

**INFLUÊNCIA DOS COMPONENTES DE UM SISTEMA
DE FIXAÇÃO VERTEBRAL NA ESTABILIDADE
BIOMECÂNICA**



RITA DE CASSIA BERNARDES DE SOUZA

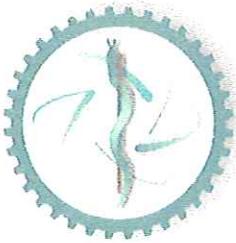
Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de mestre em Bioengenharia.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Helton L. A. Defino



31100040018

Ribeirão Preto
2001

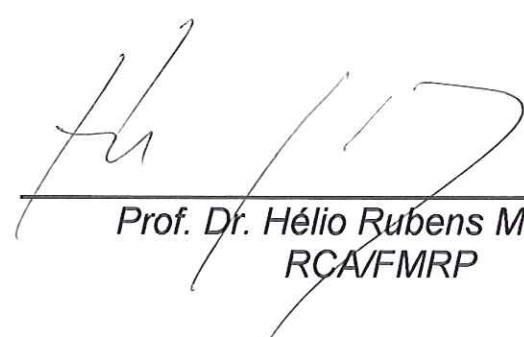


Universidade de São Paulo
Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos

**MEMBROS DA COMISÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DA
ALUNA RITA DE CÁSSIA BERNARDES DE SOUZA, APRESENTADA AO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES EM BIOENGENHARIA
EESC/FMRP/IQSC - USP**



Prof. Dr. Helton Luiz Aparecido Defino
Orientador – RAL/FMRP



Prof. Dr. Hélio Rubens Machado
RCA/FMRP



Dr. Antônio Carlos Shimano
RAL/FMRP

Agradecimentos Especiais

À mon mari, Denis et à Nala, pour tous les moments d'attente, pour la tendresse et dédication de toujours. Mon merci infini avec tout mon amour.

Aos meus pais, pela vida. À minha irmã Renata e sobrinhos Lucas e Gabriela, por todo o incentivo pessoal, profissional durante toda a vida, pelo carinho, respeito e amizade.

Ao Dr. Hélio R. Machado, Yara e filhos, meus maiores incentivadores na profissão, pela amizade e imenso carinho, meu mais profundo obrigada.

À dra. Pueli de Almeida, também grande amiga e incentivadora de toda minha vida pessoal e profissional, por todo o carinho e atenção de sempre, meu muito obrigada.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Helton L. A. Defino, pela orientação e oportunidade dadas durante a realização deste trabalho, pela paciência e gentileza durante os imprevistos, pelos ensinamentos, meu muito obrigado.

Ao Engenheiro Dr. Antônio C. Shimano, pela presença constante e grande ajuda durante toda a realização deste trabalho, pela orientação e dedicação, meu mais profundo respeito e obrigada por tudo.

Ao Prof. Dr. José B. P. Paulin, pela disponibilidade do laboratório de Bioengenharia.

Aos amigos Adriano, Eloísa, Cristiane, Marcos e Vitor pela ajuda imensa durante todo o tempo de mestrado e sobretudo pela amizade, obrigada.

Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia de Ribeirão Preto, Teresinha, Francisco (Chico), sr. Luiz Henrique e eng. Moro, por toda a ajuda nos procedimentos do trabalho prático, por todo o auxílio prestado à minha pessoa e pela convivência agradável, obrigada.

Às secretárias das Interunidades Bioengenharia de São Carlos, Janete e sra. Marielza, por toda a dedicação prestada no atendimento à minha pessoa.

Ao Prof. Dr. José L. Pereira, pela consideração, obrigada.

A todos os encontros acontecidos durante o tempo de mestrado e a amizade que deles resultou

Muito obrigado a todos que de alguma forma estiveram presentes na realização deste trabalho, direta ou indiretamente.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS.....	II
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	III
LISTA DE SÍMBOLOS	IV
RESUMO.....	V
ABSTRACT.....	VII
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Ensaio mecânico.....	8
1.2 Propriedades mecânicas	10
1.2.1 <i>Límite de proporcionalidade (Ponto A)</i>	11
1.2.2 <i>Límite máximo (Ponto C)</i>	11
1.2.3 <i>Rigidez</i>	11
1.2.4 <i>Energia absorvida na fase elástica (Resiliência)</i>	11
1.3 Objetivo.....	12
2 MATERIAL E MÉTODOS	13
2.1 Material.....	14
2.1.1 <i>Corpo de Prova (CDP)</i>	14
2.1.2 <i>Implantes</i>	15
2.2 Métodos	17
2.2.1 <i>Montagem dos corpos de prova com o sistema de fixação</i>	17
2.2.1.1 <i>Guia</i>	17
2.2.2 <i>Grupos experimentais</i>	19
2.2.3 <i>Ensaios Mecânicos</i>	21
2.2.3.1 <i>Ensaios mecânicos de Flexo-Compressão</i>	21
2.2.3.2 <i>Ensaios de Flexão Lateral</i>	23
2.2.4 <i>Análise Estatística</i>	24
3 RESULTADOS.....	25

3.1	Ensaio de flexo-compressão.....	25
3.1.1	<i>Momento fletor para deflexão de 1,5 mm.....</i>	28
3.1.2	<i>Rigidez</i>	29
3.1.3	<i>Energia</i>	30
3.2	Ensaio de Flexão Lateral	31
3.2.1	<i>Momento fletor para deflexão de 2,0mm.....</i>	33
3.2.2	<i>Rigidez</i>	34
3.2.3	<i>Energia</i>	35
4	DISCUSSÃO.....	36
5	CONCLUSÃO	42
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		43
ANEXOS.....		48

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Gráfico carga x deflexão a partir da qual são obtidas as principais propriedades mecânicas.	10
FIGURA 2 – Desenho ilustrando as especificações da evolução dos implantes segundo a NORMA recomendada para realização de testes biomecânicos.....	13
FIGURA 3 – Desenho dos corpos de prova em madeira.....	14
FIGURA 4 – Desenho dos implantes. Haste (A); sapata (B); Porca (C); Parafuso canulado com sapata (DI); Parafuso canulado sem sapata (DII); Parafuso não canulado sem sapata (DIII).	15
FIGURA 5 – Desenho da montagem do sistema de fixação, ilustrando a utilização (A) ou não das sapatas (B).	16
FIGURA 6 – Guia utilizado para a perfuração dos corpos de prova.....	17
FIGURA 7 – Desenho ilustrando a utilização do guia para perfuração dos corpos de prova.	18
FIGURA 8 – Desenhos ilustrando as montagens utilizadas no estudo: canulado com sapata (I); canulado sem sapata (II); não canulado sem sapata (III).....	20
FIGURA 9 – Fotografia ilustrando a realização do ensaio de flexo-compressão.....	22
FIGURA 10 – Fotografia ilustrando a realização do ensaio de flexão lateral.	24
FIGURA 11 – Comparação entre os valores médios do momento fletor para deflexão de 1,5m nos três tipos de montagem para o ensaio de flexo-compressão.....	28
FIGURA 12 – Comparação entre os valores médios da rigidez dos três tipos de montagem para o ensaio de flexo-compressão.....	29
FIGURA 13 – Comparação entre os valores médios da energia dos três tipos de montagem para o ensaio de flexo-compressão.....	30
FIGURA 14 – Comparação entre os valores médios do momento fletor para deflexão de 2mm dos três tipos de montagem para o ensaio de flexão lateral.....	33
FIGURA 15 - Comparação entre os valores médios da rigidez dos três tipos de montagem para o ensaio de flexão lateral.....	34
FIGURA 16 – Comparação entre os valores médios da energia dos três tipos de montagem para o ensaio de flexão lateral.....	35

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Valores do momento fletor para deflexão de 1,5mm do ensaio de flexo-compressão para os três tipos de montagens.....	26
TABELA 2 – Valores da rigidez do ensaio de flexo-compressão para os três tipos de montagens.....	26
TABELA 3 – Valores da energia do ensaio de flexo-compressão para os três tipos de montagens.....	27
TABELA 4 – Valores do momento fletor para deflexão de 2,0mm do ensaio de flexão lateral para os três tipos de montagem.	31
TABELA 5 – Valores da rigidez do ensaio de flexão lateral para os três tipos de montagem.....	32
TABELA 6 – Valores da energia do ensaio de flexão lateral para os três tipos de montagem.....	32

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CDP	-Corpos de Prova
CCS	-Canulados (ocos) Com Sapata
CSS	-Canulados (ocos) Sem Sapata
CT	-Tomografia Computadorizada
DP	-Desvio Padrão
E	-Constante de Elasticidade
IRM	-Imagen de Ressonância Magnética
LM	-Limite Máximo
LP	-Limite de Proporcionalidade
M	-Momento Fletor
NCSS	-Não Canulados (maciços) Sem Sapata
USP	-Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

θ	-Teta
Kgf	-Kilograma força
N	-Newton
J	-Joule
mm	-Milímetros
m	-Metro
N/m	-Newton por metro
N.m	-Newton \times metro

RESUMO

Com o objetivo de se estudar a estabilidade da resistência mecânica da fixação pedicular do segmento vertebral, foram realizados ensaios mecânicos de sistemas de fixação pedicular compostos por parafusos, hastes, sapatas e porcas, fabricados em titânio. Os ensaios foram flexo-compressão e flexão lateral, realizados na máquina universal de ensaio com a finalidade de se avaliar a influência da estrutura dos parafusos pediculares canulados (ocos) e não canulados (maciços) e a utilização ou não das sapatas na estabilidade de fixação do sistema. Os ensaios foram realizados na fase elástica, durante todo o tempo de aplicação das cargas.

Foram realizadas três combinações de cada ensaio, com troca dos parafusos e sapatas do seguinte modo: parafusos canulados com sapata (CCS), canulados sem sapata (CSS) e não canulados sem sapata (NCSS). Os corpos de prova foram confeccionados em madeira *mogno*, e foram ensaiadas dez montagens de cada combinação, para os dois tipos de ensaios. Os resultados dos ensaios permitiram o cálculo do momento fletor para os valores das deflexões máximas em cada ensaio, assim como a rigidez e a energia absorvida.

No ensaio de flexo-compressão, a análise de variância do momento fletor entre os grupos mostrou que não houve diferença significativa (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,447$); CSS x NCSS ($p=0,183$)). O mesmo resultado foi encontrado para a rigidez (CCS x CSS ($p=0,988$); CCS x NCSS ($p=0,500$); CSS x

NCSS ($p=0,272$)), e para a energia absorvida (CCS x CSS ($p=0,751$); CCS x NCSS ($p=0,673$); CSS x NCSS ($p=0,738$)).

No ensaio de flexão lateral, a análise de variância do momento fletor entre os grupos mostrou que não houve diferença significativa (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,883$); CSS x NCSS ($p=0,186$)). O mesmo resultado foi encontrado para a rigidez (CCS x CSS ($p=0,285$); CCS x NCSS ($p=0,957$); CSS x NCSS ($p=0,147$)), e para a energia absorvida (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,892$); CSS x NCSS ($p=0,182$)).

Palavras chaves: fixação pedicular, flexo-compressão, flexão lateral, biomecânica.

ABSTRACT

Mechanical tests of the pedicle fixation systems composed of screws, rods, devices and nuts, made of titanium were realised with the purpose of studying the stability of mechanical resistance of the pedicle fixation of vertebral segments. The tests were bending-compression and lateral flexion done in the universal machine of test aiming at analysing the influence of the structure of the hollowed pedicles screws and massy pedicles screws and the use or not of the devices in the stability of system fixation. The tests were carried out during the elastic phase, while the loads were being applied.

Three combinations of each test were carried out, exchanging the devices and screws in the following way: screws with a device (CCS), screws without a device (CSS) and massy screws without devices (NCSS). The implants were made of "mogno" and ten (10) specimens used for each combination for both kinds of tests. The results of the tests allowed the calculation of the bending moment for the value in the maximum deflection of each test as well as the stiffness and energy absorbed.

In test of bending compression, the analysis of variation of the bending moment among the groups showed that there was no difference (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,447$); CSS x NCSS ($p=0,183$)). The same result was found for the stiffness (CCS x CSS ($p=0,988$); CCS x NCSS ($p=0,500$); CSS x NCSS ($p=0,272$)), and the absorbed energy (CCS x CSS ($p=0,751$); CCS x NCSS ($p=0,673$); CSS x NCSS ($p=0,738$)).

In the flexion lateral, the analysis of the variation of the bending moment the groups showed no difference (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,883$); CSS x NCSS ($p=0,186$)). The same result was found for the stiffness (CCS x CSS ($p=0,285$); CCS x NCSS ($p=0,957$); CSS x NCSS ($p=0,147$), and the absorbed energy (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,892$); CSS x NCSS ($p=0,182$))).

Key words: pedicle fixation, bending-compression, lateral flexion.

1 INTRODUÇÃO

A coluna vertebral é uma couraça segmentada, cujos segmentos dispõem-se de forma a impedir as forças agressoras, deslocando-se para qualquer direção. É constituída de vértebras cervicais, torácicas, lombares, sacrais e o cóccix.

Os choques são amortecidos devidos à presença da elasticidade dos discos intervertebrais, através do núcleo pulposo que age como mola resistindo a compressão, a natureza esponjosa das vértebras e a presença de curvaturas normais (FRACCAROLI, 1981).

A perfeita integridade do disco intervertebral é fundamental para a biomecânica da coluna, pois participa de sua estabilização e flexibilidade e, junto com o corpo vertebral, resiste às forças de compressão. O corpo vertebral constitui-se de apófises, lâminas, tubérculos, orifício vertebral e pedículos. Os corpos vertebrais são submetidos à força de compressão na posição de pé. Eminências ósseas (um processo espinhoso e dois transversos por vértebra) ancoram ligamentos e músculos e são submetidos à força de tração. A musculatura participa com muita importância da estabilização e forma da coluna e é responsável pelos movimentos de flexão, extensão, lateralização e rotação. A coluna vertebral possui três funções biomecânicas mais importantes: eixo de suporte do corpo, proteção da medula e raízes nervosas e eixo de movimentação do corpo (KNOPLICH, 1995; GREVE & AMATUZZI, 1999).

A região toraco-lombar é um dos locais mais comuns de lesão da coluna.

A artrodese é o procedimento cirúrgico mais empregado no tratamento das patologias ortopédicas e traumáticas da coluna vertebral, devido às características anatômicas e fisiológicas desse segmento do aparelho locomotor. Enquanto a restauração da superfície articular e a estabilidade para realização da função são objetivos no tratamento dos membros, na coluna vertebral a restauração da congruência articular não é possível e é por meio da artrodese que se procura obter a estabilidade necessária para suporte de cargas, com a finalidade de se evitar colocar em risco a integridade das estruturas nervosas adjacentes.

A utilização isolada do enxerto ósseo, que é fundamental na realização da artrodese vertebral, não tem capacidade alguma de correção das deformidades vertebrais, pois não bloqueia os movimentos até que a integração óssea ocorra, apresentando índices inaceitáveis de pseudoartrose, principalmente quando a área da artrodese abrange vários segmentos vertebrais. Esses fatores estimularam a procura e o desenvolvimento de técnicas e métodos de fixação da coluna vertebral, com o objetivo de atenuar ou eliminar as limitações do uso isolado de enxerto ósseo.

Os relatos mais remotos de fixação interna da coluna vertebral datam de 1891 com Berthold Hadra em Galveston e Fritz Lange em 1909, em Munique. O próximo grande avanço no âmbito da cirurgia da coluna vertebral ocorreu com o desenvolvimento das hastes de Harrington, em 1962 (HARRINGTON, 1962; SHIMANO et al., 1998).

Até a metade da década de 1930, os cirurgiões não dispunham de implantes biocompatíveis para fixação da coluna vertebral e os implantes usados até então apresentavam problemas, sendo a maioria removida antes de completar sua função.

O início da utilização sistemática de implantes na fixação vertebral ocorreu após o desenvolvimento do aço inoxidável no final da década de 30.

Foi então, que os primeiros a fixadores internos para tratamento das fraturas vertebrais foram idealizados. O mais recente avanço nos sistemas de fixação vertebral ocorreu com a utilização de parafusos pediculares, que possuem a propriedade de suportar cargas em todas as direções e com isto, grandes vantagens biomecânicas (SHIMANO et al., 1998).

KING em 1948, foi o primeiro a descrever a colocação do parafuso, paralelo à borda inferior da lâmina e perpendicular às facetas articulares da vértebra lombar, evitando um pós-operatório prolongado com imobilização externa.

A década de 80 marcou o aparecimento de diferentes sistemas de fixação pedicular, devido suas vantagens em relação às técnicas convencionais. Uma das vantagens é que a técnica não invade o canal neural, como ocorre com outros tipos de implantes, além de oferecer estabilidade tridimensional, permitindo a fixação de um número menor de vértebras e melhor controle das forças que atuam na correção das deformidades (KRAM et al., 1986; LUQUE, 1986).

Baseando-se em experiências com pacientes tratados com fixadores internos, pode-se dizer que as vantagens biomecânicas oferecidas pela técnica de fixação transpedicular são grandes.

Podemos citar aqui, outras vantagens da técnica de fixação vertebral: o pedículo como sendo o local mais resistente da vértebra, por isso o uso do parafuso através dele, a facilidade de acesso cirúrgico via posterior, a deambulação precoce no pós-operatório, a redução do período de repouso no pós-operatório e eliminação do suporte externo no pós-operatório, objetivos estes, influenciados pela evolução das

técnicas de osteossíntese dos membros. Como desvantagens da técnica, podemos citar: implantação do parafuso em vértebras com osteoporose, o uso limitado em determinados níveis da coluna, como torácica baixa e lombar, a necessidade do conhecimento profundo da anatomia local e habilidade para implantação dos parafusos nos pedículos (AN, 2001).

A região vertebral mais favorável para implantação do parafuso é a região lombar, devido ao maior diâmetro dos pedículos. Os implantes pediculares podem também ser empregados na região torácica, mas com cautela, devido às menores dimensões dos pedículos e proximidade com estruturas neurais (SCOLES et al., 1988; KIM et al., 1994).

Existem no comércio, diferentes formas e tamanhos de parafusos disponíveis, variando de 4,5mm a 7,0mm de diâmetro, incluindo parafusos corticais e esponjosos, canulados (ocos) e não canulados (maciços). A técnica de colocação desses implantes é variável entre os autores em diferentes trabalhos. As complicações intra-operatórias surgem devido à complexidade anatômica e as variações no formato do pedículo. As falhas da fixação em geral, resultam de técnica imprópria, como parafusos mal posicionados, quebra do pedículo ou tamanho e comprimento inadequados do parafuso (WEINSTEIN et al., 1992).

O pedículo vertebral é o ponto de ligação entre as partes posterior e anterior da vértebra. Os elementos posteriores (processo transverso, lâmina, processo arterial superior e inferior) convergem para o pedículo, portanto toda força transmitida desses elementos ao corpo vertebral passa pelo pedículo. A colocação de parafusos através dos pedículos fornece controle da vértebra toda (KRAM et al., 1986; ZINDRICK et al, 1987).

O aparecimento destes novos sistemas de fixação envolveu não somente o desenvolvimento de novos implantes e instrumentais, mas também novos conceitos biomecânicos, com tópicos ainda não totalmente elucidados (DEFINO et al., 1996).

A introdução do parafuso pedicular iniciou um novo desenvolvimento para a cirurgia da coluna. Este tipo de parafuso abriu a possibilidade para a instrumentação segmentar da coluna mais estável. Atualmente o uso do parafuso pedicular em patologias da coluna torácica, lombar e sacral é o procedimento padrão para cirurgias de correção, estabilização de deformidade e instabilidade da coluna (STREMPEL et al., 1996).

A fixação com parafusos pediculares para lesões instáveis da coluna toraco-lombar é relativamente nova. O objetivo da fixação vertebral transpedicular é manter a estabilidade até que a cicatrização adequada tenha ocorrido (LYNN et al., 1997).

Os estudos de fixação interna da coluna são freqüentemente relatados onde são providenciados a estabilidade imediata dos locais da lesão na coluna. No passado, a instrumentação desenvolvida, além da correção de deformidades escolióticas, era usada para estabilizar as fraturas da coluna. Atualmente, o uso de novas técnicas são designados especialmente para propor a estabilidade do trauma e a evitar a degeneração da coluna. Novos projetos (técnicas e materiais) estão sendo testados biomecanicamente antes de iniciar a aplicação clínica (PANJABI et al., 1988).

A utilização deste método proporcionou, num primeiro momento, estabilidade às vértebras que até então não podiam resistir a muitos tipos de cargas. Os primeiros autores nos Estados Unidos a descreverem este método de fixação com parafusos transpediculares foram HARRINGTON & TULLOS (1969), para reduzir

espondilolistese, mas foi ROY-CAMILLE (1986) na França, quem desenvolveu primeiramente a parte prática do método de fixação com parafusos pediculares, associando-o com a placa dando maior rigidez à fixação vertebral. BOUCHER (1959), foi o primeiro a implantar o parafuso no pedículo. LUQUE (1986), utilizou o sistema de haste e parafuso pedicular no tratamento de diferentes patologias vertebrais. Segundo os autores KRAG et al. (1986), o envolvimento de um número menor de níveis vertebrais na artrodese tem um importante papel biológico na preservação de tecidos moles (KRAG, 1986; KABINS, 1996).

A técnica utilizando o fixador interno pode ser aplicada numa simples fratura de compressão completa ou incompleta, fratura de rotação, fratura-deslocamento e deslocamento puro. O fixador interno promove não somente a estabilização do sistema, mas também é a ferramenta em uso na cirurgia da coluna (DICK, 1987).

A fixação interna da coluna com parafusos pediculares, particularmente da coluna lombar, tem-se tornado um procedimento de escolha na cirurgia espinhal no tratamento de espondilolistese, pseudoartrose, instabilidade em laminectomias, fraturas instáveis, metástases tumorais associadas com dores, instabilidades e déficits neurológicos. A vantagem da fixação com parafusos pediculares nestes casos, é a estabilidade com curtos segmentos de fusão, mantendo a mobilidade dos segmentos normais adjacentes (EBRAHEIN et al., 1994).

A segunda vantagem do fixador interno é que além da fixação ser curta, facilita a redução anatômica de fraturas e reconstrução da lordose lombar. Devido sua versatilidade, as indicações para seu uso podem ser estendidas não só para lesões

vertebrais não traumáticas envolvendo um ou dois segmentos, mas também para escolioses degenerativas da coluna lombar no adulto.

O fixador interno é um novo instrumento para cirurgia posterior da coluna. No tratamento cirúrgico da coluna lombar e toraco-lombar, o fixador interno oferece várias vantagens. O princípio biomecânico do fixador interno, depende do ângulo de estabilidade de conexão do parafuso, permitindo que a instrumentação seja restrita à vértebra imediatamente adjacente à fratura, evitando a inclusão de um número maior de vértebras, deixando os segmentos vertebrais normais fora da área a ser artrodesada.

ASHMAN et al. (1989), usaram diferentes implantes, todos usando parafusos pediculares para fixação vertebral e foram examinados no modelo de corporectomia para determinar: 1) a estabilidade relativa de cada construção; 2) a fadiga gerada no implante durante a carga; 3) a suscetibilidade de fadiga relativa de cada implante. Os resultados indicaram que a estabilidade axial relativa e a estabilidade de torção foram similares em todos os implantes testados. A fadiga medida na origem do parafuso pedicular foi testada até o limite de tolerância do aço inoxidável, onde em alguns sistemas, o parafuso pedicular era fixado rigidamente nas placas. A fixação com parafuso transpedicular permite a fixação interna da coluna para um grande número de enfermidades, incluindo instabilidade por trauma, tumor, espondilolistese, níveis múltiplos de laminectomia e artrite degenerativa. Esta técnica é particularmente usada quando elementos posteriores são inadequados para fixação por ganchos ou fios sublaminares, permitindo o uso da técnica através de curtos segmentos espinhais com ganchos tradicionais e sistemas tipo haste.

Vários tipos de sistemas de parafusos pediculares tem sido utilizado na fusão da coluna lombar. Muitos sistemas são feitos de aço inoxidável, com interferência em imagens técnicas especialmente imagem de ressonância magnética (IRM) e tomografia computadorizada (CT). EBRAHEIN et al. (1994), em suas pesquisas, estudaram o uso do sistema de fixação em titânio na coluna lombar. Por não haver sistemas de parafusos pediculares no mercado, utilizaram o sistema correntemente usado em fraturas do fêmur. Foi concluído que os implantes de titânio na forma de placas e parafusos pediculares tiveram uma função importante na estabilidade da coluna toraco-lombar.

O titânio em técnicas de fixação quando comparado ao aço inoxidável, permite o uso da IRM no pós-operatório com distorção mínima da imagem. Acredita-se que o titânio possa ser mais resistente para a corrosão em relação ao aço inoxidável.

1.1 Ensaio mecânico

As propriedades mecânicas de um material podem ser determinadas por meio de ensaios, e estes, podem ser destrutivos e não destrutivos. Os destrutivos são ensaios que promovem a ruptura ou a inutilização do material e, os não destrutivos são ensaios utilizados para a determinação de algumas propriedades físicas do material. Os ensaios destrutivos podem ser: ensaios de tração, impacto, flexão, torção, fadiga, compressão e outros. Os ensaios não destrutivos podem ser: os ensaios com raios X, ultra-som, e outros (SOUZA, 1982).

Os ensaios também são classificados de acordo com a velocidade de aplicação das cargas em estáticos, quando a velocidade de aplicação das cargas é baixa e dinâmicos, quando as cargas são aplicadas com altas velocidades. Dentre os ensaios estáticos estão os ensaios de tração, compressão, torção, cisalhamento e flexão e, dentre os ensaios dinâmicos, estão os ensaios de fadiga e impacto (HOLANDA, 1999).

Geralmente, o ensaio é realizado num corpo de prova com formas e dimensões padronizadas, para que os resultados possam ser comparados ou reproduzidos.

Os ensaios mecânicos são realizados pela aplicação, em um material, de um dos tipos de esforços possíveis (tração, compressão, flexão, torção e cisalhamento), para determinar a resistência do material a cada um dos esforços.

A escolha do ensaio mecânico mais interessante ou mais adequado para cada tipo de material depende, do material, dos tipos de esforços que esse material vai sofrer e das propriedades mecânicas que se deseja medir. O ensaio mecânico de materiais envolve a aplicação de forças conhecidas e medida da deformação produzida (SOUZA, 1982).

Em ensaios envolvendo esforços combinados como flexão e compressão, geralmente registra-se a carga ou momento fletor e as deflexões envolvidas. Com os valores da carga ou momento fletor e as deflexões obtidas dos ensaios, pode-se construir a curva carga x deflexão ou momento fletor x deflexão. A partir destas curvas, podem ser obtidas as principais propriedades mecânicas dos materiais.

1.2 Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas definem o comportamento de um material quando sujeito a esforços de natureza mecânica e correspondem às propriedades que, num determinado material, determinam a sua capacidade de transmitir e resistir aos esforços aplicados, sem romper ou sem que se produzam deformações incontroláveis (CHIAVERINI, 1979).

Com dados obtidos dos ensaios de flexo-compressão ou flexão lateral, pode-se construir um gráfico carga x deflexão, com a carga representada no eixo das ordenadas e a deflexão nas abscissas (FIGURA 1). A partir de gráficos como este, pode-se calcular as propriedades mecânicas do material.

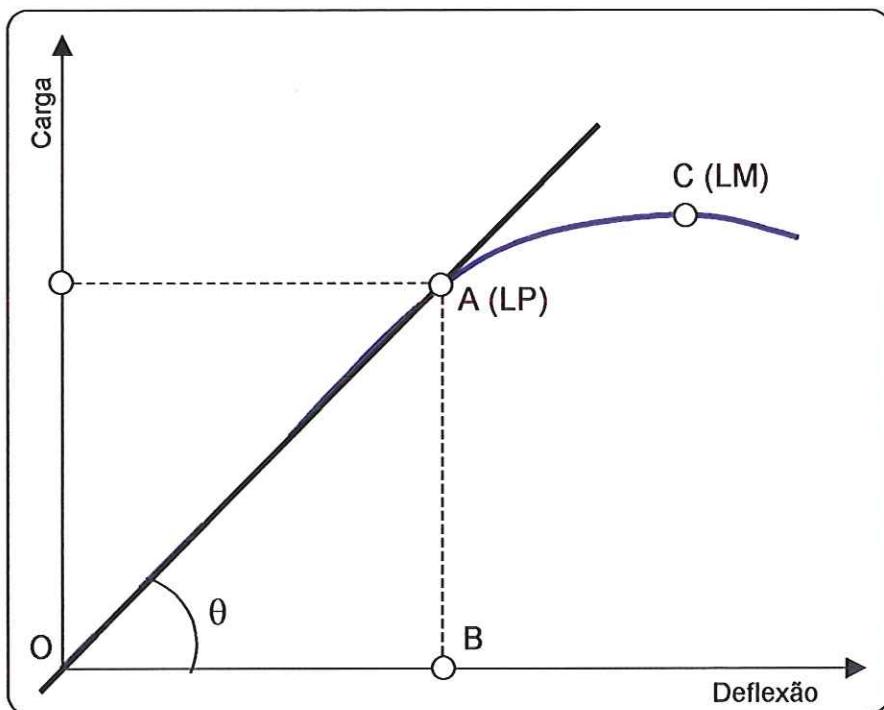


FIGURA 1 – Gráfico carga x deflexão a partir da qual são obtidas as principais propriedades mecânicas.

1.2.1 Limite de proporcionalidade (Ponto A)

O limite de proporcionalidade é identificado como sendo o último ponto onde se encontra o segmento linear do gráfico carga x deflexão. Para determinar o limite de proporcionalidade é traçada uma reta a partir do início da curva, seguindo sua inclinação para a identificação do último ponto inserido na reta. Este é o limite de proporcionalidade.

1.2.2 Limite máximo (Ponto C)

O limite máximo é o maior valor da carga e deflexão observados em cada ensaio até o rompimento do material.

1.2.3 Rígidez

A rigidez é obtida pelo cálculo da tangente do ângulo formado pela reta que representa a inclinação da curva carga x deflexão na região linear com a horizontal (FIGURA 1), dada pela equação:

$$R = \operatorname{tg} \theta = \frac{AB}{BO}$$

1.2.4 Energia absorvida na fase elástica (Resiliência)

A energia é dada pelo cálculo da área do triângulo OAB, abaixo da reta AO (carga x deflexão) (FIGURA 1).

1.3 Objetivo

O objetivo deste estudo foi a realização de ensaios mecânicos de flexo-compressão e flexão lateral para observar a influência sobre a estabilidade mecânica da utilização de parafusos canulados (ocos) e não canulados (maciços) e também o uso ou não das sapatas para a fixação das hastes no sistema de fixação vertebral, utilizando-se montagens em corpos de prova de madeira.

2 MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização das montagens dos corpos de prova como modelo experimental de fixação vertebral, seguiu-se a NORMA recomendada para testes biomecânicos com medidas e angulações constantes. NORMA estabelecida: ISSO/TC 150/SC 5/WG 2. Document N 107 (Part 2^a) page 32 (Estatic And Fatigue Test Methods For Spinal Implant Assemblies Using Corporectomy Models) (FIGURA 2).

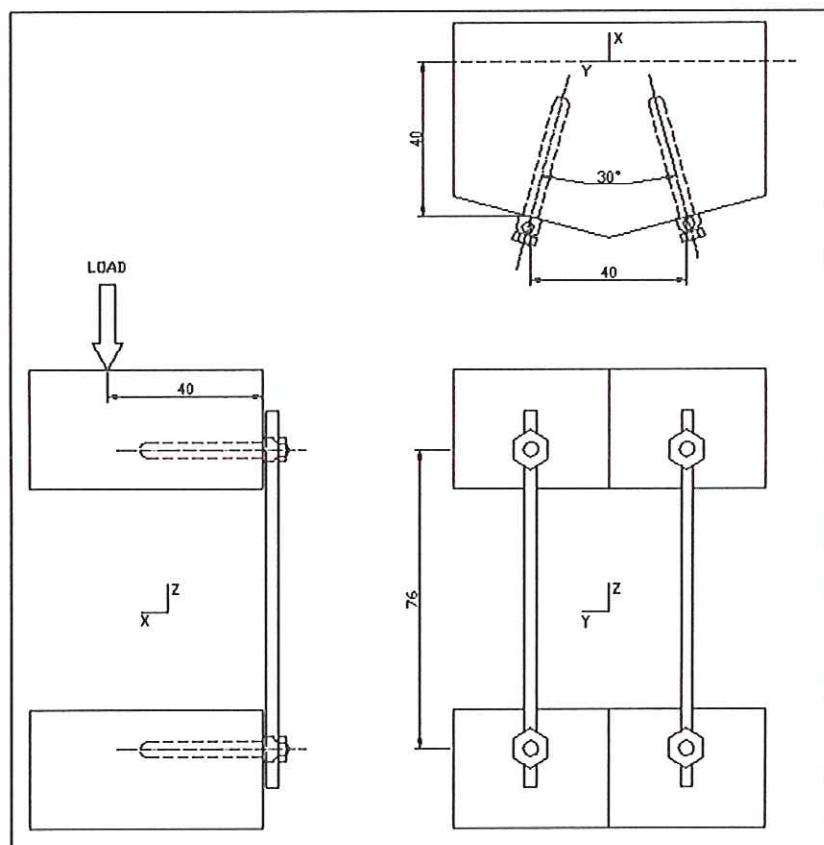


FIGURA 2 – Desenho ilustrando as especificações da evolução dos implantes segundo a NORMA recomendada para realização de testes biomecânicos.

2.1 Material

2.1.1 *Corpo de Prova (CDP)*

Foram confeccionados na marcenaria do Campus de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP), 60 sessenta corpos de prova em madeira *mogno*, para simular as vértebras, durante a realização dos ensaios mecânicos.

Os corpos de prova tinham um formato cilíndrico de 55mm de diâmetro e 95mm de comprimento. A partir desta configuração, 30 corpos de prova, que constituíram a parte inferior tiveram uma redução no diâmetro em uma de suas extremidades, para possibilitar o encaixe no acessório da Máquina Universal de Ensaios (FIGURA 3).

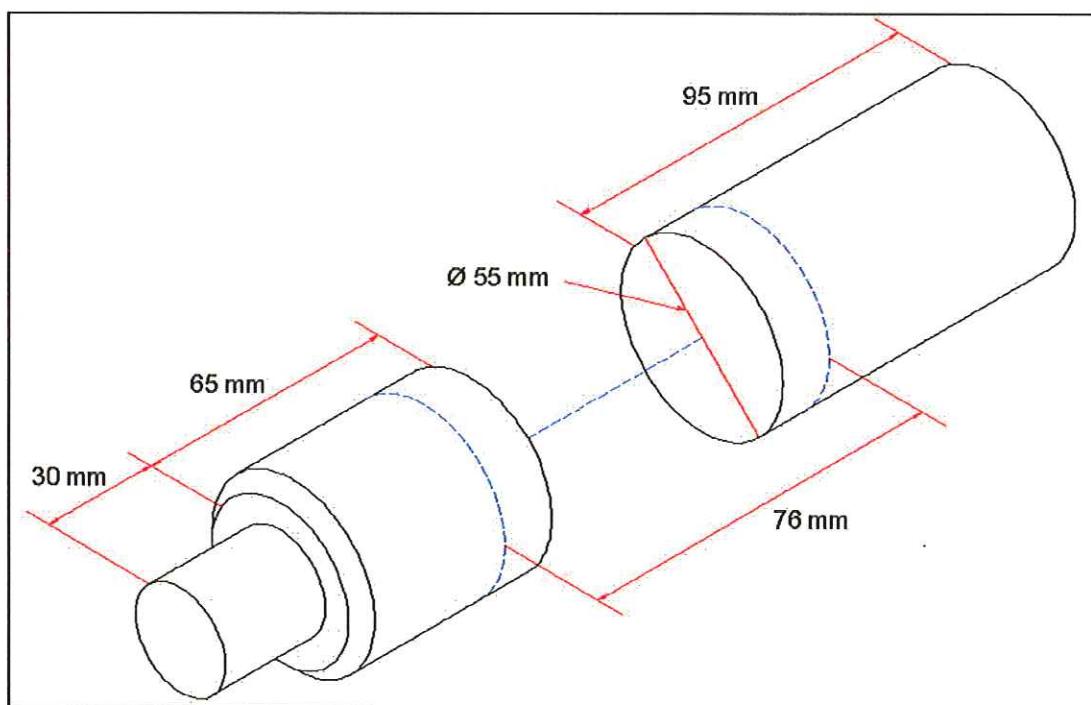


FIGURA 3 – Desenho dos corpos de prova em madeira.

2.1.2 *Implantes*

Os implantes utilizados no estudo foram:

- a) Hastes (FIGURA 4-A);
- b) Sapatas (FIGURA 4-B);
- c) Porcas (FIGURA 4-C);
- d) Parafusos canulados (ocos) com sapata (FIGURA 4-DI);
- e) Parafusos canulados (ocos) sem sapata (FIGURA 4-DII);
- f) Parafuso não canulado (maciços) sem sapata (FIGURA 4-DIII);

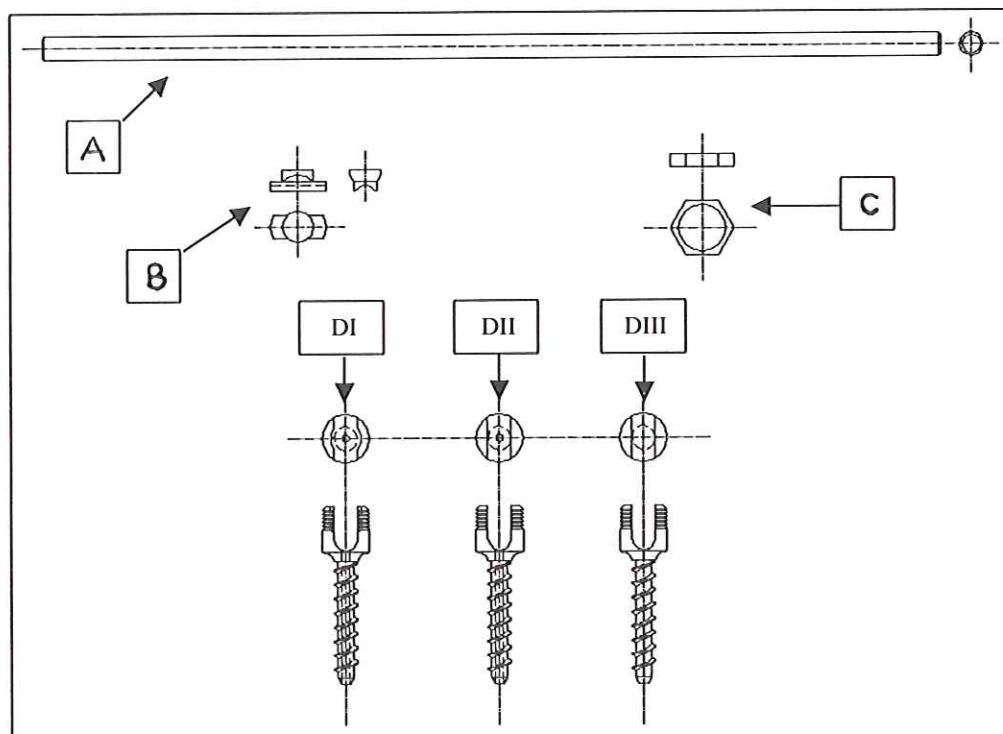


FIGURA 4 – Desenho dos implantes. Haste (A); Sapata (B); Porca (C); Parafuso canulado com sapata (DI); Parafuso canulado sem sapata (DII); Parafuso não canulado sem sapata (DIII).

A superfície externa das hastes era áspera com a finalidade de aumentar o atrito na fixação entre parafusos e porcas. O diâmetro das hastes utilizadas foi de 5mm, o comprimento variou de 90 a 150mm.

Os parafusos utilizados foram de 6mm de diâmetro e 30mm de comprimento.

As sapatas, são dispositivos utilizados para uma melhor adaptação das hastes e melhor acomodação no aperto das porcas na fixação.

As montagens destes implantes no sistema de fixação vertebral, com a utilização ou não das sapatas, estão ilustradas na FIGURA 5.

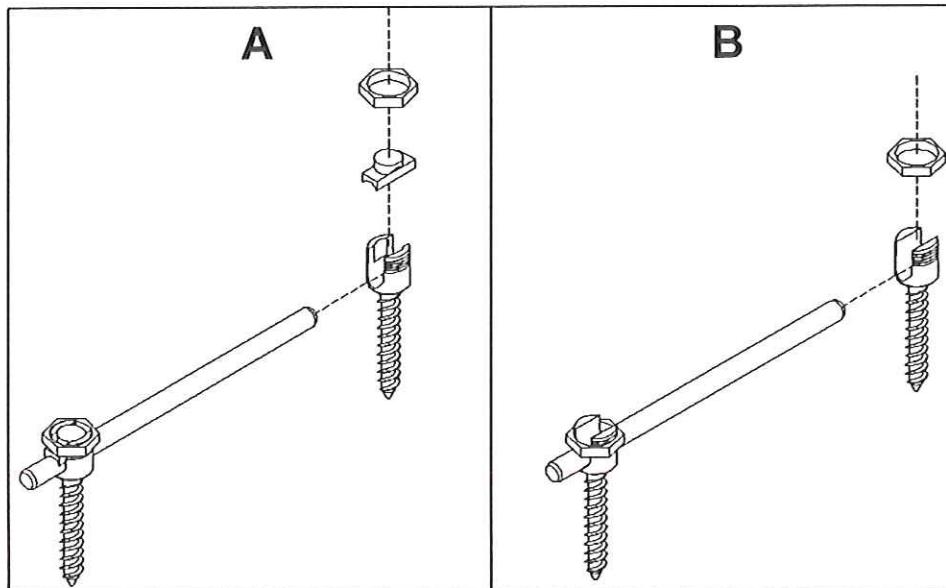


FIGURA 5 – Desenho da montagem do sistema de fixação, ilustrando a utilização (A) ou não das sapatas (B).

2.2 Métodos

2.2.1 Montagem dos corpos de prova com o sistema de fixação

2.2.1.1 Guia

Para a realização da perfuração dos modelos em madeira e introdução dos implantes, foi confeccionado um guia, com a finalidade de minimizar os erros do experimento.

O guia constituiu-se de um bloco de madeira com 55mm de diâmetro e configuração cilíndrica com 46mm de comprimento. Em região aleatória foi fixada uma placa em metal com quatro dispositivos laterais angulados a 30° graus para que os furos dos parafusos no corpo-de-prova tivessem já uma medida correta segundo a NORMA (FIGURA 6).

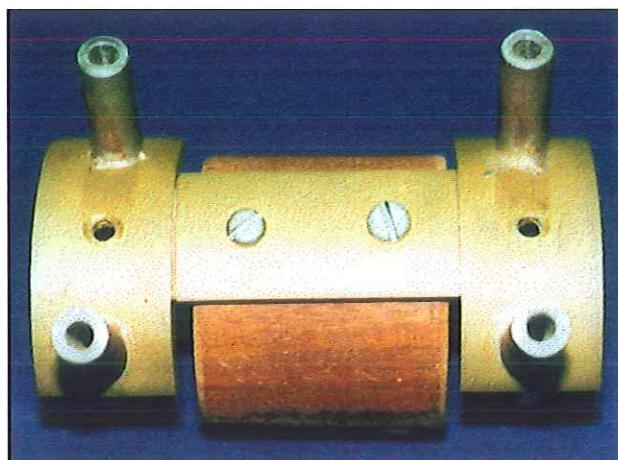


FIGURA 6 – Guia utilizado para a perfuração dos corpos de prova.

Com o guia pronto, as montagens puderam se dar em séries e de forma padronizada, pois bastava encaixar cada porção do corpo de prova de cada lado do guia, fixar o conjunto na morsa e furar a madeira com furadeira e broca de 3/8", dando a medida exata do corpo do parafuso.

Os parafusos foram aplicados formando um ângulo de 30° entre si. A distância no sentido transversal foi de 40mm e, no sentido longitudinal de 76mm. A perfuração nos corpos de prova foi realizada com broca 3/8" e 40mm de comprimento, a distância entre os corpos de prova foi de 46 mm, conforme a NORMA (FIGURA 7).

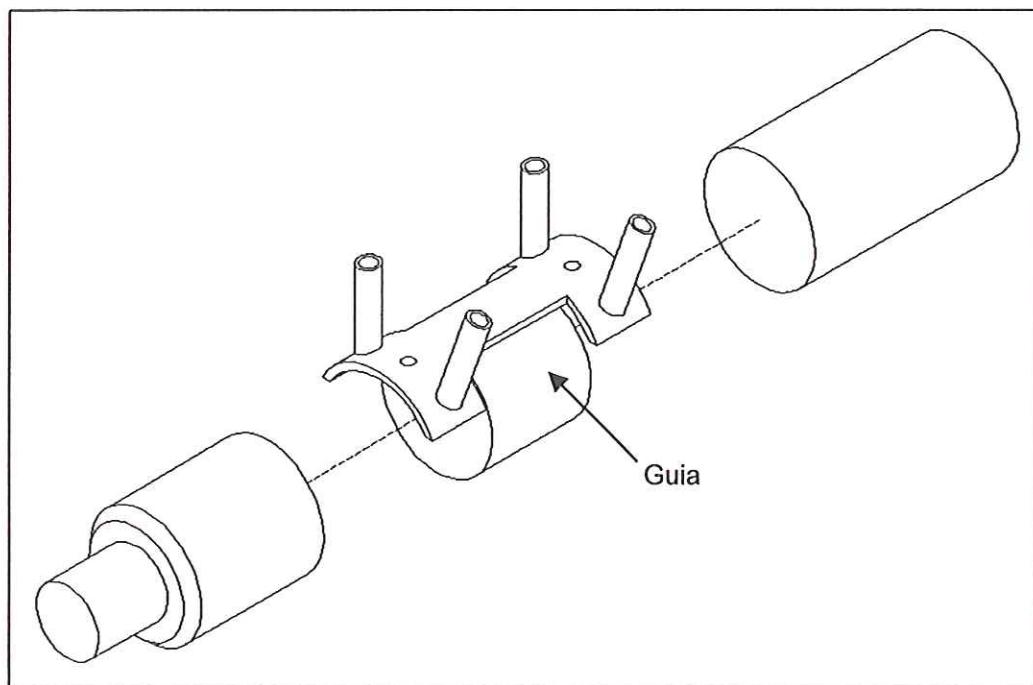


FIGURA 7 – Desenho ilustrando a utilização do guia para perfuração dos corpos de prova.

A morsa impedia o movimento do sistema e com a ajuda do guia podia-se furar as quatro laterais do corpo de prova com as medidas pré-determinadas. Após

furada a madeira, o guia era retirado, ficando apenas os corpos-de-prova fixos à morsa onde os parafusos eram fixados já com angulação correta. Posteriormente a parte inferior do guia foi utilizada para manter a distância entre os corpos de prova durante a colocação das hastes, sapatas e das porcas. O aperto das porcas era realizado de maneira que todo o sistema de fixação do corpo de prova ficasse o mais padronizado possível.

2.2.2 Grupos experimentais

Com a finalidade de avaliar-se os diferentes parâmetros relacionados com o sistema de fixação pedicular, foram elaborados diferentes grupos experimentais nos quais, os implantes foram aplicados de acordo com a metodologia acima descrita.

Foram formados os seguintes grupos experimentais:

Grupo I - utilizou-se parafusos canulados (ocos) com sapatas para a fixação das hastes (CCS) (FIGURA 8-I);

Grupo II - utilizou-se parafusos canulados (ocos) sem sapata para a fixação das hastes (CSS) (FIGURA 8-II);

Grupo III - utilizou-se parafusos não canulados (maciços) sem sapatas para a fixação das hastes (NCSS) (FIGURA 8-III);

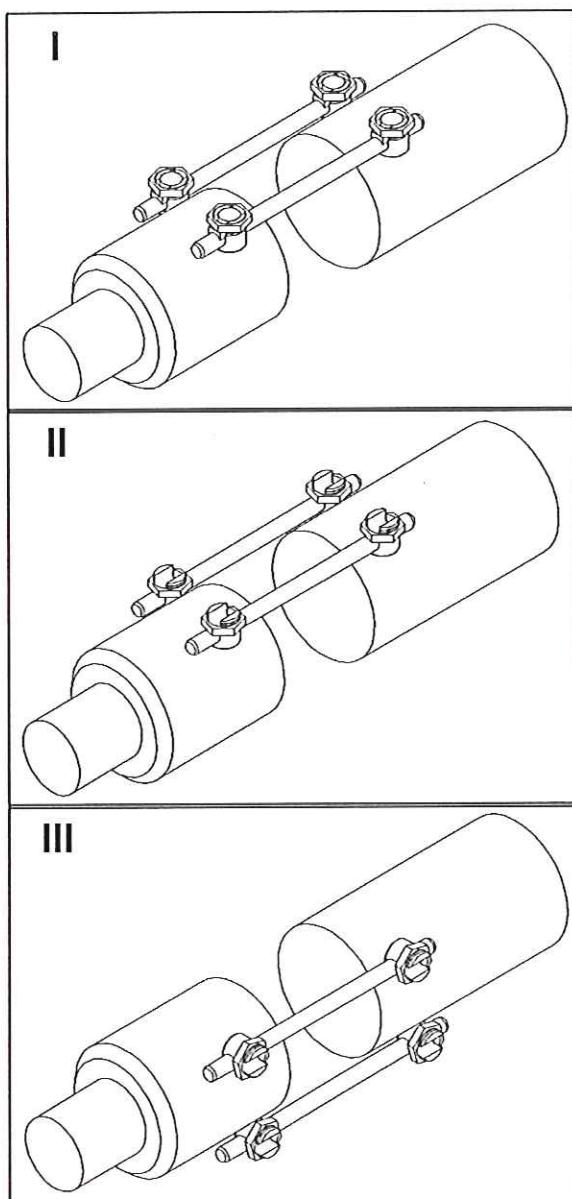


FIGURA 8 – Desenhos ilustrando as montagens utilizadas no estudo: canulado com sapata (I); canulado sem sapata (II); não canulado sem sapata (III).

Cada grupo foi formado por um conjunto de dez corpos de prova, que foram submetidos aos ensaios mecânicos, tendo sido realizados dois ensaios mecânicos em cada corpo de prova: ensaios de flexo-compressão e flexão lateral.

2.2.3 *Ensaios Mecânicos*

Foram realizados ensaios mecânicos de flexo-compressão e flexão lateral, tendo sido utilizada a máquina universal de ensaio do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP) da Universidade de São Paulo (USP). Para a medida da carga aplicada, foi utilizada uma célula de carga Kratos® modelo KM com capacidade de 200 kgf, ligada a uma ponte de extensometria Sodmex®, modelo CAE 201, para a leitura dos valores da carga aplicada. As deformações foram medidas por um relógio comparador Mytutoyo® para incrementos de 0,02mm nos ensaios de flexo-compressão e 0,05mm para os ensaios de flexão lateral. Para a realização dos testes mecânicos os corpos de prova foram fixados na morsa, juntamente com o guia, para determinar-se a colocação exata dos furos com 30° graus de angulação, segundo a NORMA.

Após as montagens prontas, as mesmas eram ensaiadas em: ensaios de flexo-compressão e ensaios de flexão lateral.

2.2.3.1 *Ensaios mecânicos de Flexo-Compressão*

Para os ensaios de flexo-compressão, os corpos de prova dos três grupos experimentais tiveram uma medida de 40mm (braço de alavanca), para a aplicação de carga para os ensaios, medida esta padronizada pela NORMA como paralela e oposta à colocação do sistema de fixação.

A célula de carga foi de 200kgf, a pré-carga de 1kgf, o tempo de acomodação foi de 1min e velocidade de aplicação de carga de 0,35mm/min em segunda marcha.

As montagens foram colocadas na máquina universal de ensaio na posição vertical. A célula de carga foi colocada exatamente em cima da medida do braço de alavanca (FIGURA 9).

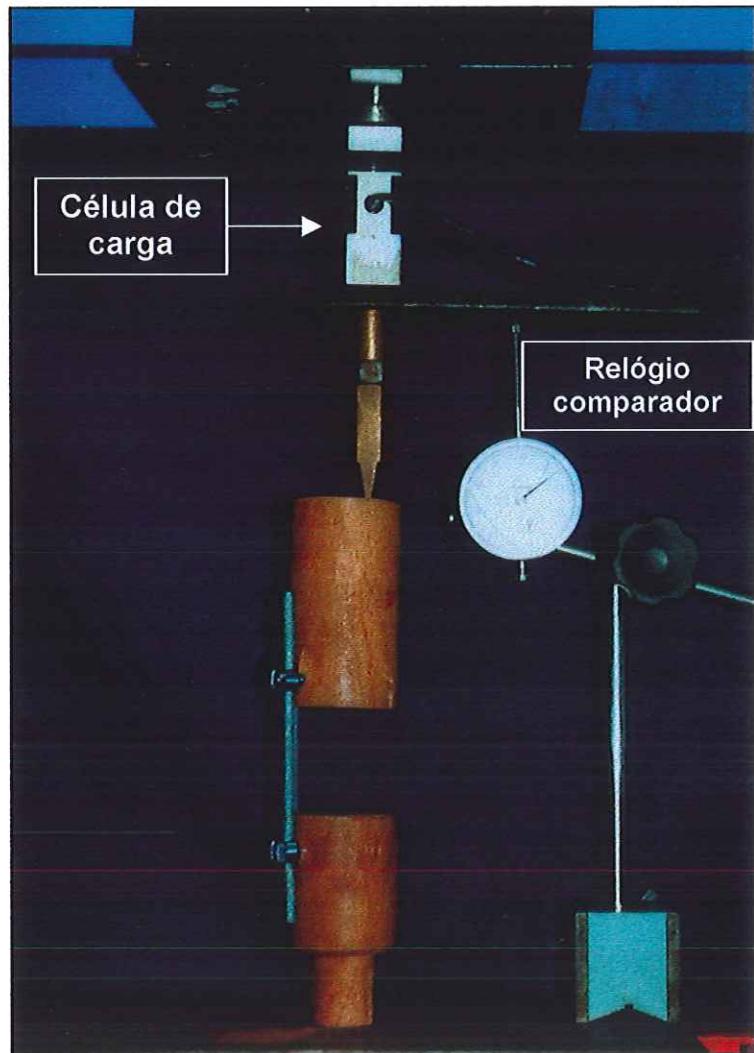


FIGURA 9 – Fotografia ilustrando a realização do ensaio de flexo-compressão.

2.2.3.2 *Ensaios de Flexão Lateral*

Para os ensaios de flexão lateral, os corpos de prova dos três grupos experimentais tiveram uma medida de 180mm (braço de alavanca) para a aplicação da carga para os ensaios.

Os modelos, foram colocadas na máquina universal de ensaio horizontalmente e não apoiadas com a parte que realiza a conexão encaixada no dispositivo da máquina. A célula de carga foi colocada na medida do braço de alavanca e foi de 200kgf, a pré-carga de 1kgf, o tempo de acomodação foi de 1min, a velocidade de aplicação da carga foi de 1mm/min em primeira marcha (FIGURA 10).

As propriedades mecânicas avaliadas foram: momento fletor, para o valor máximo na deflexão de cada ensaio, rigidez e energia absorvida até o limite do ensaio obtidas a partir da curva carga x deflexão.

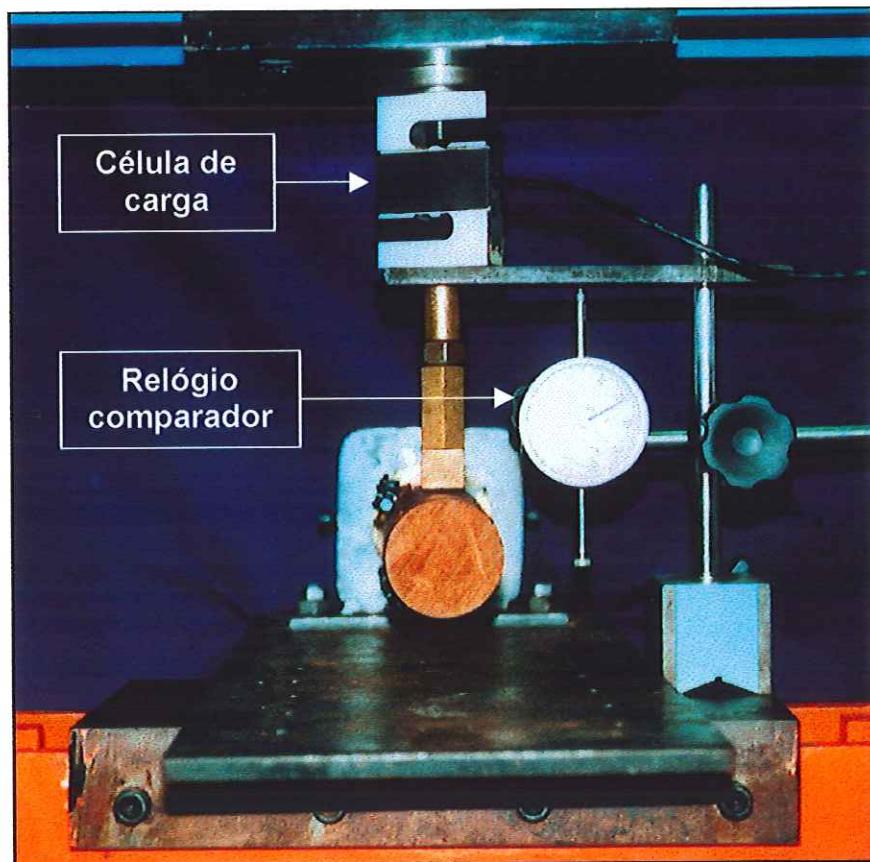


FIGURA 10 – Fotografia ilustrando a realização do ensaio de flexão lateral.

As propriedades mecânicas avaliadas foram: momento fletor, rigidez e energia absorvida até o limite do ensaio, obtidas a partir da curva carga x deflexão.

2.2.4 Análise Estatística

As propriedades mecânicas obtidas nos ensaios mecânicos foram submetidas às seguintes análises estatísticas, ANOVA para comparação simultânea entre os três grupos e, o método de Student-Newman-Keuls para comparação entre pares de grupos. Para as análises foi utilizado o programa *SigmaStat® v.2.03*, com nível de significância de 5%.

3 RESULTADOS

Os resultados dos três grupos experimentais são apresentados em conjunto com o objetivo de facilitar a comparação entre eles.

Foram obtidos os resultados do momento fletor para uma deflexão de 1,5mm nos ensaios de flexo-compressão e 2,0mm para ensaios de flexão lateral, assim como a rigidez e energia absorvida, obtidas da curva carga x deflexão, para os dois tipos de ensaios e com os três tipos de montagens realizadas: Canulado com sapata (CCS), canulado sem sapata (CSS) e não canulado sem sapata (NCSS).

3.1 Ensaio de flexo-compressão

Nos ensaios de flexo-compressão, não houve diferença significativa entre os grupos ensaiados para o momento fletor, rigidez e energia absorvida.

A TABELA 1 apresenta os valores do momento fletor para deflexão de 1,5mm para os ensaios de flexo-compressão, obtidas a partir da curva carga x deflexão para os dez corpos de prova ensaiados.



TABELA 1 – Valores do momento fletor para deflexão de 1,5mm do ensaio de flexo-compressão para os três tipos de montagens.

<i>Momento fletor para deflexão de 1,5mm (N.m)</i>			
	<i>canulado c/ sapata</i>	<i>canulado s/ sapata</i>	<i>não canulados s/ sapatas</i>
1	246,82	261,63	325,20
2	275,17	297,83	300,28
3	277,03	255,65	391,52
4	258,10	274,29	254,37
5	324,42	231,12	246,23
6	295,28	219,74	305,48
7	273,80	287,04	255,75
8	301,85	286,75	250,45
9	303,33	300,28	316,37
10	290,67	275,46	316,18
Média	284,65	268,98	296,18
Desvio Padrão	23,04	27,11	45,72

A TABELA 2 apresenta os valores de rigidez para os ensaios de flexo-compressão, obtidas a partir da curva carga x deflexão para os dez corpos de prova ensaiados.

TABELA 2 – Valores da rigidez do ensaio de flexo-compressão para os três tipos de montagens.

<i>Rigidez ($\times 10^3$ N/m)</i>			
	<i>canulado c/ sapata</i>	<i>canulado s/ sapata</i>	<i>não canulados s/ sapatas</i>
1	144,05	184,36	225,26
2	149,66	210,93	217,86
3	195,19	174,36	270,93
4	153,99	193,94	172,58
5	218,43	156,20	162,86
6	203,37	159,17	217,01
7	197,16	185,85	166,77
8	202,39	197,10	171,25
9	214,98	223,51	226,22
10	187,71	183,48	181,74
Média	186,70	186,89	201,25
Desvio Padrão	27,44	20,98	35,50

A TABELA 3 apresenta os valores da energia para os ensaios de flexo-compressão, obtidas a partir da curva carga x deflexão para os dez corpos de prova ensaiados.

TABELA 3 – Valores da energia do ensaio de flexo-compressão para os três tipos de montagens.

	<i>Energia (x10⁻³J)</i>		
	canulado c/ sapata	canulado s/ sapata	não canulados s/ sapatas
1	177,91	189,60	236,84
2	199,02	216,02	218,37
3	200,63	184,38	284,88
4	186,30	274,29	183,42
5	235,96	166,43	177,68
6	214,10	157,45	222,34
7	198,73	208,14	184,46
8	219,11	207,71	180,48
9	220,14	218,00	229,92
10	210,65	199,24	199,24
Média	206,26	202,13	211,76
Desvio Padrão	17,20	32,44	33,84

3.1.1 Momento fletor para deflexão de 1,5 mm

O momento fletor para deflexão de 1,5mm do ensaio de flexo-compressão para o grupo de parafusos canulados com sapata foi $(284,65 \pm 23,04)$ N, para os parafusos canulados sem sapata foi $(268,98 \pm 27,11)$ N e para o grupo de parafusos não canulados sem sapata foi $(296,18 \pm 45,07)$ N (FIGURA 11). Na comparação simultânea dos três grupos, não houve diferença significativa ($P=0,208$). E, entre os grupos, também não houve diferença significativa (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,447$); CSS x NCSS ($p=0,183$)).

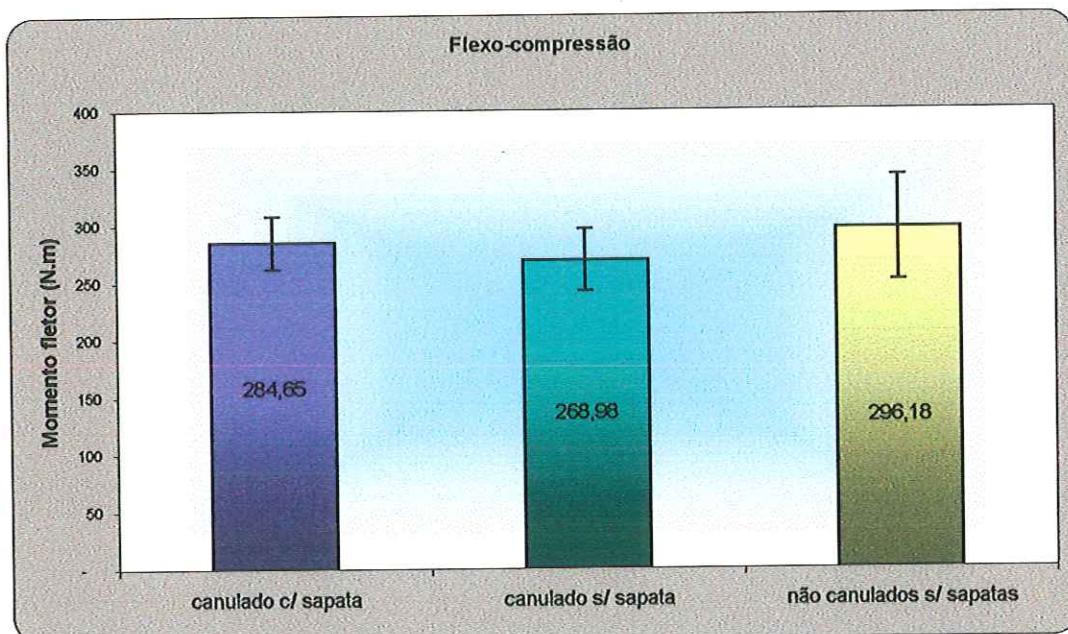


FIGURA 11 – Comparação entre os valores médios do momento fletor para deflexão de 1,5m nos três tipos de montagem para o ensaio de flexo-compressão.

3.1.2 Rigidez

A rigidez no ensaio de flexo-compressão para o grupo de parafusos canulados com sapata foi $(186,70 \pm 27,44) \times 10^3$ N/m, para os parafusos canulados sem sapata foi $(186,89 \pm 20,98) \times 10^3$ N/m e para o grupo de parafusos não canulados sem sapata foi $(201,25 \pm 35,50) \times 10^3$ N/m (FIGURA 12). Na comparação simultânea dos três grupos, não houve diferença significativa ($P=0,438$). E, entre os grupos, também não houve diferença significativa (CCS x CSS ($p=0,988$); CCS x NCSS ($p=0,500$); CSS x NCSS ($p=0,272$)).

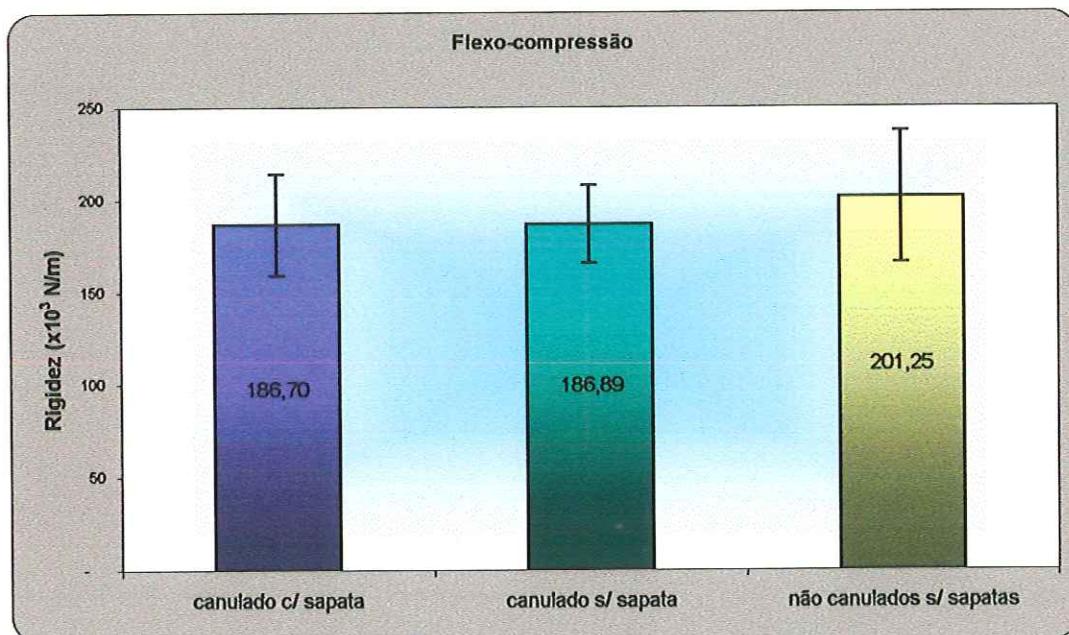


FIGURA 12 – Comparação entre os valores médios da rigidez dos três tipos de montagem para o ensaio de flexo-compressão.

3.1.3 Energia

A energia no ensaio de flexo-compressão para o grupo de parafusos canulados com sapata foi $(206,26 \pm 17,20) \times 10^{-3}$ J, para os parafusos canulados sem sapata foi $(202,13 \pm 32,44) \times 10^{-3}$ J e para o grupo de parafusos não canulados sem sapata foi $(211,76 \pm 33,84) \times 10^{-3}$ J (FIGURA 13). Na comparação simultânea dos três grupos, não houve diferença significativa ($P=0,757$). E, entre os grupos, também não houve diferença significativa (CCS x CSS ($p=0,751$); CCS x NCSS ($p=0,673$); CSS x NCSS ($p=0,738$)).

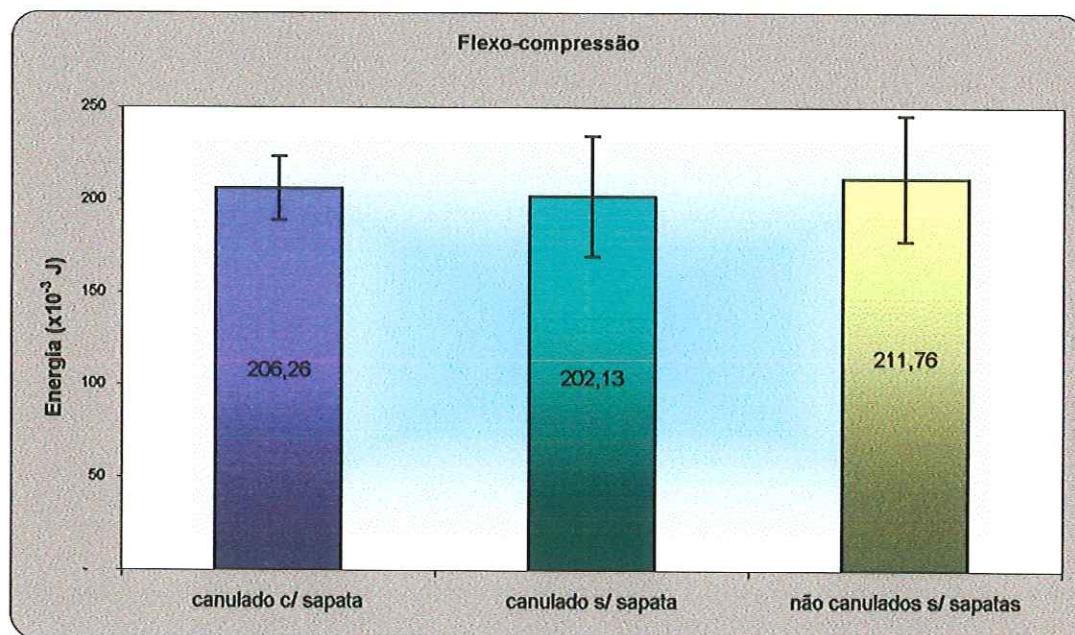


FIGURA 13 – Comparação entre os valores médios da energia dos três tipos de montagem para o ensaio de flexo-compressão.

3.2 Ensaio de Flexão Lateral

Nos ensaios de flexão lateral, não houve diferença significativa entre os grupos ensaiados para o momento fletor, rigidez e energia absorvida.

A TABELA 4 apresenta os valores de momento fletor para deflexão de 2,0mm para os ensaios de flexão lateral, obtidas a partir da curva momento fletor x deflexão, para os dez corpos de prova ensaiados.

TABELA 4 – Valores do momento fletor para deflexão de 2,0mm do ensaio de flexão lateral para os três tipos de montagem.

<i>Momento fletor para deflexão de 2,0mm (N.m)</i>			
	<i>canulado c/ sapata</i>	<i>canulado s/ sapata</i>	<i>não canulados s/ sapatas</i>
1	11,83	10,08	13,63
2	10,65	11,07	11,09
3	11,76	9,11	10,10
4	11,88	10,07	11,46
5	10,75	8,07	10,58
6	9,69	7,98	9,32
7	12,10	8,05	9,89
8	9,34	11,16	9,20
9	10,31	12,73	11,07
10	9,73	10,81	10,82
Média	10,80	9,91	10,72
Desvio Padrão	1,03	1,60	1,28

A TABELA 5 apresenta os valores da rigidez para os ensaios de flexão lateral, obtidas a partir da curva carga x deflexão para os dez corpos de prova ensaiados.

TABELA 5 – Valores da rigidez do ensaio de flexão lateral para os três tipos de montagem.

	<i>Rigidez (x10³ N/m)</i>		
	canulado c/ sapata	canulado s/ sapata	não canulados s/ sapatas
1	6,24	5,40	7,41
2	5,76	5,89	7,41
3	6,38	4,58	5,74
4	7,25	5,26	5,77
5	5,97	3,98	5,32
6	4,95	3,79	4,75
7	6,23	4,33	5,18
8	4,70	5,73	4,68
9	5,33	6,88	5,89
10	5,01	5,68	5,45
Média	5,78	5,15	5,76
Desvio Padrão	0,79	0,97	0,96

A TABELA 6 apresenta os valores da energia para os ensaios de flexão lateral, obtidas a partir da curva carga x deflexão para os dez corpos de prova ensaiados.

TABELA 6 – Valores da energia do ensaio de flexão lateral para os três tipos de montagem.

	<i>Energia (x10⁻³J)</i>		
	canulado c/ sapata	canulado s/ sapata	não canulados s/ sapatas
1	10,95	9,20	12,75
2	9,77	10,19	10,21
3	10,88	8,23	9,22
4	11,00	9,19	10,58
5	9,87	7,19	9,77
6	8,81	7,10	8,44
7	11,22	7,17	9,01
8	8,46	10,28	8,32
9	9,43	11,85	10,19
10	8,85	9,93	9,94
Média	9,92	9,03	9,84
Desvio Padrão	1,03	1,60	1,28

3.2.1 Momento fletor para deflexão de 2,0mm

O momento fletor para deflexão de 2,0mm do ensaio de flexão lateral para o grupo de parafusos canulados com sapata foi $(10,80 \pm 1,03)$ N, para os parafusos canulados sem sapata foi $(9,91 \pm 1,60)$ N e para o grupo de parafusos não canulados sem sapata foi $(10,72 \pm 1,28)$ N (FIGURA 14). Na comparação simultânea dos três grupos, não houve diferença significativa ($P=0,269$). E, entre os grupos, também não houve diferença significativa (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,883$); CSS x NCSS ($p=0,186$)).

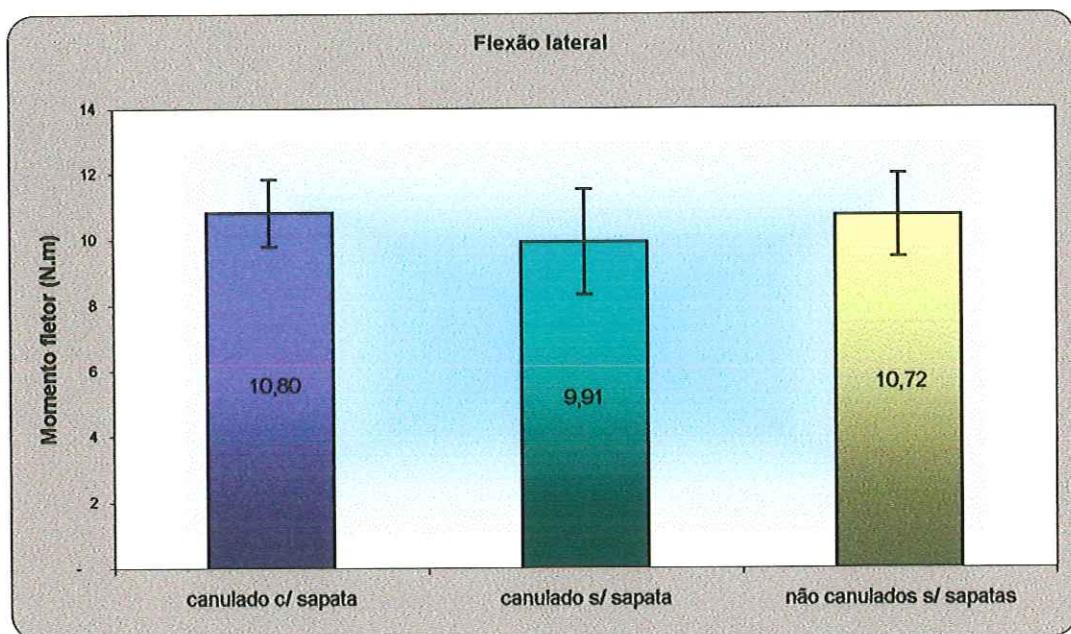


FIGURA 14 – Comparação entre os valores médios do momento fletor para deflexão de 2mm dos três tipos de montagem para o ensaio de flexão lateral

3.2.2 Rigidez

A rigidez no ensaio de flexão lateral para o grupo de parafusos canulados com sapata foi $(5,78 \pm 0,79) \times 10^3$ N/m, para os parafusos canulados sem sapata foi $(5,15 \pm 0,97) \times 10^3$ N/m e para o grupo de parafusos não canulados sem sapata foi $(5,76 \pm 0,96) \times 10^3$ N/m (FIGURA 15). Na comparação simultânea dos três grupos, não houve diferença significativa ($P=0,232$). E, entre os grupos, também não houve diferença significativa (CCS x CSS ($p=0,285$); CCS x NCSS ($p=0,957$); CSS x NCSS ($p=0,147$)).

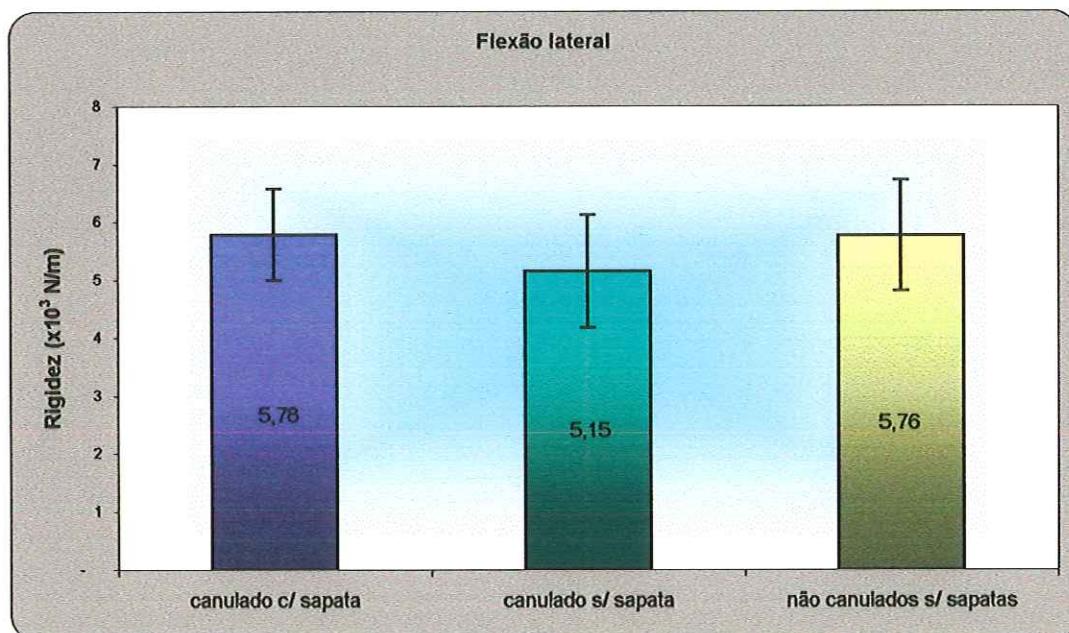


FIGURA 15 - Comparaçao entre os valores médios da rigidez dos três tipos de montagem para o ensaio de flexão lateral.

3.2.3 Energia

A energia no ensaio de flexão lateral para o grupo de parafusos canulados com sapata foi $(9,92 \pm 1,03) \times 10^{-3}$ J, para os parafusos canulados sem sapata foi $(9,03 \pm 1,60) \times 10^{-3}$ J e para o grupo de parafusos não canulados sem sapata foi $(9,84 \pm 1,28) \times 10^{-3}$ J (FIGURA 16). Na comparação simultânea dos três grupos, não houve diferença significativa ($P=0,267$). E, entre os grupos, também não houve diferença significativa (CCS x CSS ($p=0,304$); CCS x NCSS ($p=0,892$); CSS x NCSS ($p=0,182$)).

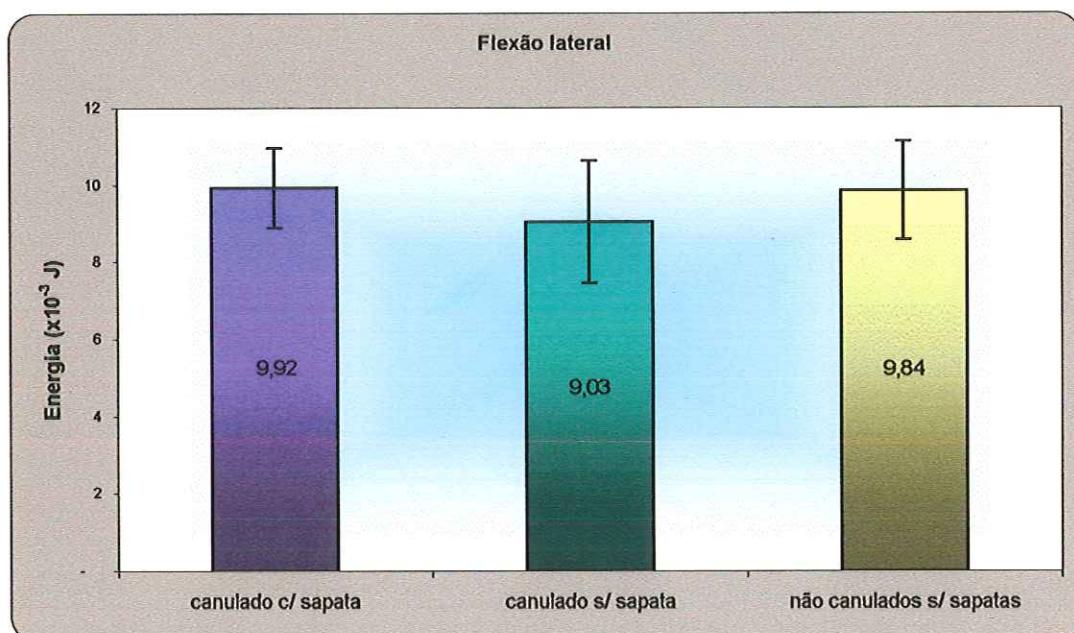


FIGURA 16 – Comparação entre os valores médios da energia dos três tipos de montagem para o ensaio de flexão lateral.

4 DISCUSSÃO

Para o estudo das estruturas corporais, o conhecimento de suas propriedades biomecânicas e suas funções tem ajudado no desenvolvimento de técnicas cirúrgicas e de materiais.

O conhecimento destas características permite aos ortopedistas e aos bioengenheiros idealizar técnicas de cirurgias que reconstituem certas estruturas a partir de próteses e materiais de síntese, como placas metálicas e parafusos, entre outros. A análise das forças internas também auxilia na criação de novos desenhos que reproduzam melhor as solicitações reais do corpo e que tolerem melhor a carga a elas aplicadas (SILVA, 2000).

A principal importância da realização deste trabalho foi o estudo de fixação pedicular, usando parafusos canulados (ocos) e não canulados (maciços), que já estão sendo utilizados em cirurgias, com a colocação ou não da sapata, que é um dispositivo experimental desenvolvido para auxiliar na estabilidade do sistema de fixação.

Para os ensaios mecânicos realizados em nosso estudo, foram utilizados corpos de prova em madeira para a simulação do segmento vertebral nos ensaios de flexo-compressão e flexão lateral, que avaliaram a estabilidade do sistema de fixação pedicular sob influência dos parafusos canulados (ocos) e não canulados (maciços) e a colocação ou não das sapatas, quando aplicada uma força de compressão ou flexão.

Para as montagens dos corpos de prova ensaiados, foi utilizada a madeira *mogno*, devido à sua resistência durante a introdução dos parafusos e aplicação das cargas, além de ser um material fácil usinagem.

CARSON (1990) e DEFINO (1997), utilizaram também em seus trabalhos, corpos de prova em madeira, na tentativa de eliminar variáveis como a densidade óssea e a angulação dos pedículos (que não são uniformes na vértebra humana), permitindo a observação da deformação sem outras interferências resultantes da aplicação de cargas progressivas nos ensaios mecânicos estudados.

A técnica de instrumentação da coluna com parafusos pediculares como fixadores internos tem apresentado um resultado funcional superior àqueles obtidos em sistemas de fixação longa. O pedículo vertebral é uma estrutura tubular com características anatômicas e biomecânicas que o levaram a se destacar nos procedimentos e técnicas modernas de instrumentação vertebral.

Entre as características que qualificam o pedículo como ponto de fixação de implantes vertebrais, destaca-se sua resistência, sendo o local de maior rigidez e compatibilidade biomecânica da vértebra, facilidade de acesso cirúrgico via posterior, proporciona controle do segmento nos três planos espaciais e facilita o manuseio do segmento instrumentado (LUQUE, 1986; KABINS, 1996).

As vantagens dos sistemas de parafusos pediculares são inúmeras em relação aos sistemas convencionais de fixação vertebral, porém oferecem algumas desvantagens, como por exemplo, a implantação em vértebras com grave osteoporose, uso limitado a determinados níveis da coluna como as regiões torácicas inferior e lombar, o conhecimento da anatomia local e habilidade para implantação exata e segura. O diâmetro do pedículo é um fator determinante para a implantação

do parafuso, evitando a padronização no calibre dos parafusos (VACCARO et al., 1995a, 1995b; SCOLES et al., 1988).

Devido à posição oblíqua e convergente entre os parafusos dada pela sua angulação, eles proporcionam um efeito de bloqueio tridimensional resultando particularmente no aumento da resistência aos desvios laterais. A colocação dos parafusos com angulação interna apresenta ainda vantagens pois não interfere com a faceta articular adjacente, permitindo a colocação de parafusos de maior comprimento quando necessário, apresentando também vantagens biomecânicas (DEFINO et al., 1996).

Para a montagem correta dos corpos de prova para os ensaios seguiu-se a NORMA que estabeleceu critérios na angulação e medidas de todo o material utilizado. Além disso, foi decidido uma combinação de dois tipos de ensaios para três tipos de montagens com parafusos e sapatas.

Foram encontradas várias dificuldades para a realização correta destas montagens nas medidas e angulação para colocação dos parafusos e distâncias entre as porções dos corpos de prova. Os modelos experimentais foram desmontados várias vezes durante os primeiros ensaios, pois a angulação e medidas estavam sempre incorretas, dificultando a montagem dos mesmos para a realização dos ensaios.

Confeccionou-se então um guia, seguindo todas as medidas padrões da NORMA para realização de ensaios biomecânicos, para a realização das montagens a serem ensaiadas. Todas as tentativas anteriores foram descartadas, pois havia mobilidade do sistema no aperto dos parafusos, fazendo com que o sistema rodasse, com isto os valores lidos eram inesperados e incompatíveis.

Com o guia pronto, as montagens puderam se dar em série, pois bastava encaixar as porções de cada lado do guia, fixar tudo à morsa, furar a madeira com a broca e fazer a colocação dos parafusos canulados (ocos) ou não canulados (maciços) e das sapatas ou não, hastes e porcas. Outra dificuldade encontrada foi em relação à bibliografia, pois os trabalhos encontrados relatavam o uso de parafusos e também o uso do titânio nos implantes e técnica de fixação, porém nada falavam do uso da sapata.

Os ensaios mecânicos estudados foram ensaios de flexo-compressão e flexão lateral por serem estes os tipos mais freqüentes de esforços suportados pela coluna vertebral.

Foram realizados para estes dois tipos de ensaios, três configurações diferentes alternando entre o tipo de parafuso e a colocação ou não de sapatas.

As configurações foram as seguintes:

1. Parafusos canulados (ocos) com sapata (CCS);
2. Parafusos canulados (ocos) sem sapata (CSS);
3. Parafusos não canulados (maciços) sem sapata (NCSS).

Para estes três tipos de configurações foram analisados o momento fletor, a rigidez obtida e a energia absorvida através da curva carga x deflexão para valores de 1,5mm nos ensaios de flexo-compressão e 2,0mm para os ensaios de flexão lateral.

Os testes pilotos foram realizados até o início da fase plástica, para obtenção da segurança nos valores utilizados no estudo de 1,5mm para ensaios de flexo-compressão e 2,0mm nos ensaios de flexão lateral, dentro da fase elástica sem deformação do material, pois havia a necessidade de reutilização das montagens.

O material está dentro de sua fase elástica, isto é, se em qualquer ponto da reta, por exemplo, a carga for aliviada e o metal voltar à sua origem sem apresentar qualquer deformação residual ou permanente. A isto chamamos de constante de proporcionalidade (E), conhecido também como módulo de elasticidade ou módulo de Young. O valor de E é constante para cada metal ou liga metálica.

O módulo de elasticidade é a rigidez do material; quanto maior o módulo, menor será a deformação elástica resultante da aplicação de uma tensão (carga) e mais rígido será o metal.

A medida de E é feita pela tangente da reta característica da zona elástica, traçando-se a curva carga x deflexão na zona elástica (SOUZA, 1982).

Não foi possível sabermos se os ensaios tivessem sido realizados até o limite máximo, quais seriam os resultados obtidos, pois para qualquer material, biológico ou não, sugere-se trabalhar na fase elástica, pois na fase plástica ocorre a deformação permanente do material, podendo alterar os resultados.

A dúvida maior seria a colocação ou não das sapatas nos parafusos, pois os parafusos já estão sendo empregados em rotinas cirúrgicas.

Como foi mostrado, não houve diferença estaticamente significativa entre os ensaios de flexo-compressão, onde foram utilizados parafusos canulados (ocos) ou não canulados (maciços), assim como para a colocação ou não das sapatas nos resultados obtidos para o momento fletor para uma deflexão de 1,5mm, assim como para a rigidez e energia absorvida.

Esses mesmos resultados foram observados nos ensaios de flexão lateral para um momento fletor de 2,0mm, assim como para a rigidez e energia absorvida.

Com o objetivo de estudar a estabilidade do sistema de fixação vertebral, estes resultados mostraram que as sapatas não influenciaram junto aos parafusos na estabilidade do fixador.

Não foi realizado neste estudo o ensaio de torção, primeiro devido à falta de material em quantidade necessária para a realização dos ensaios e também, os ensaios realizados de flexo-compressão e flexão lateral foram suficientes para demonstrar o objetivo do estudo. O ensaio de torção ficaria como sugestão para um próximo estudo, assim como a utilização de outros materiais como: coluna de criança, de adulto, de animal ou coluna traumatizada. Também se pode sugerir a utilização da computação gráfica para simular o comportamento das estruturas e sistemas de fixação vertebral.

5 CONCLUSÃO

Nos ensaios mecânicos de flexo-compressão e flexão lateral, não foi observado diferença estaticamente significativa entre os grupos quando comparamos os grupos em que foram utilizados parafusos canulados (ocos) e parafusos não canulados (maciço). Também não houve diferença estaticamente significativa quando comparamos os grupos nos quais foram utilizados sapata e aqueles sem sapata.

A utilização dos três tipos de montagem do sistema de fixação pedicular, considerando-se o tipo de parafuso canulado (oco) e não canulado (maciço) ou a utilização ou não das sapatas não influenciou nas propriedades mecânicas do momento fletor, rigidez e energia absorvida obtidas nos ensaios de flexo-compressão e flexão lateral.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AN, H.S. (2001). *Cirurgia da coluna vertebral. Manual prático.* 1^a ed., Rio de Janeiro, Ed. Revinter LTDA.
- ASHMAN, R.B.; GALPIN, R.D.; CORIN, J.D.; JOHNSTON, C.E. (1989). Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model. *Spine*, v.14, n.12, p.1398-1405.
- BOUCHER, H.H. (1959). A method of spinal fusion. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.41-B, n.2, p.248-259.
- CARSON, W.L.; DUFFIELD, R.C.; ARENDT, M.; RIDGELY, B.J.; GAINES, Jr. R.W. (1990). *Spine*, v.15, n.9, p.893-901.
- CHIAVERINI, V. (1979). *Tecnologia mecânica – Estrutura e propriedades: processos de fabricação.* V.I, São Paulo, McGraw-Hill do Brasil.
- DEFINO, H.L.A.; FUENTES A.E.R. (1997). Fixação pedicular. Método auxiliar para colocação de implantes. *Revista brasileira de Ortopedia*, n.10, p.9-10.
- DEFINO, H.L.A.; MORO, C.A.; FUENTES, A.E.R.; PAULIN, J.B.P. (1996). Avaliação da angulação dos parafusos e utilização do estabilizador transversal na

estabilidade do sistema de fixação pedicular. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.31, n.11, Novembro, p.925-930.

DICK, W. (1987). The 'fixateur interne' as a versatile implant for spine surgery. *Spine*, v.12, n.9, p.882-900.

EBRAHEIM, N.A.; RUPP, R.E.; SAVOLAIN, E.R.; REINKE, D. (1994). Use of titanium implants in pedicular screw fixation. *Journal of Spinal Disorders*, v.7, n.6, p.478-486.

FRACCAROLI, J.L. (1981). *Biomecânica – análise dos movimentos*. 2^a ed., São Paulo, Ed. Cultura Médica.

GREVE,J.M.D'A.; AMATUZZI, M.M. (1999). *Medicina de reabilitação aplicada à ortopedia e traumatologia*. 1^a ed, São Paulo, Ed. Roca LTDA.

HARRINGTON P.R. (1962). Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine fixation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. v.44A, p.591-610.

HARRINGTON P.R.; TULLOS, H.S. (1969). Reduction of severe spondylolisthesis in children. *South Medical Journal*, v.62, p.1-7.

HOLANDA, A.J. (1999). *Efeitos da orientação das fibras de colágeno nas propriedades mecânicas de flexão e de impacto dos ossos*. Ribeirão Preto, Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

- KABINS, M.B. (1996). Vertebral screw fixation. In: THALGOTT, J.S. & AEBI, M. *Manual of Internal Fixation of the Spine: principles and techniques in spine surgery.* Cap.4, p.43-63.
- KIM, N.H.; LEE,H.M.; CHUNG,I.H.; KIM, H.J.; KIM, S.J. (1994). Morphometric study of the pedicles of thoracic and lumbar vertebrae in koreans. *Spine*, v.19, n.12, p.1390-1394.
- KING, D. (1948). Internal fixation for lumbosacral spine fusions. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, n.3, v.30A, p.560-565.
- KNOPLICH, J. (1985). *A coluna vertebral da criança e do adolescente.* Ed. Paramed.
- KRAG, M.H.; BEYNNON, B.D.; POPE, M.H.; FRYMOYER, J.W.; HAUGH, L.D.; WEAVER, D.L. (1986). An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine design and testing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n.203, p.75-93.
- KRAG, M.H. (1996). Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. In: THALGOTT, J.S. & AEBI, M. *Manual of internal fixation of the spine.* Cap.3, p.23-42.
- LYNN, G.; MUKHERJEE, D.P.; KRUSE, R.N.; SADASIVAN, K.K.; ALBRIGHT, J.A. (1997). Mechanical stability of thoracolumbar. Pedicle screw fixation. The effect of crosslinks. *Spine*, v.22, n14, p1568-1573.

LUQUE, E.R. (1986). Interpeduncular segmental fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n.203, p.54-57.

PANJABI, M.M.; ABUMI, K.; DURANCEAU, J.; CRISCO, J.J. (1988). Biomechanical evolution of spinal fixation devices: II. Stability provided by eight internal fixation devices. *Spine*, v.13, n.10, p.1135-1140.

ROY-CAMILLE, R.; SAILLANT, G.; MAZEL, C. (1986). Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clinical Orthopaedics*, v.203, p.7-17.

SCOLES, P.V.; LINTON, A.E.; LATIMER, B.; LEVY, M.E.; DIGIOVANNI, B.F. (1988). Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life. *Spine*, v.13, n.10, p.1082-1086.

SHIMANO, A.C.; DEFINO, H.L.A; SOUZA, R.C.B. (1998). Avaliação biomecânica na estabilidade do sistema de fixação vertebral. *Anais do Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*. p.25-26.

SILVA, O.L. (2000). A biomecânica do aparelho locomotor. In: AMADIO, A.C.; BARBANTI, V.J. *A biomecânica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo, Ed. Estação Liberdade LTDA, p.79-83.

STREMPEL, A.V.; KRÖNAUER, I.; MORLOK, M.; SCHNEIDER, E. (1996). Stability of the instrumented spine; dynamic versus rigid instrumentation. *Spine*, v.10, n.2, May, p.1-12.

SOUZA, S.A. (1982). *Ensaios mecânicos de materiais metálicos. Fundamentos teóricos e práticos.* 5^a edição, São Paulo, Ed. Edgar Blücher LTDA.

VACCARO, A.R.; RIZZOLO, S.J.; ALLARDYCE, T.J.; RANSEY,M.; SALVO, J.; BALDERSTON, R.A.; COTLER,J.M. (1995a). Placement of pedicle screw in the thoracic spine. Part I: morphometric analysis of the thoracic vertebrae. *The Journal of Bone Joint Surgery Am*, v.77-A, n.8, p.1193-1199.

VACCARO, A.R.; RIZZOLO, S.J.; BALDERSTON, R.A.; ALLARDYCE, T.J.; GARFIN, S.R.; DOLINSKAS, C.; AN, H.S. (1995b). Placement of pedicle screw in the thoracic spine. Part II: an anatomical and radiographic assessment. *The Journal of Bone Joint Surgery Am*, v.77-A, n.8, p.1200-1206.

WEINSTEIN, J.N.; RYDEVIK, B.L.; RAUSCHNING, W. (1992). Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clinical Orthopaedics and related Research*, n.284, p.34-46.

ZINDRICK, M.R.; WILTSE, L.L.; DOORNIK, A.; WIDELL, E.H.; KNIGHT, G.W.; PATWARDHAN, A.G.; THOMAS, J.C.; ROTHMAN, S.L. (1987). Analisys of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine*, v.12, n.2, p.160-166.

ANEXOS

I – Tabelas A₁, A₂ e A₃ – Valores da carga em N dos ensaios de flexo-compressão.

II – GA₁, GA₂ e GA₃ – Gráficos carga x deflexão dos ensaios de flexo-compressão.

III – Tabelas B₁, B₂ e B₃ – Valores do momento fletor em N.m para os ensaios de compressão lateral.

IV – GB₁, GB₂ e GB₃ – Gráficos momento fletor x deflexão dos ensaios de compressão lateral.

Gráfico GA₁ – Gráficos dos ensaios de flexo-compressão para a montagem com parafuso canulado com sapata.

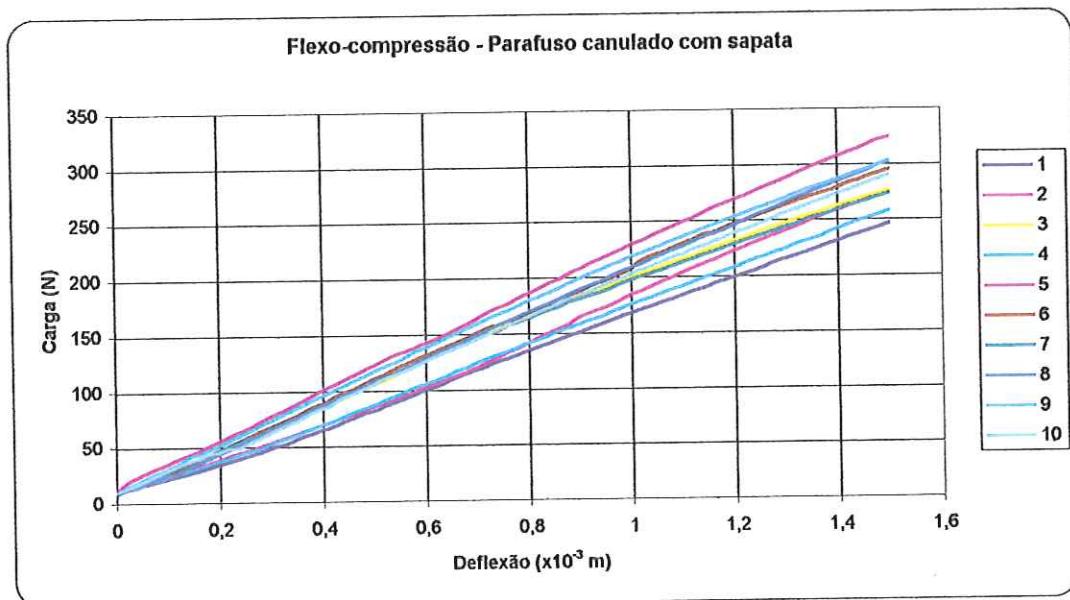


Gráfico GA₂ – Gráficos dos ensaios de flexo-compressão para a montagem com parafuso canulado sem sapata.

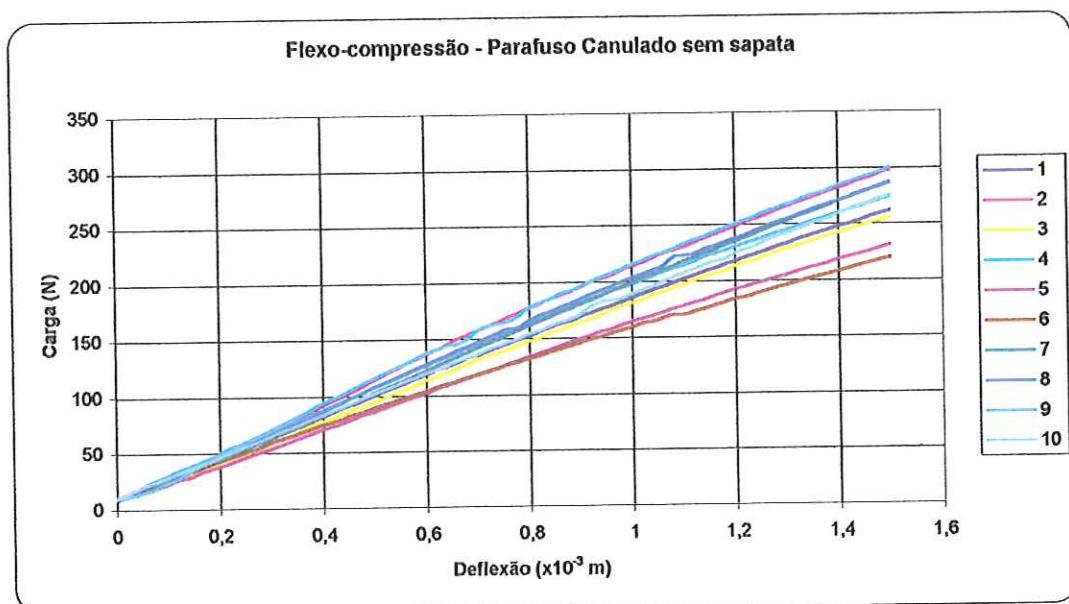


Gráfico GA₃ – Gráficos dos ensaios de flexo-compressão para a montagem com parafuso não canulado sem sapata.

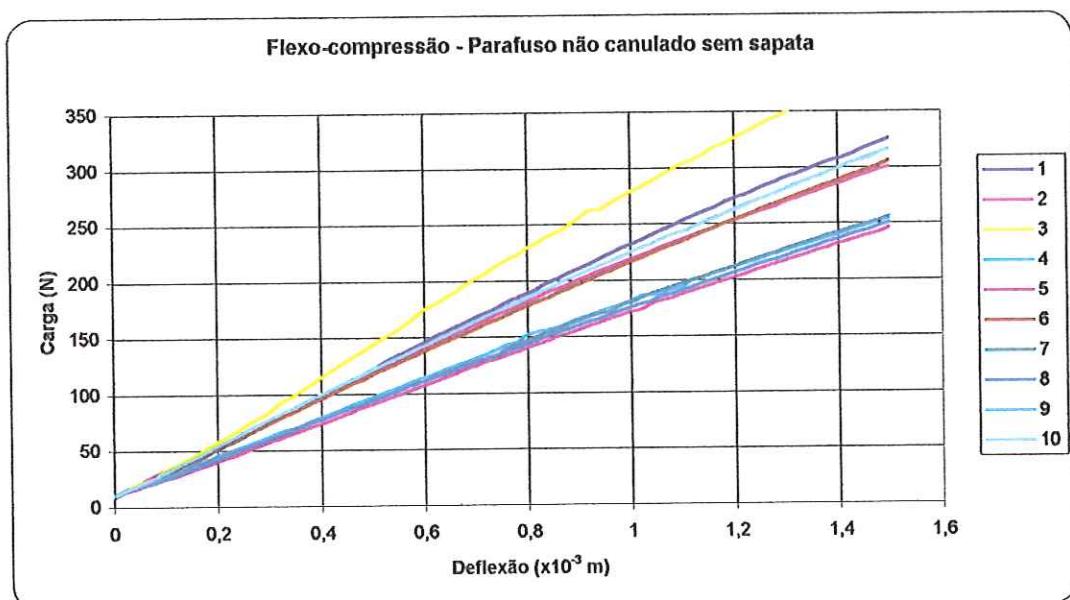


Tabela B₁ – Valores dos momentos fletores em N.m dos ensaios de flexão lateral para a montagem com parafuso canulado com sapata.

def. (mm)	<i>M</i>									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,78	0,88	0,88
0,05	1,29	1,11	1,18	1,27	1,11	1,25	1,22	0,97	1,18	1,13
0,10	1,70	1,55	1,57	1,94	1,55	1,54	1,68	1,29	1,50	1,39
0,15	2,12	1,92	1,94	2,44	1,91	1,82	2,00	1,48	1,91	1,75
0,20	2,47	2,24	2,24	2,75	2,22	2,22	2,35	1,89	2,19	2,07
0,25	2,79	2,61	2,65	3,20	2,58	2,49	2,77	2,17	2,58	2,33
0,30	3,16	2,90	3,02	3,66	2,91	2,88	3,16	2,35	2,86	2,61
0,35	3,46	3,28	3,28	4,08	3,21	3,09	3,51	2,70	3,09	2,79
0,40	3,76	3,57	3,66	4,43	3,53	3,43	3,92	3,00	3,43	3,20
0,45	4,11	3,87	3,94	4,86	3,87	3,66	4,11	3,32	3,74	3,39
0,50	4,38	4,10	4,33	5,16	4,15	3,99	4,54	3,51	4,03	3,67
0,55	4,71	4,38	4,59	5,33	4,43	4,22	4,84	3,78	4,26	3,96
0,60	4,98	4,66	4,96	5,86	4,77	4,36	5,14	3,96	4,61	4,24
0,65	5,32	4,94	5,21	6,20	5,01	4,66	5,53	4,18	4,84	4,47
0,70	5,60	5,17	5,47	6,52	5,32	4,87	5,81	4,40	4,98	4,66
0,75	5,86	5,49	5,83	6,83	5,53	5,12	6,07	4,43	5,33	4,94
0,80	6,11	5,65	6,11	7,13	5,79	5,39	6,34	4,84	5,49	5,16
0,85	6,43	5,86	6,41	7,33	6,04	5,49	6,60	5,03	5,74	5,37
0,90	6,73	6,20	6,69	7,66	6,29	5,74	6,87	5,23	6,04	5,60
0,95	6,96	6,46	6,94	7,96	6,62	5,93	7,19	5,44	6,20	5,81
1,00	7,22	6,62	7,26	8,19	6,82	6,14	7,38	5,65	6,52	6,07
1,05	7,47	6,89	7,49	8,39	7,01	6,36	7,66	5,86	6,73	6,29
1,10	7,72	7,10	7,75	8,67	7,28	6,59	7,96	6,11	6,96	6,53
1,15	7,98	7,33	8,03	8,90	7,54	6,80	8,19	6,25	7,15	6,73
1,20	8,23	7,63	8,28	9,08	7,73	6,96	8,44	6,52	7,36	6,92
1,25	8,49	7,79	8,56	9,38	7,96	7,24	8,71	6,55	7,61	7,10
1,30	8,72	7,98	8,69	9,50	8,19	7,38	8,99	6,87	7,82	7,24
1,35	8,95	8,14	8,92	9,76	8,39	7,52	9,22	6,99	7,96	7,52
1,40	9,20	8,44	9,20	9,96	8,58	7,73	9,43	7,24	8,23	7,72
1,45	9,41	8,67	9,43	10,08	8,81	7,91	9,69	7,35	8,39	7,89
1,50	9,61	8,78	9,69	10,31	8,99	8,05	9,94	7,54	8,55	8,03
1,55	9,89	9,02	9,91	10,49	9,16	8,23	10,10	7,79	8,74	8,21
1,60	10,08	9,16	10,10	10,67	9,41	8,39	10,37	8,00	8,88	8,44
1,65	10,31	9,41	10,33	10,82	9,57	8,58	10,58	8,16	9,09	8,60
1,70	10,51	9,62	10,61	11,00	9,69	8,71	10,84	8,32	9,27	8,78
1,75	10,75	9,89	10,82	11,14	9,96	8,99	11,07	8,49	9,46	8,99
1,80	10,95	9,98	11,02	11,30	10,10	9,06	11,25	8,78	9,61	9,09
1,85	11,18	10,12	11,21	11,46	10,33	9,22	11,41	8,90	9,76	9,29
1,90	11,41	10,24	11,41	11,64	10,45	9,45	11,65	9,08	9,98	9,43
1,95	11,57	10,45	11,64	11,76	10,59	9,57	11,87	9,18	10,15	9,59
2,00	11,83	10,65	11,76	11,88	10,75	9,69	12,10	9,34	10,31	9,73

Tabela B₂ – Valores dos momentos fletores em N.m dos ensaios de flexão lateral para a montagem com parafuso canulado sem sapata.

def. (mm)	<i>M</i>									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88
0,05	1,09	1,17	1,06	1,22	1,24	1,13	1,20	1,15	1,08	
0,10	1,50	1,54	1,32	1,54	1,57	1,47	1,61	1,59	1,45	
0,15	1,82	1,85	1,54	1,87	1,84	1,73	1,91	2,01	2,03	1,85
0,20	2,08	2,19	1,84	2,22	2,07	1,94	2,26	2,22	2,30	2,26
0,25	2,38	2,56	2,03	2,56	2,31	2,17	2,51	2,65	2,79	2,56
0,30	2,70	2,90	2,28	2,86	2,63	2,35	2,84	3,00	3,27	2,90
0,35	2,95	3,16	2,53	3,16	2,81	2,53	3,16	3,36	3,58	3,23
0,40	3,23	3,43	2,77	3,50	3,05	2,75	3,41	3,58	3,94	3,58
0,45	3,55	3,78	2,97	3,73	3,27	2,93	3,66	3,96	4,26	3,83
0,50	3,83	4,11	3,21	4,01	3,46	3,21	3,83	4,18	4,64	4,18
0,55	4,08	4,38	3,53	4,20	3,64	3,37	4,11	4,47	5,10	4,49
0,60	4,34	4,68	3,73	4,54	3,90	3,64	4,16	4,86	5,40	4,66
0,65	4,63	4,91	3,90	4,84	4,03	3,73	4,49	4,98	5,81	4,98
0,70	4,89	5,19	4,11	5,05	4,27	3,90	4,68	5,33	6,11	5,33
0,75	5,12	5,39	4,34	5,32	4,49	4,13	4,94	5,49	6,43	5,60
0,80	5,33	5,74	4,57	5,53	4,63	4,29	5,10	5,83	6,80	5,84
0,85	5,60	6,00	4,79	5,74	4,79	4,45	5,23	6,09	7,10	6,07
0,90	5,79	6,29	4,96	6,02	4,93	4,57	5,44	6,36	7,35	6,32
0,95	6,00	6,52	5,16	6,25	5,12	4,82	5,47	6,67	7,75	6,66
1,00	6,20	6,73	5,44	6,46	5,30	4,91	5,77	6,90	7,95	6,85
1,05	6,43	6,99	5,65	6,62	5,40	5,01	5,84	7,13	8,23	7,06
1,10	6,62	7,22	5,88	6,82	5,58	5,28	5,93	7,43	8,58	7,28
1,15	6,89	7,52	6,06	7,10	5,81	5,47	6,18	7,65	8,78	7,43
1,20	7,06	7,66	6,23	7,35	5,83	5,58	6,34	7,95	9,04	7,68
1,25	7,24	7,91	6,43	7,52	5,95	5,74	6,45	8,07	9,38	7,88
1,30	7,49	8,19	6,57	7,72	6,20	5,84	6,55	8,41	9,54	8,16
1,35	7,65	8,33	6,73	7,93	6,43	6,02	6,67	8,58	9,89	8,37
1,40	7,88	8,58	7,01	8,18	6,66	6,16	6,83	8,74	10,12	8,51
1,45	8,02	8,76	7,13	8,35	6,71	6,39	6,94	8,99	10,31	8,76
1,50	8,23	8,97	7,35	8,51	6,90	6,53	7,06	9,15	10,59	8,83
1,55	8,44	9,18	7,56	8,67	7,03	6,60	7,17	9,34	10,75	9,18
1,60	8,79	9,39	7,75	8,85	7,20	6,82	7,24	9,54	10,97	9,38
1,65	8,95	9,64	7,89	9,04	7,33	6,94	7,40	9,75	11,23	9,55
1,70	9,02	9,84	8,11	9,16	7,42	7,12	7,47	9,92	11,48	9,76
1,75	9,16	10,07	8,25	9,38	7,49	7,29	7,59	10,12	11,72	9,92
1,80	9,34	10,24	8,42	9,50	7,61	7,40	7,68	10,38	11,88	10,05
1,85	9,50	10,44	8,55	9,64	7,70	7,52	7,77	10,49	12,10	10,29
1,90	9,71	10,68	8,79	9,75	7,75	7,72	7,88	10,68	12,34	10,45
1,95	9,84	10,82	8,95	9,94	7,91	7,82	7,96	10,97	12,48	10,65
2,00	10,08	11,07	9,11	10,07	8,07	7,98	8,05	11,16	12,73	10,81

Tabela B₃ – Valores dos momentos fletores em N.m dos ensaios de flexão lateral para a montagem com parafuso não canulado sem sapata.

def. (mm)	<i>M</i> (N.m)	<i>M</i> (N.m)		<i>M</i> (N.m)		<i>M</i> (N.m)		<i>M</i> (N.m)		<i>M</i> (N.m)	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,88	0,78	0,85	0,88	0,88
0,05	1,27	1,06	1,34	1,25	1,13	1,09	1,09	1,22	1,13	1,18	1,18
0,10	1,71	1,34	1,61	1,71	1,57	1,36	1,48	1,27	1,45	1,54	1,54
0,15	2,08	1,73	1,96	2,12	1,92	1,75	1,87	1,52	1,87	1,92	1,92
0,20	2,51	2,10	2,24	2,49	2,26	2,03	2,12	1,94	2,19	2,31	2,31
0,25	2,90	2,45	2,67	2,84	2,54	2,40	2,49	2,19	2,51	2,61	2,61
0,30	3,30	2,74	2,93	3,20	2,84	2,63	2,79	2,49	2,91	2,91	2,91
0,35	3,76	3,07	3,21	3,64	3,07	2,93	3,00	2,75	3,18	3,32	3,32
0,40	4,10	3,34	3,57	3,88	3,43	3,14	3,36	3,00	3,66	3,55	3,55
0,45	4,49	3,66	3,87	4,26	3,67	3,37	3,66	3,27	3,94	3,87	3,87
0,50	4,87	3,94	4,13	4,57	3,94	3,74	3,88	3,51	4,26	4,17	4,17
0,55	5,21	4,22	4,47	4,84	4,29	3,92	4,17	3,80	4,59	4,31	4,31
0,60	5,62	4,50	4,70	5,07	4,52	4,17	4,43	3,97	4,93	4,64	4,64
0,65	5,95	4,70	4,94	5,40	4,79	4,43	4,71	4,18	5,19	4,91	4,91
0,70	6,22	5,17	5,21	5,67	5,05	4,64	4,96	4,40	5,44	5,14	5,14
0,75	6,62	5,44	5,46	5,86	5,24	4,87	5,19	4,64	5,72	5,46	5,46
0,80	7,01	5,70	5,77	6,18	5,54	4,98	5,42	4,80	6,02	5,70	5,70
0,85	7,33	5,92	5,99	6,37	5,77	5,28	5,63	5,05	6,23	5,92	5,92
0,90	7,63	6,22	6,18	6,60	5,99	5,46	5,88	5,33	6,50	6,11	6,11
0,95	7,86	6,41	6,48	6,89	6,23	5,69	6,09	5,49	6,64	6,39	6,39
1,00	8,30	6,73	6,64	7,08	6,48	5,93	6,22	5,69	6,97	6,57	6,57
1,05	8,55	6,97	6,87	7,33	6,78	6,04	6,53	5,86	7,20	6,89	6,89
1,10	8,88	7,28	7,08	7,54	6,99	6,25	6,76	6,13	7,47	7,13	7,13
1,15	9,24	7,45	7,35	7,77	7,15	6,41	6,96	6,30	7,72	7,35	7,35
1,20	9,54	7,72	7,56	8,02	7,36	6,62	7,17	6,48	7,91	7,59	7,59
1,25	9,78	8,00	7,68	8,32	7,54	6,85	7,36	6,67	8,16	7,77	7,77
1,30	10,12	8,16	7,89	8,53	7,80	7,03	7,59	6,92	8,33	8,03	8,03
1,35	10,35	8,39	8,09	8,78	8,02	7,22	7,73	7,12	8,60	8,26	8,26
1,40	10,63	8,65	8,23	8,95	8,23	7,36	7,93	7,29	8,74	8,44	8,44
1,45	10,93	8,88	8,42	9,18	8,39	7,56	8,12	7,40	8,99	8,71	8,71
1,50	11,18	9,16	8,58	9,39	8,58	7,70	8,26	7,59	9,20	8,90	8,90
1,55	11,48	9,45	8,76	9,64	8,76	7,89	8,48	7,75	9,38	9,09	9,09
1,60	11,74	9,62	8,90	9,82	9,06	8,09	8,63	7,89	9,61	9,27	9,27
1,65	11,97	9,84	9,09	10,10	9,27	8,28	8,83	8,12	9,84	9,50	9,50
1,70	12,24	10,03	9,22	10,35	9,45	8,35	8,97	8,25	9,98	9,68	9,68
1,75	12,50	10,19	9,39	10,47	9,64	8,63	9,13	8,46	10,17	9,92	9,92
1,80	12,71	10,40	9,54	10,67	9,84	8,74	9,31	8,55	10,38	10,12	10,12
1,85	12,96	10,61	9,71	10,91	10,03	8,86	9,45	8,69	10,56	10,29	10,29
1,90	13,23	10,79	9,87	11,05	10,35	8,97	9,61	8,88	10,72	10,45	10,45
1,95	13,42	10,97	10,01	11,28	10,44	9,20	9,76	9,04	10,81	10,65	10,65
2,00	13,63	11,09	10,10	11,46	10,58	9,32	9,89	9,20	11,07	10,82	10,82

Gráfico GB₁ – Gráficos dos ensaios de flexão lateral para a montagem com parafuso canulado com sapata.

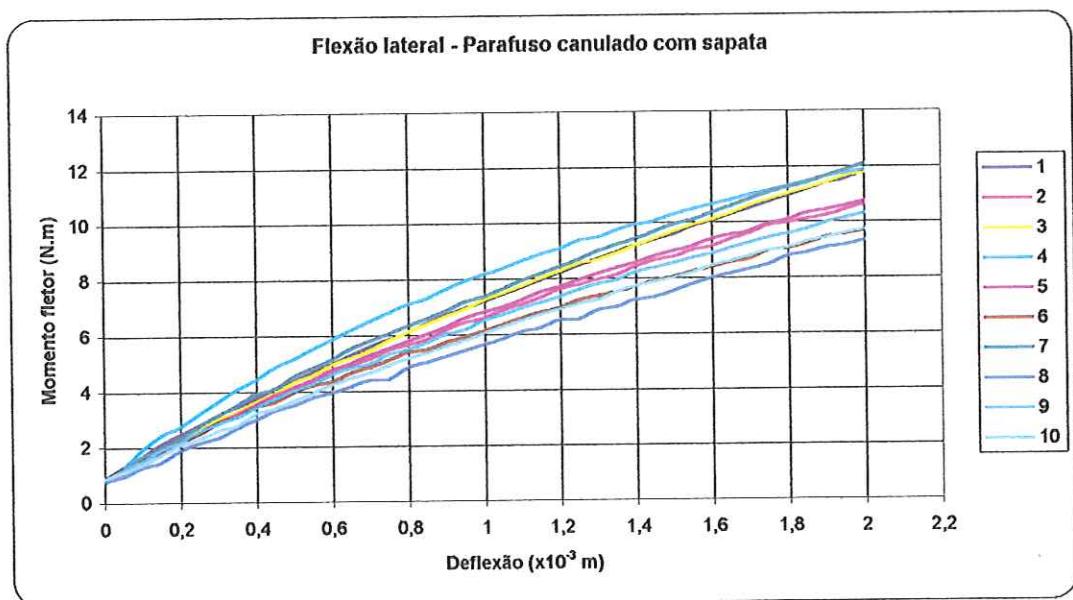


Gráfico GB₂ – Gráficos dos ensaios de flexão lateral para a montagem com parafuso canulado sem sapata.

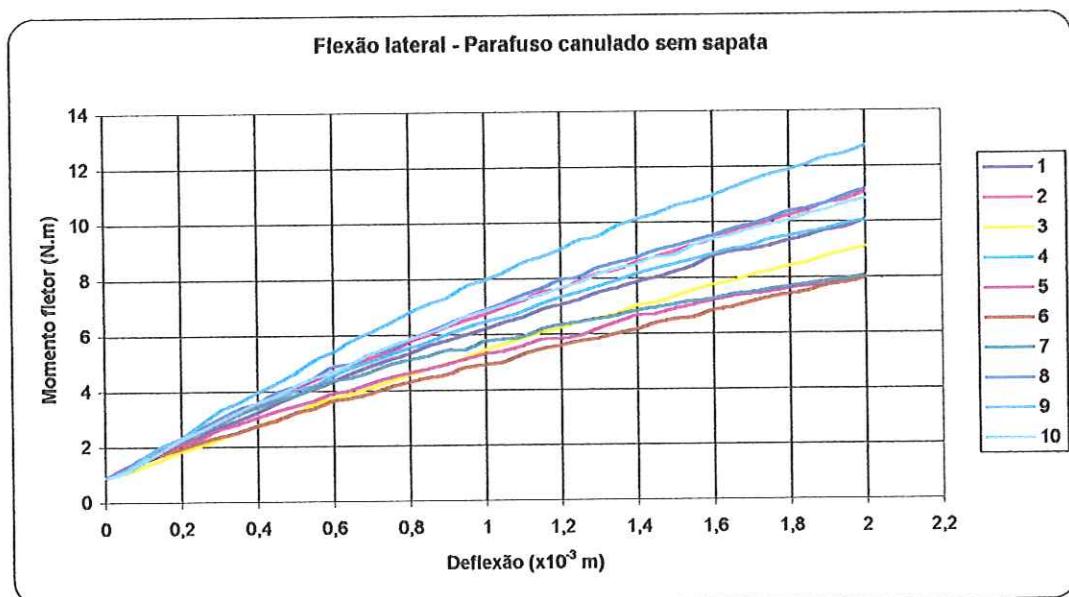


Gráfico GB₃ – Gráficos dos ensaios de flexão lateral para a montagem com parafuso não canulado sem sapata.

