

MARCOS ANDRÉ SONAGLI

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO PEDICULAR CURTA NO MODELO DE
FRATURA TORACOLOMBAR EM SUÍNOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica-Cirúrgica do Departamento de Cirurgia, Hospital de Clínicas, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha

Coordenador: Prof. Dr. Antônio Carlos Ligocki Campos

CURITIBA

2012

MARCOS ANDRÉ SONAGLI

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO PEDICULAR CURTA NO MODELO DE
FRATURA TORACOLOMBAR EM SUÍNOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica-Cirúrgica do Departamento de Cirurgia, Hospital de Clínicas, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha

Coordenador: Prof. Dr. Antônio Carlos Ligocki Campos

CURITIBA

2012

FICHA CATALOGRÁFICA

Sonagli, Marcos André

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO PEDICULAR CURTA NO
MODELO DE FRATURA TORACOLOMBAR EM SUÍNOS
Curitiba, 2012.**

Nº de páginas: 44

Área de concentração: Ciência da Saúde, Biomecânica, Cicatrização

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha

Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica,
Hospital de Clínicas, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR.

1. Fratura; 2. Fixação Pedicular; 3. Coluna Vertebral; 4. Biomecânica; 5. Rigidez



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA CIRÚRGICA
NÍVEIS: MESTRADO E DOUTORADO

Ata do julgamento da 376ª dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da Universidade Federal do Paraná, referente ao aluno **MARCOS ANDRÉ SONAGLI** com o título **ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO PEDICULAR CURTA NO MODELO DE FRATURA TORACOLOMBAR EM SUÍNOS**, na **Linha de Pesquisa: Cicatrização e Medidas de Resistência dos tecidos** **Área de Concentração: Nutrição e Cicatrização em Cirurgia**, tendo como orientador Prof. Dr. Luiz Antonio Munhoz da Cunha.

Às sete horas e trinta minutos do dia dezessete de dois mil e doze, no auditório da CAD no 7º andar do prédio central sala 701 do Hospital de Clínicas, reuniu-se, em sessão pública, a Banca Examinadora de Avaliação composta pelos Professores Doutores João Luis Vieira da Silva, Marcelo Abagge e Paulo Sérgio Santos sendo este último Presidente da Banca. Aberta a sessão, foi apresentada pelo Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias, Vice-coordenador do Programa, a documentação probatória do cumprimento pelo candidato das exigências legais que lhe facultam submeter-se à avaliação da dissertação como última etapa à sua titulação no Programa. A seguir o Presidente da Banca Examinadora de Avaliação convidou o candidato a apresentar oralmente resumo de sua dissertação no prazo máximo de trinta minutos para demonstração de sua capacidade didática e para melhor conhecimento do tema por parte da audiência composta de professores, médicos, alunos, familiares e demais interessados. Seguiu-se a arguição e imediata resposta pelo candidato, sucessivamente pelos componentes da Banca Examinadora. Obedecido o tempo máximo de vinte minutos para a arguição e igual tempo para cada resposta. Terminada a etapa de arguição, reuniu-se a Banca Examinadora em sala reservada para atribuição das notas, dos conceitos e lavratura do Parecer Conjunto. O candidato foi considerado **APROVADO** considerando-se os parâmetros vigentes estabelecidos pelo programa e regidos pela legislação pertinente da instituição. Voltando à sala de sessão, o Senhor Presidente da Banca Examinadora leu os conceitos do Parecer Conjunto e deu por encerrada a sessão. E para que tudo conste, foi lavrada a presente Ata, que será assinada pelos seguintes componentes da Banca Examinadora de Avaliação.


João Luis Vieira da Silva


Paulo Sérgio Santos


Marcelo Abagge

Aos meus pais e professores

Dedico

AGRADECIMENTOS

A toda minha família (pais, irmã, tios e primos) pelo suporte emocional, pelo estímulo contínuo ao aperfeiçoamento e pelo auxílio na parte logística dos experimentos e amostras (Tio Almir Galera e Tia Josceley).

Em especial para meus pais (Marcos Cesar e Juracy Regina), que mesmo com a enorme carga de trabalho que a vida lhes impôs, sempre estiveram presente tanto nas horas mais difíceis quando nas comemorações, orientando e dando suporte para que todos os meus sonhos pudessem passar de apenas sonhos para realidade.

À equipe de engenheiros biomecânicos da NeoOrtho Implantes Ortopédicos pelo apoio técnico e disponibilização da sua estrutura e implantes.

À minha irmã Marina pela ausência parcial de casa e à minha namorada Mayra, pela paciência e pelo tempo que lhe foi desprendido no decorrer de todo o processo da pesquisa e desenvolvimento deste projeto.

Ao Prof. Dr. Xavier Soler i Graells, pela dedicação, pela confiança depositada, pela amizade e pelas inúmeras lições ensinadas com zelo, carinho e honestidade. Agradeço pela coordenação e idealização de todo este projeto, sendo que sem estes, nada deste projeto teria sido realizado.

Ao Professor, colega e amigo Edmar Stieven Filho pelos incansáveis conselhos, pela ajuda técnica, pela sua eterna disposição para o aprendizado e por ser uma pessoa pronta para ajudar e em que se pode confiar.

Ao Orientador, Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha, pelo esforço em permitir que este projeto fosse executado; por demonstrar que o elevado conhecimento, a busca de sabedoria não é sinônimo de perda de humildade, pelo contrário; e principalmente por servir de exemplo como uma pessoa leal, honesta e obstinada ao crescimento da Ortopedia do Hospital de Clínicas da UFPR.

“Não basta ensinar ao homem uma especialidade, porque se tornará assim uma máquina utilizável e não uma personalidade. É necessário que adquira um sentimento, senso prático daquilo que vale a pena ser empreendido, daquilo que é belo, do que é moralmente correto.”

Albert Einstein.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	VI
RESUMO.....	VII
ABSTRACT	VIII
1 . INTRODUÇÃO.....	10
1.1 EPIDEMIOLOGIA E DESCRIÇÃO.....	10
1.2 TRATAMENTO	11
1.2.1 MÉTODOS DE FIXAÇÃO PEDICULAR POSTERIOR	11
1.3 CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DA FIXAÇÃO PEDICULAR	12
1.4 ESTABILIDADE DA FIXAÇÃO E CICATRIZAÇÃO ÓSSEA.....	13
1.5 OBJETIVO	13
2 . MATERIAL E MÉTODO	16
2.1 ANÁLISE DE CÁLCULO DE AMOSTRAGEM.....	16
2.2 DEFINIÇÃO DOS GRUPOS	16
2.3 PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	17
2.4 PRODUÇÃO DO MODELO DE FRATURA-EXPLOSÃO	17
2.5 MÉTODO DE FIXAÇÃO PEDICULAR.....	19
2.6 TESTE BIOMECÂNICO.....	20
2.7 DEFINIÇÃO DE FALHA DO CORPO DE PROVA.....	22
2.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	22
3 RESULTADOS	25
3.1 RESULTADOS DA RIGIDEZ DE CADA GRUPO	25
3.2 ANÁLISE DESCRITIVA ENTRE OS GRUPOS 1, 2 E 3.....	26
3.3 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS GRUPOS 1, 2 E 3	28
3.4 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS GRUPOS 1 E 2	29
3.5 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS GRUPOS 2 E 3	29
3.6 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS GRUPOS 1 E 3	30
4 DISCUSSÃO.....	32
5 CONCLUSÕES.....	38
REFERÊNCIAS.....	39
APÊNDICE 1 - TABELA DE DADOS	44

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - CLASSIFICAÇÃO DOS SEGMENTOS DA COLUNA VERTEBRAL	10
FIGURA 2 - TIPOS DE FIXAÇÃO PEDICULAR POSTERIOR	12
FIGURA 3 – GRUPOS DE ESTUDO	16
FIGURA 4 - REPRODUÇÃO DA FRATURA-EXPLOSÃO	18
FIGURA 5 – AFERIÇÃO DO CORTE E CORTE REALIZADO NO CORPO DE PROVA.....	18
FIGURA 6 – PINO DE SCHANZ + RÓTULA	19
FIGURA 7 – MÉTODO DE FIXAÇÃO PEDICULAR – PERFIL (ESQUERDA) E POSTERIOR (DIREITA)	20
FIGURA 8 – AMOSTRA ACOPLADA NA MÁQUINA DE TESTES	21
FIGURA 9 – EXEMPLO DO GRÁFICO DE ANÁLISE DO ENSAIO DE COMPRESSÃO DEMONSTRANDO A FALÊNCIA DA AMOSTRA – SETA PRETA.....	22
ILUSTRAÇÃO 1 - CURVAS DE KAPLAN-MEIER – DESCRIÇÃO ESTATÍSTICA DA RIGIDEZ MÉDIA ENTRE OS GRUPOS	26
ILUSTRAÇÃO 2 - ANÁLISE 1 DESCRITIVA DOS RESULTADOS DA RIGIDEZ MÉDIA ENTRE OS GRUPOS.....	27
ILUSTRAÇÃO 3 - ANÁLISE 2 DESCRITIVA DOS RESULTADOS DA RIGIDEZ MÉDIA ENTRE OS GRUPOS.....	27
ILUSTRAÇÃO 4 - ANÁLISE 3 DESCRITIVA DOS RESULTADOS DA RIGIDEZ MÉDIA ENTRE OS GRUPOS.....	28
TABELA 1 – RESULTADOS – GRUPO 1 – VÉRTEBRA INTEGRÁ (n=10)	25
TABELA 2 - RESULTADOS – GRUPO 2 – MODELO DE FRATURA EXPLOSÃO (n=10).....	25
TABELA 3 - RESULTADOS – GRUPO 3 – FIXAÇÃO PEDICULAR CURTA (n=10)	25
TABELA 4 – TESTE DE LOGRANK – DIFERENÇA ESTATÍSTICA ENTRE OS GRUPOS 1, 2 E 3... 29	
TABELA 5 - TESTE DE LOGRANK – DIFERENÇA ESTATÍSTICA ENTRE OS GRUPOS 1 E 2.....	29
TABELA 6 – TESTE DE LOGRANK – DIFERENÇA ESTATÍSTICA ENTRE OS GRUPOS 2 E 3.....	30
TABELA 7 - TESTE DE LOGRANK – DIFERENÇA ESTATÍSTICA ENTRE OS GRUPOS 1 E 3.....	30

RESUMO

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO PEDICULAR CURTA NO MODELO DE FRATURA TORACOLOMBAR DE SUÍNOS.

Objetivo: Verificar a rigidez biomecânica da fixação pedicular curta nos modelos de fratura-explosão toracolombar em suínos e comparar com a rigidez biomecânica da coluna vertebral intacta e as colunas com defeitos similares (fratura-explosão) não estabilizados pela fixação pedicular. *Métodos:* Trinta amostras de coluna toracolombar (T11-L3) de suínos foram obtidas e divididas em três grupos de prova. Em dois grupos foi criado um defeito vertebral capaz de alterar a rigidez de forma similar a uma fratura-explosão do corpo vertebral. Para isto, realizou-se um corte ósseo em forma de cunha no $\frac{1}{3}$ médio do corpo vertebral comprometendo a porção (coluna) anterior e média do corpo da primeira vértebra lombar (L1). O Grupo de prova 1 representou a coluna intacta, o Grupo 2 representou a coluna com defeito vertebral – modelo de fratura-explosão e o Grupo 3 a coluna com defeito vertebral associada à fixação pedicular curta com Pinos de Schanz. Os três grupos foram submetidos ao teste biomecânico em compressão axial controlada à 25mm/minuto. Os parâmetros de carga (N) e deslocamento (mm) foram gerados em um gráfico instantâneo e a rigidez (N/mm) foi determinada. O teste foi interrompido quando ocorria uma queda súbita na curva no gráfico indicando falha do corpo de prova. *Resultados:* O Grupo 2 (modelo de fratura-explosão) apresentou 47% (200,50 N/mm) da rigidez média do Grupo 1 - colunas intactas (424,61 N/mm), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Quando os modelos foram fixados através da fixação pedicular curta – Grupo 3, apresentou rigidez média 50% (301,24 N/mm) maior do que a coluna com modelo de fratura – Grupo 2. Este aumento foi estatisticamente significativo ($p < 0,05$). A rigidez da fixação pedicular curta representou 70% (301,24 N/mm) da rigidez média das colunas intactas (424,61 N/mm). Estas diferenças foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$). *Conclusão:* A fixação pedicular curta apresenta rigidez biomecânica de 301,24 N/mm porém não é suficiente para restabelecer a rigidez da coluna intacta nos testes biomecânicos *in vitro* de compressão axial pura em modelos de fratura toracolombar de suínos.

Descritores: FRATURA; FIXAÇÃO PEDICULAR; COLUNA VERTEBRAL; BIOMECÂNICO; RIGIDEZ;

ABSTRACT

BIOMECHANIC ANALYSIS OF SHORT-SEGMENT PEDICULAR FIXATION ON PORCINE THORACOLUMBAR FRACTURE MODEL.

Objective: Evaluate the biomechanical stiffness of short-segment pedicular fixation and to compare the biomechanical stiffness between the intact spine, the spine with burst-fracture model and the short-segment pedicle fixation on porcine thoracolumbar burst-fracture model.

Methods: Thirty samples of thoracolumbar spine (T11-L3) of porcine were divided into three groups with 10 each. Group 1 represented the intact spine, the Group 2 was the burst fracture vertebrae and Group 3 was the burst fracture associated with short-segment pedicle fixation. The burst fracture injury was created with a horizontal “V” shape cut of the third middle of the vertebral body compromising the anterior and medial columns simulating the L1 burst fracture. Group 3 was stabilized with Schanz pedicle screws fixation. The groups were subjected to biomechanical testing at controlled axial compression rate of 25mm/minute. The parameters of load (N) and displacement (mm) were generated in a graphic snapshot and stiffness (N/mm) was determined. The test was stopped when there was a sudden drop in the curve on the chart indicating failure of the sample.

Results: The stiffness of burst-fracture vertebrae represented only 47% (200,50 N/mm) of the intact vertebrae (424,61 N/mm) and this difference was statistically significant ($p < 0.05$). The stiffness of the short-segment pedicle fixation was 50% (301,24 N/mm) higher than the burst-fracture vertebra. This difference was statistically significant ($p < 0.05$). The stiffness of the short-segment fixation was 70% (301,24 N/mm) than the intact vertebrae (424,61 N/mm). These differences were statistically significant ($p < 0.05$).

Conclusion: The short-segment pedicle screw fixation increases the stiffness compared to a burst fracture vertebra but does not provide sufficient stability to restore the stiffness of the intact vertebra during pure axial load compression in porcine specimens of thoracolumbar fractures.

Keywords:

THORACOLUMBAR BURST-FRACTURE; PEDICLE SCREW FIXATION; SPINE; BIO-MECHANICAL; STIFFNESS.

1 .INTRODUÇÃO

1 .INTRODUÇÃO

1.1 EPIDEMIOLOGIA E DESCRIÇÃO

As fraturas da coluna toracolombar representam aproximadamente 70 a 80% das fraturas da coluna vertebral, 35% na região torácica e 40% na região lombar (Hu R, 1996). Dentre os subtipos de fratura da coluna vertebral que necessitam o tratamento cirúrgico, a fratura do tipo explosão é a mais comum, com cerca de 60% dos casos (Esses, Botsford *et al.*, 1990).

A fratura-explosão foi descrita primeiramente por Sir Frank Holdsworth como uma lesão na coluna vertebral ocasionada por uma força axial em compressão, associada a diferentes graus de flexão, ocasionando desta forma cominuição do corpo vertebral (Holdsworth e Hardy, 1953). Holdsworth dividiu a coluna vertebral em dois segmentos; anterior e posterior. O segmento anterior se estendia desde o ligamento longitudinal anterior (LLA), através do o corpo vertebral até o ligamento longitudinal posterior (LLP) e o segmento posterior se estendia desde o LLP até o ligamento supra-espinhoso (LSE) (Holdsworth, 1970). Em 1983, Denis descreveu uma nova classificação de fraturas vertebrais, dividindo a coluna vertebral em três segmentos: anterior (desde o LLA até a metade do corpo vertebral), médio (da metade do corpo vertebral até o LLP) e posterior (do LLP até o LSE). Nesta classificação, as fraturas-explosão são determinadas pela lesão do segmento anterior e médio da coluna vertebral (Denis, 1983) (Figura 1).

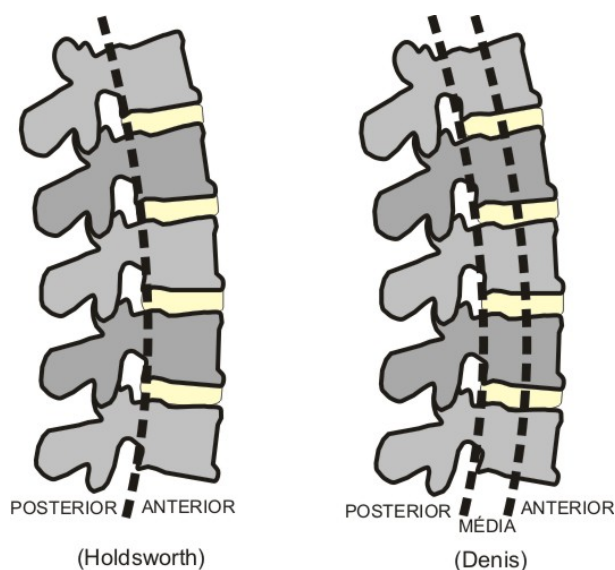


FIGURA 1 - CLASSIFICAÇÃO DOS SEGMENTOS DA COLUNA VERTEBRAL

A maioria das fraturas-exploração envolve a junção toracolombar, que é particularmente susceptível a este tipo de lesão devido à anatomia transicional entre a coluna torácica, cifótica e menos móvel, e a coluna lombar, lordótica e com maior mobilidade. Por apresentar lesão dos segmentos anterior e médio da coluna vertebral, nesta área de transição, estas fraturas quando submetidas à carga axial (peso corpóreo), determinam um movimento tipo dobradiça (braço de alavanca) sobre o segmento posterior, gerando instabilidade e deformidade cifótica progressiva da coluna vertebral (Gertzbein, 1992).

1.2 TRATAMENTO

Uma das formas de tratamento deste tipo de lesão é o tratamento cirúrgico. Este tem por objetivos: proporcionar a correção da deformidade cifótica (ângulo de correção), recuperar a estabilidade da coluna vertebral, realizar a descompressão indireta do canal medular, permitir a reabilitação e a mobilização precoce do paciente (Korovessis, Baikousis *et al.*, 1997; Shen, Liu *et al.*, 2001).

Para realizar o tratamento cirúrgico desta lesão, diversas abordagens e técnicas de fixação têm sido propostas, entre elas: abordagem posterior, abordagem anterior e abordagem combinada (anterior + posterior) (Esses, Botsford *et al.*, 1990).

1.2.1 MÉTODOS DE FIXAÇÃO PEDICULAR POSTERIOR

Pela abordagem posterior são realizadas as técnicas de fixação pedicular curta e longa. A fixação pedicular curta inclui a fixação de uma vértebra acima e uma vértebra abaixo do local da fratura (Akalm, Kis *et al.*, 1994). A fixação pedicular longa inclui a fixação de duas ou mais vértebras acima e duas ou mais vértebras abaixo da fratura (Figura 2).

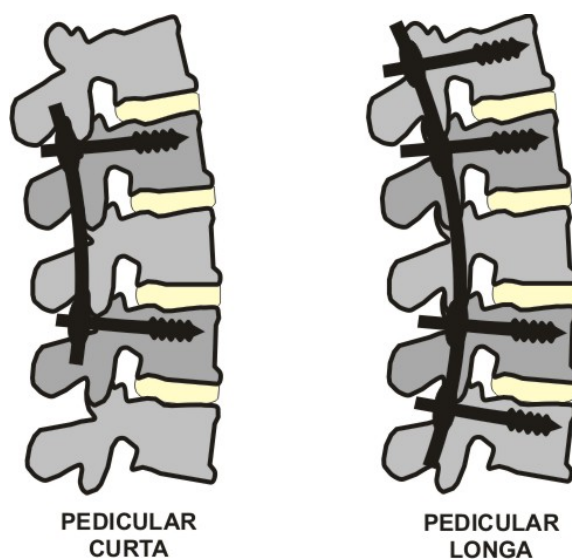


FIGURA 2 - TIPOS DE FIXAÇÃO PEDICULAR POSTERIOR

Alguns estudos demonstram que a fixação pedicular longa proporciona uma estabilidade biomecânica superior quando comparada com a fixação pedicular curta, porém isto ocorre às custas de perda da mobilidade de mais níveis de articulações intervertebrais, já que é realizada a fixação em um número maior de segmentos (Tezeren e Kuru, 2005; Mclain, 2006; Modi, Chung *et al.*, 2009). Embora a fixação pedicular curta apresente algumas vantagens decorrentes da fixação de menos segmentos, existem elevados índices de perda de redução e falha do material de implante devido à falta de suporte anterior da coluna vertebral (Verlaan, Diekerhof *et al.*, 2004; Tezeren e Kuru, 2005). Para melhor compreender os motivos da falência da fixação pedicular curta torna-se necessário avaliar as características biomecânicas deste tipo de instrumentação.

1.3 CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DA FIXAÇÃO PEDICULAR

A capacidade de um sistema de instrumentação vertebral de prover estabilidade depende de duas propriedades mensuráveis: capacidade de absorver carga até sua falha (fadiga) e sua rigidez. A rigidez do sistema de instrumentação é responsável pela estabilidade inicial da coluna vertebral logo após a fixação da fratura (Gertzbein, 1992) e é durante este período inicial do pós-operatório (antes da consolidação da fratura) que ocorrem as perdas de redução com a fixação pedicular

curta (Esses, Botsford *et al.*, 1990; Verlaan, Diekerhof *et al.*, 2004; Jagodzinski e Krettek, 2007).

1.4 ESTABILIDADE DA FIXAÇÃO E CICATRIZAÇÃO ÓSSEA

A cicatrização (consolidação) óssea das fraturas é afetada por diversos fatores, entre eles: tabagismo, local anatômico da fratura, perfusão sanguínea e estabilidade no foco da fratura (Kalfas, 2001; Dimitriou, Jones *et al.*, 2011).

Estudos demonstram que o grau de mobilidade no foco da fratura influencia diretamente a característica do tecido biológico cicatricial (Altman, Horan *et al.*, 2002). Em casos de mobilidade acentuada no foco de fratura, o tecido cicatricial formado será predominantemente do tipo fibroso. Este tecido não apresenta características estruturais de rigidez, deste modo não compartilha a carga (peso corpóreo) com os implantes, podendo ocorrer a longo prazo a fadiga ou quebra dos materiais de implante em consequência da sobrecarga mecânica local (Klein, Schell *et al.*, 2003). Por outro lado, o micro-movimento no local da fratura pode estimular a consolidação óssea, produzindo um tecido cicatricial de característica óssea, com lamelas ósseas concêntricas, capazes de fornecer estabilidade secundária no foco fraturário (calo ósseo) (Schell, Epari *et al.*, 2005; Jagodzinski e Krettek, 2007). Os métodos de fixação de fraturas restauram a estabilidade inicial da fratura, diminuindo a mobilidade acentuada no local e com isso permitem que ocorra cicatrização adequada para a formação do calo ósseo (Piliitsis, Lucas *et al.*, 2002; Schell, Epari *et al.*, 2005).

A avaliação do comportamento biomecânico da fixação pedicular curta é importante, pois verifica a estabilidade desta técnica em situações de fratura-explosão toracolombar, o que afeta diretamente a cicatrização da fratura.

1.5 OBJETIVO

Este trabalho objetiva avaliar:

1. a rigidez biomecânica da fixação pedicular curta nos modelos de fratura-explosão na coluna toracolombar de suínos;

2. comparar a rigidez biomecânica dos modelos de fratura-explosão submetidos à fixação pedicular curta, com a rigidez dos modelos de coluna vertebral íntegra e da coluna vertebral com modelo de fratura-explosão, sem fixação pedicular.

2 MATERIAL E MÉTODO

2 MATERIAL E MÉTODO

2.1 ANÁLISE DE CÁLCULO DE AMOSTRAGEM

Por orientação estatística foi definido o número de 10 amostras de coluna toracolombar de suínos para cada grupo de estudo (total de 30 amostras).

2.2 DEFINIÇÃO DOS GRUPOS

O total de 30 amostras de coluna toracolombar de suíno da mesma raça e com 6 meses de idade foram adquiridos de um frigorífico local (Frigorífico Bizinelli Ltda, Curitiba, PR, BRA). Estas amostras foram liberadas de acordo com as leis sanitárias locais.

Para verificação da hipótese foi realizou-se a divisão das amostras em três grupos distintos (Figura 3).

Grupo 1 - Coluna Vertebral Intacta – Grupo Controle;

Grupo 2 - Coluna Vertebral com modelo de fratura explosão;

Grupo 3 - Coluna vertebral com modelo de fratura explosão associado à fixação pedicular curta;

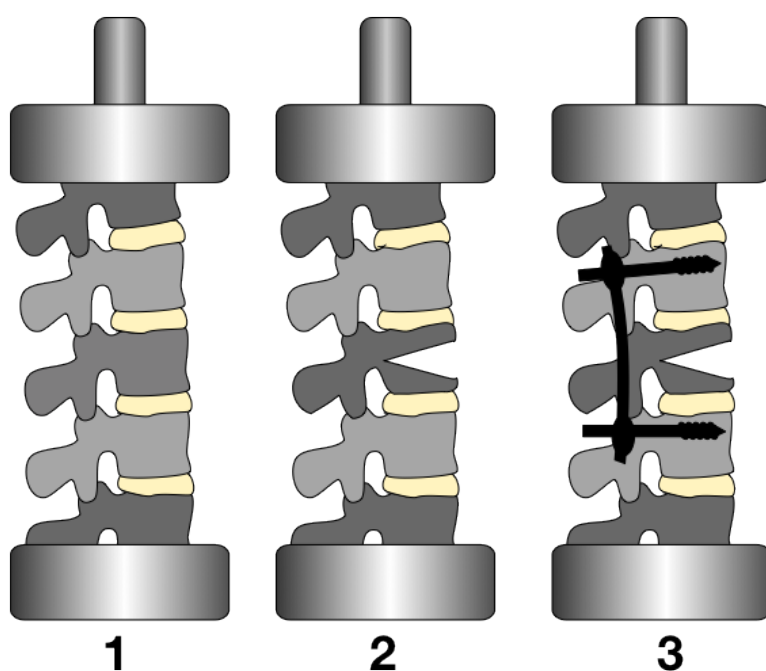


FIGURA 3 – GRUPOS DE ESTUDO

2.3 PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Todos os corpos de prova foram envolvidos em saco plástico duplo e armazenados em um freezer com temperatura de -20°C (Celsius). Antes da realização do teste biomecânico, foram descongelados em temperatura ambiente por 12 horas. Todos os tecidos musculares foram removidos, deixando-se intactos: as vértebras, os discos e os ligamentos espinhais. Para evitar a influência da exposição ao ar (ressecamento) no comportamento biomecânico, os corpos de prova foram umidificados com a borrifação manual de soro fisiológico (NaCl 0,9%) antes e durante os testes. Após a preparação dos corpos de prova conforme descrito acima, cada um foi aferido quanto às dimensões e peso. Para garantir a homogeneidade dos grupos, as amostras de coluna suínas obtidas tinham dimensões e pesos semelhantes. Foram então selecionados e divididos nos três grupos de forma randomizada (aleatoriamente), sendo identificados e numerados em ordem sequencial conforme a distribuição por grupo de estudo.

De acordo com *Wilke et al.*, o manuseio e a preparação das amostras desta forma, rotineiramente utilizada nas análises biomecânicas, não altera as características materiais do osso e das partes moles (*Wilke, Wenger et al.*, 1998). Este protocolo foi utilizado conforme preconizado pelos estudos biomecânicos descritos por *Lundin et al* e aceito como referência nos ensaios biomecânicos de coluna lombar de suínos (*Lundin, Ekstrom et al.*, 1998).

2.4 PRODUÇÃO DO MODELO DE FRATURA-EXPLOÇÃO

Para realizar a lesão simulando a fratura-explosão experimental utilizou-se do modelo que consiste na produção da falha óssea dos segmentos anterior e médio da coluna vertebral, conforme descrito por Denis como uma fratura-explosão (*Denis*, 1983). Este mesmo modelo foi utilizado em estudo biomecânico prévio (*Wang, Dai et al.*, 2008).

Após a aferição da altura (dimensão crânio-caudal) do corpo vertebral, foi então realizado a marcação do corpo vertebral para o corte ósseo em forma de cunha contendo um terço do volume do corpo vertebral. O processo de corte foi realizado de forma manual na estação de corte de um açougue local utilizando-se

uma serra de alta precisão de 2mm de espessura. O sentido do corte foi de ântero-posterior do corpo vertebral sob a marcação pré-determinada. Após o corte, retirou-se o bloco ósseo contendo o segmento anterior e médio da coluna vertebral com um terço do volume do corpo vertebral e portanto simulando a fratura-explosão (Wang, Dai *et al.*, 2008)(Figuras 4 e 5).

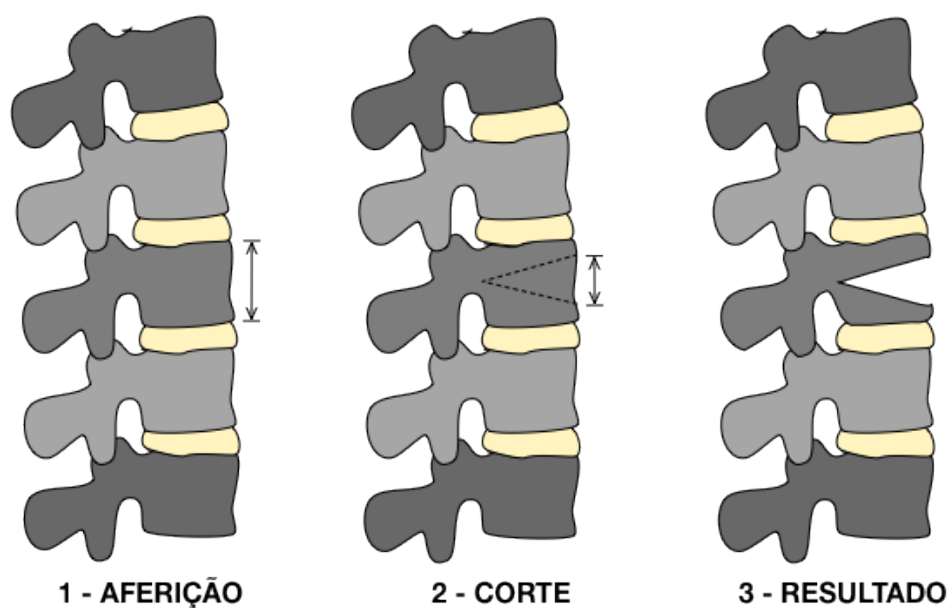


FIGURA 4 - REPRODUÇÃO DA FRATURA-EXPLOSÃO

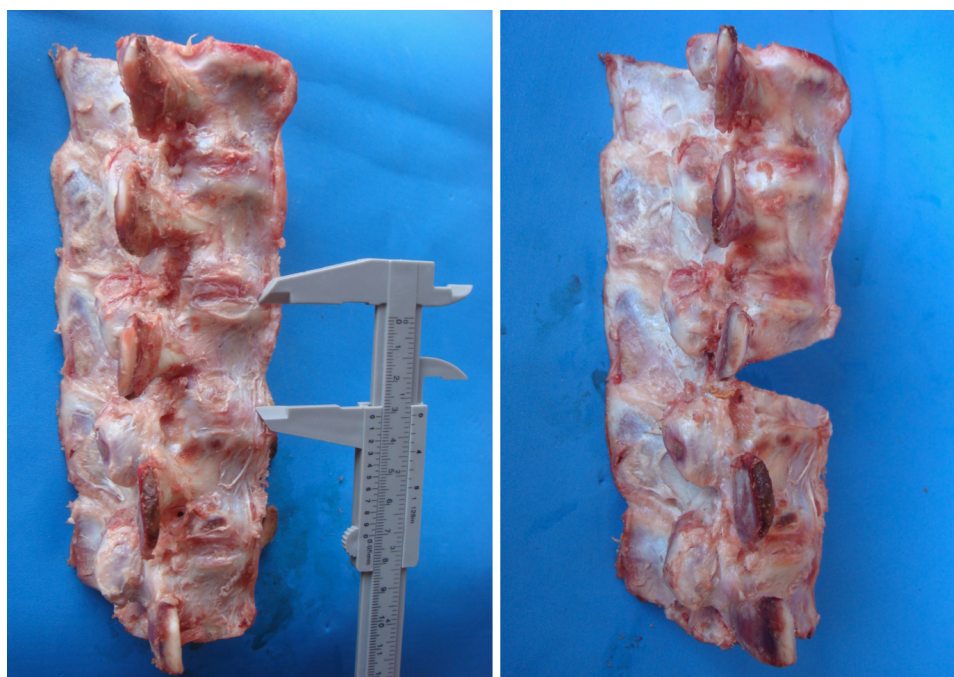


FIGURA 5 – AFERIÇÃO DO CORTE E CORTE REALIZADO NO CORPO DE PROVA

2.5 MÉTODO DE FIXAÇÃO PEDICULAR

Após o preparo dos corpos de prova e produção do modelo de fratura-exploração, foi realizada a fixação pedicular no Grupo 3.

O local para a inserção do Pino de Schanz (NeoOrtho Produtos Ortopédicos SA, Curitiba, PR, BRA) foi determinado de acordo com a técnica de *Magerl* descrita na literatura médica (Magerl, 1984). Foi realizada a perfuração do pedículo de forma manual, por uma sonda de 4mm de diâmetro com visualização direta do pedículo e do canal medular para que não houvesse quebra do pedículo ou mal-posicionamento do trajeto do Pino de Schanz. Após realizar a perfuração do pedículo, o Pino de Schanz foi inserido manualmente até que a ponta do Pino fosse visualizada tocando a cortical anterior do corpo vertebral, deste modo, não houveram diferenças na profundidade de inserção dos mesmos. Os Pinos de Schanz utilizados apresentaram cinco milímetros de diâmetro e 100 mm de comprimento (Figura 6).



FIGURA 6 – PINO DE SCHANZ + RÓTULA

Após inserção dos pinos, foram acoplados a rótula e as barras longitudinais do sistema de Pino de Schanz. Todo o sistema foi apertado e calibrado com o instrumental desenvolvido para este sistema (Figura 7). Todos os implantes (Pinos de Schanz, rótula conectora e barras longitudinais) eram do mesmo tipo de composto (liga de titânio).

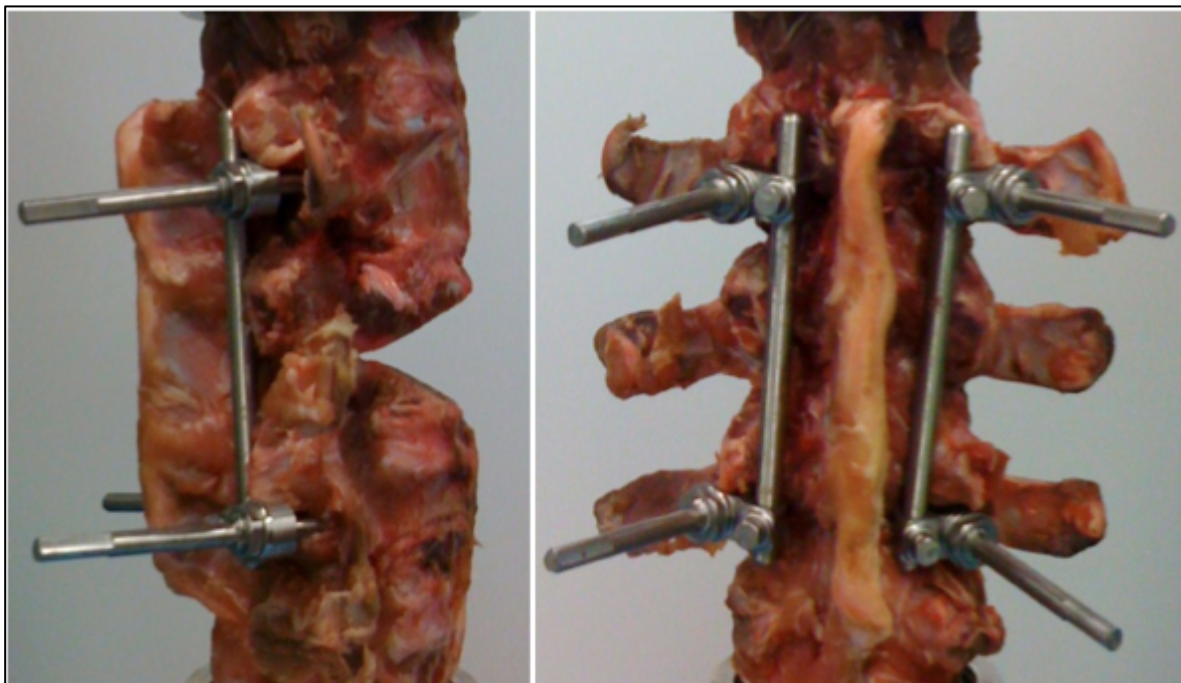


FIGURA 7 – MÉTODO DE FIXAÇÃO PEDICULAR – PERFIL (ESQUERDA) E POSTERIOR (DIREITA)

2.6 TESTE BIOMECÂNICO

O teste biomecânico foi realizado no Laboratório de Implantes e Materiais - LIM - da empresa NeoOrtho Implantes Ortopédicos, Curitiba, PR, BRA, sendo acompanhado por dois engenheiros biomecânicos responsáveis pelo manuseio e configuração da máquina de testes.

Para realizar a fixação da amostra na máquina de testes servo-hidráulico, modelo Instron 3382 (Instron Co., Norwood, MA, EUA), criou-se um dispositivo de acoplamento. Este dispositivo consistia em um suporte de metal em forma de copo com profundidade central de 15 mm sobre o qual o corpo de prova foi encaixado e fixado, sendo então acoplado à máquina de testes por uma rosca de metal na região superior do suporte.

A vértebra intermediária do segmento, L1, foi posicionada para se manter no plano horizontal após o acoplamento do dispositivo na máquina. O eixo de carga foi centralizado sobre o ligamento longitudinal posterior (LLP), local considerado como eixo axial do corpo vertebral (Baranto, Ekstrom *et al.*, 2005).

Após encaixe de todo o conjunto (dispositivo de acoplamento e amostra), a máquina de testes foi ligada e os parâmetros de força em Newtons (N) e deslocamento em milímetros (mm) foram zerados para calibragem do sistema (Figura 8).

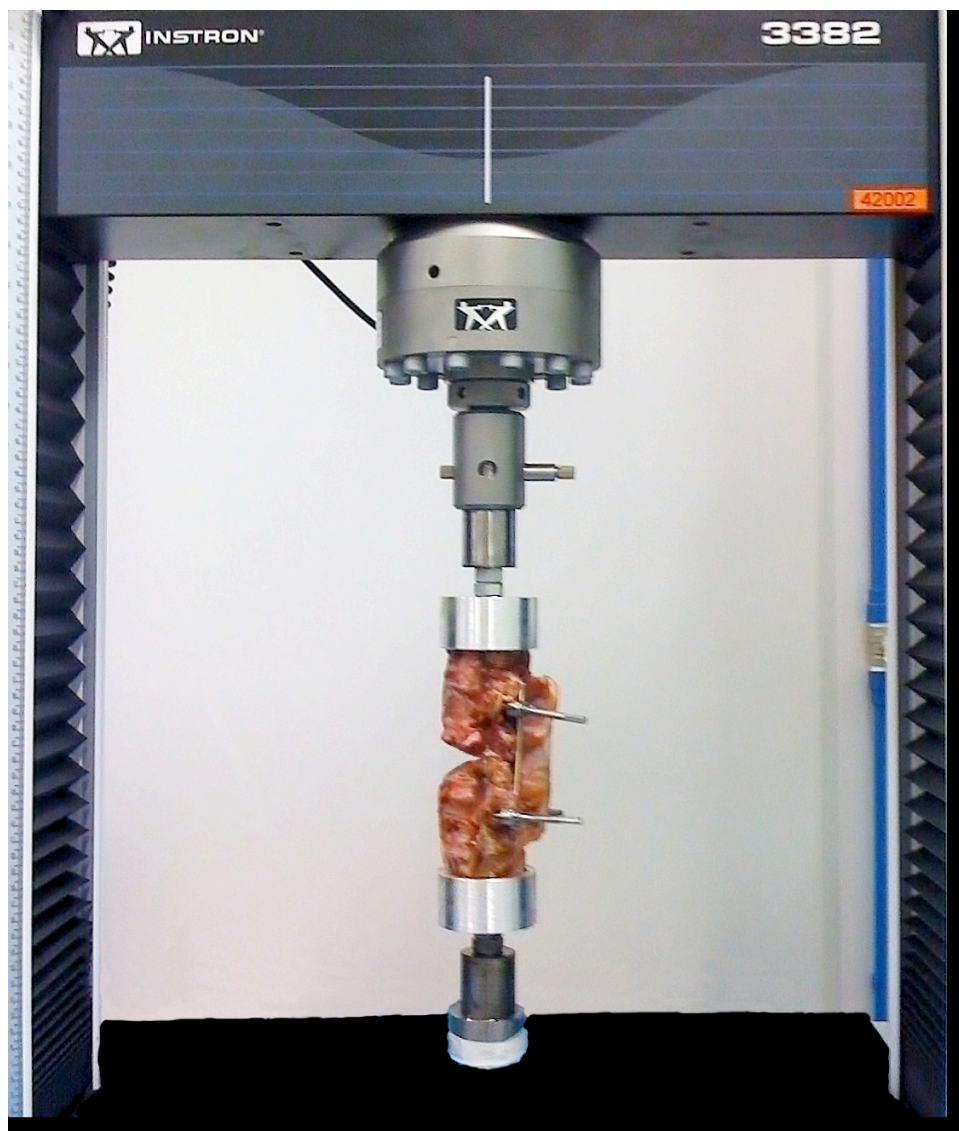


FIGURA 8 – AMOSTRA ACOPLADA NA MÁQUINA DE TESTES

O teste foi iniciado com uma taxa de deslocamento controlado de 25 mm/min. Os parâmetros de força e deslocamento foram automaticamente analisados pela máquina e os dados foram convertidos em um gráfico instantâneo (Figura 9). Estes parâmetros foram utilizados conforme estudo prévio de *Wang et al* (*Wang, Dai et al., 2008*).

2.7 DEFINIÇÃO DE FALHA DO CORPO DE PROVA

Define-se como falha do corpo de prova, quando a curva do gráfico (N/mm) apresentava uma queda súbita durante o teste (Baranto, Ekstrom *et al.*, 2005). O teste era então interrompido e o gráfico analisado preliminarmente (Figura 9).

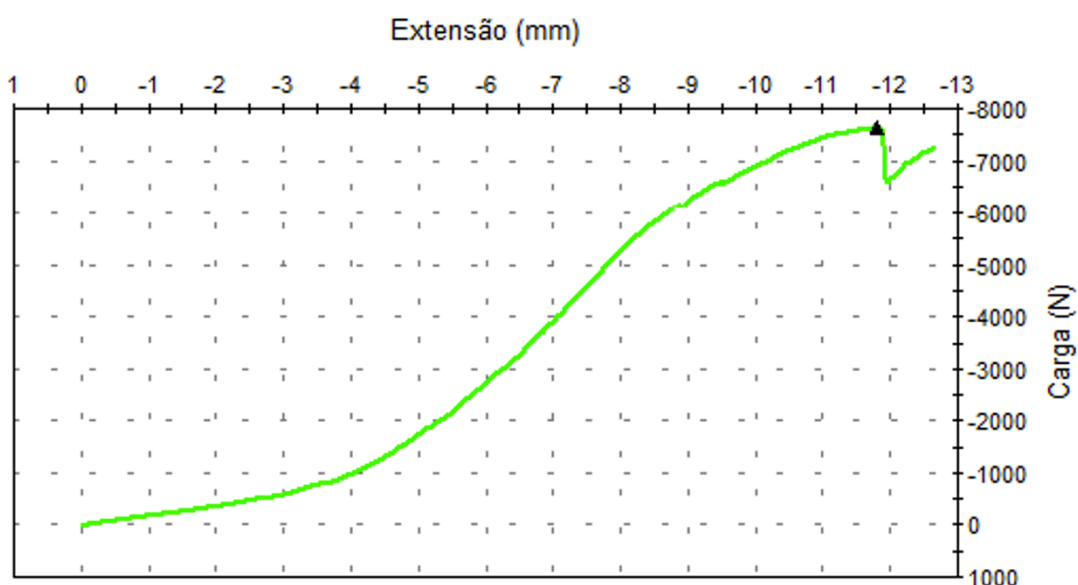


FIGURA 9 – EXEMPLO DO GRÁFICO DE ANÁLISE DO ENSAIO DE COMPRESSÃO DEMONSTRANDO A FALÊNCIA DA AMOSTRA – SETA PRETA.

2.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a coleta dos dados do gráfico de força (N) versus deslocamento (mm), foi gerado uma tabela com o resultado de cada grupo de testes (Grupo 1, 2 e 3). Esta tabela continha os valores mensurados: Carga (N), Deslocamento (mm) e a Rigidez (N/mm) na qual havia ocorrido a falha de cada amostra durante o teste biomecânico (Apêndice 1). Estes dados foram submetidos à análise estatística para validação das diferenças dos grupos do estudo.

Foi considerada como hipótese nula não haver diferença entre os grupos e a hipótese verdadeira se houver diferença estatística em todos os períodos de tempo mensurados (Rigidez). Considerou-se como estatisticamente significativo o valor de $p < 0,05$ no intervalo de confiança de 95% (IC-95%).

O teste de sobrevivência de Kaplan-Meier foi utilizado e descreve a diferença entre os grupos ao longo do período de tempo para a ocorrência do evento – teste descritivo. Neste estudo, o evento é caracterizado como a falência da amostra e o tempo é a Rigidez (N/mm) sobre a qual ocorreu o evento.

Para avaliar a significância estatística e permitir a comparação entre os grupos, procedemos tal como na análise clássica, analisando o valor de p ou o intervalo de confiança. Para o cálculo deste p , o teste de significância mais utilizado é o *Logrank test* – teste comparativo. Este teste compara o número de eventos observados em cada grupo com o número de eventos que seria esperado com base no número de eventos dos dois grupos combinados. O teste do *qui-quadrado* aproximado foi usado para testar a significância de uma expressão matemática envolvendo o número de eventos esperados e observados. Esta análise foi realizada utilizando-se o software Microsoft Excel 2010®.

3 RESULTADOS

3 RESULTADOS

Neste estudo foram considerados 30 corpos de prova de coluna toracolombar de suínos, divididos em três grupos homogêneos contendo 10 corpos de prova cada. A variável de interesse foi a Rigidez (N/mm) dos corpos de prova.

3.1 RESULTADOS DA RIGIDEZ DE CADA GRUPO

Os resultados dos testes estão descritos em tabela com os valores de Carga (N), Deslocamento (mm) e Rigidez (N/mm) dos grupos 1, 2 e 3 nos testes de compressão axial controlada. (Tabela 1, 2 e 3)

TABELA 1 – RESULTADOS – GRUPO 1 – VÉRTEBRA INTEGRAL (n=10)

	Carga(N)	Deslocamento (mm)	Rigidez(N/mm)
Média	6363,79	15,19	424,61
DP	508,68	2,00	62,01
Mínimo	5351,09	11,90	327,33
Máximo	7124,65	19,10	564,81

Nota: n = número de amostras, DP = desvio-padrão, mm = milímetros, N = Newtons

TABELA 2 - RESULTADOS – GRUPO 2 – MODELO DE FRATURA EXPLOSÃO (n=10)

	Carga(N)	Deslocamento (mm)	Rigidez(N/mm)
Média	2591,39	12,93	200,50
DP	896,64	3,15	45,56
Mínimo	1294,58	7,35	117,15
Máximo	4018,56	17,10	255,68

Nota: n = número de amostras, DP = desvio-padrão, mm = milímetros, N = Newtons

TABELA 3 - RESULTADOS – GRUPO 3 – FIXAÇÃO PEDICULAR CURTA (n=10)

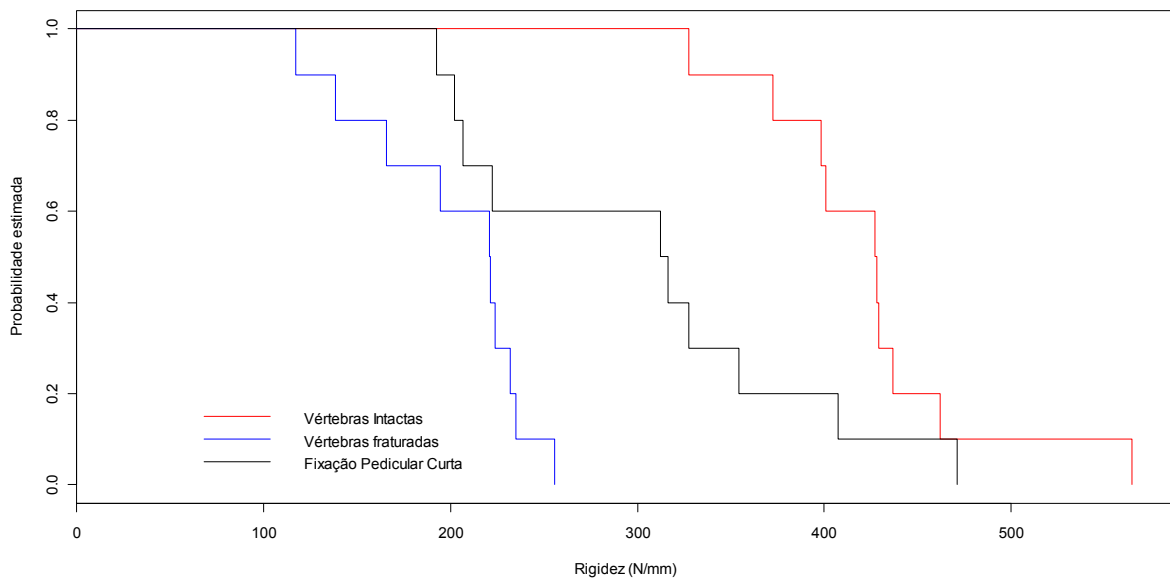
	Carga(N)	Deslocamento (mm ²)	Rigidez(N/mm)
Média	2968,84	10,05	301,24
DP	818,19	1,59	54,78
Mínimo	1835,91	8,25	192,33
Máximo	4264,80	13,76	471,24

Nota: n = número de amostras, DP = desvio-padrão, mm = milímetros, N = Newtons

3.2 ANÁLISE DESCRITIVA ENTRE OS GRUPOS 1, 2 E 3

Para descrever a diferença estatística entre a rigidez média de cada grupo o teste de Kaplan-Meier foi realizado (Ilustração 1).

ILUSTRAÇÃO 1 – CURVAS DE KAPLAN-MEIER – DESCRIÇÃO ESTATÍSTICA DA RIGIDEZ MÉDIA ENTRE OS GRUPOS



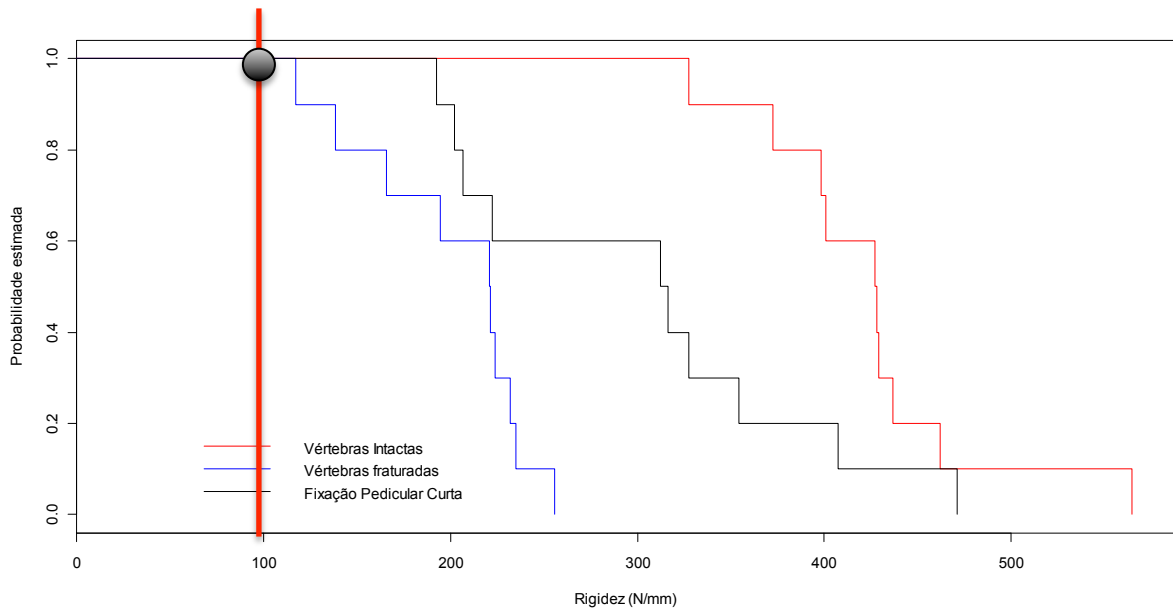
As curvas de Kaplan-Meier para os três tipos de coluna apresentados, indicam que possivelmente existe diferença estatística entre os Grupos 1, 2 e 3.

As curvas descrevem o tempo (Rigidez) em que os eventos (falência) ocorrem conforme cada grupo. Existem duas formas de se analisar estas curvas. A primeira consiste na análise global, ou seja, conforme toda a curva se apresenta na linha de tempo (desde o início até o final) em que os eventos ocorrem. A segunda forma consiste na análise destas curvas em períodos de tempo (Rigidez) semelhantes – traçando-se uma linha conforme o tempo a ser estudado e verificando-se a intersecção desta com as curvas.

Demonstramos três exemplos de análise dos resultados a seguir:

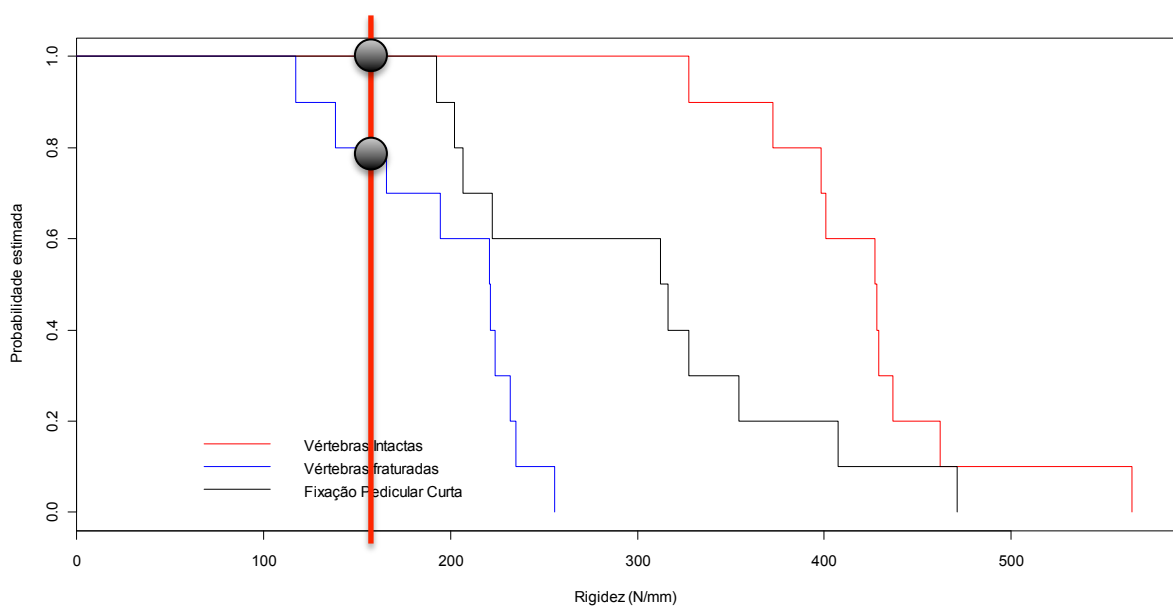
a) Análise 1 - Se traçarmos uma linha no tempo (Rigidez) de 100N/mm verificamos que tanto a curva do Grupo 1, do Grupo 2 e do Grupo 3 não apresentam diferença entre eles (Ilustração 2).

ILUSTRAÇÃO 2 – ANÁLISE 1 DESCRITIVA DOS RESULTADOS DA RIGIDEZ MÉDIA ENTRE OS GRUPOS



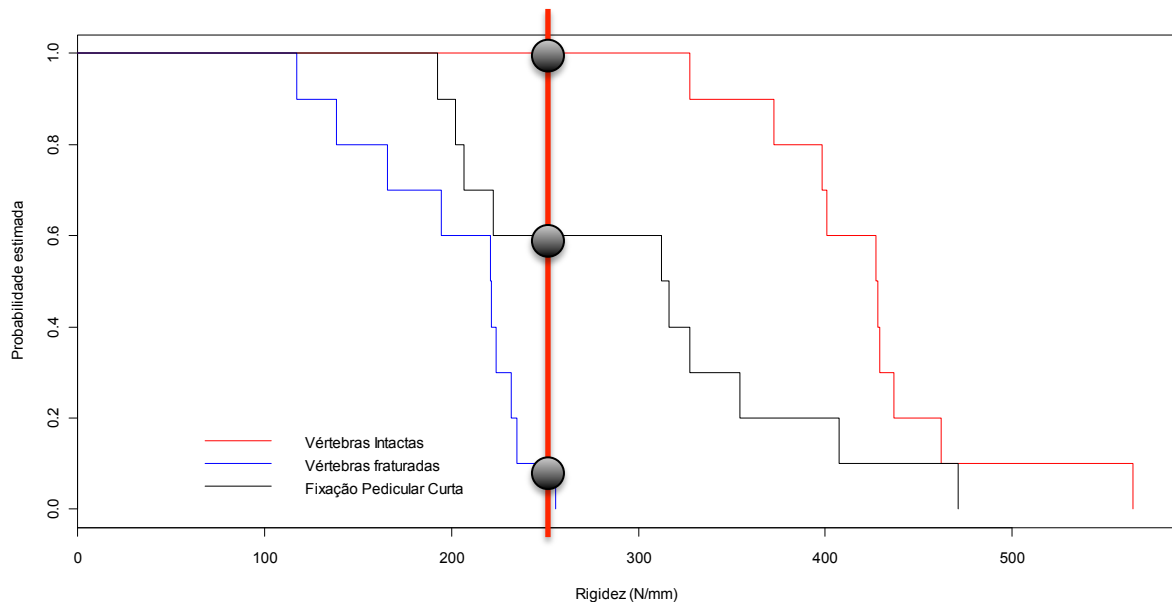
b) Análise 2 - Se traçarmos uma linha no tempo (Rigidez) de 150N/mm verificamos que houve diferença quantitativa entre o Grupo 1 e 2, porém não houve diferença entre o Grupo 1 e 3 (Ilustração 3).

ILUSTRAÇÃO 3 – ANÁLISE 2 DESCRITIVA DOS RESULTADOS DA RIGIDEZ MÉDIA ENTRE OS GRUPOS



c) Análise 3 - Se traçarmos uma linha no tempo (Rigidez) de 250N/mm verificamos que houve diferença quantitativa entre os três Grupos.

ILUSTRAÇÃO 4 - ANÁLISE 3 DESCRITIVA DOS RESULTADOS DA RIGIDEZ MÉDIA ENTRE OS GRUPOS



Portanto, podemos descrever que em determinados momentos (Análise 2 e 3) houve diferença quantitativa da rigidez entre os grupos e em outro momento (Análise 1) não houve diferença da rigidez entre os grupos.

3.3 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS GRUPOS 1, 2 E 3

Quando se compara grupos diferentes na análise de sobrevivência, é necessário uma evidência qualitativa da diferença estatística, sendo assim, foi utilizado um teste de significância de *Logrank* considerando um p-valor menor do que 0,05 como estatisticamente significativo.

Foi realizado o teste de *Logrank* para análise estatística entre os três grupos para avaliar se existe diferença qualitativa entre os grupos 1, 2 e 3 (Tabela 4).

TABELA 4 – TESTE DE LOGRANK – DIFERENÇA ESTATÍSTICA ENTRE OS GRUPOS 1, 2 E 3

	n	Observado	Esperado	(O-E) ² /E	(O-E) ² /V
Grupo 1	10	10	18,14	3,655	10,743
Grupo 2	10	10	3,15	14,857	19,784
Grupo 3	10	10	8,7	0,194	0,284
Chisq= 23,3 com 2 graus de confiança, p= 0,0000088					
Nota: n = número de testes, p<0,05 = diferença estatística					

Com p-valor = 0,0000088 conclui-se que há diferença significativa na rigidez de pelo menos um dos grupos. Para identificar quais dos grupos diferem entre si, foram comparados dois a dois.

3.4 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS GRUPOS 1 E 2

Quando comparados os Grupos 1 e 2, verificou-se que a rigidez do modelo de fratura-explosão (200,50N/mm) apresentou somente 47,22% da rigidez das vértebras intactas (424,61N/mm) durante o teste em compressão axial. Esta diferença foi estatisticamente significativa (p<0,05) (Tabela 5).

TABELA 5 - TESTE DE LOGRANK – DIFERENÇA ESTATÍSTICA ENTRE OS GRUPOS 1 E 2

	n	Observado	Esperado	(O-E) ² /E	(O-E) ² /V
Grupo 1	10	10	16,69	2,68	21,8
Grupo 2	10	10	3,31	13,5	21,8
Chisq= 21,8 com 1 grau of confiança, p= 0,0000297					
Nota: n = número de testes, p<0,05 = diferença estatística					

3.5 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS GRUPOS 2 E 3

A comparação entre os Grupos 2 e 3 (modelo de fratura-explosão versus modelo de fratura-explosão associado à fixação pedicular curta), foi observado que o Grupo 3 apresenta uma rigidez 50% maior do que o Grupo 2 (150,24%) durante o teste em compressão axial. Este aumento de 200,50 N/mm para 301,24 N/mm foi estatisticamente significativo (p<0,05) (Tabela 6).

TABELA 6 – TESTE DE LOGRANK – DIFERENÇA ESTATÍSTICA ENTRE OS GRUPOS 2 E 3

	n	Observado	Esperado	(O-E) ² /E	(O-E) ² /V
Grupo 2	10	10	5,46	3,77	6,4
Grupo 3	10	10	14,54	1,42	6,4
Chisq= 6,4 com 1 grau of confiança, p= 0,0114					
Nota: n = número de testes, p<0,05 = diferença estatística					

3.6 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE OS GRUPOS 1 E 3

Ao se efetuar as análises comparativas entre os Grupos 1 (424,61N/mm) e o Grupo 3 (301,24 N/mm), verificou-se que a rigidez da fixação pedicular curta é 70,94% do valor da rigidez das vértebras intactas. Estes dados indicam que a fixação pedicular curta não restaurou os valores da rigidez equivalente à vértebra intacta. Estas diferenças foram estatisticamente significativas (p<0,05) (Tabela 7).

TABELA 7 - TESTE DE LOGRANK – DIFERENÇA ESTATÍSTICA ENTRE OS GRUPOS 1 E 3

	n	Observado	Esperado	(O-E) ² /E	(O-E) ² /V
Grupo 1	10	10	14,17	1,23	4,58
Grupo 3	10	10	5,83	2,99	4,58
Chisq= 4,6 com 1 grau of confiança, p= 0,0324					
Nota: n = número de testes, p<0,05 = diferença estatística					

4 DISCUSSÃO

4 DISCUSSÃO

Quando ocorre uma fratura do tipo explosão, devido à lesão da porção anterior e média do corpo vertebral, a coluna vertebral não transfere carga tão efetivamente quanto a coluna intacta. Portanto, o tratamento cirúrgico torna-se necessário para restaurar a estabilidade mecânica da estrutura óssea nestes casos. Uma das técnicas utilizadas é a fixação pedicular curta, porém este tipo de fixação pode levar à falência da instrumentação ou perda da redução das fraturas durante a fase inicial do tratamento da fratura-explosão (Verlaan, Diekerhof *et al.*, 2004). A análise biomecânica deste tipo de fixação em estudos controlados é importante para estudar os motivos de tal falência, entre eles: falta de suporte da coluna anterior e média, quebra do material de síntese e soldura entre os componentes utilizados (pinos, rótula e barra).

Para simular a fratura-explosão, optou-se pelo modelo que consiste na ressecção do segmento anterior e médio da coluna toracolombar, baseado no conceito de *Denis* de que esta lesão proporciona instabilidade da coluna vertebral. Até a determinação do tipo de defeito na primeira vértebra lombar da coluna de suínos, foram testados vários tipos de modelos de fratura-explosão, incluindo a realização de um corte em forma de cunha com um sexto do volume do corpo vertebral, assim como realizado no estudo de *Wang et al*, porém os resultados não foram consistentes e apresentavam alto índice de discordância, assim como um desvio padrão fora do que estipulado pela análise estatística. Foi então testado e utilizado outro modelo do estudo de *Wang et al* que consistia na ressecção em cunha de um terço da altura do corpo vertebral. Este modelo demonstrou-se capaz de reproduzir a fratura-explosão ocasionando instabilidade vertebral, de forma consistente, com baixo índice de erro metodológico dentro do grau de confiança estipulado previamente na análise estatística. Os nossos resultados demonstraram que este modelo de fratura-explosão utilizado apresentou rigidez inferior a 47% da rigidez da coluna intacta - dentro dos parâmetros estatísticos estipulados - portanto, consideramos que este modelo de fratura ocasionou instabilidade suficiente para análise biomecânica deste estudo.

Os resultados dos testes de compressão axial foram semelhantes aos encontrados na literatura. *Wang et al* realizaram um estudo utilizando coluna

vertebral de suínos, no qual se avaliou a rigidez biomecânica de colunas intactas e colunas com a fratura-explosão, nestes casos *Wang et al* simularam dois tipos de fratura (envolvendo $\frac{1}{3}$ e $\frac{1}{6}$ do volume do corpo vertebral) associadas a fixação pedicular curta. Os resultados do grupo das vértebras intactas submetidas a compressão axial obtidos por *Wang et al*, apresentou a rigidez média de 464 ± 65 N/mm enquanto a rigidez média nas amostras do presente estudo foi de 424 ± 62 N/mm. O grupo das vértebras fraturadas que envolviam um terço do corpo vertebral associada a fixação pedicular curta apresentou rigidez média de 170 ± 25 N/mm no estudo de *Wang et al* e 301 ± 94 N/mm no nosso estudo. Esta diferença pode ter sido ocasionada porque *Wang et al* realizou a simulação da fratura-explosão com o corte ósseo em forma de cunha envolvendo um terço do corpo vertebral, deixando intacta a cortical posterior do corpo vertebral (ângulo superior da cunha óssea) e após o corte, realizou um ensaio em compressão para finalizar a fratura (quebra da cortical posterior do corpo vertebral). O nosso estudo, porém, simulou a fratura-explosão com a ressecção de um bloco ósseo em cunha por completo (envolvendo tanto a cortical anterior e posterior do corpo vertebral). Não realizamos o ensaio em compressão, para finalizar a fratura, pois tivemos a intenção de padronizar a instabilidade minimizando a possibilidade de erro metodológico, visto que quando se finaliza a quebra da cortical posterior do corpo vertebral pelo ensaio em compressão, nem todas as fraturas ocorrem de forma igual.

Vários autores compararam grupos envolvendo as vértebras intactas e as vértebras com modelo de fratura-explosão associadas a fixação pedicular posterior. O que se observou é que, tanto nos estudos de *Wang et al*, *Van Dieen et al* quanto no nosso estudo, a fixação pedicular curta não foi capaz de restaurar a rigidez biomecânica equivalente a coluna intacta (*Van Dieen, Van Der Veen et al.*, 2006; *Wang, Dai et al.*, 2008). No estudo publicado por *Wabba et al*, também foi demonstrado que a fixação pedicular curta não restaurou a rigidez biomecânica em testes de rotação axial, flexão e extensão quando comparado com a vértebra intacta (*Wahba, Bhatia et al.*, 2010). Este estudo utilizou como modelo experimental a coluna vertebral de cadáveres humanos e realizou a ressecção de todo o corpo vertebral (corpectomia) para simular a fratura-explosão, com o objetivo de criar a instabilidade vertebral da amostra.

A coluna toracolombar do suíno adulto apresenta características morfológicas e biomecânicas semelhantes ao do ser humano mesmo sendo um animal quadrúpede (Busscher, Van Der Veen *et al.*, 2010). No estudo comparativo realizado por Smit *et al.*, os animais quadrúpedes apresentam uma força axial em compressão maior do que humanos ocasionando a uma densidade óssea vertebral maior (Lei de Wolff), portanto ambas colunas apresentam uma carga de força axial ao longo do eixo vertebral equivalente, concluindo-se que para nível de pesquisa em cargas axiais de compressão, as amostras de quadrúpedes são apropriadas (Smit, 2002). Outro estudo demonstra que o padrão de mobilidade da coluna humana é diferente quando comparado com o de outros espécimes de animais (cabra, ovelha e porco jovem), porém as cargas em compressão axial são semelhantes (Kettler, Liakos *et al.*, 2007). Como foi realizado somente o teste em compressão axial ao longo do eixo vertebral e o propósito não foi a comparação entre coluna de humanos e de suínos, há evidências de que a opção pela coluna de suínos foi apropriada para este estudo. Optamos pela utilização de amostras de suíno, devido às dificuldades técnicas de obtenção de espécimes humanos, respeitando a legislação vigente e suas restrições adicionais. Visando homogeneidade das amostras, todas foram pré-selecionadas de acordo com o peso e dimensões semelhantes. As amostras heterogêneas foram descartadas. A divisão das amostras foi realizada de forma aleatória entre os grupos distintos.

Todos os instrumentais (pinos de Schanz, rótula conectora e barra longitudinal) foram retirados após cada teste e a integridade do material foi analisada de forma macroscópica (visual). Não houve falha, quebra ou deformidade plástica em nenhum dos instrumentais utilizados e nas conexões entre eles (barra-rótula, pino-rótula), demonstrando que o instrumental utilizado não foi responsável pela diferença de rigidez entre os grupos. Esta análise nos permite considerar que esta diferença entre a coluna intacta (Grupo 1) e a coluna fraturada com fixação pedicular curta (Grupo 3), pode ser ocasionada pela falta de suporte anterior e médio da coluna vertebral e/ou a relação entre o tamanho da área de contato da interface pino-osso.

Uma das hipóteses aventadas após este estudo seria a avaliação da área de interface pino-osso. A interface pino-osso, sempre foi considerada como área crítica de contato, exercendo uma relação direta do tamanho da área de contato e

transferência de carga para o implante. Considerando-se que esta área de contato fosse maior, a transferência da carga seria maior distribuída para o implante, conseqüentemente diminuindo a carga sobre o segmento fraturado. Este deve ser um dos motivos que a fixação pedicular longa tem se demonstrado superior a fixação pedicular curta em termos de rigidez biomecânica (An, Singh *et al.*, 2004; Mclain, 2006). A fixação pedicular longa envolve múltiplos níveis, divide portanto a carga entre todos os segmentos instrumentados, conseqüentemente diminui a carga individual na interface pino-osso de cada segmento. Uma das alternativas à fixação pedicular longa e que aumentaria a área de interface pino-osso, seria a fixação pedicular curta adicionando-se a fixação ao nível da fratura (fixação segmentar ou intermediária). Estudo publicado por *Hart et al* demonstrou que em colunas íntegras submetidas à fixação segmentar ocorre um aumento da rigidez do conjunto, o que nos parece óbvio pois apenas acrescenta um ponto de fixação (interface pino-osso) sem promover a perda de mobilidade de segmentos adicionais. Este estudo porém não realizou a análise deste tipo de fixação segmentar em condições que simulassem a fratura-explosão toracolombar (*Hart, Hettwer et al.*, 2006). Portanto, mais estudos são necessários para avaliar a rigidez biomecânica de a fixação pedicular curta segmentar em situações que simulem a fratura-explosão toracolombar.

Algumas limitações deste estudo são observadas. A primeira diz respeito ao tipo teste biomecânico realizado. A coluna vertebral está sujeita as cargas em diversos planos: horizontal, vertical e rotacional. *Haher et al* demonstraram que a ressecção da coluna anterior e média da coluna vertebral reduz a capacidade de transferência de carga em 73% quando submetidos a uma carga em compressão-flexão quando comparados com a coluna intacta (*Haher, Felmy et al.*, 1989). Isto demonstra que a rigidez biomecânica da coluna vertebral é menor em compressão-flexão quando comparado a testes em compressão axial pura. Utilizamos o teste de compressão axial pura, portanto para uma compreensão maior da falência da fixação pedicular curta, pode ser necessário à realização de testes biomecânicos com cargas compressivas associadas à flexão. Outra limitação deste estudo diz respeito ao modelo de fratura-explosão realizado. Algumas fraturas do tipo explosão ocasionam lesão da coluna posterior (laminas, facetas, pedículos vertebrais e ligamentos posteriores) além da lesão da coluna anterior e média. A reprodução este

tipo de lesão complexa seria ideal para a validação das teorias do mecanismo da lesão, porém não seria consistente a reprodução seriada em testes experimentais, resultando em uma variabilidade acentuada de lesões. Portanto, para criar um padrão consistente de lesão, foi realizado neste estudo, um corte ósseo da coluna anterior e média de forma padronizada, permitindo simular a instabilidade neste tipo de fratura com o mínimo de erro metodológico. Estudos que reproduzissem a fratura-exploração das três colunas (anterior, média e posterior) de forma padronizada são necessários para avaliar o comportamento biomecânico da fixação pedicular curta. Outra limitação envolve a utilização de coluna toracolombar de suínos e não de humanos. Existe diferença anatômica e mecânica entre a coluna de suíno e a de humanos, porém vários estudos foram publicados demonstrando que para testes biomecânicos, a utilização deste tipo de coluna é apropriada (Busscher, Van Der Veen *et al.*, 2010). A quarta limitação é que o ambiente *in vivo* é parcialmente reproduzido pelos estudos *in vitro*, como realizado neste estudo.

5 CONCLUSÕES

5 CONCLUSÕES

Pode-se concluir que:

1. A rigidez biomecânica da fixação pedicular curta nos modelos de fratura-explosão em coluna toracolombar de suíno foi de 301,24N/mm;
2. A fixação pedicular curta no modelo de fratura-explosão apresentou rigidez (301,24N/mm) - 50% maior do que a rigidez do modelo de fratura-explosão (200,50N/mm), sendo esta diferença estatisticamente significativa;
3. A fixação pedicular curta (301,24N/mm) apresentou rigidez equivalente à 70% da rigidez da vértebra intacta (424,61N/mm), portanto, não proporciona rigidez suficiente para restaurar a estabilidade equivalente à vértebra intacta durante os testes biomecânicos de compressão axial pura *in vitro* em modelos de fratura-explosão de suínos.

REFERÊNCIAS

AKALM, S. et al. Results of the AO spinal internal fixator in the surgical treatment of thoracolumbar burst fractures. **Eur Spine J**, v. 3, n. 2, p. 102-6, 1994. ISSN 0940-6719 (Print)

ALTMAN, G. H. et al. Cell differentiation by mechanical stress. **FASEB J**, v. 16, n. 2, p. 270-2, Feb 2002. ISSN 1530-6860 (Electronic)

AN, H. S. et al. Biomechanical evaluation of contemporary posterior spinal internal fixation configurations in an unstable burst-fracture calf spine model: special references of hook configurations and pedicle screws. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 29, n. 3, p. 257-62, Feb 1 2004. ISSN 1528-1159 (Electronic)

BARANTO, A. et al. Vertebral fractures and separations of endplates after traumatic loading of adolescent porcine spines with experimentally-induced disc degeneration. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 10, p. 1046-54, Dec 2005. ISSN 0268-0033 (Print)

BUSSCHER, I. et al. In vitro biomechanical characteristics of the spine: a comparison between human and porcine spinal segments. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 35, n. 2, p. E35-42, Jan 15 2010. ISSN 1528-1159 (Electronic)

DENIS, F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 8, n. 8, p. 817-31, Nov-Dec 1983. ISSN 0362-2436 (Print)

DIMITRIOU, R. et al. Bone regeneration: current concepts and future directions. **BMC Med**, v. 9, p. 66, 2011. ISSN 1741-7015 (Electronic)

ESSES, S. I.; BOTSFORD, D. J.; KOSTUIK, J. P. Evaluation of surgical treatment for burst fractures. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 15, n. 7, p. 667-73, Jul 1990. ISSN 0362-2436 (Print)

GERTZBEIN, S. D. Scoliosis Research Society. Multicenter spine fracture study. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 17, n. 5, p. 528-40, May 1992. ISSN 0362-2436 (Print)

HAHER, T. R. et al. The contribution of the three columns of the spine to rotational stability. A biomechanical model. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 14, n. 7, p. 663-9, Jul 1989. ISSN 0362-2436 (Print)

HART, R. et al. Mechanical stiffness of segmental versus nonsegmental pedicle screw constructs: the effect of cross-links. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 31, n. 2, p. E35-8, Jan 15 2006. ISSN 1528-1159 (Electronic)

HOLDSWORTH, F. Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. **J Bone Joint Surg Am**, v. 52, n. 8, p. 1534-51, Dec 1970. ISSN 0021-9355 (Print)

HOLDSWORTH, F. W.; HARDY, A. Early treatment of paraplegia from fractures of the thoraco-lumbar spine. **J Bone Joint Surg Br**, v. 35-B, n. 4, p. 540-50, Nov 1953. ISSN 0301-620X (Print)

HU R, M. C., BURNS C. Epidemiology of incidental spine fracture in a complete population. **Spine**, v. 21, p. 492-499, 1996.

JAGODZINSKI, M.; KRETTEK, C. Effect of mechanical stability on fracture healing--an update. **Injury**, v. 38 Suppl 1, p. S3-10, Mar 2007. ISSN 0020-1383 (Print)

KALFAS, I. H. Principles of bone healing. **Neurosurg Focus**, v. 10, n. 4, p. E1, 2001. ISSN 1092-0684 (Electronic)

KETTLER, A. et al. Are the spines of calf, pig and sheep suitable models for pre-clinical implant tests? **Eur Spine J**, v. 16, n. 12, p. 2186-92, Dec 2007. ISSN 1432-0932 (Electronic)

KLEIN, P. et al. The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions. **J Orthop Res**, v. 21, n. 4, p. 662-9, Jul 2003. ISSN 0736-0266 (Print)

KOROVESSIS, P. G.; BAIKOUSIS, A.; STAMATAKIS, M. Use of the Texas Scottish Rite Hospital instrumentation in the treatment of thoracolumbar injuries. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 22, n. 8, p. 882-8, Apr 15 1997. ISSN 0362-2436 (Print)

LUNDIN, O. et al. Injuries in the adolescent porcine spine exposed to mechanical compression. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 23, n. 23, p. 2574-9, Dec 1 1998. ISSN 0362-2436 (Print)

MAGERL, F. P. Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. **Clin Orthop Relat Res**, n. 189, p. 125-41, Oct 1984. ISSN 0009-921X (Print)

MCLAIN, R. F. The biomechanics of long versus short fixation for thoracolumbar spine fractures. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 31, n. 11 Suppl, p. S70-9; discussion S104, May 15 2006. ISSN 1528-1159 (Electronic)

MODI, H. N. et al. Two levels above and one level below pedicle screw fixation for the treatment of unstable thoracolumbar fracture with partial or intact neurology. **J Orthop Surg Res**, v. 4, p. 28, 2009. ISSN 1749-799X (Electronic)

PILITSIS, J. G.; LUCAS, D. R.; RENGACHARY, S. S. Bone healing and spinal fusion. **Neurosurg Focus**, v. 13, n. 6, p. e1, Dec 15 2002. ISSN 1092-0684 (Electronic)

SCHELL, H. et al. The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability. **J Orthop Res**, v. 23, n. 5, p. 1022-8, Sep 2005. ISSN 0736-0266 (Print)

SHEN, W. J.; LIU, T. J.; SHEN, Y. S. Nonoperative treatment versus posterior fixation for thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 26, n. 9, p. 1038-45, May 1 2001. ISSN 0362-2436 (Print)

SMIT, T. H. The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine - biomechanical considerations. **Eur Spine J**, v. 11, n. 2, p. 137-44, Apr 2002. ISSN 0940-6719 (Print)

TEZEREN, G.; KURU, I. Posterior fixation of thoracolumbar burst fracture: short-segment pedicle fixation versus long-segment instrumentation. **J Spinal Disord Tech**, v. 18, n. 6, p. 485-8, Dec 2005. ISSN 1536-0652 (Print)

VAN DIEEN, J. H. et al. Fatigue failure in shear loading of porcine lumbar spine segments. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 31, n. 15, p. E494-8, Jul 1 2006. ISSN 1528-1159 (Electronic)

VERLAAN, J. J. et al. Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine: a systematic review of the literature on techniques, complications, and outcome. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 29, n. 7, p. 803-14, Apr 1 2004. ISSN 1528-1159 (Electronic)

WAHBA, G. M. et al. Biomechanical evaluation of short-segment posterior instrumentation with and without crosslinks in a human cadaveric unstable

thoracolumbar burst fracture model. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 35, n. 3, p. 278-85, Feb 1 2010. ISSN 1528-1159 (Electronic)

WANG, X. Y. et al. Biomechanical effect of the extent of vertebral body fracture on the thoracolumbar spine with pedicle screw fixation: an in vitro study. **J Clin Neurosci**, v. 15, n. 3, p. 286-90, Mar 2008. ISSN 0967-5868 (Print)

WILKE, H. J.; WENGER, K.; CLAES, L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. **Eur Spine J**, v. 7, n. 2, p. 148-54, 1998. ISSN 0940-6719 (Print)

APÊNDICE 1

APÊNDICE 1 - TABELA DE DADOS

RESULTADOS DOS TESTES BIOMECANICOS

N.	GRUPO 1 – Vértebras Intactas			GRUPO 2 – Vértebras fraturadas			GRUPO 3 – Fixação Pedicular Curta		
	Carga (N)	Deslocam (mm)	Rigidez (N/mm)	Carga (N)	Deslocam (mm)	Rigidez (N/mm)	Carga (N)	Deslocam (mm)	Rigidez (N/mm)
1	5351.093	14.358	372.691	1294.581	11.050	117.157	2116.397	10.233	206.821
2	6254.615	19.108	327.330	2207.300	15.942	138.458	1835.917	8.258	222.320
3	6725.849	11.908	564.818	1793.821	10.833	165.589	2778.126	8.889	312.535
4	6251.982	14.608	427.983	2242.492	11.517	194.711	2131.623	11.083	192.333
5	6726.625	14.567	461.771	3142.674	14.217	221.050	4112.601	10.100	407.188
6	6548.897	15.271	428.845	2351.360	10.617	221.471	3302.693	10.442	316.289
7	6104.354	13.986	436.462	3738.156	16.683	224.070	2779.978	13.766	201.945
8	6674.845	15.638	426.835	3245.691	13.998	231.868	4264.804	9.050	471.249
9	5874.987	14.745	398.439	4018.569	17.100	235.004	3023.837	8.533	354.370
10	7124.652	17.769	400.960	1879.310	7.350	255.688	3342.510	10.210	327.376
Media	6363.790	15.196	424.613	2591.395	12.931	200.507	2968.849	10.056	301.243
SD	508.689	2.001	62.019	896.64	3.16	45.56	818.194	1.597	94.781