related to transpedicular fixation. *J Bone Joint Surg (Am)*, v.72, p.541-9.
- PANJABI, M.M. et al. (1997). Complexity of the thoracic spine pedicle anatomy. *Eur Spine J*, v.6, p.19-24.
- PENNAL, M.C.; McDONALD, G.A.; DALE, C.G. (1964). A method of spinal fusion using internal fixation. *Clin Orthop*, v.35, p.86-94.
- PERREN, S.M. (1991). Basic aspects of internal fixation. In: MÜLLER, M.E. et al. *Manual of internal fixation. Techniques recommended by the AO-ASIF group*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag. Cap. 1, p.01-158.
- ROY-CAMILLE, R.; DEMEULENAERE, C. (1970). Ostéosynthèse du rachis dorsal, lombaire et lombo-sacré par plaque métalliques vissées dans le pédicules vertébraux et es apophyses articulaires. *Presse Med*, v.78, p.1447-8.
- ROY-CAMILLE, R.; SAILLANT, G.; MAZEL, C. (1986). Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop*, v.203, p.7-33.

SAILLANT, G. (1976). Étude anatomique des pédicules vertébraux. *Ver Chir Orthop*, v.62, p.151-60.

SCOLES, P.V. et al. (1988). Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life. *Spine*, v.13, p.1082-8.

SEEL, P.; COLLINS, M.; DOVE, J. (1988). Pedicle screw: axial pullout strength in the lumbar spine (briefly noted). *Spine*, v.13, p.1075-6.

SKINNER, R. et al. (1990). Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study. *Spine*, v.15, p.195-201.

STILLERMAN, C.; MAIMAN, D.J. (1990). Pedicle screw plate fixation of the lumbar spine. *Perspect Neurol Surg*, v.1, p.24-33, 1990.

ZINDRICK, M.R. et al. (1986). Biomechanical study of interpedicular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop*, v.203, p.99-111.

ZINDRICK, M.R. et al. (1987). Analysis of the morphometric characteristic of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine*, v.12, p.160-6.