UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

MAXIMILIANO AGUIAR PORTO

Estudo experimental "*in vivo*" da comparação biomecânica e histomorfométrica de parafusos cervicais anteriores automacheantes e autoperfurantes nas fases aguda e crônica da inserção

> Ribeirão Preto-SP 2011

MAXIMILIANO AGUIAR PORTO

Estudo experimental "*in vivo*" da comparação biomecânica e histomorfométrica de parafusos cervicais anteriores automacheantes e autoperfurantes nas fases aguda e crônica da inserção

> Tese apresentada ao Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

> Área de Concentração: Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação – Opção: Ortopedia e Traumatologia

> Orientador: Prof. Dr. Helton Luiz Aparecido Defino

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Porto, Maximiliano Aguiar

Estudo experimental "*in vivo*" da comparação biomecânica e histomorfométrica de parafusos cervicais anteriores automacheantes e autoperfurantes nas fases aguda e crônica da inserção. Ribeirão Preto, 2011.

78 f. : il. ; 30 cm

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pósgraduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação – Opção: Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Defino, Helton Luiz Aparecido

1. Coluna vertebral 2. Parafusos ósseos. 3. Osseointegração 4. Biomecânica. 5. Histologia

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Maximiliano Aguiar Porto

Título: Estudo experimental "*in vivo*" da comparação biomecânica e histomorfométrica de parafusos cervicais anteriores automacheantes e autoperfurantes nas fases aguda e crônica da inserção

Tese apresentada ao Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências. Área de Concentração: Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação – Opção: Ortopedia e Traumatologia.

Aprovado em:

Prof. Dr		
Instituição:	Assinatura:	
Prof. Dr		
Instituição:	Assinatura:	
Prof. Dr		
Instituição:	Assinatura:	
Prof. Dr		
Instituição:	Assinatura:	
Prof. Dr		
Instituição:	Assinatura:	

Banca Examinadora

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família, representada pelos meus pais. Estes, desde a minha infância, me fizeram perceber a importância dos estudos na vida do ser humano por meio de uma semente de valores plantada, regada e tão bem cuidada, que acaba por transformar-se numa árvore de fortes raízes.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Helton L. A. Defino, titular e chefe do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, pelos ensinamentos no desenvolvimento de pesquisa em alto nível na área de coluna vertebral. Pelo exemplo de seriedade, tenacidade e dedicação ao trabalho de qualidade. Pela oportunidade e confiança depositada em mim na realização prática das soluções aos questionamentos provenientes de sua linha de pesquisa.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por permitir serenidade nos meus pensamentos.

Ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano**, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor (DBMRAL), pela prestatividade na transmissão de seus indispensáveis conhecimentos.

Ao **Prof. Dr. José B. Volpon**, Titular do DBMRAL, por disponibilizar as dependências do Laboratório de Bioengenharia.

Ao **Prof. Dr. Luiz A. Salata**, Faculdade de Odontologia, por disponibilizar o Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial e Periodontia..

Ao **Prof. Dr. Francisco José Albuquerque de Paula,** do serviço de Endocrinologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, pela contribuição na realização dos exames de densitometria óssea.

À mestra (DBMRAL) **Patrícia Silva**, pela parceria imprescindível e incondicional na realização dos experimentos e avaliação de resultados desta pesquisa.

Ao doutor (DBMRAL) **Rodrigo Rosa**, pela disponibilidade em transmitir experiências.

Ao amigo e médico assistente do Hospital das Clínicas **Fernando Herrero**, por atuar como um irmão nos momentos difíceis desta caminhada.

À mestra (DBMRAL) **Pamela Nabarro**, pelo suporte essencial nas etapas necessárias à conclusão desta caminhada.

Ao técnico em histologia Sebastião Bianco, pela participação técnica.

Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia Luiz Henrique A. Pereira, Felipe A. Cerni, Francisco C. Mazzocato, Reginaldo Trevilato e Maria Terezinha de Moraes, pela experiência transmitida e parceria sempre solícita.

À funcionária do DBMRAL **Rosa Brittes**, pela contribuição inestimável na qualidade de apresentação gráfica.

Às funcionárias do DBMRAL **Fátima Feitosa de Lima, Elisângela Bernardi e Cleonice Galão** pela prestatividade na transmissão de informações.

À funcionária **Daiane Roza**, do CEMEQ, Centro de Métodos Quantitativos, por todo apoio nas análises estatísticas sem poupar esforços.

À Adriana Luisa Gonçalves de Almeida, do laboratório de análise de imagens microscópicas da Faculdade de Odontologia, pela parceria neste estudo.

Ao **CNPQ** (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo apoio na realização deste estudo.

EPÍGRAFE

"A curiosidade é mais importante que o conhecimento."

Albert Einstein

RESUMO

PORTO, M. A. Estudo experimental "*in vivo*" da comparação biomecânica e histomorfométrica de parafusos cervicais anteriores automacheantes e autoperfurantes nas fases aguda e crônica da inserção. 2011. 78f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

Objetivo: Estudo experimental "*in vivo*" destinado a comparar o torque de inserção, a resistência ao arrancamento e a interface osso-implante de parafusos cervicais anteriores automacheantes e autoperfurantes imediatamente e oito semanas após inserção na coluna cervical (C2-C6). Métodos: Foram utilizadas 30 vértebras cervicais (C2-C6) provenientes de seis carneiros deslanados da raca Santa Inês (massa corporal média:35.7±4.8kg)(n=30 vértebras). Uma de cada modalidade de parafuso (automacheante e autoperfurante) foi destinada para cada um dos cinco níveis espinhais (C2-C6) aos pares. O torque de inserção dos parafusos foi mensurado por meio de um torquímetro. Três animais foram sacrificados imediatamente depois da inserção dos parafusos (fase aguda) e três animais após oito semanas (fase crônica). As vértebras foram aleatoriamente destinadas para testes biomecânicos de resistência ao arrancamento e análise histomorfométrica para avaliar a interface osso-implante (porcentagem de contato ósseo à região rosqueada do implante, área óssea dentro dos passos de rosca e fora dos passos de rosca). Os parâmetros biomecânicos e histomorfométricos foram analisados estatisticamente pelo modelo linear de efeitos mistos (p<0,05). Resultados: O torque de inserção necessário para parafusos autoperfurantes (0,518±0,051N.m) foi maior que o requerido para implantes automacheantes (0,047±0,013N.m) (p=0,0001). A resistência ao arrancamento dos parafusos autoperfurantes foi significativamente superior que a observada nos parafusos automacheantes na fase aguda (473,44±81,47N vs 237,12±N – p=0,0001) e crônica (595,75±75N vs 430,02±101,47N – p=0,0003). A porcentagem de contato ósseo à região rosqueada e a área óssea dentro do passo de rosca foram significativamente maiores nos testes de parafusos autoperfurantes nas fases aguda e crônica. Não foi observada diferença estatística na área óssea mensurada na região fora dos passos de rosca de parafusos autoperfurantes e automacheantes nas fases aguda e crônica da inserção dos implantes. **Conclusão:** O desenho de parafuso autoperfurante utilizado neste estudo apresentou maior torque de inserção e promove melhor ancoragem que o implante automacheante nas fases aguda (imediata) e crônica (oito semanas) após a inserção. A porcentagem de contato ósseo ao implante e a densidade óssea dentro do passo de rosca foram maiores nos parafusos autoperfurantes nas fases aguda e crônica.

Palavras-chave: Coluna Vertebral, Parafusos Ósseos, Osseointegração, Biomecânica, Histologia

ABSTRACT

PORTO, M. A. Experimental "*in vivo*" study of the biomechanical and histomorphometrical comparision of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws in the acute and chronic insertion phases. 2011. 78f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

Objective: Experimental "*in vivo*" study to compare the insertion torque, pullout strength and bone screw interface of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws immediately and eight weeks after insertion into cervical vertebrae (C2-C6). Methods: Thirty cervical vertebrae (C2-C6) from six Santa Inês hair sheep and with mean body weight 35.7±4.8 Kg were used (n=30 vertebrae). One of each screw design (self-drilling or self-tapping) was randomly assigned to each of five spinals levels (C2-C6) for side by side comparison. The screw insertion torque was measured by torgue device. Three animals were sacrificed immediately after the screw placement (acute phase) and three animals after eight weeks (chronic phase). The vertebrae were randomly assigned for mechanical pullout test and histomorphometrical analysis to evaluate the bone screw interface (percentage of screw bone contact in the thread of the screw, bone density inside threaded area of the screw and bone density inside the outside threaded area of the screw). The biomechanical and histomorphometrical parameters were analyzed for significance using the mixed effects linear model (p<0.05). **Results**: The insertion torque required for self-drilling screws (0.518±0.051N.m) was higher than insertion torque for selftapping screws (0.047±0.013N.m) (p=0.0001). The pullout strength of self-drilling screw was significant greater than that of self-tapping screws in the acute (473.44±81.47N vs 237.12±N - p=0.0001) and chronic phases (595.75±75N vs 430.02±101.47N – p=0.0003). The percentage of screw bone contact in the thread of the screw and the bone density inside threaded area was significantly greater in selfdrilling screw in the acute and chronic phase. No difference was observed in the bone density of the outside area of self-drilling and self-tapping screws in the acute and chronic phases after screw insertion. **Conclusion**: The self drilling design screw used in this study has a higher insertion torque and provide better anchorage than self-tapping screw in the acute and chronic phase (eight weeks) after insertion. The percentage of bone screw contact and bone density inside the screw thread was higher in self-drilling screws in the acute and chronic phase.

Keywords: Spine, Bone screws, Osseointegration, Biomechanichs, Histology

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Morfologia dos parafusos esponjoso e cortical21
Figura 2 - Ilustração do parafuso não automacheante e do parafuso automacheante e os tipos de forças que são geradas no tecido ósseo ao seu redor
Figura 3 – Fotografia dos implantes utilizados. A – Parafuso automacheante. B – Parafuso autoperfurante
Figura 4 – Desenho esquemático da disposição de inserção dos implantes nas vértebras37
Figura 5 – Fotografia do microtorquímetro digital37
Figura 6 – Diagrama ilustrando o sistema de acoplamento utilizado nos testes biomecânicos para tração dos implantes. À direita: detalhes da fixação
Figura 7 – Fotografia da máquina universal de ensaios mecânicos acoplada a microcomputador40
Figura 8 – Curva de força de arrancamento sobre deformação dos implantes40
Figura 9 – Fotografia do bloco de resina mostrando o implante após a secção43
Figura 10 – Fotomicrografia ilustrando a metodologia histomorfométrica. Linha pontilhada = contato osso-implante(COI). Retângulo menor = área intrapasso(AIP) destacada em verde. Retângulo maior = área extrapasso(AEP) destacada em azul. x = 636 μ m. y = 5262 μ m. z = 1272 μ m. (Coloração: vermelho de alizarina + azul de Stevenel. Aumento:25x)
Figura 11 – Fotomicrografia demonstrando a localização da área padrão de mensuração e delimitação das regiões dentro e fora dos passos de rosca (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel . Aumento:16x)
Figura 12 – Fotomicrografia da área padrão de mensuração de implante autoperfurante. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x)46
Figura 13 – Fotomicrografia ilustra histomorfometria representando a proporção do contato linear ósseo (azul) em relação à superfície total do parafuso (amarelo) dentro da área de mensuração. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x)
Figura 14 – Fotomicrografia ilustra histomorfometria destacando a mensuração do contato linear osso-implante (verde) em um passo de rosca do parafuso autoperfurante. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:100x)
Figura 15 – Fotomicrografia ilustra histomorfometria destacando a área óssea dentro dos passos de rosca em verde. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x)
Figura 16 – Fotomicrografia ilustra histomorfometria da área óssea fora dos passos de rosca em verde. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x)48
Figura 17 – Gráfico comparando o torque de inserção entre parafusos autoperfurantes(AP) e automacheantes(AM). O asterisco(*) significa p<0,000150

Figura 18 – Gráfico ilustrando a comparação da força de resistência ao arrancamento entre parafusos autoperfurantes(AP) e automacheantes(AM) na fase aguda. O asterisco(*) indica p<0,0001......51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Médias dos valores e desvios padrão do torque de inserção na fase aguda50
Tabela 2 – Médias dos valores e desvios padrão da força de resistência ao arrancamento na fase aguda51
Tabela 3 – Médias dos valores e desvios padrão da histomorfometria na fase aguda52
Tabela 4 – Médias dos valores e desvios padrão da força de resistência ao arrancamento na fase crônica53
Tabela 5 – Médias dos valores e desvios padrão da histomorfometria na fase crônica54
Tabela 6 – Médias dos valores e desvios padrão comparativos da força de resistência ao arrancamento de parafusos autoperfurantes nas fases aguda e crônica
Tabela 7 – Média dos valores e desvios padrão comparativos da força máxima de resistência ao arrancamento de parafusos automacheantes nas fases aguda e crônica56
Tabela 8 – Médias dos valores e desvios padrão comparativos da histomorfometria deautoperfurantes nas fases aguda e crônica
Tabela 9 – Médias dos valores e desvios padrão comparativos da histomorfometria de parafusos automacheantes nas fases aguda e crônica

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

- AEP: área extrapasso (área fora dos passos de rosca do parafuso)
- AIP: área intrapasso (área dentro dos passos de rosca do parafuso)
- AM: Automacheante
- AP: Autoperfurante
- COI: Contato osso-implante
- CSLP : Cervical spine locking plate

DBMRAL: Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

- DEXA: Dual energy absortiometry
- EGG: Éter Gliceril Guaiacólico
- et al. : entre outros
- FMRP Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
- FORP: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
- HCFMRP: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
- MG: Minas Gerais
- NaOH: Hidróxido de sódio
- pH: Potencial hidrogeniônico
- ® : marca registrada
- SP: São Paulo
- ±: mais ou menos
- USP: Universidade de São Paulo
- vs: versus
- x: vezes
- % : porcentagem

LISTA DE UNIDADES

- °C Graus Celsius
- cm Centímetros
- g Gramas
- h hora
- Kg quilogramas
- L litro
- m metro
- min minutos
- mg Miligramas
- mL Mililitros
- mm Milímetros
- mm² Milímetros quadrados
- mm^{3 -} Milímetros cúbicos
- µm Micrômetros
- N newtons
- N.m: newtons vezes metro (unidade de torque)
- S segundos
- U.I. Unidades Internacionais.

SUMÁRIO¹

1 INTRODUÇÃO	17
1.1 Abordagem cirúrgica cervical anterior	17
1.2 Complicações da cirurgia cervical anterior	18
1.3 Tipos de implantes vertebrais	19
1.4 Características dos parafusos	19
1.5 Técnicas de inserção	22
1.6 Avaliação geral da fixação	25
1.7 Receptor do implante	26
1.8 Avaliação da resistência ao arrancamento	27
1.9 Avaliação do torque de inserção	28
1.10 Avaliação histomorfométrica	29
1.11 Imposição de carga aos implantes	29
2 OBJETIVOS	32
3 MATERIAL E MÉTODOS	31
3 1 Animal Utilizado	34
3.2 Vártabras	34
3 3 Implantes	35
3.4 Modelo experimental	35
3.5 Procedimento cirúraico	36
3 6 Cuidados perioperatórios	38
3 7 Prenaração da amostra	38
3 8 Testes hiomecânicos	39
3 9 Processamento histológico	40
3.9.1 Fixação	41
3.9.2 Desidratação	41
3.9.3 Impregnação e Polimerização	42
3.9.4 Microtomia	42
3.9.5 Lixamento e Polimento	43
3.9.6 Coloração e Montagem das Lâminas	44
3.9.7 Parâmetros histomorfométricos	45
3.9.8 Análise Histomorfométrica	45
3.10 Análise Estatística	.48
	50
4 RESULTADOS	50
4.11 ase ayuud	50
4.1.1 Diomecanica	50
4 1 1 2 Força de arrançamento	51
4 1 2 Histomorfometria	51
4.1.2 Filsomonomentation 4.2 Fase crônica	53
4 2 1 Biomecânica	53
4 2 1 1 Forca de arrancamento	53
4 2 2 Histomorfometria	54
4 3 Fase aguda vs fase crônica	55
4 3 1 Biomecânica	55
4.3.2 Histomorfometria	57
5 DISCUSSÃO	61
	01
6 CONCLUSAO	70
REFERÊNCIAS	72

¹ De acordo com: Diretrizes para apresentação de teses e dissertações da USP. São Paulo: SIBi/USP. 2009.

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

1.1 Abordagem cirúrgica cervical anterior

A abordagem anterior à coluna cervical representa um recurso essencial no arsenal terapêutico do cirurgião de coluna. Isto se justifica pela importante parcela de pacientes acometidos naquela região anatômica por uma variedade de doenças: infecciosas, neoplásicas, traumáticas e degenerativas (AEBI et al., 1991; BOHLER; GAUDERNAK, 1980; JOHNSTON et al., 2006; LOWERY; MCDONOUGH, 1998; PITZEN et al., 2002; PITZEN et al., 2004).

O acesso anterior à coluna cervical é descrito inicialmente por Southwick e Robinson (1957), sendo através deste popularizados os procedimentos hoje consagrados no tratamento de afecções daquela região anatômica (AEBI et al., 1991; BOHLER; GAUDERNAK, 1980; SOUTHWICK; ROBINSON, 1957).

Entre estes procedimentos, a fusão cervical anterior é rotineiramente utilizada desde 1958, quando Smith e Robinson (1958) a descrevem sem a utilização de instrumentação por meio de implantes metálicos (OMEIS et al., 2004; SMITH; ROBINSON, 1958).

Posteriormente, a complexidade das doenças e o número de segmentos a serem artrodesados direcionam as pesquisas na tentativa de buscar maior estabilidade na obtenção das fusões, além de prevenir o deslocamento do enxerto. Nesse âmbito, Orozco e Llovet introduzem as placas e os parafusos cervicais anteriores no arsenal terapêutico do cirurgião, por meio do desenvolvimento de uma placa com o formato de "H"(OMEIS et al., 2004). Este implante obteve grande aceitação. Desde então, o desenvolvimento de novos implantes na busca de melhores resultados cirúrgicos promove uma evolução progressiva dos procedimentos, de forma a beneficiar os pacientes tratados atualmente. Os implantes utilizados atualmente continuam sendo representados pelas placas e parafusos (DEFINO; FUENTES; RUSSO JÚNIOR, 1994). Porém, existem vários tipos de implantes cervicais disponíveis transformando a escolha intra-operatória do parafuso mais adequado numa tarefa difícil (KAISER et al., 2002; SCHATZKER et al., 1975).

1.2 Complicações da cirurgia cervical anterior

Juntamente com a evolução da artrodese cervical anterior e a popularização dos implantes, aparecem suas complicações. Essas complicações são exemplificadas como soltura dos parafusos, quebra de placas, pseudo-artroses, infecções de sítio cirúrgico, entre outras. Estas devem ser prevenidas (DEFINO; FUENTES; RUSSO JÚNIOR, 1994).

Falha do instrumental é definida como quebra ou soltura do implante com ou sem repercussão clínica. Ameaça potencial é representada por afrouxamento maior que 5mm e progressivo, ou falha do sistema de fixação com sinais clínicos (LOWERY; MCDONOUGH, 1998).

Na avaliação dos implantes automacheantes CSLP[®], foi observada uma taxa de quebra de parafusos associada à pseudo-artrose de 3%, num período superior a seis meses de pós-operatório. As placas cervicais constritas apresentaram menor índice de falhas em comparação com as não-constritas (LOWERY; MCDONOUGH, 1998). Não estão disponíveis na literatura estudos acerca dos índices de falha dos implantes autoperfurantes Vectra[®].

As complicações podem representar, além de um mau resultado cirúrgico, uma ameaça à vida dos pacientes operados, pois estruturas neurovasculares nobres adjacentes à coluna cervical podem ser acometidas (LOWERY; MCDONOUGH, 1998). Isto gera preocupações em pacientes e cirurgiões, tendo influência direta na decisão das indicações de procedimento cirúrgico ao considerar seus riscos e benefícios.

A evolução das técnicas básicas de assepsia e disponibilidade de medicações antibióticas de maior potência possibilitam o estabelecimento de protocolos que reduzem substancialmente a taxa de infecções dos procedimentos cirúrgicos realizados. Porém, outros tipos de complicações mantêm preocupações dos cirurgiões acerca das cirurgias cervicais. Muitas dessas complicações relacionam-se aos implantes utilizados, sendo a soltura um representante significativo desse grupo.

Nesse contexto, o desenvolvimento de implantes que fossem caracterizados por grande estabilidade após sua inserção permitiria a mobilização precoce pósoperatória além de propiciar um ambiente benéfico à reabilitação (CHEN et al., 2008).

1.3 Tipos de implantes vertebrais

Os sistemas de fixação vertebral são compostos por: componentes de ancoragem (parafusos, ganchos, fios de cerclagem); componentes longitudinais (hastes, placas); e conectores transversais e acessórios (arruelas e porcas). Os componentes de ancoragem podem ser classificados como penetrantes (parafusos) e não penetrantes (ganchos e fios de cerclagem) e atuam como ponto de fixação dos sistemas implantados nas vértebras, sendo fundamentais para o seu desempenho biomecânico (BENZEL, 2001; BRANTLEY et al., 1994; BROWNER, 2007).

A principal função do parafuso nesse sistema é a fixação da placa no segmento vertebral e o desempenho biomecânico do sistema de fixação depende da qualidade da ancoragem dos parafusos nas vértebras (DEFINO; FUENTES; RUSSO JÚNIOR, 1994; DEFINO; SCARPARO, 2005).

1.4 Características dos parafusos

Os parafusos, implantes do tipo penetrante, possuem diferentes partes: cabeça, diâmetro externo, diâmetro interno, diâmetro do corpo, rosca, passo de rosca, e extremidade ou ponta (Figura 1). O diâmetro externo é o maior diâmetro entre as bordas externas das roscas do parafuso. O diâmetro interno é o diâmetro do corpo do parafuso sobre o qual as roscas estão fixadas. Profundidade do passo de rosca significa a diferença entre diâmetros externo e interno. Comprimento do passo é a distância entre os filetes das roscas. (BENZEL, 2001; BROWNER, 2007).

Diversos fatores pertinentes ao desenho dos parafusos influenciam diretamente o seu desempenho biomecânico. Dentre eles, podemos listar diâmetro, comprimento, passo de rosca, extremidade e textura da superfície (HITCHON et al., 2003).

O diâmetro do parafuso está diretamente relacionado à sua capacidade de fixação. Os torques de inserção e de remoção de um implante são proporcionais ao raio da área de secção transversal elevado à segunda potência (KIM et al., 2005).

Conrad et al. (2005), ao estudarem os parafusos CSLP, observaram que a cada 1mm de comprimento do implante inserido, 16N seriam acrescidos à força de

Introdução 20

arrancamento. Estes seriam justificados pela maior área de contato entre implante utilizado e osso receptor (CONRAD et al., 2005).

A superfície do implante influencia sua relação com o osso receptor. Assim, a osseointegração por meio da remodelação óssea adjacente tem relação com a textura da superfície, além do material que compõe o parafuso (GARETTO et al., 1995). Atribui-se ao titânio uma boa relação com o tecido ósseo.

Os parafusos têm a capacidade de resistir às forças de cisalhamento, encurvamento e arrancamento. Essas propriedades mecânicas estão relacionadas com as suas dimensões dos componentes, a geometria dos seus componentes e com a qualidade do tecido ósseo em que são implantados (BROWNER, 2007; COE et al., 1990; RYKEN et al., 1995). A resistência a forças de cisalhamento está diretamente relacionada com o seu diâmetro interno (ZDEBLICK et al., 1993).

O formato da rosca e o ângulo da sua inserção sobre o diâmetro interno do parafuso influenciam a sua resistência ao arrancamento. A aplicação das forças sobre o parafuso é maior quando a inserção da rosca é em ângulo reto e menor quando é curvo (BENZEL, 2001; ZDEBLICK et al., 1993).

Dependendo da interação dos seus componentes, os parafusos podem ser classificados como cortical ou esponjoso, de acordo com o tipo de rosca, distância entre os passos de rosca e o diâmetro interno. O parafuso cortical apresenta rosca de menor diâmetro externo, menor distância entre os passos de rosca e maior diâmetro interno (HIRANO et al., 1997). O parafuso esponjoso apresenta rosca de maior diâmetro externo, maior distância entre os passos de rosca e menor diâmetro interno. (BENZEL, 2001; HIRANO et al., 1997) A figura 1 ilustra a morfologia dos parafusos esponjoso e cortical.



Fonte: Modificado de Mazzocca et al. apud Browner et al., 2003. Figura 1 - Morfologia dos parafusos esponjoso e cortical

Em relação à extremidade dos parafusos, classicamente podemos classificálos como não automacheantes e automacheantes.(Figura 2) A diferenciação baseiase no desenho na ponta do implante. Os parafusos não automacheantes não apresentam filetes cortantes, conseqüentemente não são capazes de moldar uma espiral no tecido ósseo receptor e necessitam o auxílio de outro instrumento para realização de tal tarefa. A confecção do filete cortante no próprio implante confere tal capacidade aos implantes automacheantes durante a inserção dos mesmos (GOELZER et al., 2010; HITCHON et al., 2003; HEIDEMANN et al., 1998; SOWDEN; SCHMITZ, 2002).



Fonte: Modificado de Mazzocca et al. apud Browner et al., 2003.

Figura 2 - Ilustração do parafuso não automacheante e do parafuso automacheante e os tipos de forças que são geradas no tecido ósseo ao seu redor.

1.5 Técnicas de inserção

O desenvolvimento de parafusos destinados à fixação óssea envolve tecnologias do desenho do implante aliadas às técnicas de inserção com o objetivo aumentar a estabilidade dos sistemas utilizados na coluna vertebral.

A orientação em que o implante é inserido no corpo vertebral influencia a sua estabilidade (OGON et al., 1996; RODRIGUEZ-OLAVERRI et al., 2005). Ao longo da evolução da cirurgia da coluna cervical, diversos autores enfatizam a necessidade da inclusão de duas corticais ósseas para melhorar a ancoragem de parafusos (fixação bicortical). Inicialmente, os estudos não se caracterizaram por método experimental (OMEIS et al., 2004; PITZEN et al., 2002).

Ryken et al. (1995) publicam estudo experimental demonstrando as vantagens da fixação bicortical. Maiman et al. (1992) realizam estudo biomecânico controlado, utilizando parafusos de Caspar, e não evidenciam diferença entre fixação uni ou bicortical (MAIMAN et al., 1992).

Pitzen et al. (2002), em estudo realizado na década anterior, observam semelhança na resistência ao arrancamento, quando utilizada ou não a segunda cortical para ancoragem de implantes cervicais. Considerando a proximidade dos vasos epidurais e saco dural à cortical posterior dos corpos vertebrais cervicais, é consenso que, ao se considerar a relação entre risco e benefício, a utilização da segunda cortical não se justifica atualmente (SCHOLZ et al., 2009).

A fixação do implante unicortical convencional no interior da vértebra requer o preparo do trajeto no qual o implante será fixado, denominado de orifício piloto. A confecção do orifício piloto consiste na produção de um espaço no interior do local anatômico da vértebra selecionado para a fixação do implante, que poderá ser o pedículo, o corpo vertebral ou o maciço articular. O preparo do orifício piloto pode ser realizado utilizando brocas, sondas ou curetas (ZDEBLICK et al., 1993; GEORGE et al., 1991). A confecção do orifício piloto por meio de broca remove o tecido ósseo com risco de necrose térmica do osso adjacente remanescente. O uso de sonda promoveria a compactação do osso nas paredes do trajeto piloto sem risco de necrose térmica. Essa compactação melhoraria a qualidade da fixação dos implantes do sistema de fixação vertebral (BRANTLEY et al., 1994; GEORGE et al., 1995).

O diâmetro do orifício piloto influencia diretamente a fixação dos implantes (BENZEL, 2001). A técnica de perfuração do orifício piloto depende do tipo de osso (cortical ou esponjoso) e do tipo de parafuso utilizado (GANTOUS; PHILLIPS, 1994; GEORGE et al., 1991). O diâmetro do instrumental usado para perfurar o orifício piloto e sua relação com o diâmetro interno do parafuso interferem na ancoragem do mesmo. Quando o trajeto perfurado tem diâmetro menor que o eixo interno do implante há a tendência de maior compactação do tecido ósseo dentro dos passos de rosca durante a inserção do implante. Esse efeito contribuiria para uma maior fixação do parafuso, traduzido por maior torque de inserção e força de arrancamento. Tal desempenho é reduzido quando as medidas dos diâmetros de perfuração e interno do implante se aproximam (GANTOUS; PHILLIPS, 1994; GEORGE et al., 1991; OKTENOGLU et al., 2001).

A compactação de tecido ósseo e suas repercussões, durante a preparação do orifício piloto, dependem da característica do osso receptor. A cortical óssea apresenta densidade maior que a região esponjosa. Assim, existe maior resistência ao deslocamento de tecido no momento da compactação durante a inserção de um parafuso. Esta força de resistência obriga a geração de uma força superior pelo implante para excedê-la. Tal força se dissipa radialmente ao redor do implante e pode alterar a estrutura óssea adjacente de forma a enfraquecê-la pelo surgimento de microfraturas (GANTOUS; PHILLIPS, 1994; HEIDEMANN et al., 2001). Assim, recomenda-se a perfuração por brocas antes da inserção de implantes no osso cuja cortical é espessa.

A compactação óssea ocorre de forma diferente em ambiente esponjoso, pois existem espaços não preenchidos por tecido ósseo, mas por medula óssea. Estes espaços funcionariam como recipientes de tecido ósseo trabecular deslocado durante a inserção do parafuso, aumentando a densidade óssea local. Tal deslocamento ocorreria com menor resistência em relação ao osso cortical e assim, o surgimento de fraturas no osso adjacente que pudessem comprometer a estabilidade seria menos provável (KIM et al., 2005). Além disto, pela menor resistência do osso esponjoso em relação ao cortical, não seria necessária perfuração com alta rotação. Assim, postula-se que o risco de complicações relacionadas à necrose óssea térmica seria minimizado (MATSUOKA et al., 2011).

Além da perfuração por brocas, os parafusos do tipo cortical necessitam do preparo das paredes do trajeto de implantação de suas roscas, este processo é

denominado macheamento (*tapping*) (BENZEL, 2001; BROWNER, 2007). Para aperfeiçoar essa etapa da técnica de fixação dos implantes, foram desenvolvidos os parafusos denominados automacheantes (*self-tapping*). Estes foram desenhados para preparar o tecido ósseo para implantação das suas roscas simultaneamente à inserção (BENZEL, 2001; BRANTLEY et al., 1994; HITCHON et al., 2003). Tal morfologia do implante está ilustrada na figura 2 da seção anterior com os diferentes tipos de forças geradas no tecido ósseo ao redor dos implantes.

A perfuração e macheamento do orifício piloto promovem remoção de tecido ósseo. Quando parafusos foram testados biomecanicamente em osso trabecular, a resistência ao arrancamento mostrou-se reduzida em orifícios macheados (CHAPMAN et al., 1996; SILVA et al., 2009).

Considerando os conceitos expostos acima na técnica de inserção, o diâmetro interno do implante é parâmetro fixo na avaliação biomecânica de um parafuso específico e o diâmetro do orifício piloto é parâmetro variável. No intuito de obter maior compactação do tecido ósseo adjacente ao parafuso, deve-se reduzir o diâmetro do orifício piloto. Essa redução é máxima quando não há orifício piloto e a perfuração é feita pelo próprio parafuso. Assim, foi desenvolvido o conceito de parafusos autoperfurantes (DUCOURS et al. 1992; SOWDEN; SCHMITZ, 2002; HEIDEMANN et al., 1998; GUNTERMANN et al., 1998; SCHIMMING et al., 1999).

No âmbito da cirurgia ortognática, Ducours et al. (1992) introduzem os parafusos autoperfurantes com inserção elétrica (HEIDEMANN et al., 1998). Heidemann et al. (1998) descreveram a utilização de implantes semelhantes para inserção manual. A introdução dos parafusos autoperfurantes foi baseada nas desvantagens da perfuração por brocas como necrose térmica óssea adjacente, interrupção dos canais de Havers e danos a estruturas nobres locais. Além disso, a ancoragem do implante pode ser comprometida pela remoção do tecido ósseo secundária à perfuração por broca e macheamento do trajeto perfurado. Outra vantagem seria a redução de passos técnicos necessária à inserção do parafuso (GUNTERMANN et al., 1998; HEIDEMANN et al., 1998; SCHIMMING et al., 1999).

Os implantes autoperfurantes apresentam-se com morfologia diferente dos antecessores automacheantes. Não há filete cortante em ângulo reto na ponta do parafuso, mas o desenho em espiral dos filetes de passo de rosca se prolonga até a extremidade. Dessa forma, os fragmentos ósseos secundários ao processo de perfuração ficam armazenados ao redor do implante (HEIDEMANN et al., 2001).

No âmbito da cirurgia da coluna vertebral, o desempenho biomecânico dos parafusos autoperfurantes foi inicialmente avaliado na coluna cervical humana por Hitchon et al. (2003). Até o presente momento, não existem estudos que demonstrem o desempenho biomecânico e a análise histomorfométrica na coluna cervical em relação ao tempo decorrido após a implantação.

1.6 Avaliação geral da fixação

A ancoragem de um parafuso é definida como a sua capacidade de resistir a forças que promovem soltura e extração do implante (LOWERY; MCDONOUGH, 1998).

A análise dos estudos que avaliam fixação de implantes em tecido ósseo deve considerar diversas variáveis. Estas são citadas pelas características morfológicas dos parafusos como comprimento, diâmetro, desenho dos passos de rosca e formato da ponta. Tais características vão determinar a forma de preparo do trajeto no qual o implante será inserido. Além disso, a qualidade do osso receptor, em relação à espessura da cortical e densidade mineral óssea, é importante. Devese considerar as formas de avaliação da ancoragem propriamente dita, podendo ser biomecânica, ultra-estrutural e histomorfométrica (SU et al., 2009).

A estabilidade mecânica do sistema de fixação vertebral está diretamente relacionada com a qualidade da ancoragem vertebral dos parafusos, estando esta relacionada à interface osso-implante (HADJIPAVLOU et al., 1997; RULAND et al., 1991). O comportamento da interface osso-implante pode influenciar biomecanicamente o sistema de fixação vertebral, interferindo no sucesso do tratamento proposto.

Um fator significante na força de ancoragem dos implantes cervicais é a qualidade óssea, sendo a osteoporose reconhecida como uma contraindicação relativa à instrumentação. Várias técnicas têm sido usadas para acessar a qualidade óssea, mas atualmente a densitometria (DEXA) é considerada a modalidade de escolha na determinação da densidade mineral óssea (RYKEN et al., 1995).

Considerando todos os parâmetros possíveis na avaliação da ancoragem de implantes, descreve-se a realização de estudos *"in vivo"* abordando parâmetros biomecânicos e histomorfométricos. Considera-se este tipo de avaliação como a

mais completa na caracterização da ancoragem óssea de implantes (ALDINI et al., 2002).

1.7 Receptor do implante

A característica da região a receber um implante representa o principal fator influente na sua ancoragem. Considerando implantes destinados ao tecido ósseo, se faz importante classificar a área receptora em percentual de osso compacto ou cortical e osso trabecular ou esponjoso, pois os primeiros proporcionam um ambiente de maior fixação aos parafusos (HEIDEMANN et al., 2001; KIM et al., 2005; KWOK et al., 1996; PITZEN et al., 2002). A coluna cervical anatomicamente é reconhecida como uma região portadora de tecido ósseo predominantemente esponjoso com um revestimento cortical de espessura variável determinada por características individuais como idade e atividades, por exemplo.

Analogamente, a classificação em termos de densidade mineral é essencial na avaliação do comportamento dos implantes (GRUBB et al., 1998; RYKEN et al., 1995). Assim temos regiões osteoporóticas ou não. Essa classificação pode ser determinada no período pré-operatório no intuito de estimar o implante mais adequado ao tecido receptor.

Existem variações entre indivíduos de uma população a ser estudada quando se considera a coluna cervical de humanos ou animais como tecido receptor de implantes e a serem testados (LIEBSCHNER, 2004). Tais características populacionais são relevantes na utilização dos resultados experimentais como base para a aplicação clínica. Assim, a falta de homogeneidade populacional representa uma desvantagem quando interpretadas em estudos experimentais, pois constitui uma variável indesejada na investigação de diferenças entre os implantes.

Modelos experimentais na literatura utilizaram modelos sintéticos de tecido ósseo compostos de poliuretana (CONRAD et al., 2005). Utilizando blocos de poliuretana, é possível uma maior uniformização do objeto receptor dos parafusos com o intuito de minimizar variações indesejadas. Analogamente, percebem-se desvantagens no uso dos substitutos de tecido ósseo, pois os resultados deverão ser interpretados com cautela quando se deseja relevância na aplicação clínica das informações obtidas (CHAPMAN et al., 1996; HEIDEMANN et al., 1998). Nesse contexto, segundo o estudo de Kandiziora et al. (2001), a coluna cervical de ovinos apresenta-se similar à coluna de humanos, mas com característica mais homogênea. Considerando os três tipos de população experimental acima relatados (poliuretana, ovina e humana), os ovinos podem ser considerados um grupo intermediário. Dessa forma, seriam reduzidas as desvantagens relacionadas a variações intrapopulacionais (KANDZIORA et al., 2001; WILKE et al., 1997; PEARCE et al., 2007).

Um importante aspecto a ser avaliado é a natureza estática do material poliuretana em comparação com a dinamicidade do tecido ósseo vivo em resposta à presença do implante. Observou-se a evolução do tecido ósseo presente na interface com o implante ao longo do tempo, de forma que a estabilidade do parafuso seja otimizada com o processo de osseointegração (WU et al., 2008). Assim o desempenho biomecânico poderia ser maximizado. Em conclusão, infere-se que os resultados observados em modelos experimentais que utilizam material sintético, ou aqueles que avaliam implantes somente de forma aguda, prestam-se principalmente para estimativas de desempenho no período imediato à inserção do implante, com redução da sua relevância quando se considera a evolução do sistema implantado ao longo do tempo (CONRAD et al., 2005).

1.8 Avaliação da resistência ao arrancamento

A força de resistência axial linear necessária ao arrancamento de parafusos é comumente utilizada como modelo experimental na análise biomecânica de implantes. (FLORVAAG et al. 2010) Encontram-se presentes na literatura poucos estudos que comparam implantes autoperfurantes e automacheantes (WU et al., 2008).

Heidemann et al. (1998), foram pioneiros na avaliação de parafusos autoperfurantes em comparação aos automacheantes quando estudaram implantes ortodônticos em osso maxilar e mandibular de porcos. Encontraram superioridade dos implantes automacheantes justificando o pior desempenho dos autoperfurantes por possíveis fraturas na interface osso-implante secundárias ao alto torque de inserção.

Lohr et al. (2000), testam implantes autoperfurantes e automacheantes em osso cortical de crânio e mandíbula humanos. Encontram superioridade dos

implantes autoperfurantes em osso de espessura cortical fina e inferioridade dos mesmos em cortical espessa. Assim demonstraram a importância do tecido ósseo receptor na avaliação biomecânica de implantes (LOHR et al., 2000).

Hitchon et al. (2003) e Conrad et al (2005), comparam a mesma modalidade de implantes autoperfurantes e automacheantes em coluna cervical humana e poliuretana respectivamente. Ambos os estudos não observaram diferença estatística entre os implantes, favorecendo os autoperfurantes considerando a redução do tempo cirúrgico necessário à implantação dos mesmos.

Considerando os estudos acima relatados, observamos uma heterogeneidade nos resultados comparativos entre implantes autoperfurantes e automacheantes. Isto gera um questionamento sobre qual a melhor opção a ser utilizada atualmente.

1.9 Avaliação do torque de inserção

Torque é definido como a força necessária à rotação de determinado objeto. Esta força é influenciada pelo contato entre a superfície do objeto (no estudo em questão, representado por parafusos) e o tecido receptor (neste contexto, o tecido ósseo assume este papel) (GANTOUS; PHILLIPS, 1994). Ao inserir um parafuso, quanto maior a área percorrida por um ponto fixo na superfície do implante ao completar-se uma volta, maior será o contato. Ou seja, quanto maior o raio e diâmetro do implante, maior será o torque (KIM et al., 2005).

Quando se pretende avaliar a ancoragem óssea de um parafuso, o torque de inserção é um parâmetro importante. No contexto da cirurgia de coluna vertebral, as falhas de implantes podem ser representadas por quebra, soltura ou arrancamento. Dessa forma, o torque estaria mais proximamente relacionado à soltura. Atualmente, os implantes cervicais anteriores apresentam-se fixos à placa através da qual são inseridos, de forma que a estabilidade rotacional do implante é alta, pois este faz parte de um conjunto (placa e parafusos) que age em bloco. Porém, o arrancamento é uma possível complicação neste âmbito e a relação do torque de inserção com a força necessária ao arrancamento se faz importante (OMEIS et al., 2004).

Estudos de fixação pedicular lombar afirmam que torque de inserção não é um preditor confiável de força de arrancamento (OKTENOGLU et al., 2001). Outros estudos apresentam, em coluna cervical humana, uma relação direta do torque com o arrancamento (JOHNSTON et al., 2006; RYKEN et al., 1995).

1.10 Avaliação histomorfométrica

A interface osso-implante é um dos fatores mais importantes na fixação de um parafuso (HADJIPAVLOU et al., 1997; HITCHON et al., 2003; RULAND et al., 1991).

Osseointegração é definida pela análise da quantidade de contato ósseo direto ao implante. Segundo alguns autores, 25% de superfície de um parafuso em contato com o osso adjacente são suficientes para considerá-lo osseointegrado (GARETTO et al., 1995). Além do fator quantitativo, é importante observar o fator qualitativo das trabéculas ósseas em contato com o implante em osso esponjoso.

Segundo Roberts, Poon e Smith (1986), o relacionamento entre implante inserido e osso receptor segue um padrão. Assim são definidas duas fases principais da adaptação do osso ao parafuso: a modelação e a remodelação. A primeira é a mudança de forma do tecido ósseo no momento da inserção do implante. A segunda é a adaptação ocorrida no ambiente de interface entre osso e implante, onde o tecido danificado pelo processo de inserção é substituído por novo tecido ósseo. A formação e mineralização do novo tecido ósseo geram um processo de remodelação que se estabiliza em humanos aproximadamente após 1 ano da inserção do implante (GARETTO et al., 1995; ROBERTS et al., 1986). Esta remodelação é mais intensa numa área de 1mm próxima ao implante e decresce à medida que é estudado osso mais distante.

Em nosso meio, Silva et al. (2008), realizam avaliação histomorfométrica da interface osso-implante de parafusos cervicais e demonstram maior compactação do tecido ósseo esponjoso adjacente aqueles implantes expandidos. Sugerem maior fixação biomecânica imediata, porém não investigam cronicamente o comportamento do tecido ósseo.

1.11 Imposição de carga aos implantes

A autorização de mobilidade precoce aos pacientes durante o período pósoperatório do tratamento de patologias que exijam fixação óssea é fato interessante na aceleração da reabilitação do indivíduo. A imposição de carga precoce aos implantes exige segurança em termos de estabilidade logo após a sua inserção. A fixação estável dos parafusos depende diretamente do desenho dos mesmos e da sua associação mecânica imediata ao osso receptor. Além disso, a estabilidade do conjunto é dependente da intensidade de carga imposta (CHEN et al., 2008).

Com o passar do tempo, a ancoragem dos implantes não depende somente do desenho dos mesmos, mas também de repercussões no tecido ósseo adjacente induzidas pelo trauma de inserção, reação ao implante e a consolidação incluindo reabsorção associada à remodelação (SCHATZKER et al., 1975).

Ao avaliar implantes ortodônticos, implantes autoperfurantes podem resistir sem complicações a cargas constantes de baixa magnitude. Ou seja, a interpretação do contexto no qual os implantes estão inseridos é importante quando se considera a densidade mineral óssea, o tipo de implante inserido e a estimativa de carga a ser suportada (KIM et al., 2005).

Ao avaliar a literatura comparativa de implantes autoperfurantes e automacheantes, encontramos divergências de resultados. Huja et al. (2006), não encontram diferença estatística ao comparar parafusos autoperfurantes com intervalo de 6 semanas de inserção na face de cães. Já o estudo de Chen et al. (2008), relata a superioridade dos resultados encontrados na avaliação biomecânica após 9 semanas de carga seguinte a implantação de parafusos autoperfurantes e automacheantes em comparação aos testes realizadas no dia da inserção.

Atualmente não existem estudos na literatura abordando uma avaliação de ancoragem de implantes cervicais anteriores das modalidades autoperfurantes e automacheantes baseada no tempo de inserção. Assim existe uma lacuna de informações influentes na aplicação clínica de tais implantes.

OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

O objetivo principal foi verificar, por meio de parâmetros biomecânicos e histomorfométricos, qual o melhor parafuso destinado à fixação cervical anterior entre duas possibilidades vigentes atualmente no âmbito da cirurgia de coluna vertebral: implantes automacheantes e autoperfurantes. Para tal, foi idealizado comparar o desempenho dos diferentes parafusos transversalmente em dois momentos após a inserção dos mesmos, fase aguda e crônica. De forma complementar, objetivou-se verificar o desempenho da mesma modalidade em tempos diferentes da inserção, tanto para os parafusos autoperfurantes, como para os automacheantes.

MATERIAL E MÉTODOS

3 MATERIAL E MÉTODOS

O estudo foi realizado no Laboratório de Bioengenharia do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e no Laboratório de Análise de Imagens Microscópicas do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo sob autorização do comitê de ética em experimentação animal da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo, sob número de protocolo 011/ 2005.

3.1 Animal Utilizado

Foram utilizados seis carneiros machos castrados adultos jovens, da raça Santa Inês deslanada. Os animais apresentaram massa corporal média de 35,7±4,8 kg. Foram adquiridos em criadouros da região e mantidos nas pastagens do Biotério Central do Campus – USP Ribeirão Preto.

A utilização deste animal no estudo deveu-se à facilidade de padronização da raça, peso, idade e por apresentar características e propriedades anatômicas da coluna vertebral mais semelhantes às humanas, cuja obtenção se mostra dificultada. Dessa forma, reconhece-se o animal como modelo experimental biomecânico e histológico adequado. Quando comparado a outros animais, mostra-se um animal dócil e de fácil manuseio. Tais características foram confirmadas durante a realização do presente estudo.

3.2 Vértebras

Os corpos da segunda até a sexta vértebras cervicais foram selecionados para o estudo.

3.3 Implantes

Foram utilizados 60 parafusos cervicais anteriores, sendo 30 implantes automacheantes(AM)(CSLP-Synthes[®],Paoli,PA) e 30 implantes autoperfurantes(AP) (Vectra-Synthes[®],Paoli,PA), além do instrumental adequado à manipulação dos mesmos. As especificações de mensuração dos implantes são descritas abaixo.

Os parafusos autoperfurantes utilizados apresentaram comprimento de 14mm, diâmetro externo de 4mm, diâmetro interno de 3,2mm e comprimento de passo de rosca de 1,68mm. (Figura 3)

Os parafusos automacheantes utilizados apresentaram comprimento de 14mm, diâmetro externo de 4mm, diâmetro interno de 3,2mm e comprimento de passo de rosca de 1,25 mm. (Figura 3)



Figura 3 – Fotografia dos implantes utilizados. A – Parafuso automacheante. B – Parafuso autoperfurante

3.4 Modelo experimental

Os experimentos incluíram testes biomecânicos e histomorfométricos em tempos diferentes da implantação dos parafusos, sendo um em pós-operatório imediato (fase aguda) e outro com oito semanas de pós-operatório (fase crônica).

Considerando os testes biomecânicos, foram definidos quatro grupos experimentais. O primeiro grupo foi representado por implantes autoperfurantes na fase aguda, o segundo grupo incluiu parafusos autoperfurantes na fase crônica, o terceiro grupo estudou os implantes automacheantes agudamente e o quarto grupo estudou o mesmo tipo de parafuso de forma crônica. Para cada grupo acima definido foram testados dez parafusos.
Considerando os testes histomorfométricos, foram testados os mesmos grupos experimentais. O primeiro grupo foi representado implantes autoperfurantes na fase aguda, o segundo grupo incluiu parafusos autoperfurantes na fase crônica, o terceiro grupo estudou o implante automacheante agudamente e o quarto grupo estudou o mesmo parafuso de forma crônica. Para cada grupo acima definido foram testados cinco implantes.

3.5 Procedimento cirúrgico

Seguindo o protocolo de anestesia do DBMRAL, os animais selecionados foram imobilizados manualmente e receberam uma dose de solução para indução anestésica composta por: acepromazina 0,1 mg/Kg (Acepram[®], Univet, São Paulo, São Paulo, Brasil), ketamina 2mg/kg (Ketamina[®], Agener União Saúde Animal, São Paulo, São Paulo, Brasil) e xilazina 0,5 mg/Kg (Dopaser[®], Calier, Barcelona, Catalunya, Espanha) por via intramuscular. Após a observação da sedação do animal, este foi posicionado em decúbito dorsal sobre uma canaleta em formato de "V" em leve extensão cervical. Obedecendo aos padrões clássicos de assepsia e anti-sepsia, realizou-se a tricotomia elétrica e degermação manual. A manutenção anestésica foi feita com uma solução de 1 g de ketamina, 100g de xilazina e 50 g de Éter Gliceril Guaiacólico (Quimibrás, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil) em 1 litro de soro fisiológico, e aplicados via endovenosa na proporção de 3 mL/Kg/h durante todo o transcorrer do procedimento cirúrgico (ALDINI et al., 2002).

A exposição da coluna cervical foi feita através de incisão cirúrgica longitudinal anterior sobre os segmentos de C2 até C6 com o auxílio de eletrocoagulação. Após incisão da pele e tecido subcutâneo, a musculatura foi desinserida dos elementos vertebrais anteriores, permitindo assim o acesso à face anterior do corpo vertebral, e sequencialmente a inserção dos implantes.

Uma vez completa a exposição da coluna vertebral, as faces anteriores da segunda a sexta vértebras foram manipuladas da seguinte maneira: na face direita do corpo vertebral, foi inserido um parafuso automacheante após perfuração por broca de 2,5mm acoplada a trépano elétrico a baixa rotação sem irrigação simultânea do orifício produzido. O parafuso foi inserido de forma a manter exposta a cabeça do implante, bem como o último passo de rosca, para facilitar o acoplamento do instrumental necessário aos testes de arrancamento descritos

posteriormente. Na face esquerda do corpo vertebral, foi inserido um parafuso autoperfurante de forma perpendicular à superfície óssea, conforme orientações do fabricante, ou seja, sem a necessidade de perfuração prévia por broca. Tal procedimento foi repetido sequencialmente para cada corpo vertebral. (Figura 4)



Figura 4 – Desenho esquemático da disposição de inserção dos implantes nas vértebras

Durante a inserção de cada parafuso na fase aguda, foi realizada a medição do torque máximo por meio de microtorquímetro (TL-500/MKMT-1[®], Mackena, São Paulo, SP, Brasil) capacidade de 1 N.m, resolução de 0,001 N.m e *Software Grafic III)*.(Figura 5)



Figura 5 – Fotografia do microtorquímetro digital.

Após a inserção do implantes, os animais destinados a análise aguda foram eutanasiados com a dose excessiva de 90mg/kg de Tiopental sódico (Tiopentax[®], Cristália, Itapira, São Paulo, Brasil). (MASSONE,1999; CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA VETERINÁRIA DO BRASIL, 2002)

Os animais definidos para avaliação crônica, após receberam a seqüência de implantes, tiveram a ferida cirúrgica lavada com soro fisiológico seguido de síntese por planos da musculatura, fáscias e tecido subcutâneo com fio absorvível de poligalactina 910 2.0 (Vicryl Ethicon[®],Sommerville,NJ,USA) e pele com fio de nylon 3.0 (Mononylon Ethicon[®],Sommerville,NJ,USA). Posteriormente, foi aplicado curativo oclusivo com gazes estabilizadas por enfaixamento cervical.

3.6 Cuidados perioperatórios

Com o intuito de promover profilaxia infecciosa, foi utilizada dose intramuscular pré-operatória de 40.000 UI/kg do Pentabiótico Veterinário[®] (FortDodge Campinas, SP, Brasil) que inclui Benzilpenicilina benzatina, Benzilpenicilina procaína, Benzilpenicilina potássica, Sulfato de Diidroestreptomicina e Sulfato de estreptomicina.

Objetivando analgesia pós-operatória, foi utilizado 3mg/kg Cloridrato de Tramadol[®] (União Química, Pouso Alegre, MG, Brasil). Após o primeiro dia de observação pós-operatória no Laboratório de Bioengenharia, local onde foram realizados os procedimentos, os animais foram encaminhados para cuidados de rotina no Biotério Central do campus universitário onde foram observados em pastagens por oito semanas sem intercorrências. Ao fim desse período foram eutanasiados e analisados seguindo o mesmo protocolo realizado nos estudos de fase aguda.

3.7 Preparação da amostra

As colunas cervicais foram extraídas em bloco cujas extremidades continham a segunda e a sexta vértebras. A partir desse momento, as partes moles adjacentes à coluna vertebral foram cuidadosamente ressecadas por dissecção manual instrumentada com o intuito de individualizar somente o tecido ósseo contendo os implantes.

Os testes de arrancamento e histomorfométricos utilizaram como unidade de análise o conjunto formado por uma vértebra contendo dois parafusos de modalidades diferentes inseridos sem violação da cortical posterior do corpo e placa vertebral terminal. Os procedimentos supracitados resultaram num total amostral de 15 conjuntos vértebra-implante para cada fase de avaliação, que foram aleatoriamente divididos em dez conjuntos para análise biomecânica e cinco conjuntos para testes histomorfométricos.

Previamente à realização dos testes, as vértebras foram transportadas ao Laboratório de Endocrinologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo. Neste local, a amostra foi submetida à densitometria óssea determinada por DEXA associada ao sistema QDR com software versão 11-2:5 (Hologic 4500 W, Watham, MA, USA).

3.8 Testes biomecânicos

Os parâmetros biomecânicos utilizados foram o torque máximo de inserção, conforme já descrito, e a força máxima de resistência ao arrancamento axial dos implantes. Para tal, as peças anatômicas contendo os implantes foram fixadas por pressão por pinças laterais diretamente a um aparato metálico e a cabeça dos implantes conectada a instrumento acoplado a um sistema de arrancamento por tração axial (Figura 6). Esse sistema estava associado a uma máquina universal de ensaios mecânicos (EMIC[®] DL 10000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 2000 N. Esta era associada ao *software* Tesc 1.13 (Figura 7). Durante os ensaios, foi utilizada uma velocidade constante de tração de 2mm/min, uma précarga de 50 N e tempo de acomodação de 10 segundos.



Figura 6 – Diagrama ilustrando o sistema de acoplamento utilizado nos testes biomecânicos para tração dos implantes. À direita: detalhes da fixação.



Figura 7 – Fotografia da máquina universal de ensaios mecânicos acoplada a microcomputador.

A representação gráfica da curva de força de resistência ao arrancamento sobre deformação do implante era simultaneamente produzida com enfoque no pico máximo registrado em newtons(N). (Figura 8)



Figura 8 – Curva de força de arrancamento sobre deformação dos implantes

3.9 Processamento histológico

O protocolo histológico utilizado neste estudo foi baseado nas técnicas descritas por Donath e Breuner (1982). Após a obtenção de cada unidade de análise, composta por uma vértebra contendo dois implantes diferentes,

subunidades foram produzidas com a finalidade de se adequarem ao processo de preparação histológica (DONATH; BREUNER, 1982).

Na confecção das subunidades, utilizou-se serra sagital para individualizar um bloco ósseo quadrangular de 1,5cm de lado contendo um único implante centralmente. Tal implante deveria estar totalmente circundado por tecido ósseo para permitir o estudo.

3.9.1 Fixação

Para iniciação do processamento histológico, as amostras foram embebidas em uma solução de fixação (descrita abaixo). Esta foi utilizada durante dez dias, com troca da mesma a cada dois dias. Após o período de fixação, iniciou-se o processo de desidratação (item 3.9.2).

Formalina Tamponada a 10 %:	
Formol	100 mL
Solução tampão	900 mL

Solução Tampão:	
Fosfato potássio monobásico	6,805 g
Água destilada	250 mL

Hidróxido de sódio	1,6 g
Água destilada	200 mL

As soluções foram diluídas separadamente, usando o agitador magnético. Após a diluição, foram colocados 250mL de fosfato de potássio e 200mL de hidróxido de sódio. O pH foi acertado para 7,0 com hidróxido de sódio, quando necessário, e o volume foi completado para um litro de água destilada.

3.9.2 Desidratação

A desidratação foi realizada em concentrações crescentes de álcoois (descritas abaixo), com troca da solução a cada dois dias. Após a desidratação

iniciou-se o processo de banho em resina (impregnação) e em seguida foi realizado o processo de polimerização (item 3.9.3).Concentrações de Álcoois:

Álcool 70%	2 dias
Álcool 80%	2 dias
Álcool 96%	2 dias
Álcool 100%	2 dias
Álcool 110%	2 dias

As peças foram agitadas todos os dias durante quatro horas, em um agitador magnético (Kline Ct150[®], Cientec, Cachoeirinha, RS, Brasil).

3.9.3 Impregnação e Polimerização

A resina de polimetilmetacrilato (LR White[®], London Resin Company, Berkshire, Inglaterra) foi utilizada para impregnação e polimerização. O conteúdo do frasco de resina foi misturado juntamente com o estabilizador (Benzoyl Peroxide – 9,9 g) e mantido sob agitação mínima de quatro a seis horas.

Em seguida, a solução foi filtrada para eliminar possíveis resíduos do pó na solução final, evitando assim falhas no processo de polimerização. Após a mistura, a resina foi mantida em descanso por 24 horas em refrigerador. Todo esse procedimento foi realizado em ambiente de temperatura controlada de 20 a 25º C.

Após a desidratação, as peças foram colocadas em resina acrílica pura sob agitação por uma hora e refrigeração (*overnight*). No dia seguinte, trocou-se a resina e as peças foram colocadas no vácuo por uma hora, e, em seguida, agitadas por mais uma hora, retornando ao refrigerador. Esse procedimento foi repetido por nove dias, trocando-se a resina a cada 48 horas. No 10º dia, as peças foram incluídas em formas (teflon) com nova resina e levadas a estufa a uma temperatura de 60º C (*overnight*), para que ocorresse a polimerização da resina.

3.9.4 Microtomia

O processo de microtomia foi realizado com auxílio de uma serra de precisão (Microslice 2[®], Ultratec Inc., Santa Ana, CA, EUA) do Laboratório de Histologia do Departamento de Cirurgia, Traumatologia Buco-maxilo-facial e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP. As peças foram fixadas na

máquina por meio de uma cera específica (cera de abelha + breu, descrita abaixo) em um braço móvel, que vai ao encontro da lâmina.

Um disco diamantado medindo 15,2cm x 0,5mm (Isomet Buehler[®] Itd, Lake Bluf, IL, EUA) foi acoplado à serra de precisão onde foi iniciado o processo de corte. Os cortes foram realizados no centro dos blocos no sentido longitudinal aos parafusos (Figura 9). As faces onde se encontravam os implantes foram desgastadas e polidas, utilizando-se lixas e feltros de polimento, segundo procedimento descrito no item 3.9.5. Em seguida, os blocos foram colados à lâmina de vidro por meio de uma cola específica (Epoxy Bonder[®], Tecroc, Atherstone, Inglaterra). A partir daí, foram realizados novos cortes com espessuras que variaram entre 100 a 200µm, e que passaram novamente pelo processo de lixamento e polimento até atingirem uma espessura menor (entre 70 a 80µm).



Figura 9 – Fotografia do bloco de resina mostrando o implante após a secção.

3.9.5 Lixamento e Polimento

No processo de lixamento, as peças passaram por três diferentes espessuras de lixas de carbeto de silício, na seguinte sequência: 320, 600 e 1200 granulações/mm². As lixas foram encharcadas com água e as peças foram lixadas realizando movimentos em forma de "8". Após esta etapa, as peças foram submetidas a um processo de lixamento fino com lixas em disco de 2400 granulações/mm² e 200 mm de diâmetro (A.T.M.[®] GmbH, Mammelzen, Rhineland-Palatinate, Alemanha), umedecidas com água e etileno glicol para a eliminação de possíveis riscos . Finalmente, as peças foram levadas para o processo de polimento em feltros, (tipo Pol - 3.1), de 200 mm de diâmetro, também umedecidos com etileno glicol, para a obtenção do brilho final.

3.9.6 Coloração e Montagem das Lâminas

A próxima etapa foi a coloração das lâminas, utilizando dois tipos de corantes: azul de Stevenel e vermelho de alizarina de acordo com Maniatopoulos et al. (1986).

As lâminas foram inicialmente coradas com azul de Stevenel em estufa a 60°C, por 15 minutos, lavadas com água destilada também à 60° C, e secas. Em seguida, algumas gotas de vermelho de alizarina foram colocadas sobre as lâminas à temperatura ambiente por 5 minutos, e lavadas com água destilada até a retirada do excesso de corante.

Corante azul de Stevenel:

Solução A:

	Água destilada	75 mL
	Azul de metileno	1 g
Sc	olução B:	
	Permanganato de potássio	1,5 g
	Água destilada	75 mL

As duas soluções foram preparadas separadamente a frio.

As duas soluções foram misturadas em banho-maria em ebulição até que todo precipitado tivesse se dissolvido. Este passo é crítico, pois, se não houver uma total dissolução, pode ocorrer a precipitação durante a coloração.

Depois da total dissolução, procedeu-se ao resfriamento em temperatura ambiente seguido de filtragem duas a três vezes.

Corante vermelho de Alizarina:	
Alizarina Vermelha S	2 g
Água destilada	100 mL

O corante foi diluído em água destilada aquecida (aproximadamente a 45° C), constantemente em movimento. Posteriormente, segue-se o resfriamento em temperatura ambiente e filtração de duas a três vezes. Ajustado o pH entre 4,1 a 4,3 com NaOH, a solução apresenta-se com cor de iodo intenso.

3.9.7 Parâmetros histomorfométricos

Os parâmetros avaliados foram (Figura 10):

- 1. Medida linear de contato osso-implante (COI);
- 2. Área óssea dentro do passo de rosca (Área intrapasso AIP);
- 3. Área óssea fora do passo de rosca (Área extrapasso AEP)



Figura 10 – Fotomicrografia ilustrando a metodologia histomorfométrica. Linha pontilhada = contato osso-implante(COI). Retângulo menor = área intrapasso(AIP) destacada em verde. Retângulo maior = área extrapasso(AEP) destacada em azul. x = 636 μm. y = 5262 μm. z = 1272 μm. (Coloração: vermelho de alizarina + azul de Stevenel. Aumento:25x)

3.9.8 Análise Histomorfométrica

As imagens fotomicrográficas foram captadas por equipamento especíalizado (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Hessen, Alemanha), que era composto de uma câmera digital especial para microfotografias (Leica DC300 F[®]) com sistema de acoplamento a um microscópio óptico (Leica DM LB2[®]) interligado a um microcomputador já configurado para análises histomorfométricas por meio do software (Leica QWin[®]).

As imagens foram digitalizadas em três aumentos diferentes: 16x, 25x e 100x. O aumento menor permitia visualização geral do implante inserido, sendo importante priorizar a localização de uma área adequada para as mensurações do estudo sem inclusão da cortical óssea e sem imperfeições de corte.

Para cada parafuso estudado, independente do desenho, foi determinada uma área em forma de moldura quadrangular padronizada de 5262 por 1908 micrômetros, visualizada com aumento microscópico de 16x. (Figura 11) Dentro dessa moldura, foram realizadas as aferições de contato osso implante, área óssea intrapasso de rosca (terço interno) e área óssea extrapasso de rosca (dois terços externos) nas duas superfícies laterais do corpo dos parafusos. (Figura 11 e 12)



Figura 11 – Fotomicrografia demonstrando a localização da área padrão de mensuração e delimitação das regiões dentro e fora dos passos de rosca (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel . Aumento:16x).



Figura 12 – Fotomicrografia da área padrão de mensuração de implante autoperfurante. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x).

Utilizando as imagens em aumento microscópico 25x, foi determinado o comprimento em micrômetros da superfície do parafuso correspondente à moldura padrão que compreendia 3 passos de rosca do implante autoperfurante e 4 passos de

rosca do implante automacheante (Figura 13). Cada segmento de superfície do parafuso em contato com tecido ósseo representa uma porcentagem do total de superfície incluída na moldura padrão. Assim, para cada passo de rosca estudado, obtivemos um somatório de linhas em contato com o osso, mensuradas com aumento microscópico de 100x (Figura 14). O somatório das linhas de contato osso-implante compreende uma porcentagem da superfície total do implante dentro da moldura prédeterminada e também utilizada para medições de área óssea. Tal valor foi utilizado como instrumento de comparação entre os implantes nas diferentes fases.



Figura 13 – Fotomicrografia ilustra histomorfometria representando a proporção do contato linear ósseo (azul) em relação à superfície total do parafuso (amarelo) dentro da área de mensuração. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x).



Figura 14 – Fotomicrografia ilustra histomorfometria destacando a mensuração do contato linear osso-implante (verde) em um passo de rosca do parafuso autoperfurante. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:100x).

Para as medidas da área óssea dentro, (Figuras 10 e 15) e fora das roscas (Figuras 10 e 16), foi utilizada a área da moldura padrão como total, em aumento de 25x. As áreas dentro dessa moldura representadas por tecido ósseo foram quantificadas em porcentagem por meio da coloração óssea detectada pelo *software*. Tal valor foi utilizado como instrumento de comparação entre os implantes.



Figura 15 – Fotomicrografia ilustra histomorfometria destacando a área óssea dentro dos passos de rosca em verde. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x).



Figura 16 – Fotomicrografia ilustra histomorfometria da área óssea fora dos passos de rosca em verde. (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x).

3.10 Análise Estatística

A comparação para estimativa de diferenças entre os dois tipos de implantes teve como base estatística o Modelo linear de efeitos mistos, auxiliado pelo *software* SAS 9.0 (SAS Institute Inc., Cary, North Carolina), com a utilização de intervalo de confiança para nível de significância de 0,05. Consideraram-se os dados como não independentes.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

4.1 Fase aguda

4.1.1 Biomecânica

4.1.1.1 Torque de inserção

Os valores obtidos durante a análise do torque de inserção dos implantes destinados à fase aguda estão representados por médias e desvios padrão na tabela 1 e figura 17 abaixo.

Tabela 1 – Médias dos valores e desvios padrão do torque de inserção na fase aguda

	Automacheante (N.m)	Autoperfurante (N.m)	e p
Fase Aguda	0,047±0,013	0,518±0,051	0,0001
Torque de inserção (N.m) 	*	AP	 AM-Automacheante AP-Autoperfurante

Tipo de parafuso

Figura 17 – Gráfico comparando o torque de inserção entre parafusos autoperfurantes(AP) e automacheantes(AM). O asterisco(*) significa p<0,0001

Assim constata-se estatisticamente que os valores de torque de inserção dos parafusos autoperfurantes são maiores em comparação aos automacheantes.

4.1.1.2 Força de resistência ao arrancamento

Os resultados observados após os testes de arrancamento estão ilustrados na tabela 2 e figura 18 abaixo.

Tabela 2 – Médias dos valores e desvios padrão da força de resistência ao arrancamento na fase aguda



Figura 18 – Gráfico ilustrando a comparação da força de resistência ao arrancamento entre parafusos autoperfurantes(AP) e automacheantes(AM) na fase aguda. O asterisco(*) indica p<0,0001.

Ao analisar os dados expostos acima, podemos observar diferença estatística dos implantes autoperfurantes em relação aos automacheantes no tocante à força máxima necessária ao arrancamento linear dos parafusos, assim como observado na avaliação do torque de inserção.

4.1.2 Histomorfometria

Os dados das avaliações histomorfométricas estão dispostos na tabela 3 e figuras 19 e 20.

	Contato osso-implante (%)	Área óssea intrapasso (%)	Área óssea extrapasso (%)
AP	63,62±12,24	34,54±7,45	33,99±11,7
AM	15,71±9,22	19,03±8,22	25,20±8,48
р	0,0004	0,0005	0,1

Tabela 3 – Médias dos valores e desvios padrão da histomorfometria na fase aguda

AP=parafusos autoperfurantes. AM=parafusos automacheantes



Tipo de parafuso

Figura 19 – Gráfico ilustrando a comparação dos parâmetros histomorfométricos na fase aguda entre os parafusos autoperfurantes(AP) e automacheantes(AM). Um asterisco(*) indica p=0,0004. Dois asteriscos(**) indicam p=0,0005. Três asteriscos (***) indicam p=0,1. COI = contato osso-implante. AIP = área óssea intrapasso. AEP=área óssea extrapasso.



Figura 20 – Esquema comparativo de fotomicrografia histológica da fase aguda. Parafuso automacheante acima (A) e parafuso autoperfurante abaixo (B) (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x).

Observamos maiores valores referentes aos implantes autoperfurantes em relação aos automacheantes, quando se consideraram os parâmetros medidos dentro do passo de rosca, ou seja, o contato osso-implante e a área óssea. Por sua vez, a área óssea fora dos passos de rosca não demonstrou diferença estatisticamente significante.

4.2 Fase crônica

4.2.1 Biomecânica

4.2.1.1 Força de resistência ao arrancamento

Abaixo são apresentados os dados resultantes da avaliação de força máxima de resistência ao arrancamento linear dos parafusos implantados em vértebras de carneiros destinados à avaliação com oito semanas de pós-operatório. (Tabela 4 e Figura 21)

Tabela 4 – Médias dos valores e desvios padrão da força de resistência ao arrancamento na fase crônica

	Automacheante (N)	Autoperfurante (N)	р
Fase Crônica	430,02±101,47	595,75±122,43	0,0003



Tipo de parafuso

Figura 21 – Gráfico ilustrando a comparação da força de resistência ao arrancamento entre implantes autoperfurantes(AP) e automacheantes(AM). O asterisco(*) indica p=0,0003

Observamos diferença estatística em favor dos parafusos autoperfurantes sobre os automacheantes quando considerada a força máxima de arrancamento dos implantes presentes em vértebras de carneiros oito semanas após o procedimento cirúrgico.

4.2.2 Histomorfometria

Os valores resultantes das avaliações histomorfométricas realizadas com oito semanas de pós-operatório estão dispostos na Tabela 5 e Figuras 22 e 23.

Tabela 5 – Médias dos valores e desvios padrão da histomorfometria na fase crônica

	Contato osso-implante (%)	Área óssea intrapasso (%)	Área óssea extrapasso (%)
AP	58,12±18,69	31,94±3,80	32,16±5,26
AM	38,99±15,92	23.25±6,24	33,94±13,28
р	0,04	0,013	0,71

AP=parafusos autoperfurantes. AM=parafusos automacheantes



Tipo de parafuso

Figura 22 – Gráfico ilustrando a comparação de parâmetros histomorfométricos na fase crônica entre parafusos autoperfurantes(AP) e automacheantes(AM).Um asterisco (*) indica p=0,04. Dois asteriscos (**) indicam p=0,013. Três asteriscos(***) indicam p=0,71. COI = contato osso-implante. AIP = área óssea intrapasso. AEP = área óssea extrapasso.

Conforme observamos nos gráficos e tabelas acima, ocorreu diferença estatística em favor dos parafusos autoperfurantes em relação aos automacheantes

quando considerados os parâmetros medidos dentro dos passos de rosca, tanto no contato ósseo, como na área. Foi observada semelhança nos achados comparativos das duas modalidades de implantes nas medições fora dos passos de rosca.



Figura 23 – Esquema comparativo de fotomicrografias histológicas da fase crônica. Parafuso automacheante acima(A) e parafuso autoperfurante abaixo(B) (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento:25x).

4.3 Fase Aguda vs Fase crônica

4.3.1 Biomecânica

Quando comparados os resultados de força de arrancamento dos parafusos autoperfurantes nas fases aguda e crônica, obtivemos os seguintes resultados. (Tabela 6 e figura 24)

Tabela 6 – Médias dos valores e desvios padrão comparativos da força de resistência ao arrancamento de parafusos autoperfurantes nas fases aguda e crônica

	Fase aguda	Fase crônica	р
Autoperfurantes (N)	473,44±81,47	595,75±122,43	0,005



Figura 24 – Gráfico ilustrando a comparação da força de resistência ao arrancamento entre fases aguda e crônica de parafusos autoperfurantes(AP). Asterisco(*) indica p=0,005.

Observamos melhor desempenho dos implantes autoperfurantes na fase crônica.

Quando comparados os resultados de força de arrancamento dos parafusos automacheantes na fase aguda e crônica, obtivemos os seguintes resultados (Tabela 7 e Figura 25).

Tabela 7 – Média dos valores e desvios padrão comparativos da força máxima de resistência ao arrancamento de parafusos automacheantes nas fases aguda e crônica





Figura 25 – Gráfico ilustrando a comparação da força de resistência ao arrancamento entre fases aguda e crônica de parafusos automachenates(AM). Asterisco(*) indica p<0,0001.

Observamos melhor desempenho dos implantes automacheantes na fase crônica.

4.3.2 Histomorfometria

Quando comparados os resultados das avaliações histomorfométricas dos parafusos autoperfurantes nas fases aguda e crônica, obtivemos os seguintes resultados expostos na tabela 8 e figuras 26 e 27.

Tabela 8 – Médias dos valores e desvios padrão comparativos da histomorfometria de autoperfurantes nas fases aguda e crônica

	Contato osso-implante (%)	Área óssea intrapasso (%)	Área óssea extrapasso (%)
Aguda	63,62±12,24	34,54±7,45	33,99±11,7
Crônica	58,12±18,69	31,94±3,80	32,16±5,26
р	0,5	0,5	0,75



Tipo de parafuso

Figura 26 – Gráfico ilustrando a comparação de parâmetros histomorfométricos nas fases aguda e crônica de implantes autoperfurantes (AP). Um asterisco(*) indica p=0,5. Dois asteriscos(**) indicam p=0,5. Três asteriscos(***) indicam p=0,75. COI = contato ossoimplante. AIP=área óssea intrapasso. AEP=área óssea extrapasso.

Analisando os dados acima, observamos que não há diferença estatística em nenhum parâmetro histomorfométrico comparativo das fases aguda e crônica de implantes autoperfurantes. Porém observa-se a remodelação das trabéculas na fase crônica.



Figura 27 – Esquema comparativo de fotomicrografias histológicas de parafusos autoperfurantes. Fase aguda acima (A) e fase crônica abaixo (B) (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento: 25x)

Quando comparados os resultados das avaliações histomorfométricas dos parafusos automacheantes nas fases aguda e crônica, obtivemos os seguintes resultados (Tabela 9 e figuras 28 e 29).

	Contato osso-implante	Área óssea intrapasso	Área óssea extrapasso
	(%)	(%)	(%)
Aguda	15,71±9,22	19,03±8,22	25,20±8,48
Crônica	38,99±15,92	23,25±6,24	33,94±13,28
р	0,02	0,29	0,16

Tabela 9 – Médias dos valores e desvios padrão comparativos da histomorfometria de parafusos automacheantes nas fases aguda e crônica



Tipo de parafuso

Figura 28 – Gráfico ilustrando a comparação de parâmetros histomorfométricos na fase aguda e crônica de parafusos automacheantes(AM). Um asterisco(*) indica p=0,02. Dois asteriscos(**) indicam p=0,29. Três asteriscos(***) indicam p=0,16. COI = contato ossoimplante. AIP = área óssea intrapasso. AEP = área óssea extrapasso.



Figura 29 – Esquema comparativo de fotomicrografias histológicas de parafusos automacheantes. Fase aguda acima (A) e fase crônica abaixo (B) (coloração: vermelho de alizarina e azul de Stevenel. Aumento: 25x)

Analisando os dados acima, observamos que não há diferença estatística nos parâmetros histomorfométricos comparativos das fases aguda e crônica de parafusos automacheantes, com exceção do contato osso-implante, onde observamos uma maior quantidade de osso depositado dentro dos passos de rosca das vértebras analisadas cronicamente. Além disso, observa-se claramente uma remodelação de trabéculas na fase crônica.

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

Placas anteriores têm sido usadas para promover fixação interna dos segmentos espinhais cervicais. Neste contexto, a ancoragem dos parafusos é fator essencial (KAISER et al., 2002). Isto motivou a realização do presente estudo.

A maior parte dos estudos acerca de parafusos cervicais anteriores é oriunda de material autopsiado (RONDEROS et al., 1997; HITCHON et al., 2003; JOHNSTON et al., 2006; PITZEN et al., 2002; RYKEN et al., 1995) ou sintético (CHAPMAN et al., 1996; CONRAD et al., 2005; OKTENOGLU et al., 2001).

Considerando a diversidade de implantes disponíveis atualmente e a freqüência com que estes são utilizados, faz-se importante o estudo de suas características específicas, como material, desenho, dimensões e técnica de inserção, agindo em ambiente ósseo (HITCHON et al., 2003; WU et al., 2008). Assim, valiosas informações serão subsídios para a decisão do cirurgião ao escolher o melhor implante para solucionar situações cirúrgicas vigentes na atualidade.

A ancoragem dos parafusos não é somente dependente do seu desenho, mas é também influenciada pela relação dinâmica entre osso e implante ao longo do tempo, desde o trauma de inserção até a remodelação. Assim, valorizam-se os estudos realizados "*in vivo*". O mesmo implante pode gerar repercussões diversas quando inserido em tecidos ósseos com características diferentes. Assim, na interface osso-implante, o elemento mais frágil é o osso e seu comportamento irá determinar a qualidade da fixação (SCHATZKER et al., 1975).

Colunas vertebrais de carneiros, cabras e suínos têm similaridades com a coluna humana na anatomia e propriedades biomecânicas, embora existam diferenças em termos de densidade mineral óssea (LIEBSCHNER, 2004). Dessa forma, tais animais atualmente tornaram-se progressivamente mais utilizados em modelos de pesquisa espinhal pela dificuldade da obtenção de material humano para experimentos.

Outro aspecto a ser considerado é o fato de que as vértebras de carneiros apresentam-se mais homogêneas que as humanas em termos de característica da disposição do tecido ósseo (KANDZIORA et al., 2001; WILKE et al., 1997). Além disso, são observadas importantes similaridades entre humanos e ovinos nas suas dimensões e atividade de remodelação óssea (CHAVASSIEUX et al., 1991; DEN BOER et al., 1999; NEWMAN et al., 1995; PASTOUREAU et al., 1989).

Em estudos biomecânicos de parafusos, a utilização de materiais sintéticos como receptores apresenta a vantagem da maior homogeneidade, permitindo assim controle mais fidedigno do ambiente experimental. Tal vantagem é reduzida no tecido ósseo ovino, pela maior variabilidade morfológica óssea, apesar de representar o tecido ósseo humano com maior proximidade. Na tentativa de observar a similaridade das unidades amostrais vertebrais utilizadas no presente estudo, realizou-se a densitometria óssea, além de considerar raça, sexo, idade e peso dos animais (CONRAD et al., 2005; KANDZIORA et al., 2001).

No presente estudo, utilizou-se a coluna vertebral de carneiros. Dessa forma, buscou-se uma aproximação da coluna vertebral humana, mantendo-se menor heterogeneidade do tecido receptor na tentativa de avaliar mais fidedignamente as diferenças intrínsecas dos implantes (KANDZIORA et al., 2001). Isso foi refletido no pequeno desvio padrão observado nos resultados das densitometrias ósseas do nosso estudo (média + desvio padrão = 0,32±0,02 g/cm³). Estima-se que a densidade mineral óssea trabecular vertebral normal esteja no intervalo de 0.304 a 0.343 g/cm³ (CONRAD et al., 2005), ou seja, foram estudadas vértebras não-osteoporóticas. Além disso, o estudo em vértebras animais permite a avaliação do desempenho dos parafusos em fases diferentes de sua inserção, facilitando a análise da osseointegração.

Consideramos a fixação de implantes como o centro da discussão comparativa entre as duas modalidades de parafusos deste estudo. Existem várias formas de avaliar a fixação de implantes ósseos. (SU et al., 2009) Estas podem ser agrupadas em grandes grupos segundo o que se faz presente na literatura. O primeiro grupo consiste em parâmetros biomecânicos exemplificados pela força de arrancamento, torque de inserção, imposição de carga ou tração lateral. (HEIDEMANN et al., 1998; HITCHON et al., 2003; SU et al., 2009) O segundo grupo compreende fatores histomorfométricos como relação de trabéculas ósseas, contato direto osso-implante e densidade óssea perimplante (GARETTO et al., 1995; HEIDEMANN et al., 2001; SCHATZKER et al., 1975; WU et al., 2008). O terceiro grupo inclui avaliação radiológica, como densitometria óssea e radiografia pós-implantação (PFEIFFER et al., 1996).

Considerando modelos experimentais presentes na literatura, o presente estudo analisou diversos fatores influentes na ancoragem dos implantes. As medidas de torque máximo de inserção e medidas da força máxima necessária ao arrancamento linear tornaram-se bem estabelecidas na avaliação de fixação dos parafusos ósseos (ANSELL; SCALES, 1968; FLORVAAG et al., 2010; GANTOUS; PHILLIPS, 1995; HEIDEMANN et al., 1998). Dessa forma, tais parâmetros biomecânicos foram adotados neste estudo.

Complementou-se a análise com parâmetros histomorfométricos como o comportamento ósseo na sua interface com os implantes após a inserção, quantificando o contato direto osso-implante e a área óssea adjacente (HEIDEMANN et al., 1998; PFEIFFER et al., 1996). Tais parâmetros de análise foram contextualizados pela análise densitométrica da amostra estudada. Além disso, o estudo valorizou a observação relações entre os resultados dos diferentes fatores de análise no intuito de tornar mais completa a avaliação da ancoragem.

Os parafusos automacheantes e autoperfurantes foram originalmente desenvolvidos para cirurgia buco-maxilo-facial e posteriormente utilizados na coluna vertebral. A justificativa para o desenvolvimento de tais implantes foi a redução do número de passos cirúrgicos para a sua inserção, sem a perda da ancoragem (HEIDEMANN et al., 1998). A perfuração por broca é descrita como responsável por necrose térmica no osso adjacente (ELLIS; LASKIN, 1994; HEIDEMANN et al., 2001; SCHATZKER et al., 1975), o que seria uma desvantagem dos parafusos automacheantes, favorecendo os autoperfurantes. Por sua vez, os parafusos adjacente durante a inserção com alto torque, o que poderia reduzir sua estabilidade (CHAMPY et al., 1978). Assim, estabelece-se uma dúvida na literatura acerca da escolha da melhor modalidade de implante a ser utilizada na coluna cervical anterior humana. Nosso estudo teve o intuito de contribuir para a solução desta dúvida.

Ao se considerar o problema da necrose térmica pela perfuração no contexto do osso esponjoso, pondera-se a possibilidade de se utilizar baixa velocidade de rotação. Consequentemente, a temperatura e a possibilidade de necrose seriam reduzidas (MATSUOKA et al., 2011). Corroborando o conceito citado acima, não observamos indícios de danificação do osso adjacente aos implantes por necrose ou fibrose tecidual, e sim o efeito da compactação do tecido esponjoso ao redor do implante.

Faz-se muito importante a contextualização da utilização dos implantes com a característica do tecido ósseo receptor para a interpretação dos resultados. Em osso com cortical espessa, implantes autoperfurantes podem apresentar desempenho

inferior aos automacheantes (HEIDEMANN et al., 1998). Justifica-se pelas fraturas no osso adjacente que enfraqueceriam o sistema. Analisando por este âmbito, obtivemos 100% de sucesso nas fixações com ambas as modalidades de parafusos sem quebra ou soltura de implantes.

O presente estudo mostrou uma preponderância no desempenho biomecânico dos parafusos autoperfurantes sobre automacheantes no tocante à força de resistência máxima necessária ao arrancamento dos implantes, conforme também relatado na literatura (WU et al., 2008). Ao contrastar-se tal resultado com outros estudos semelhantes que abordaram implantes destinados à coluna cervical, faz-se interessante citar os estudos de Hitchon et al. (2003) e Conrad et al. (2005), que utilizam o mesmo parâmetro biomecânico para comparar parafusos cervicais anteriores autoperfurantes com automacheantes e não observam diferença estatística na análise de resistência ao arrancamento, observando, no entanto, maior toque de inserção dos parafusos autoperfurantes. O primeiro estudo utiliza colunas cervicais humanas provenientes de idosos osteoporóticos, o que pode ter influenciado os resultados. Além disso, a afirmação estatística sofre a influência negativa da grande variância da amostra estudada. O segundo estudo utiliza modelo sintético da estrutura óssea esponjosa. Assim não considera a influência da cortical óssea.

Conforme ressaltado previamente, é sabido que vários fatores podem influenciar o desempenho biomecânico de parafusos. É preciso ser considerado que o implante autoperfurante utilizado em nosso estudo apresenta o comprimento de passo de rosca maior em comparação ao automacheante e aos implantes utilizados no estudo de Hitchon et al. (2003). Dessa forma, não podemos atribuir a superioridade dos nossos parafusos autoperfurantes na força de arrancamento somente à morfologia da extremidade do implante.

O aumento do comprimento do passo de rosca, segundo Oktenoglu et al. (2001), aumenta a capacidade de resistência ao arrancamento em osso predominantemente esponjoso como o tecido ósseo do corpo vertebral. Assim, percebemos uma adequação no desenho do passo de rosca do parafuso autoperfurante destinado à coluna cervical, o que pode significar uma parcela de contribuição para os melhores resultados biomecânicos.

Na comparação do desempenho biomecânico de parafusos, o torque de inserção é parâmetro valioso, podendo ser mensurado e interpretado

simultaneamente durante o procedimento de implantação. Assim, confere-se um grau de segurança ao cirurgião acerca da fixação desejada, de forma que medidas importantes podem ser tomadas durante a cirurgia, tendo em vista um melhor resultado pós-operatório. Assim como nosso estudo, Su et al (2009) e Heidemann et al (1998), observam resultados que demonstram superioridade do implante autoperfurante em relação ao automacheante quanto ao torque de inserção. A justificativa dos resultados deve considerar o fator da ausência da perfuração e macheamento como responsável pela maior resistência do tecido ósseo ao movimento rotacional do implante, secundária à dispersão radial do osso esponjoso durante sua inserção, como observado em outros estudos na literatura (CHEN et al., 2008; HEIDEMANN et al., 1998; HEIDEMANN et al., 2001; SU et al., 2009).

O alto torque de inserção dos parafusos autoperfurantes pode ser um problema pelas microfraturas em tecido ósseo com cortical mais espessa que 3mm (ELLIS; LASKIN, 1994; HEIDEMANN et al., 1998; SOWDEN; SCHMITZ, 2002), mas não em osso esponjoso, pois este se mostra mais complacente, sem enfraquecimento da fixação por dano ao tecido ósseo adjacente durante a implantação (LOHR et al., 2000). Tal complacência seria benéfica à fixação do implante, pois a força de resistência do tecido ósseo compactado radialmente durante inserção do parafuso seria responsável pela maior estabilidade do mesmo. Isto é denominado efeito "mola" (KOLD et al., 2005).

Apesar de bem relatada em pedículos de coluna torácica e lombar, a relação entre torque de inserção e força de arrancamento de parafusos na coluna cervical apresenta-se escassa na literatura. Considerando outros aspectos influentes na ancoragem de implantes, o torque de inserção é observado como um importante fator (RYKEN et al., 1995).

Reitman, Nguyen e Fogel (2004) relatam resultados conflitantes considerando a densidade mineral óssea, esponjosa e cortical, como o principal fator na predição da capacidade de ancoragem dos implantes, embora um valor limite não tenha sido encontrado. Ao analisar o torque de inserção, não evidenciam relação significativa entre este e a resistência ao arrancamento dos parafusos. Apresentam também a correlação de 85% entre torque final percebido pelos cirurgiões durante a inserção dos implantes e o pico máximo de torque de inserção. Dessa forma, não estabelecem um limite de torque abaixo do qual não se poderia confiar na estabilidade do sistema de fixação. Nosso estudo corrobora o primeiro estudo acima citado, pois os resultados de torque de inserção e força de arrancamento apontaram superioridade dos implantes autoperfurantes.

Na tentativa de compreender de forma mais completa os resultados observados por parâmetros biomecânicos, os métodos de análise histomorfométrica da relação entre implantes e tecido ósseo têm grande importância. Diversos estudos realizados até o presente momento relatam superioridade biomecânica dos implantes autoperfurantes em relação aos automacheantes justificando pelo maior contato osso-implante (CHEN et al., 2008; HEIDEMANN et al., 2001; HUJA et al., 2006; MISCHKOWSKI et al., 2008; WU et al., 2008). Tal superioridade foi observada tanto na quantificação do contato osso-implante, quanto na mensuração de área óssea adjacente à região rosqueada do parafuso nas duas fases do nosso estudo.

Heidemann, Terheyden e Gerlach (2001), ao utilizar microimplantes ortodônticos no seio frontal de porcos, também demonstram maior compactação de tecido ósseo ao redor do implante autoperfurante após a inserção. Kim, Ahn e Chang (2005), ao relacionar estes parâmetros histológicos com os biomecânicos na maxila e mandíbula de cães, observam que quanto maior o agrupamento de tecido ósseo adjacente ao implante, maior seria a estabilidade. Estes achados foram corroborados por outros estudos (MISCHKOWSKI et al., 2008). Os testes promovidos pelo nosso estudo concordam com os supracitados, tanto no pósoperatório imediato, quanto após oito semanas de observação.

Ao analisar o ambiente ósseo esponjoso adjacente fora dos passos de rosca, não observamos diferença estatística entre os grupos, de forma que a possível repercussão negativa no osso adjacente durante inserções com implantes autoperfurantes não foi observada. Isto demonstrou segurança no uso desta modalidade de parafuso em osso esponjoso vertebral.

Ao analisar a ancoragem de parafusos ortodônticos por meio de avaliação mecânica e histológica, foi observado que 5% de contato osso-implante já seriam suficientes para resistir à aplicação de carga (DEGUCHI et al., 2003). Não há disponível avaliação semelhante abordando implantes cervicais.

A inclusão do fator tempo após inserção na comparação entre implantes acrescenta importantes informações de relevância clínica, como as relacionadas à possibilidade de imposição de carga precoce aos parafusos (HUJA et al., 2006).

Em nosso estudo, observamos que a força de resistência ao arrancamento foi maior nos testes realizados com oito semanas de pós-operatório, em relação ao pós-operatório imediato. Importante ressaltar que os parafusos utilizados não foram submetidos à carga. Tais resultados corroboraram os estudos de Schatzker, Sanderson e Murnaghan (1975) e Wu et al. (2008). Outra semelhança entre os estudos é que o desempenho dos implantes autoperfurantes foi superior em relação aos automacheantes, principalmente na fase aguda, com uma tendência de aproximação no desempenho ao longo do tempo. O que seria justificado pelo processo de osseointergração.

Em estudo semelhante, Chen, Shin e Kyung (2008) observam melhor desempenho biomecânico nos testes de torque de extração de implantes com nove semanas de pós-operatório submetido à carga quando comparados ao torque imediato de inserção em osso predominantemente esponjoso das maxilas de cães. Atribuíram tal resultado à osseointegração do implante observada histologicamente por um progressivo contato osso-implante ao longo do tempo. Tal fato foi corroborado em outros estudos (KOLD et al., 2005; WU et al., 2008; SCHATZKER et al., 1975). Neste estudo, a carga instalada durante o período de osseointegração não prejudicou o desempenho dos implantes.

De acordo com Huja et al. (2006), não houve diferença estatística na força de arrancamento quando parafusos monocorticais autoperfurantes foram comparados com base no tempo de inserção óssea, sendo um grupo imediato e outro 6 semanas após a implantação em osso predominantemente cortical de mandíbulas de cães. Os parafusos não foram submetidos à carga. Em relação ao aspecto histológico, um maior contato ósseo foi observado quando utilizados parafusos autoperfurantes. Porém houve soltura em 20% dos parafusos inseridos, o que pode ser explicado pela inadequação entre diâmetro do implante autoperfurante e espessura cortical.

Ao considerar o aspecto histomorfométrico na comparação dos implantes em fase aguda com a fase crônica, observamos não haver diferença estatística no tocante à área óssea intrapasso e extrapasso de rosca em nenhuma das duas modalidades de parafusos estudadas.

Assim, observamos que, quantitativamente, tais dados não explicam os resultados observados nos testes biomecânicos. Porém, ao contrastar qualitativamente a morfologia e organização das trabéculas, percebemos uma fragmentação e desconexão nas lâminas visualizadas na fase aguda, em relação a

Discussão 68

uma remodelação do tecido ósseo observado na fase crônica. Dessa forma, a preponderância biomecânica dos implantes na fase crônica poderia ser justificada, como sugerido em outro estudo (KOLD et al., 2005).

Garetto et al. (1995), analisam qualitativamente o processo de osseointegração de implantes de titânio em osso cortical, ressaltando a remodelação próximo ao implante, ao longo do tempo. Porém, não disponibilizaram instrumento de mensuração qualitativa de trabéculas pertencentes a osso esponjoso.

Existem algumas limitações ao presente estudo. Inicialmente, forças de tração uniaxial pura foram aplicadas ao longo do eixo dos parafusos inseridos. Certamente, esse modelo de carga não é fisiológico, ou seja, não reflete por completo as solicitações impostas aos implantes "*in vivo*". Apesar disso, tais condições de carga na avaliação de ancoragem de implantes são aceitas como modelo experimental de biomecânica da coluna vertebral. Esse método foi utilizado em outros estudos e torna factível a comparação entre os mesmos. Outro método experimental possível considera a aplicação de carga cíclica, o que se aproxima da situação biomecânica real diária dos parafusos implantados na prática clínica conforme também discutido em outros estudos (PITZEN et al., 2002; PITZEN et al., 2004; RYKEN et al., 1995). Além disso, associar as placas aos testes biomecânicos, seria uma interessante forma de avaliação para novos estudos. Assim, o conjunto placa-parafuso seria avaliado aproximando-se da realidade (CONRAD et al., 2005). Tal tipo de avaliação sugere a continuidade nos estudos sobre o tema abordado.

CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

Considerando os objetivos propostos para este estudo, concluímos que o parafuso autoperfurante mostrou-se superior à modalidade automacheante. Tal afirmação baseou-se na observação da superioridade do primeiro implante, nas diferentes formas de análise, bem como nos dois tempos pós-inserção estudados. Dessa forma, verificamos melhores resultados do implante autoperfurante nas fases aguda e crônica, observados por meio de parâmetros biomecânicos e histomorfométricos. Ao comparar biomecanicamente diferentes fases do mesmo implante, observamos maior força de resistência ao arrancamento na fase crônica. Podemos justificar tal superioridade biomecânica pela interpretação da remodelação qualitativa das trabéculas adjacentes ao implante como parte de um processo de osseointegração observado do ponto de vista histológico.

REFERÊNCIAS
REFERÊNCIAS²

AEBI, M.; ZUBER, K.; MARCHESI, D. Treatment of cervical spine injuries with anterior plating. Indications, techniques, and results. **Spine**, Philadelphia, v. 16, n. 3 Suppl, p. S38-S45, Mar. 1991.

ALDINI, N. N.; FINI, M.; GIAVARESI, G.; GIARDINO, R.; GREGGI, T.; PARISINI, P. Pedicular fixation in the osteoporotic spine: a pilot in vivo study on long-term ovariectomized sheep. **J. Orthop. Res.**, New York, v. 20, n. 6, p. 1217-24, Nov. 2002.

ANSELL, R. H.; SCALES, J. T. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. **J. Biomech.**, Elmsford, v. 1, n. 4, p. 279-302, Dec. 1968.

BENZEL, E. C. Implant-bone interfaces. In: _____. Biomechanics of spine stabilization. New York: Thieme, 2001. p. 155-170.

BOHLER, J.; GAUDERNAK, T. Anterior plate stabilization for fracture-dislocations of the lower cervical spine. **J. Trauma**, Baltimore, v. 20, n. 3, p. 203-5, Mar. 1980.

BRANTLEY, A. G.; MAYFIELD, J. K.; KOENEMAN, J. B.; CLARK, K. R. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. **Spine**, Philadelphia, v. 19, n. 15, p. 1752-8, Aug. 1994.

BROWNER, B. D.; JUPITER J. B.; LEVINE A. M.; TRAFTON P. G. **Skeletal trauma**. 2^a ed. Philadelphia: Saunders, 1998.

CHAMPY, M.; LODDE, J. P.; SCHMITT, R.; JAEGER, J. H.; MUSTER, D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. **J. Maxillofac. Surg.**, Stuttgart, v. 6, n. 1, p. 14-21, Feb. 1978.

CHAPMAN, J. R.; HARRINGTON, R. M.; LEE, K. M.; ANDERSON, P. A.; TENCER, A. F.; KOWALSKI, D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. **J. Biomech. Eng**, New York, v. 118, n. 3, p. 391-8, Aug. 1996.

CHAVASSIEUX, P.; PASTOUREAU, P.; BOIVIN, G.; CHAPUY, M. C.; DELMAS, P. D.; MEUNIER, P. J. Dose effects on ewe bone remodeling of short-term sodium fluoride administration--a histomorphometric and biochemical study. **Bone**, New York, v. 12, n. 6, p. 421-7, 1991

CHEN, Y.; SHIN, H. I.; KYUNG, H. M. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St.Louis, v. 133, n. 1, p. 44-50, Jan. 2008.

² De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023. Sistema autor-data.

COE, J. D.; WARDEN, K. E.; HERZIG, M. A.; MCAFEE, P. C. Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. **Spine**, Philadelphia, v. 15, n. 9, p. 902-7, Sept. 1990.

CONRAD, B. P.; CORDISTA, A. G.; HORODYSKI, M.; RECHTINE, G. R. Biomechanical evaluation of the pullout strength of cervical screws. **J. Spinal Disord. Tech.**, Hagerstown,v. 18, n. 6, p. 506-10, Dec. 2005.

CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA VETERINÁRIA DO BRASIL. **Resolução nº 714**. Brasília, DF, 2002.

DEFINO, H. L. A.; FUENTES, A. E. R.; RUSSO JÚNIOR, N. Osteossíntese das lesões traumáticas da coluna cervical baixa (C3-C7). **Rev. Bras. Ortop**., São Paulo, v. 29, 3, p. 127-135, Mar., 1994.

DEFINO, H. L.; SCARPARO, P. Fractures of thoracolumbar spine: monosegmental fixation. **Injury**, Bristol, v. 36 Suppl 1, p. S90-S97, Jul. 2005.

DEGUCHI, T.; TAKANO-YAMAMOTO, T.; KANOMI, R.; HARTSFIELD, J. K.; ROBERTS, W. E.; GARETTO, L. P. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 82, n. 5, p. 377-81, May, 2003.

DEN BOER, F. C.; PATKA, P.; BAKKER, F. C.; WIPPERMANN, B. W.; VAN, L. A.; VINK, G. Q.; BOSHUIZEN, K.; HAARMAN, H. J. New segmental long bone defect model in sheep: quantitative analysis of healing with dual energy x-ray absorptiometry. **J. Orthop. Res.**, New York, v. 17, n. 5, p. 654-60, Sept. 1999.

DONATH, K.; BREUNER, G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. **J. Oral Pathol.**, Copenhagen, v.11, n. 4, p. 318-26, Aug. 1982.

DUCOURS, J. L.; ARDANZA, B.; MODSCHIEDLER, T.; GUEROULT, J. M.; CAIX, P. Current evaluation of a self-snapping screw system in traumatologic and orthodontic surgery. **Rev. Stomatol. Chir Maxillofac.,** Grenoble, v. 93, n. 3, p. 167-71, 1992.

ELLIS, J. A.; LASKIN, D. M. Analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws. **J. Oral. Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v. 52, n. 5, p. 483-6, May 1994b.

FLORVAAG, B.; KNEUERTZ, P.; LAZAR, F.; KOEBKE, J.; ZOLLER, J. E.; BRAUMANN, B.; MISCHKOWSKI, R. A. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. **J. Orofac. Orthop.**, Munich, v. 71, n. 1, p. 53-67, Jan. 2010.

GANTOUS, A.; PHILLIPS, J. H. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. **Plast. Reconstr. Surg.**, Baltimore, v. 95, n. 7, p. 1165-9, Jun. 1995.

GARETTO, L. P.; CHEN, J.; PARR, J. A.; ROBERTS, W. E. Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: a histomorphometric comparison in four species including humans. **Implant. Dent.**, Baltimore, v. 4, n. 4, p. 235-43, 1995.

GEORGE, D. C.; KRAG, M. H.; JOHNSON, C. C.; VAN HAL, M. E.; HAUGH, L. D.; GROBLER, L. J. Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pullout strength from human cadaveric vertebrae. **Spine**, Philadelphia,v. 16, n. 2, p. 181-4, Feb. 1991.

GOELZER, J.G.; AVELAR, R.L.; OLIVEIRA, R.B.; HUBLER, R; SILVEIRA, R.L.; MACHADO, R.A. Self-drilling and self-tapping screws: an ultrastructural study. J. Craniofac. Surg, Boston, v. 21, n. 2, p. 513-15, Mar. 2010.

GRUBB, M. R.; CURRIER, B. L.; SHIH, J. S.; BONIN, V.; GRABOWSKI, J. J.; CHAO, E. Y. Biomechanical evaluation of anterior cervical spine stabilization. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 8, p. 886-92, Apr. 1998.

GUNTERMANN, J; GELLRICH, N.C.; SCHRAMM, A. The Synthes 1.5 and 2.0 selfdrilling screws indication in maxillofacial surgery. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, 26(suppl 1), p. 65, 1998.

HADJIPAVLOU, A. G.; NICODEMUS, C. L.; AL-HAMDAN, F. A.; SIMMONS, J. W.; POPE, M. H. Correlation of bone equivalent mineral density to pull-out resistance of triangulated pedicle screw construct. **J. Spinal. Disord.**,New York, v. 10, n. 1, p. 12-9, Feb. 1997.

HEIDEMANN, W.; GERLACH, K. L.; GROBEL, K. H.; KOLLNER, H. G. Drill Free Screws: a new form of osteosynthesis screw. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, Berlin, v. 26, n. 3, p. 163-8, Jun. 1998.

HEIDEMANN, W.; TERHEYDEN, H.; GERLACH, K. L. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, Berlin, v. 29, n. 2, p. 69-74, Apr. 2001.

HIRANO, T.; HASEGAWA, K.; TAKAHASHI, H. E.; UCHIYAMA, S.; HARA, T.; WASHIO, T.; SUGIURA, T.; YOKAICHIYA, M.; IKEDA, M. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. **Spine**, Philadelphia,v. 22, n. 21, p. 2504-9, Nov. 1997.

HITCHON, P. W.; BRENTON, M. D.; COPPES, J. K.; FROM, A. M.; TORNER, J. C. Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. **Spine**, Philadelphia ,v. 28, n. 1, p. 9-13, Jan. 2003.

HUJA, S. S.; RAO, J.; STRUCKHOFF, J. A.; BECK, F. M.; LITSKY, A. S. Biomechanical and histomorphometric analyses of monocortical screws at placement and 6 weeks postinsertion. **J. Oral Implantol.**, Abingdon, v. 32, n. 3, p. 110-6, 2006.

JOHNSTON, T. L.; KARAIKOVIC, E. E.; LAUTENSCHLAGER, E. P.; MARCU, D. Cervical pedicle screws vs. lateral mass screws: uniplanar fatigue analysis and residual pullout strengths. **Spine J.**, New York, v. 6, n. 6, p. 667-72, Nov. 2006.

KAISER, M. G.; HAID, R. W.; SUBACH, B. R.; BARNES, B.; RODTS, G. E.. Anterior cervical plating enhances arthrodesis after discectomy and fusion with cortical allograft. **Neurosurgery**, Baltimore, v. 50, n. 2, p. 229-36, Feb. 2002.

KANDZIORA, F.; PFLUGMACHER, R.; SCHOLZ, M.; SCHNAKE, K.; LUCKE, M.; SCHRODER, R.; MITTLMEIER, T. Comparison between sheep and human cervical spines: an anatomic, radiographic, bone mineral density, and biomechanical study. **Spine**, Philadelphia, v. 26, n. 9, p. 1028-37, May. 2001.

KIM, J. W.; AHN, S. J.; CHANG, Y. I. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 128, n. 2, p. 190-4, Aug. 2005.

KWOK, A. W.; FINKELSTEIN, J. A.; WOODSIDE, T.; HEARN, T. C.; HU, R. W. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. **Spine**, Philadelphia, v. 21, n. 21, p. 2429-34, Nov. 1996.

LIEBSCHNER, M. A. Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone. **Biomaterials**, Guildford, v. 25, n. 9, p. 1697-714, Apr. 2004.

LOHR, J.; GELLRICH, N. C.; BUSCHER, P.; WAHL, D.; RAHN, B. A. Comparative in vitro studies of self-boring and self-tapping screws. Histomorphological and physical-technical studies of bone layers. **Mund Kiefer Gesichtschir.**, Berlin, v. 4, n. 3, p. 159-63, May 2000.

LOWERY, G. L.; MCDONOUGH, R. F. The significance of hardware failure in anterior cervical plate fixation. Patients with 2- to 7-year follow-up. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 2, p. 181-6, Jan. 1998.

MAIMAN, D. J.; PINTAR, F. A.; YOGANANDAN, N.; REINARTZ, J.; TOSELLI, R.; WOODWARD, E.; HAID, R. Pull-out strength of Caspar cervical screws. **Neurosurgery**, Baltimore, v. 31, n. 6, p. 1097-101, Dec. 1992.

MANIATOPOULOS, C.; RODRIGUEZ, A.; DEPORTER, D.A.; MELCHER, A.H. An improved method for preparing histological sections of metallic implants. Int. J. of Oral Maxillofac. Implants, Lombard, *v.* 1, p. 31-37. 1986.

MASSONE, F. **Anestesiologia Veterinária: Farmacologia e Técnicas**. 3^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

MISCHKOWSKI, R. A.; KNEUERTZ, P.; FLORVAAG, B.; LAZAR, F.; KOEBKE, J.; ZOLLER, J. E. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for

skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. Int. J. Oral Maxillofac. Surg., Copenhagen, v. 37, n. 10, p. 948-54, Oct. 2008a.

NEWMAN, E.; TURNER, A. S.; WARK, J. D. The potential of sheep for the study of osteopenia: current status and comparison with other animal models. **Bone**, New York, v. 16, n. 4 Suppl, p. 277S-84S, Apr. 1995.

OGON, M.; HAID, C.; KRISMER, M.; STERZINGER, W.; BAUER, R. Comparison between single-screw and triangulated, double-screw fixation in anterior spine surgery. A biomechanical test. **Spine**, Philadelphia, v. 21, n. 23, p. 2728-34, Dec. 1996.

OKTENOGLU, B. T.; FERRARA, L. A.; ANDALKAR, N.; OZER, A. F.; SARIOGLU, A. C., BENZEL, E. C. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. **J. Neurosurg.**, Baltimore, v. 94, n. 1 Suppl, p. 91-6, Jan. 2001.

OMEIS, I.; DEMATTIA, J. A.; HILLARD, V. H.; MURALI, R.; DAS, K. History of instrumentation for stabilization of the subaxial cervical spine. **Neurosurg. Focus.**, Charlottesville, v.16, n. 1, p. E10, Jan. 2004.

PASTOUREAU, P.; ARLOT, M.; CAULIN. F.; BARLET, J.; MEUNIER, P.; DELMAS, P.; Effects of oophorectomy on biochemical and histological indices of bone turnover in ewes. **J. Bone Miner. Res**, New York, v. 4, p. 237, 1989.

PEARCE, A. I.; RICHARDS, R. G.; MILZ, S.; SCHNEIDER, E.; PEARCE, S. G. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. **Eur. Cell Mater.**, Wales, v. 13, n. 1-10, 2007.

PFEIFFER, M.; GILBERTSON, L. G.; GOEL, V. K.; GRISS, P.; KELLER, J. C.; RYKEN, T. C.; HOFFMAN, H. E. Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws. **Spine**, Philadelphia ,v. 21, n. 9, p. 1037-44, May, 1996.

PITZEN, T.; BARBIER, D.; TINTINGER, F.; STEUDEL, W. I.; STROWITZKI, M. Screw fixation to the posterior cortical shell does not influence peak torque and pullout in anterior cervical plating. **Eur. Spine J.**, Heidelberg, v. 11, n. 5, p. 494-9, Oct. 2002.

PITZEN, T.; FRANTA, F.; BARBIER, D.; STEUDEL, W. I. Insertion torque and pullout force of rescue screws for anterior cervical plate fixation in a fatigued initial pilot hole. **J. Neurosurg. Spine**, Charlottesville, v. 1, n. 2, p. 198-201, Sept. 2004.

ROBERTS, E. W.; POON, L. C.; SMITH, R. K. Interface histology of rigid endosseous implants. **J. Oral. Implantol.**, Abingdon, v. 12, n. 3, p. 406-16, 1986.

RODRIGUEZ-OLAVERRI, J. C.; HASHARONI, A.; DEWAL, H.; NUZZO, R. M.; KUMMER, F. J.; ERRICO, T. J. The effect of end screw orientation on the stability of

anterior instrumentation in cyclic lateral bending. **Spine J.**, New York, v. 5, n. 5, p. 554-7, Sept. 2005.

RONDEROS, J. F.; JACOBOWITZ, R.; SONNTAG, V. K.; CRAWFORD, N. R.; DICKMAN, C. A. Comparative pull-out strength of tapped and untapped pilot holes for bicortical anterior cervical screws. **Spine**, v. 22, n. 2, p. 167-70, Jan. 1997.

RYKEN, T. C.; CLAUSEN, J. D.; TRAYNELIS, V. C.; GOEL, V. K. Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque, and holding strength of anterior cervical plate screws. **J. Neurosurg.**, Baltimore, v. 83, n. 2, p. 325-9, Aug. 1995a.

RYKEN, T. C.; GOEL, V. K.; CLAUSEN, J. D.; TRAYNELIS, V. C. Assessment of unicortical and bicortical fixation in a quasistatic cadaveric model. Role of bone mineral density and screw torque. **Spine**, Philadelphia, v. 20, n. 17, p. 1861-7, Sept. 1995b.

RULAND, C. M.; MCAFEE, P. C.; WARDEN, K. E.; CUNNINGHAM, B. W. Triangulation of pedicular instrumentation. A biomechanical analysis. **Spine**, Philadelphia, v. 16, n. 6 Suppl, p. S270-S276, June. 1991.

SCHATZKER, J.; SANDERSON, R.; MURNAGHAN, J. P. The holding power of orthopedic screws in vivo. **Clin. Orthop. Relat Res.**, Philadelphia, v.108, p. 115-26, May, 1975.

SCHIMMING, R.; GUTWALD, R.; GELLRICH, N.. Selfdrilling screws:clinical experiences in cranio- and maxillofacial surgery. **Int. J. OralMaxillofac. Surg**, Copenhagen, v.28(suppl 1), p. 26, 1999.

SCHOLZ, M.; REYES, P. M.; SCHLEICHER, P.; SAWA, A. G.; BAEK, S.; KANDZIORA, F.; MARCIANO, F. F.; CRAWFORD, N. R. A new stand-alone cervical anterior interbody fusion device: biomechanical comparison with established anterior cervical fixation devices. **Spine**, Philadelphia, v. 34, n. 2, p. 156-60, Jan. 2009.

SILVA, P.; ROSA, R.C.; SHIMANO, A.C.; DE PAULA, F.J.A.; VOLPON, J.B.; DEFINO, H.L.A. Avaliação biomecânica da influência do macheamento e do desenho dos parafusos cervicais. **Rev. Bras. Ortop.**, São Paulo. v. 44, n.5, p 415-9. Oct. 2009.

SILVA, L.S.; CANTO, F.R.T.; SHIMANO, A.C.; GARCIA, S.B.; SALATA, L.A.; DEFINO, H.L.A. Estudo histomorfométrico da interface óssea do parafusos expansor cervical. **Rev. Bras. Ortop.**, São Paulo. v. 43, n.3, p 76-82. 2008.

SMITH, G. W.; ROBINSON, R. A. The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 40-A, n. 3, p. 607-24, Jun., 1958.

SOSHI, S.; SHIBA, R.; KONDO, H.; MUROTA, K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. **Spine**, Philadelphia ,v. 16, n. 11, p. 1335-41, Nov. 1991.

SOUTHWICK, W. O.; ROBINSON, R. A. Surgical approaches to the vertebral bodies in the cervical and lumbar regions. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 39-A, n. 3, p. 631-44, Jun., 1957.

SOWDEN, D.; SCHMITZ, J. P. AO self-drilling and self-tapping screws in rat calvarial bone: an ultrastructural study of the implant interface. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadeplphia, v. 60, n. 3, p. 294-9, Mar. 2002.

SU, Y. Y.; WILMES, B.; HONSCHEID, R.; DRESCHER, D. Comparison of selftapping and self-drilling orthodontic mini-implants: an animal study of insertion torque and displacement under lateral loading. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 24, n. 3, p. 404-11, May, 2009.

WEINSTEIN, J. N.; SPRATT, K. F.; SPENGLER, D.; BRICK, C.; REID, S. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. **Spine**, Philadelphia ,v.13, n. 9, p. 1012-8, Sept. 1988.

WILKE, H. J.; KETTLER, A.; CLAES, L. E. Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines? **Spine**, Philadelphia, v. 22, n. 20, p. 2365-74, Oct. 1997a.

WU, X.; DENG, F.; WANG, Z.; ZHAO, Z.; WANG, J. Biomechanical and histomorphometric analyses of the osseointegration of microscrews with different surgical techniques in beagle dogs. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol Endod.**, St.Louis, v. 106, n. 5, p. 644-50, Nov. 2008.

ZDEBLICK, T. A.; KUNZ, D. N.; COOKE, M. E.; MCCABE, R. Pedicle screw pull-out strength. Correlation with insertional torque. **Spine**, Philadelphia, v. 18, n. 12, p. 1673-1676, Mar. 1993.