UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS

**COMPORTAMENTO MECÂNICO E ANÁLISE
DIMENSIONAL DE PARAFUSOS CORTICAIS DE AÇO
INOXIDÁVEL E LIGA DE TITÂNIO SUBMETIDOS A
ENSAIOS DE TORÇÃO**

Pós-graduanda: Suraya Gomes Novais Shimano

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano

RIBEIRÃO PRETO

2005

**COMPORTAMENTO MECÂNICO E ANÁLISE
DIMENSIONAL DE PARAFUSOS CORTICAIS DE AÇO
INOXIDÁVEL E LIGA DE TITÂNIO SUBMETIDOS A
ENSAIOS DE TORÇÃO**

Suraya Gomes Novais Shimano

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

ORIENTADOR: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano

Ribeirão Preto
2005

FICHA CATALOGRÁFICA

Shimano, Suraya Gomes Novais

Comportamento mecânico e análise dimensional de parafusos corticais de aço inoxidável e liga de titânio submetidos ao ensaio de torção / Suraya Gomes Novais -- São Carlos, 2005.

Dissertação (Mestrado) -- Interunidades Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos - Universidade de São Paulo, 2005.

101 p.

Área: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano.

1.Torção. 2.Parafusos corticais. 3.Aço inoxidável. 4.Liga de titânio. 5.Comportamento Mecânico. I. Título

Ao João Pedro, meu presente de Deus, que me renova a cada dia.

Agradeço:

A Deus que me presenteou com uma vida perfeita e ainda me guia pelo melhor caminho, sempre. À Maria, minha mãezinha, que me acolhe nos momentos mais difíceis.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, que tem a grandeza de um mestre e a humildade de quem se considera um simples professor. Nesta humildade me ensinou a pesquisar e no seu exemplo de vida ensinou-me a lutar para atingir minhas metas.

Ao Prof. Dr. José Batista Volpon, pelo empréstimo da Máquina Universal de Ensaio e pelo exemplo de honestidade e retidão de conduta.

Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Eng. Carlos Alberto Moro, Luís Henrique Alves Pereira e Francisco Carlos Mazzocato (Chico), pela ajuda e atenção prestadas a mim durante a realização deste trabalho e pela excelente convivência durante estes anos. E especialmente à Maria Teresinha de Moraes, pela atenção e carinho com que me tratou desde o primeiro momento.

Aos funcionários da Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto, em especial ao Otávio Terra pela confecção de todos os acessórios necessários aos ensaios.

Aos professores da Escola Técnica Estadual José Martimiano da Silva, principalmente ao Prof. Ms. Cláudio César Rodrigues Vilarinho, pelo empréstimo da máquina de torção e do projetor de perfil e pelo acompanhamento dos ensaios, sem os quais seria impossível a realização deste trabalho.

Ao Eng. José Roberto Parpaioli e ao Eng. Marcos Campos, da empresa Baumer® S.A., pela doação dos parafusos e confecção das chaves sextavadas especiais utilizados no trabalho e pela solicitude no esclarecimento de dúvidas e apresentação das etapas de fabricação dos parafusos, durante visita à empresa.

Aos funcionários do Laboratório de Microscopia Eletrônica do Departamento de Biologia Celular e Molecular e Bioagentes Patogênicos da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, José Augusto Malin, Maria Teresa Picinoto Maglia e Maria Dolores Seabra Ferreira, pela atenção e ajuda no uso do microscópio, e em especial à Profa. Dra. Maria Célia Jamur, pelo empréstimo do microscopia eletrônico de varredura.

Ao Prof. Dr. Jair Lício Ferreira dos Santos, do Departamento de Medicina Social da Faculdade de Medicina da USP de Ribeirão Preto, pelo auxílio precioso no entendimento da estatística.

À CAPES, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pela concessão de bolsa de Mestrado.

À secretária das Interunidades Bioengenharia de São Carlos, Janete, pelo atendimento e informações prestadas a mim.

A minha família, pais e irmãos, que sempre foi meu pilar de sustentação, que priorizou meus estudos e permitiu que meus sonhos fossem realizados sem grandes dificuldades e perdas. O meu obrigado é pouco diante de tanto amor e dedicação incondicionais.

Ao meu marido Marcos, que me esclareceu todas as dúvidas, ajudou-me em todas as dificuldades e é meu companheiro em todos os momentos. Muito obrigada a este “Amigo de Bioengenharia” que me presenteou com seu amor.

Ao Davi, grande amigo, por estar sempre disposto a me ajudar e por ser um exemplo de dedicação e empenho que procurei sempre seguir.

Ao Paulo Eugênio dos Santos Cecim, por ter realizado o ensaio de inserção dos parafusos e ter-me ajudado a entender os passos de uma cirurgia de fixação interna de fraturas femorais.

Aos amigos que fiz no Laboratório de Bioengenharia durante esses anos em que tive o privilégio de aí aperfeiçoar meus conhecimentos, por me proporcionarem momentos felizes e de sincera amizade.

À Juliana, uma flor, que na sua bondade e bem humorada dedicação ensinou-me matemática, física e, principalmente, que a solidariedade está presente nos corações dos melhores.

À Lúcia, que muito me ajudou dando-me condições para a realização dos ensaios de torção.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização desta dissertação.

“Foi Ele quem deu à alma humana essa mente em que a razão e a inteligência estão como que dormidas na infância ... para despertarem e exercitarem-se com a idade. Capacitar-se-á, então, para adquirir a ciência e a doutrina e se habilitará para a percepção da verdade e para o amor ao bem.”

Santo Agostinho – “A Cidade de Deus”

RESUMO

SHIMANO, S.G.N. (2005). *Comportamento mecânico e análise dimensional de parafusos corticais de aço inoxidável e liga de titânio submetidos a ensaio de torção*. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

Parafusos corticais são uns dos implantes mais utilizados na prática cirúrgica e são normalmente compostos por ligas metálicas como o aço inoxidável F-138 e a liga de titânio 6Al-4V e, quando inseridos no organismo humano, são submetidos a diversos esforços mecânicos. Assim, é necessário avaliar as propriedades mecânicas desses implantes. Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar o comportamento mecânico de parafusos corticais de aço inoxidável e de liga de titânio, de fabricação nacional, em ensaio de torção. Vinte parafusos de aço inoxidável foram divididos em quatro grupos (1,2,3,4,) e o mesmo foi feito com os parafusos de liga de titânio. Primeiramente, suas medidas-padrão foram analisadas de acordo com a Norma Brasileira NBR ISO 5835:1996. Nos dois grupos 1 (de aço inoxidável e de liga de titânio), o ângulo de rotação foi mensurado por um goniômetro e o ensaio de torção foi manual. Já os parafusos dos dois grupos 2 foram ensaiados em uma máquina de torção. Os parafusos dos grupos 3, primeiramente, foram inseridos em cortical óssea suína e, posteriormente submetidos à torção. Nos dois grupos 4, os parafusos foram submetidos à torção sucessiva e, posteriormente submetidos à torção na máquina. Na análise estatística das propriedades mecânicas, os resultados apresentaram diferença significativa no torque no limite de proporcionalidade entre o grupo 1 e os demais grupos de aço inoxidável e entre o grupo 1 e os demais grupos de liga de titânio, sugerindo um possível erro metodológico no ensaio de torção manual. No torque no limite máximo houve diferença significativa entre o grupo 4 de liga de titânio e os grupos 2 e 3, mostrando que a torção sucessiva pode comprometer esta propriedade. Na rigidez torcional, foi demonstrada diferença estatística significativa entre os grupos 1 e 3 de liga de titânio. Na tenacidade torcional, houve diferença significativa entre o grupo 1 e os demais grupos de liga de titânio, entre o grupo 2 e os grupos 3 e 4 de aço inoxidável e entre todos os grupos de aço inoxidável e todos os grupos de liga de titânio. Conclui-se que, em geral, os parafusos de aço inoxidável apresentaram tenacidade torcional superior aos parafusos de liga de titânio, mas nas demais propriedades estes dois biomateriais apresentaram resultados semelhantes.

Palavras-chave: comportamento mecânico, torção, parafusos corticais, aço inoxidável, liga de titânio.

ABSTRACT

SHIMANO, S.G.N. (2005). *Mechanical behavior and dimensional analysis of the stainless steel and titanium alloy cortex screws, undergone torsion testing*, Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

Cortical bone screws are one of the most used implants in the surgical practice and the stainless steel (ASTM F-138) and titanic (6Al-4V) are the most common alloys used to manufacture them. When inserted into the bone such implants undergo several types of mechanical stress and, therefore, it is very useful to know their mechanical behavior. The purpose of the present study was to compare the mechanical properties of cortical bone screws made up of stainless steel and titanic alloy as tested in torsion. Twenty stainless steel screws were divided into four groups (1,2,3,4) and the same was made for the titanic alloy screws. First, the screw dimension were checked in accordance to the Brazilian standard regulations. In groups 1 (either stainless steel or titanic alloy) the angle of rotation was measured with a goniometer and the torsion test was manual. For groups 2 the screws were tested in torsion in a testing machine. In groups 3, firstly, the screws were inserted into suine bone and, later, removed and submitted to torsion. In groups 4 the screws were tested in successive loading and unloading cycles in torsion and, later, submitted to torsion. The results showed statistically significant difference for the yield torque among the group 1 and the other groups of stainless steel and among the group 1 and the other groups of titanic alloy, which suggest a possible methodological error in manual torsion. For the ultimate torque there was difference among titanic groups 4, 2 and 3, showing that repeated torsion can affect such property. For the torsional stiffness there was statistical difference between titanic groups 1 and 3. The torsional tenacity was different among the 1 and the other titanic groups, also there was difference among stainless steel groups 2, 3 and 4. Finally, there was statistical difference among all stainless steel and titanic alloy groups, that, in general, the stainless steel screws showed greater torsional tenacity in comparison with the titanic alloy screws, but for the other torsional properties they displayed a similar behavior.

Key-words: mechanical behavior, torsion, cortical bone screws, stainless steel, titanium alloy.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Ruptura do parafuso: (A) durante sua inserção (torque excessivo); (B) com parafuso já inserido, após imposição de carga (MAZZOCCA et al. In: BROWNER et al., 2003).	24
FIGURA 2: Tipos de tensões que uma estrutura pode ser submetida.....	25
FIGURA 3: Gráfico tensão <i>versus</i> deformação	26
FIGURA 4: Desenho esquemático da deformação angular resultante de um torque aplicado em um ensaio de torção.	29
FIGURA 5: Aspecto da ruptura de materiais dúcteis e frágeis, sob torção	30
FIGURA 6: Dimensões-padrão do parafuso cortical 4,5mm segundo a NBR ISO 5835:1996: (A) dimensões do corpo; (B) dimensões do recesso hexagonal.....	33
FIGURA 7: Agrupamento dos parafusos de aço inoxidável e liga de titânio.....	36
FIGURA 8: Projetor de perfil e seus componentes; (A) visor, (B) lentes objetivas, (C) iluminadores, (D) base de vidro, (E) suporte para posicionamento do parafuso e (F) manivela para mover a base de vidro, (G) mostrador digital.....	37
FIGURA 9: Aferição das medidas por diascopia: (A) suporte para posicionamento do parafuso; (B) projeção da imagem do parafuso.....	38
FIGURA 10: Projeção da imagem do parafuso por episcopia.....	39
FIGURA 11: Posicionamento do recesso hexagonal no plano cartesiano.....	40
FIGURA 12: Diagrama demonstrando como foi obtida a fórmula utilizada no cálculo dos diâmetros diagonal e paralelo.	41
FIGURA 13: Torquímetro digital Mackena [®] , modelo MK-20XX, utilizado para determinar o torque aplicado nos parafusos.....	42
FIGURA 14: Peça de encaixe hexagonal do torquímetro digital: (A) vista inferior da peça de encaixe hexagonal com torquímetro; (B) vista superior do goniômetro com a peça hexagonal posicionada no orifício central	43
FIGURA 15: Detalhe da fixação do parafuso na morsa. Cinco fios de rosca livres a partir da cabeça do parafuso.....	43
FIGURA 16: Diáfises de fêmures suínos com marcações prévias para ensaio de inserção.....	45
FIGURA 17: Inserção do parafuso, após rosqueamento com perfurador, utilizando uma chave sextavada.	45
FIGURA 18: Suportes para fixação do parafuso e da chave hexagonal durante carregamento sucessivo de torção	47
FIGURA 19: Chave hexagonal especial confeccionada para ensaio de torção sucessiva; (A) foto; (B) desenho esquemático mostrando as medidas da chave e o encaixe com o sextavado da cabeça do parafuso.	48
FIGURA 20: Dimensões da ponta funcional (extremidade hexagonal) da chave para uso com parafusos com encaixe hexagonal, segundo a NBR ISO 8391-1:1998 : (s) largura ao longo das paredes do hexágono; (e) diâmetro pico a pico do hexágono.....	48
FIGURA 21: Carregamento sucessivo de torção: (A) desenho esquemático do posicionamento da célula de carga na chave hexagonal; (B) imagem do carregamento.	49
FIGURA 22: Máquina de torção Gunt Hamburg [®] .- WP 510 utilizada na realização dos ensaios de torção dos parafusos corticais e microcomputador.	50

FIGURA 23: Parafuso fixado aos acessórios, preparado para realização do ensaio de torção.....	51
FIGURA 24: Descrição da fixação do parafuso nas peças que foram encaixadas na Máquina de Torção.....	51
FIGURA 25: Parâmetros analisados nos grupos experimentais.....	54
FIGURA 26: Dimensionamento-padrão dos corpos de todos os quarenta parafusos com relação às medidas contidas NBR ISO 5835:1996: (d1) diâmetro externo; (d2) diâmetro da cabeça; (d5) diâmetro interno; (K) altura da cabeça; (P) passo da rosca; (y) área de encaixe com placa óssea.....	59
FIGURA 27: Desgaste do recesso hexagonal dos parafusos após ensaio de torção.....	61
FIGURA 28: Gráfico torque <i>versus</i> deformação angular obtido no ensaio de torção manual.....	62
FIGURA 29: Gráfico do torque aplicado durante o "aperto final" nos parafusos do grupo 3.....	63
FIGURA 30: Parafuso de liga de titânio danificado durante retirada. Detalhe do recesso hexagonal deformado.....	64
FIGURA 31: Gráfico obtidos do ensaio de torção dos parafusos número 1 dos grupos de aço inoxidável.....	65
FIGURA 32: Gráfico obtidos do ensaio de torção dos parafusos número 1 dos grupos de liga de titânio.....	65
FIGURA 33 Propriedades mecânicas obtidas do ensaio de torção em parafusos corticais de aço inoxidável e de liga de titânio.....	66
FIGURA 34: Valores do torque no limite de proporcionalidade entre os grupos de aço inoxidável e liga de titânio.....	67
FIGURA 35: Valores do torque máximo entre nos grupos de aço inoxidável e liga de titânio.....	68
FIGURA 36: Valores da rigidez torcional entre nos grupos de aço inoxidável e liga de titânio.....	69
FIGURA 37: Valores da rigidez torcional entre nos grupos de aço inoxidável e liga de titânio.....	70
FIGURA 38: Micrografia eletrônica de varredura da superfície de fratura dos parafusos, com aumento de 35x. Parafuso 2A3 e 2T3, escolhidos aleatoriamente.....	70
FIGURA 39: Micrografia eletrônica de varredura, com aumento de 35x, da rosca adjacente à área de fratura de parafusos submetidos a torção: (A) de aço inoxidável; (B) liga de titânio.....	71

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Composição química do aço inoxidável, segundo a NBR ISO 5832-1:1999.....	32
TABELA 2: Composição química da liga de titânio (Ti 6Al-4V) de acordo com a NBR ISO 5832-3:1997.....	33
TABELA 3: Correlação intra e inter-examinadores das medidas-padrão o dos parafusos corticais	56
TABELA 4: Médias das medidas-padrão obtidas na avaliação por projeção de perfil do corpo de parafusos corticais.	58
TABELA 5: Médias das medidas-padrão obtidas na avaliação por projeção de perfil do recesso hexagonal dos parafusos corticais.	60
TABELA 6: Comparação entre a primeira e a segunda aferições do recesso hexagonal dos parafusos corticais submetidos à torção	61
TABELA 7: Torque final para inserção dos parafusos do grupo 3 na cortical bovina..	63

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

AISI -*American Iron and Steel Institute*

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária

AO - *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*

ASTM - *American Society for Testing and Materials*

CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

CNC - Comando Numérico Computadorizado

D.P. - Desvio Padrão

DCP - Placa de Compressão Dinâmica

ETE - Escola Técnica Estadual

ICC – *Intraclass Correlation Coefficient*

ISO - *International Organization for Standardization*

Le - Limite Elástico

Lm - Limite Máximo

Lp - Limite de Proporcionalidade

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

NBR - Norma Brasileira

SA - Sociedade Anônima

Te - Torque no Limite Elástico

Ti - Titânio

Tlp - Torque no Limite de Proporcionalidade

Tmáx. - Torque Máximo

SUMÁRIO¹

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Desenvolvimento e revisão de normas técnicas.....	18
1.2	Materiais de implantes	19
1.2.1	<i>Aço inoxidável Cr Ni Mo - ASTM F-138.....</i>	<i>19</i>
1.2.2	<i>Liga de titânio 6Al-4V - ASTM F-136</i>	<i>21</i>
1.3	Parafusos para ossos corticais	22
1.4	Comportamento mecânico	25
1.4.1	<i>Ensaio mecânicos.....</i>	<i>25</i>
1.4.2	<i>Propriedades mecânicas</i>	<i>27</i>
1.4.3	<i>Ensaio mecânico de torção.....</i>	<i>28</i>
1.5	Objetivos.....	31
1.5.1	<i>Objetivo geral.....</i>	<i>31</i>
1.5.2	<i>Objetivos específicos</i>	<i>31</i>
2	MATERIAL E MÉTODOS.....	32
2.1	Dimensionamento dos parafusos 4,5mm	33
2.1.1	<i>Fabricação dos parafusos.....</i>	<i>34</i>
2.2	Grupos experimentais	36
2.3	Avaliação dimensional.....	37
2.3.1	<i>Diascopia.....</i>	<i>38</i>
2.3.2	<i>Episcopia</i>	<i>39</i>
2.3.3	<i>Análise da confiabilidade das leituras intra-examinador e inter-examinadores das medidas-padrão dos parafusos</i>	<i>41</i>
2.4	Ensaio de torção manual.....	42
2.5	Inserção dos parafusos em osso suíno.....	44
2.6	Carregamento sucessivo de torção	47
2.7	Ensaio de torção na máquina de torção.....	50
2.8	Análise por microscopia eletrônica de varredura	53
2.9	Análise dos dados.....	54
2.10	Análise estatística.....	55
3	RESULTADOS	56
3.1	Avaliação dimensional.....	56
3.1.1	<i>Análise da confiabilidade das leituras intra-examinador e inter-examinadores das medidas-padrão dos parafusos</i>	<i>56</i>
3.1.2	<i>Avaliação dimensional por diascopia e episcopia</i>	<i>58</i>
3.2	Ensaio de torção manual.....	62
3.3	Inserção dos parafusos em osso suíno.....	63
3.4	Ensaio de torção na máquina de torção.....	65
3.4.1	<i>Propriedades Mecânicas.....</i>	<i>66</i>
3.5	Análise por microscopia eletrônica de varredura	70
4	DISCUSSÃO	72
4.1	Avaliação dimensional.....	72

¹ - Normas de acordo com as diretrizes para elaboração de dissertações e teses da EESC-USP, 3ª ed., 2002.

4.2	Ensaio de torção manual.....	74
4.3	Inserção dos parafusos	76
4.4	Ensaio de torção na máquina de torção.....	77
4.4.1	<i>Propriedades mecânicas</i>	78
4.5	Análise por microscopia eletrônica de varredura	80
4.6	Propostas para futuros trabalhos.....	82
5	CONCLUSÕES	83
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	84
	APÊNDICE	90
	ANEXO	101

1 INTRODUÇÃO

Quando um osso é fraturado, perde sua continuidade estrutural. Isso o torna mecanicamente comprometido, pois, é incapaz de suportar qualquer carga (SCHATZKER; TIZE, 2002).

Segundo Mazzocca et al. In: Browner et al. (2003), o melhor tratamento para as fraturas, nas décadas passadas, consistia em: alívio da dor, imobilização externa (gessada) e repouso prolongado. Esta abordagem terapêutica focava, primordialmente, a consolidação óssea.

Porém, sabe-se que a meta do tratamento das fraturas é a restauração da função locomotora e não somente a união óssea, visto que, apesar das fraturas cicatrizarem com a utilização de métodos conservadores (não-operatórios), a falta de habilidade para um correto direcionamento dos fragmentos ósseos e dos tecidos adjacentes, provoca complicações como a má-união ou a não-união fragmentária.

Para que esta união interfragmentária seja eficiente na restauração da continuidade óssea é preciso que a fixação interna, a osteossíntese, seja estável. Dessa forma, os atuais métodos de tratamento proporcionam alinhamento e estabilização dos fragmentos, enquanto permitem a função muscular, a mobilização articular e o suporte precoce de carga, ou seja, permitem relativa independência funcional (MÜLLER, 1993).

Para garantir esta união interfragmentária, com conseqüente independência funcional, é necessário o uso de implantes (CANALE, 1992). Estes implantes são usados, na prática cirúrgica no formato de fios de sutura, placas, parafusos, dentre outros (LAING, 1994).

Rüedi e Murphy (2002) afirmam que os implantes, quando colocados no corpo humano, estão submetidos a esforços mecânicos. Estes esforços estão relacionados tanto à carga natural imposta pela gravidade e atividades muscular e ligamentar, quanto à modificação de uma carga natural produzida pelo próprio implante (BUNDY In: COWIN, 1989).

Também, durante o procedimento cirúrgico, ocasionalmente, esses implantes podem ser submetidos esforços excessivos e fraturarem, ocasionando outras complicações como desconforto, perda sangüínea e tempo de anestesia durante sua retirada e recolocação (GLAUSER, 2003).

A fratura do implante pode ocorrer quando a tensão aplicada for maior do que a tensão que o implante pode suportar (COLLINGE et al., 2000). A fratura também pode ser provocada se a tensão imposta ao implante, mesmo abaixo da tensão necessária para sua ruptura, for repetitiva, como as fraturas por fadiga (ARRIVABENE, 1994).

Desta maneira, considera-se que, quando se insere um parafuso ósseo cortical na fixação de placas para estabilização de fraturas em ossos longos, este é submetido a um momento torcional ou torque (HUGHES; JORDAN, 1972).

Este torque é, aparentemente, responsável pela ancoragem do parafuso ao osso, mas se for aplicado em excesso pode provocar a fratura do parafuso, caso este não possua um coeficiente de segurança para suportar carregamento mecânico sem romper, ou se não estiver de acordo com as normas (ONI; BATCHELOR, 1995).

Para maior segurança no uso tanto de parafusos ósseos, como de outros implantes, necessita-se compreender e quantificar, dentre outros aspectos, o comportamento mecânico dessas estruturas quando submetidas a cargas que normalmente lhes seriam impostas quando implantadas no organismo humano. Desta maneira, seu uso será cada vez mais específico e, conseqüentemente, mais eficaz.

Para isto, estes implantes são submetidos a tensões específicas para cada análise, durante ensaios mecânicos. Esses ensaios têm por finalidades, dentre outras, a comparação de materiais e otimização de suas formas (BEER; JOHNSTON Jr., 1995).

Assim, é relevante a necessidade de normas técnicas aceitas e cumpridas nacional e internacionalmente no campo dos implantes ortopédicos que forneçam especificações quanto às propriedades, estruturas, processos de fabricação, métodos de ensaio e composição química de implantes (LAING, 1994; BUNDY In: COWIN, 1989; SOUZA, 1982).

1.1 Desenvolvimento e revisão de normas técnicas

Segundo Laing (1994), a organização de normas internacionais e os procedimentos para sua escrita são realizados com o trabalho cooperativo entre cirurgiões, fabricantes e pesquisadores.

Desta maneira, a afirmação de que os materiais que compõem os implantes ou o *design* são satisfatórios ou não para sua finalidade, deve-se a um consenso de todos os que participam do desenvolvimento de uma norma e da avaliação de um novo material ou estrutura.

Estas normas pré-determinam valores e metodologias a serem seguidas e cumpridas por fabricantes (para garantir a qualidade físico-química do implante), por pesquisadores (para que os resultados experimentais possam ser comparados e discutidos) e por cirurgiões (para garantir um maior percentual de resultados positivos nos pós-operatórios). Com isto, o maior beneficiado será, por direito, o público, o cidadão enfermo.

As normas de implantes cirúrgicos surgiram quando a Academia dos Cirurgiões Ortopédicos dos Estados Unidos da América decidiu reunir vários profissionais e órgãos nacionais e, em 1962, fundaram, através da *American Society for Testing and Materials* (ASTM), o Comitê F4, que descreveu normas de dispositivos médicos e cirúrgicos.

O Comitê F4 concentra-se principalmente na normatização de materiais de implantes que devem ter a aceitação de normas com relação à composição e suas propriedades físicas. Há, assim, o surgimento de novos materiais e o desenvolvimento dos materiais antigos (já utilizados na prática).

O material de implante não é somente criado com a investigação em relação à norma de composição e propriedades físicas, mas também com um ciclo de testes que o submetem aos parâmetros de cada parte da norma e é aprovado após aceitação de todos os representantes que compõem o Comitê.

Essas normas são sempre consultadas, revisadas e reprovadas para manterem-se atualizadas e novos avanços no desenvolvimento de novos implantes não são ignorados.

1.2 Materiais de implantes

Segundo Pilliar (1991), os metais possuem vantagens em relação aos polímeros e cerâmicas por possuírem maior resistência à corrosão, principalmente quando usados por longos períodos. Também, são escolhas freqüentes como componentes de implantes devido às suas características mecânicas superiores. Estes reproduzem as funções de suporte e proteção que o osso exerce, enquanto este cicatriza, remodela-se e cresce (MAZZOCCA et al. In: BROWNER et al., 2003).

Os metais e ligas metálicas em uso corrente na prática cirúrgica ortopédica podem ser subdivididos em três categorias: a do aço inoxidável (AISI 316L e ASTM F-138), a da liga à base de cromo-cobalto (*vitallium*) e as ligas de titânio (Ti) (compostas ou de 90% Ti, 6% Al e 4% V ou 92,5% Ti, 5% Al e 2,5% Fe) (COHEN apud MARIOLANI¹; BELANGERO; ARRUDA, 1993; RUSSEL In: CRENSHAW, 1996).

O aço inoxidável CrNiMo e a liga de titânio 6Al-4V, descritos pela (ASTM) como F-138 e F-136, respectivamente, possuem ótima resistência ao desgaste e não formam finas partículas metálicas que se soltam do implante, que podem provocar reação tecidual ao redor do implante como inflamação tecidual e até reabsorção óssea, levando à perda da fixação do implante.

1.2.1 Aço inoxidável Cr Ni Mo - ASTM F-138

O aço é uma liga de ferro e carbono, este último tendo a porcentagem variada entre 0,02% e 1,5%. Além disso, a adição de outros elementos dá novas propriedades à liga (PAVÓN, 1975).

Esta liga metálica, quando criada no início do século XX, era composta por cromo, variando de (9-16%) e ferro, variando de (83-90%), com menos de 1% de

¹ COHEN, J. (1983) Metal implants: historical background and biological response to implantation. St. Louis: CV Mosby apud MARIOLANI, J.R.L., BELANGERO, W.D. ; ARRUDA, A.C.F. (1993). Resposta interfacial provocada pelas interações biológicas e mecânicas entre material de implante e tecido receptor. *Acta Ortop. Bras.* v 1, n 2, p. 48-53.

carbono. Foi denominada inoxidável pois não se manchava quando em contato com substâncias corrosivas (PAVÓN, 1975).

Seu uso em cirurgias ortopédicas surgiu como uma nova possibilidade no tratamento das fraturas (DISEGI; ESCHBACH, 2000).

Segundo Van Vlack (1970), o cromo e o molibdênio têm por função originar uma composição que seja resistente a uma corrosão local. Muitos aços, como o aço inoxidável F-138 também contém níquel, que é mais nobre que o ferro. A baixa quantidade de fósforo provê uma melhor ductilidade, o que é importante na maioria dos implantes que são fabricados com grande incremento de carga (DISEGI; ESCHBACH, 2000).

Existe grande variedade de aços inoxidáveis, dependendo de suas propriedades, das quantidades de cada componente e do tratamento térmico a que o mesmo foi submetido. Consideram-se aços inoxidáveis os compostos de, aproximadamente, 70% de ferro gama (austenita), 18% de cromo e 8% de níquel. Todavia, sua composição química é bem variável, podendo haver porcentagens distintas de vários elementos, visando à otimização de suas propriedades, tanto químicas quanto, mecânicas (PAVÓN, 1975). Seu peso específico é de 7.920 kg/m^3 , podendo ser classificado como uma metal pesado (BEER; JOHNSTON Jr., 1995).

O uso do aço inoxidável como componente de implantes é vantajoso porque ele é de fácil aquisição e manuseio, associados ao baixo custo. Também, possui aceitável resistência às exigências mecânicas e à corrosão (quando a superfície está intacta) e pode formar parte de implante, quando os outros componentes forem de silicone, biopolímeros, dentre outros. Além disso, o aço inoxidável pode ser revestido de material osteocondutivo, como a hidroxiapatita, o que proporciona potencial de osteointegração mais elevado. Porém, possui alguns inconvenientes como: limitada resistência à corrosão em ambiente clorado, maior suscetibilidade à fadiga após sofrer corrosão, necessidade de um excelente polimento e é inadequado para fabricação de partes móveis cujas superfícies entrarão em contato (a fricção destrói as superfícies em contato, facilitando a corrosão) (MORONI et al., 2002).

Backwood e Pereira (2004) mostraram que a exposição do aço inoxidável a uma condição de baixo pH, com produção de H_2O_2 e com alto nível de proteínas, como ocorre nos tecidos inflamados ao redor do implante, pode provocar corrosão. Além disso, observaram que os fluidos corporais, em situação fisiológica não são capazes de provocar corrosão no aço inoxidável.

As especificações com relação à composição química, microestrutura, resistência à corrosão e propriedades mecânicas do aço inoxidável estão descritas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) na Norma Brasileira (NBR) ISO 5832-1:1999 e/ou ASTM F-138.

1.2.2 Liga de titânio 6Al-4V - ASTM F-136

O titânio não é de fácil obtenção, pois reage facilmente com o ar, oxigênio, níquel, carbono e hidrogênio, em temperaturas elevadas. A baixas temperaturas, é inerte, em consequência da formação de uma película de óxido em sua superfície. E, em temperatura ambiente, não é afetado por substâncias ácidas ou alcalinas, sendo, assim, ideal como composto de implantes no corpo humano (LEE, 1980).

O titânio é escolhido como material de implante para ser usado em pacientes que têm alergia a metais, especialmente o níquel e cromo (dois componentes presentes no aço inoxidável). Mas, segundo Disegi e Eschbach (2000), há aço inoxidável fabricado livre de níquel.

Além disso, o implante de titânio apresenta-se com os tecidos adjacentes bem vascularizados, confirmando sua alta bioatividade, maior flexibilidade, isto é, um menor Módulo de Elasticidade (ϵ)² quando comparado a outros metais. Esses fatores associados podem melhorar a osteointegração e a fixação mecânica (CHRISTENSEN et al., 2000; IM; SHIN, 2002; MATTER; BURCH, 1990).

O implante de titânio também pode ser preparado com revestimento poroso, oferecendo maior potencial para fixação biológica, pois promove o incremento de área de material de implante em contato com o tecido adjacente (COOK et al., 1988).

Seu peso específico é de 4460 kg/m³, sendo considerado um metal relativamente leve (BEER; JOHNSTON Jr., 1995; CHRISTENSEN et al., 2000). Para aumentar a sua resistência a tensões aplicadas utilizam-se elementos de liga como o vanádio, alumínio e outros. Porém, há alguns efeitos negativos como a redução de

² O Módulo de elasticidade ϵ é uma importante propriedade mecânica que indica se um componente é rígido ou flexível antes que haja uma deformação permanente. O Módulo ϵ médio do osso é igual a 16,5 GPa, o da liga Ti 6Al-4V é igual a 105 GPa e o do aço inoxidável 316L é igual a 193 GPa.

ductilidade (trabalhabilidade) pela introdução de elementos tóxicos como o *vanadium* (MATTER; BURCH, 1990).

O titânio puro e suas ligas têm sido desenvolvidos e utilizados como biomateriais desde a década de 1960 (YOKOYAMA et al., 2002).

Dentre as ligas existentes, a mais conhecida é a de Ti 6Al-4V, que combina resistência mecânica e à corrosão associadas a melhores trabalhabilidade e conformabilidade.

A liga Ti 6Al-4V também oferece melhor imagem por ressonância magnética com melhor resolução e diminuição na interferência de sinal por tomografia computadorizada, quando comparada ao aço inoxidável (BROWNER et al., 2003).

Por estas características, a liga de titânio é regularmente utilizada em cirurgias ortopédicas (CROCI, 2000; LEIVAS, 1996 e BANOVTZ et al., 1996) e odontológicas (PURICELLI; PESCHKE, 2000).

As especificações com relação à composição química e propriedades mecânicas estão descritas na norma NBR ISO 5832-3:1997.

Observa-se que essas duas ligas metálicas (aço inoxidável e liga de titânio), quando implantadas, estão submetidas a esforços mecânicos e em ambientes agressivos. Para avaliar a resistência ao desgaste e à corrosão dessas duas ligas metálicas como componentes de implantes, é necessário o emprego de testes normatizados que determinem suas qualidades e as considerem aptas para o uso em implantes (RAMIRES; GUASTALD, 2002).

1.3 Parafusos para ossos corticais

Os parafusos para ossos são um dos implantes cirúrgicos mais utilizados nas fixações internas (COLLINGE, 2000; RÜEDI; MURPHY, 2002 e SCHATZKER; TIZE, 2002).

Segundo Müller (1993), esses parafusos têm por funções a compressão de fragmentos ósseos e a fixação de placas. São diferenciados de acordo com a maneira pela qual são inseridos ao osso, a sua função, os tipos de osso para o qual são feitos e o seu tamanho, podendo ser: autoperfurantes ou não autoperfurantes, de compressão, corticais ou esponjosos para grandes e pequenos fragmentos.

Além disso, são diferenciados de acordo com a maneira pela qual se acoplam a uma chave de parafuso. Assim, podem ter em sua cabeça uma fenda, um recesso em cruz, um quadrado ou um recesso hexagonal. O parafuso cortical da *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*, Associação para o Estudo da Osteossíntese (AO), possuem um recesso hexagonal em sua cabeça, o que melhora o encaixe com a chave sextavada que é utilizada como instrumento para a inserção e remoção (MÜLLER, 1993).

Com relação aos parafusos corticais, estes são completamente rosqueados. Além disso, não são autoperfurantes, necessitando de um macho de rosca para preparar o canal no osso antes de sua inserção. Cada tamanho de parafuso possui sua correspondente instrumental (SCHATZKER; TIZE, 2002). Há diversos tamanhos de parafusos de córtex disponíveis para habilitar a fixação de ossos de diferentes tamanhos (MÜLLER, 1993).

Estes parafusos, para serem inseridos no osso, necessitam de instrumental adequado às suas medidas para inserção e rosqueamento prévio. Constam deste instrumental: a broca para furo de rosca de 3,2mm, o guia de broca, a broca para furo deslizante de 4,5mm e o macho de rosca de 4,5mm de diâmetro.

Os parafusos corticais, durante a inserção, podem sofrer sobrecarga torcional e romperem-se. Isto ocorre porque uma resistência maior oferecida pelo tecido ósseo à inserção pode solicitar do cirurgião aumento do torque imposto ao parafuso (FIGURA 1A). Este torque pode exceder o limite do parafuso, rompendo-o (COLLINGE, 2000).

Também, durante o período em que permanecem implantados no tecido ósseo, podem sofrer forças de flexão, quando a carga é aplicada perpendicularmente ao eixo do parafuso. A placa pode deslizar entre a cabeça do parafuso e o osso, provocando este estresse que pode romper o parafuso (FIGURA 1B) (MAZZOCCA et al. In: BROWNER, 2003).

FIGURA 1: Ruptura do parafuso: (A) durante sua inserção (torque excessivo); (B) com parafuso já inserido, após imposição de carga (MAZZOCCA et al. In: BROWNER et al., 2003).

Por isso, a seleção tanto das propriedades do material de uma estrutura quanto projeto do implante devem responder a vários pré-requisitos que serão usados como indicadores em circunstâncias de escolha de diferentes implantes. Esses requisitos especiais são: biocompatibilidade, acabamento superficial, resistência à corrosão e comportamento mecânico (BROWNER et al., 2003).

1.4 Comportamento mecânico

Para avaliar o comportamento de uma estrutura sob condições de carga específicas, faz-se necessária não só a determinação de tensões, mas uma análise completa da resposta desta estrutura quando submetida ao carregamento durante um ensaio mecânico (BEER; JOHNSTON Jr., 1995). Esta análise somente pode ser feita após o cálculo das propriedades mecânicas desta estrutura.

Para que esta análise seja feita em estruturas com finalidade de reconstrução ortopédica como os implantes, aplicam-se os princípios da Engenharia (Biomecânica e análise de tensões) para que se possa aperfeiçoar seu rendimento. Desta maneira, os dados com relação aos valores de esforços mecânicos impostos ao organismo humano passam a ser menos empíricos (BUNDY In: COWIN, 1989).

1.4.1 Ensaios mecânicos

Inicialmente, o uso destes ensaios restringia-se, quase unicamente, à engenharia, com finalidades industriais ou de pesquisa (FONTOURA FILHO, 2000).

Os ensaios mecânicos simulam forças que são impostas a uma estrutura em determinada circunstância.

Segundo Souza (1982), podem ser classificados em não destrutivos, quando não comprometem a estrutura do material, ou destrutivos, quando promovem a ruptura ou a inutilidade do mesmo. Na primeira classificação, estão os raios X e o ultra-som, dentre outros. Na segunda estão os ensaios de tração, compressão, cisalhamento, flexão, torção ou ainda uma combinação de duas ou mais forças (FIGURA 2).

FIGURA 2: Tipos de tensões que uma estrutura pode ser submetida.

A escolha do ensaio mecânico mais apropriado depende da finalidade do material, dos tipos de esforços que este material vai sofrer e das propriedades mecânicas que se deseja medir. Em geral, há normas contendo especificações sobre qual ensaio mecânico é indicado para uma finalidade específica.

Os ensaios em componentes podem ter fins comparativos em termos de materiais, mas utiliza-se mais para otimização de formas e estabelecimento de tensões admissíveis. Os ensaios em estrutura ou parte da estrutura têm a mesma finalidade que os ensaios em componentes (BEER; JOHNSTON Jr., 1995).

Como é observado na FIGURA 3, após o ensaio mecânico, pode-se traçar um gráfico tensão *versus* deformação, para se avaliar o comportamento mecânico de um material (SOUZA, 1982).

FIGURA 3: Gráfico tensão *versus* deformação

O gráfico é traçado por meio de leituras sucessivas de deformações e tensões crescentes. No eixo das abscissas estão presentes os valores das deformações e, no eixo das ordenadas, os valores das tensões.

Entre os diagramas de tensão *versus* deformação, obtidos através de ensaios, como os de tração, de vários materiais, é possível distinguir algumas características comuns, o que acaba por classificá-los em duas importantes categorias: a dos materiais dúcteis e a dos materiais frágeis.

Os materiais dúcteis caracterizam-se por apresentarem escoamento (variação relativamente grande de deformação com pequena variação de tensão) a temperaturas normais e a zona elástica apresenta-se como uma linha reta com grande coeficiente angular até atingir o limite de proporcionalidade. A partir de então, a estrutura ensaiada sofre uma longa deformação, com pouco aumento de carga aplicada (BEER; JOHNSTON Jr., 1995).

Os materiais frágeis não apresentam escoamento ou este não é nítido porque pode ser tão sutil que a sensibilidade da máquina não consegue acusá-lo. Isso acontece quanto mais duro for o metal.

1.4.2 Propriedades mecânicas

Segundo Souza (1982), para se determinar as propriedades biomecânicas de um material, fazem-se necessários vários ensaios mecânicos prévios. O estudo dessas propriedades fornece subsídios para o aperfeiçoamento de um material metálico. Essas propriedades descrevem o comportamento do material quando submetido a cargas externas.

Várias propriedades mecânicas podem ser obtidas por meio de um gráfico tensão *versus* deformação, dentre outras estão: o limite de proporcionalidade (L_p), o limite máximo (L_m), a rigidez e a tenacidade.

O limite de proporcionalidade (L_p) ou limite elástico (L_e) é o último ponto do segmento linear do gráfico, onde os valores de tensão e de deformação são proporcionais. É definido como a maior tensão que o metal pode suportar sem deixar qualquer deformação residual ou permanente quando o mesmo for descarregado.

A área abaixo do segmento linear até o L_p é denominada região de deformação elástica. Quando não há mais proporcionalidade entre a tensão e a deformação, corresponderá, no gráfico, à região de deformação plástica. Na fase plástica, as moléculas do corpo de prova se afastam o suficiente para não permitir que o objeto retorne às dimensões originais, sendo, portanto uma deformação definitiva. O valor mais alto de tensão corresponde ao limite máximo (L_m).

A rigidez de um material pode ser definida como a capacidade deste de resistir à deformação no regime elástico. É obtida pelo cálculo da tangente do ângulo formado pela reta que representa a inclinação da curva força $\times$ deformação na região

linear do gráfico. No caso de curva tensão $\times$ deformação, a rigidez calculada representa o módulo de elasticidade (ϵ) ou de Young do material ensaiado.

Com relação aos implantes ortopédicos, sua rigidez resulta não somente da rigidez do material, mas também da rigidez determinada pelo formato e dimensões do implante em si (MÜLLER, 1993).

A tenacidade corresponde à capacidade de um material de absorver energia até a sua ruptura, sendo a quantidade de energia por unidade de volume que o material pode resistir sem que haja a ruptura. Estas propriedades podem ser observadas na (FIGURA 3).

1.4.3 Ensaio mecânico de torção

Segundo Souza (1982), este ensaio não é utilizado para especificações de materiais. É indicado para peças que, na prática, são submetidos aos esforços de torção como: molas, barras de torção, parafusos, dentre outros.

Na torção pura há tensão de cisalhamento, que é zero no centro do corpo de prova (ou da estrutura de secção circular) e aumenta gradativamente até atingir seu valor máximo na superfície.

O diagrama que se obtém de um ensaio de torção apresenta-se com o torque no eixo das ordenadas e a deformação angular no eixo das abscissas. Assim, podem ser calculadas as propriedades mecânicas do material ou da estrutura ensaiados.

Para cálculo de tensões no fim da zona elástica, há necessidade de uso de corpos de prova em condições especiais de dimensionamento para não falsear resultados, visto que as camadas superficiais podem sofrer deformação plástica, enquanto as camadas mais centrais ainda estão em regime elástico.

Desta maneira, ao aplicar uma tensão de torção em estruturas e não em corpos de prova, leva-se em consideração os valores de torque e deformação angular.

O torque pode ser originado por uma força que atua sobre um braço de alavanca ou pode surgir por meio de um eixo girando, transmitindo potência (CHIAVERINI, 1979).

A deformação angular resultante do torque aplicado na estrutura é calculada pelo ângulo de torção, ou seja, o deslocamento angular de um ponto perto da

extremidade fixa até um ponto na mesma linha longitudinal, perto da extremidade giratória (FIGURA 4).

FIGURA 4: Desenho esquemático da deformação angular resultante de um torque aplicado em um ensaio de torção.

De acordo com Souza (1982), a torção pode ser classificada em:

- Torção uniforme: onde há plena liberdade para deformação das secções transversais;
- Torção não-uniforme: quando ocorrem os engastamentos ou em suas proximidades, onde as secções transversais não estão livres para girar.

Com relação aos tipos de fraturas resultantes de um carregamento em torção, em um corpo cilíndrico, sujeito à torção, há tensões máximas de cisalhamento situadas em dois planos perpendiculares entre si, sendo um deles perpendicular e outro paralelo ao eixo longitudinal do corpo de prova (SOUZA, 1982).

Assim, a ruptura de um metal dúctil ocorre por deslizamento ao longo dos planos onde se situam tensões máximas de cisalhamento, portanto o aspecto da fratura é plano. Já um metal frágil rompe ao longo de um plano perpendicular à direção da tensão de tração, isto é, uma tensão que faz um ângulo de 45° com o eixo longitudinal do corpo de prova, resultando em uma ruptura em hélice (FIGURA 5).

FIGURA 5: Aspecto da ruptura de materiais dúcteis e frágeis, sob torção

Esta diferença de comportamento torcional entre diferentes biomateriais que podem compor um mesmo tipo de implante mostra-se relevante e, com isso, faz-se necessária uma correta avaliação de seu comportamento mecânico durante simulações confiáveis de sobrecarga em torção.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo geral

1. Avaliar o comportamento mecânico de parafusos ósseos corticais tanto de aço inoxidável Cr Ni Mo – ASTM F-138 quanto de liga de titânio 6Al-4V – ASTM F-136, após ensaio de torção.

1.5.2 Objetivos específicos

2. Avaliar a confiabilidade intra e inter-examinadores da metodologia de aferição das medidas-padrão dos parafusos, através da projeção de perfil;
3. Avaliar o dimensionamento dos parafusos corticais quando comparados à NBR ISO 5835:1996, de especificações dimensionais;
4. Comparar o dimensionamento do encaixe hexagonal da cabeça dos parafusos sem uso e após serem ensaiados;
5. Comparar as metodologias de ensaio de torção manual e torção na máquina de torção;
6. Analisar qualitativamente os aspectos das fraturas dos parafusos após a realização dos ensaios de torção.

2 MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados quarenta parafusos corticais, sendo vinte de aço inoxidável Cr Ni Mo – ASTM F-138e vinte de liga de titânio 6Al-4V – ASTM F-136. Os parafusos foram fornecidos pela Baumer® (fabricante nacional de produtos e dispositivos ortopédicos), todos de um mesmo tipo (cortical), de uma mesma medida (4,5mm de diâmetro) e obtidos aleatoriamente de três lotes distintos.

Os parafusos de aço inoxidável possuem sua composição química segundo a NBR ISO 5832-1:1999, que estão demonstradas na TABELA 1.

TABELA 1: Composição química do aço inoxidável, segundo a NBR ISO 5832-1:1999.

ELEMENTOS	LIMITES COMPOSICIONAIS - % (m/m)	
	Composição D	Composição E
Carbono	0,030 máx.	0,030 máx.
Silício	1,0 máx.	1,0 máx.
Manganês	2,0 máx.	2,0 máx.
Fósforo	0,025 máx.	0,025 máx.
Enxofre	0,010 máx.	0,010 máx.
Nitrogênio	0,10 máx.	0,10 a 0,20
Cromo	17,0 a 19,0	17,0 a 19,0
Molibdênio	2,25 a 3,5	2,35 a 4,2
Níquel	13,0 a 15,0	14,0 a 16,0
Cobre	0,50 máx.	0,50 máx.
Ferro	balanço	balanço

Já os parafusos de liga de titânio 6Al-4V – ASTM F-136 são compostos quimicamente por vários elementos, segundo a NBR ISO 5832-3:1997, conforme se observa na TABELA 2.

TABELA 2: Composição química da liga de titânio (Ti 6Al-4V) de acordo com a NBR ISO 5832-3:1997.

ELEMENTOS	LIMITES COMPOSICIONAIS %
Alumínio	5,5 a 6,7
Vanádio	3,5 a 4,5
Ferro	0,3 máx.
Oxigênio	0,2 máx.
Carbono	0,08 máx.
Níquel	0,05 máx.
Hidrogênio	0,015 máx.
Titânio	balanço

2.1 Dimensionamento dos parafusos 4,5mm

Segundo a NBR ISO 5835:1996, o parafuso cortical 4,5mm, tem o seguinte dimensionamento:

- diâmetro interno de 3mm (d_5);
- diâmetro externo de 4,5mm (d_1);
- passo de rosca de 1,75mm (P);
- ângulos de rosca: alfa (α) de 35° e beta (β) de 3°;
- diâmetro da cabeça de 8mm (d_2);
- altura da cabeça de 4,6mm (K) e
- recesso hexagonal de 3,5mm de distância ao longo das paredes do hexágono (s) e 4,0mm de distância entre os vértices do hexágono (e) (FIGURA 6).

FIGURA 6: Dimensões-padrão do parafuso cortical 4,5mm segundo a NBR ISO 5835:1996: (A) dimensões do corpo; (B) dimensões do recesso hexagonal.

A norma não apresenta tolerâncias com relação aos valores das dimensões. Como as tolerâncias, segundo Agostinho; Rodrigues e Lirani são o que determinam a precisão da usinagem, a norma não permite erros durante os processos de fabricação desses implantes.

2.1.1 Fabricação dos parafusos

Segundo Campos (2004)³, os parafusos utilizados no trabalho, o aço inoxidável Cr Ni Mo é adquirido pela empresa, na forma de barras de secção circular que são submetidas ao processo de trefilação, adequando-as às dimensões finais dos parafusos. Já a liga de titânio 6-Al 4-V é adquirida na forma de barras de secção circular, de acordo com as dimensões finais dos parafusos ósseos que serão posteriormente fabricados.

Os parafusos ósseos metálicos são fabricados em tornos automatizados utilizando um Comando Numérico Computadorizado (CNC), que segue as seguintes operações:

- usinagem do perfil do parafuso (corpo do rebite), pelo processo de torneamento mecânico;
- usinagem da cabeça de forma esférica, pelo processo de torneamento mecânico;
- furação de alívio, na face axial da cabeça de forma esférica, através de furadeira axial. Essa furação de alívio destina-se única e exclusivamente à usinagem do recesso hexagonal, nas etapas seguintes de fabricação;
- chanfro interno, por torneamento mecânico, na região da furação de alívio, de forma a facilitar a entrada do punção, na etapa seguinte de fabricação;
- conformação do recesso hexagonal, pelo processo de puncionamento, no qual é impelido pela torre do torno automatizado;
- rebarbação do recesso hexagonal, através de perfuração axial;
- conformação do raio, na região da ponta do parafuso, pelo processo de torneamento mecânico;
- usinagem da rosca externa de perfil ósseo, pelo processo de torneamento mecânico;

³ CAMPOS, M.P.F. (2004). (Baumer® S.A. - Divisão de Tecnologia). *Correspondência pessoal*

- rebarbação geral do parafuso, pelo processo de tamboreamento;
- tratamento superficial no aço inoxidável Cr Ni Mo, pelo processo de polimento eletrolítico, seguindo todas as exigências da NBR 12932:1997;
- tratamento superficial na liga de titânio 6Al-4V, pelo processo de ionização, capaz de formar uma camada protetora superficial, de acordo com as exigências contidas na NBR 12932:1997.

2.2 Grupos experimentais

Após a análise dimensional dos parafusos pelos padrões estabelecidos pela NBR ISO 5835:1996, estes foram divididos em quatro grupos para os parafusos de aço inoxidável e quatro para os parafusos de liga, como demonstrado no quadro apresentado na FIGURA 7.

Material	Grupos			
	1	2	3	4
Aço Inoxidável	1A	2A	3A	4A
Liga Ti 6Al-4V	1T	2T	3T	4T

FIGURA 7: Agrupamento dos parafusos de aço inoxidável e liga de titânio

Essa divisão em grupos foi feita conforme o tipo de ensaio mecânico que estes foram submetidos, mantendo-se cinco unidades por grupo, tanto de aço inoxidável, quanto de liga de titânio:

- Grupo 1: parafusos submetidos ao ensaio de torção manual.
- Grupo 2: parafusos submetidos ao ensaio de torção na máquina de torção.
- Grupo 3: parafusos submetidos ao ensaio de torção na máquina de torção após terem sido inseridos e retirados em cortical suína.
- Grupo 4: parafusos submetidos ao ensaio de torção na máquina de torção após serem submetidos ao carregamento sucessivo de torção.

Especificando o tipo de material que compunha os parafusos, estes receberam as denominações “A” (parafusos de aço inoxidável Cr Ni Mo – ASTM ISO F-138) e “T” (parafusos de liga de titânio 6Al - 4V – ASTM ISO F-136).

Seguindo uma classificação numérica, os parafusos de cada grupo foram numerados de 1 a 5, sucessivamente.

Exemplificando, o primeiro parafuso de aço inoxidável do grupo 1 recebeu a denominação “1A1”, assim como o quarto parafuso de liga de titânio foi denominado “1T4”.

2.3 Avaliação dimensional

Para a obtenção das medidas-padrão dos parafusos segundo a NBR ISO 5835:1996, foi utilizado um Projetor de Perfil Prazis® do Laboratório de Ensaios Mecânicos do Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza (Escola Técnica Estadual José Martimiano da Silva) de Ribeirão Preto.

O projetor de perfil é constituído de um visor onde é projetada a imagem ampliada do objeto. Abaixo do visor há dois iluminadores móveis e um carretel de lentes objetivas de aumento de dez, vinte e cem vezes. Sob as lentes fica uma base em vidro onde se coloca o objeto que será observado. Esta base é movida manualmente em um plano horizontal (FIGURA 8).

FIGURA 8: Projetor de perfil e seus componentes; (A) visor, (B) lentes objetivas, (C) iluminadores, (D) base de vidro, (E) suporte para posicionamento do parafuso e (F) manivela para mover a base de vidro, (G) mostrador digital.

Na imagem projetada no visor, um ponto “zero” em coordenadas (x,y) foi pré-determinado para cada medida avaliada. Assim, a movimentação da base de vidro, que promovia a mudança de posicionamento da imagem do parafuso no visor, era

registrada simultaneamente, em um mostrador digital. Deste deslocamento (em milímetros) nas coordenadas (x,y), foram obtidos os valores das medidas.

Dois tipos de projeções foram utilizados para a aquisição das medidas-padrão: a diascopeia e a episcopia.

2.3.1 Diascopeia

A diascopeia é descrita como a projeção da sombra do objeto (FERREIRA, 1999).

Nesta forma de aferição dimensional, uma luz atravessa a base de vidro na direção vertical, no sentido de baixo para cima (sob o objeto), projetando a sombra do objeto no visor (FIGURA 9A).

Os parafusos foram colocados em um suporte de aço para que não houvesse qualquer mudança de posicionamento durante a aferição das medidas (FIGURA 9B).

FIGURA 9: Aferição das medidas por diascopeia: (A) suporte para posicionamento do parafuso; (B) projeção da imagem do parafuso.

A lente utilizada foi de aumento de 10 vezes e foi realizada uma leitura digital eletrônica de 0,001mm, com precisão de projeção de $\pm 0,15\%$ das seguintes medidas: os diâmetros interno (d_5) e externo (d_1), o diâmetro externo da cabeça (d_2), a altura a cabeça (k), o passo da rosca (P) e os ângulos da rosca (α e β), como consta da norma NBR ISO 5835:1996.

Para aferição dos ângulos da rosca foi utilizado o modo de leitura digital “*digigraph*”. Ao girar o cursor do visor e posicioná-lo sobre a rosca, o ângulo era automaticamente apresentado no mostrador digital.

2.3.2 *Episcopia*

A episcopia é descrita como a projeção do reflexo do objeto (FERREIRA, 1999).

Neste modo de projeção, os iluminadores do projetor de perfil móveis incidem um feixe de luz no sentido de cima para baixo (sobre o objeto) projetando o reflexo do mesmo no visor (FIGURA 10).

FIGURA 10: Projeção da imagem do parafuso por episcopia.

Foi utilizada lente com aumento de 20 vezes e efetuada uma leitura digital de 0,001mm, com precisão de projeção de $\pm 0,10\%$.

O parafuso foi posicionado verticalmente em um suporte de aço que assim o fixava. Foram aferidas as medidas das distâncias ao longo das paredes e pico a pico do recesso hexagonal da cabeça do parafuso.

Após cada ensaio, os parafusos foram reavaliados quanto às medidas-padrão do recesso hexagonal para observação de possíveis desgastes devido ao contato com a chave hexagonal no ensaio de torção na máquina.

Para obtenção das medidas, o primeiro ponto do recesso hexagonal, foi posicionado na origem dos eixos cartesianos (FIGURA 11). Posteriormente foram obtidas as coordenadas (X,Y) dos demais vértices.

FIGURA 11: Posicionamento do recesso hexagonal no plano cartesiano.

Da FIGURA 11, têm-se:

(X_1, Y_1) – Coordenada do ponto 1

(X_2, Y_2) – Coordenada do ponto 2

(X_3, Y_3) – Coordenada do ponto 3

(X_4, Y_4) – Coordenada do ponto 4

(X_5, Y_5) – Coordenada do ponto 5

(X_6, Y_6) – Coordenada do ponto 6

Estes pontos coordenados foram inseridos no programa de computador *Excel*[®] e por meio de fórmulas foram determinadas as distâncias ao longo das paredes e pico a pico do recesso hexagonal. Do diagrama abaixo (FIGURA 12) é possível observar como foi obtida a fórmula form. (1) utilizada no cálculo da distância (d). A fórmula foi obtida utilizando o teorema de Pitágoras.

FIGURA 12: Diagrama demonstrando como foi obtida a fórmula utilizada no cálculo dos diâmetros diagonal e paralelo.

As medidas calculadas foram:

- Pico a pico 1 (e_1) – distância entre os pontos 1 e 4;
- Pico a pico 2 (e_2) – distância entre os pontos 2 e 5;
- Pico a pico 3 (e_3) – distância entre os pontos 3 e 6;
- Lado a lado 1 (s_1) – distância entre as retas (X_1, Y_1 ; X_2, Y_2) e (X_4, Y_4 ; X_5, Y_5);
- Lado a lado 2 (s_2) – distância entre as retas (X_2, Y_2 ; X_3, Y_3) e (X_5, Y_5 ; X_6, Y_6);
- Lado a lado 3 (s_3) – distância entre as retas (X_3, Y_3 ; X_4, Y_4) e (X_6, Y_6 ; X_1, Y_1);

2.3.3 Análise da confiabilidade das leituras intra-examinador e inter-examinadores das medidas-padrão dos parafusos

Para que fossem confiáveis os resultados obtidos nas aferições utilizando o projetor de perfil, foi realizada uma análise estatística prévia da validade da metodologia.

Esta análise consistiu em um primeiro examinador (profissional experiente na área) realizar todas as medidas necessárias, e um segundo (profissional sem experiência na área, mas pré-treinado no método) realizar a mesma medição. Na semana seguinte, o primeiro examinador repetiu as mesmas medições, seguido do segundo examinador.

Para análise da confiabilidade intra-examinador, foram comparados os resultados de cada medida da primeira medição com os da segunda medição do primeiro examinador. A mesma comparação foi feita com as medidas obtidas pelo segundo examinador, na primeira e na segunda medições.

Para análise da confiabilidade inter-examinadores, os valores obtidos pelo primeiro examinador na segunda medição foram comparados aos obtidos pelo segundo examinador, na segunda medição.

2.4 Ensaio de torção manual

Um torquímetro digital Mackena[®], modelo MK-20XX, com capacidade de 10 N.m e precisão de 0,01 N.m foi utilizado para a quantificação do torque imposto ao parafuso, a cada angulação.

Este possui um mostrador de torque de precisão que também memorizava o pico de torque aplicado, caso seja acionada a chave pico, e um braço de alavanca de metal para o examinador impor a carga manual (FIGURA 13).

FIGURA 13: Torquímetro digital Mackena[®], modelo MK-20XX, utilizado para determinar o torque aplicado nos parafusos

O torquímetro também possui uma peça de encaixe hexagonal própria, que foi acoplada ao recesso hexagonal do parafuso (FIGURA 14A).

O ângulo de torção foi medido através de um goniômetro, que teve em seu centro de rotação confeccionado um orifício para o encaixe da peça hexagonal do torquímetro como se pode observar na FIGURA 14B.

FIGURA 14: Peça de encaixe hexagonal do torquímetro digital: (A) vista inferior da peça de encaixe hexagonal com torquímetro; (B) vista superior do goniômetro com a peça hexagonal posicionada no orifício central

O goniômetro teve seu braço móvel acoplado ao torquímetro e seu braço fixo travado à morsa. Para a realização deste ensaio, os parafusos foram travados, um de cada vez, em uma morsa, mantendo seu recesso hexagonal voltado para cima e deixando 5 fios de rosca livres, como exige a NBR ISO 6475:1997 (FIGURA 15).

FIGURA 15: Detalhe da fixação do parafuso na morsa. Cinco fios de rosca livres a partir da cabeça do parafuso.

Com a peça de encaixe hexagonal do torquímetro acoplada ao sextavado da cabeça do parafuso, mantendo um ângulo de 90° entre o braço do torquímetro e o eixo longitudinal do parafuso, um examinador iniciou um movimento circular, em sentido horário, com velocidade dentro dos valores exigidos na norma (de 1 a 5 rotações/minuto).

A determinação subjetiva desta velocidade foi feita através de ensaios-piloto. Assim foi imposta uma tensão torcional ao parafuso até a sua total ruptura.

A aferição do torque foi feita, concomitantemente, por dois examinadores (o primeiro fazendo a leitura dos ângulos e o segundo anotando o torque correspondente ao ângulo) a cada 10° de deformação angular do parafuso até sua total ruptura.

Assim, pôde-se traçar um gráfico torque *versus* deformação angular e, a partir deste, observar o comportamento mecânico tanto dos parafusos de aço inoxidável como dos de liga de titânio.

2.5 Inserção dos parafusos em osso suíno

Para a realização deste ensaio foram utilizados dois fêmures suínos que permaneceram congelados em *freezer* a -20°C. Vinte e quatro horas antes do ensaio, estes foram retirados e mantidos em refrigerador comum a, aproximadamente 4°C. Três horas antes do ensaio, foram retirados do refrigerador e colocados em temperatura ambiente. Esta técnica de congelamento prévio e descongelamento segundo TURNER & BURR (1993) e PENHA (2004) não compromete ou altera as propriedades mecânicas do tecido ósseo.

Após serem marcados o centro do eixo longitudinal e as faces medial e lateral dos ossos, foram retiradas suas extremidades proximal e distal, mantendo-se somente a diáfise óssea para melhor fixação na morsa, (FIGURA 16).

FIGURA 16: Diáfises de fêmures suínos com marcações prévias para ensaio de inserção

Com o primeiro osso já fixado na morsa por suas extremidades, a inserção dos parafusos seguiu as etapas:

- posicionamento uma placa de compressão dinâmica, com sete orifícios, na face lateral do osso, por ser de superfície mais plana;
- inserção de um primeiro parafuso para fixação da placa na córtex óssea;
- perfuração do osso com uma broca de 3,2mm acoplada a um perfurador Bosch® GSP 9,6 VE, de baixo impacto, utilizando um guia de broca;
- rosqueamento do osso com um escarificador de 4,5mm;
- inserção do parafuso perpendicularmente ao eixo longitudinal do osso, utilizando uma chave sextavada para imposição do torque (FIGURA 17).

FIGURA 17: Inserção do parafuso, após rosqueamento com perfurador, utilizando uma chave sextavada.

A inserção foi feita deixando um fio de rosca sem ser inserido no osso. Após o total rosqueamento do parafuso até o aperto final na placa foi utilizado um torquímetro digital pré-programado para marcar o pico de torque imposto pelo cirurgião.

Após a inserção dos cinco parafusos de aço inoxidável, os mesmos foram retirados para posteriores análises.

A mesma metodologia foi aplicada para a inserção dos cinco parafusos de liga de titânio.

Os procedimentos cirúrgicos foram realizados pelo médico ortopedista Paulo Eugênio dos Santos Cecim.

2.6 Carregamento sucessivo de torção

Esta imposição de carga foi realizada na máquina universal de ensaios, modelo EMIC[®] - 100kN, do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, acoplada a um computador e a uma célula de carga de 200 kgf. O *software* utilizado para a organização dos dados foi o Tesc[®], versão 1.10.

Para a realização deste ensaio foram confeccionados, na Oficina Mecânica de Precisão da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto – USP, dois suportes de fixação. O primeiro media 100,0mm de altura, 48,5mm de largura e 15,0mm de espessura. Neste suporte foi fixado um rolamento com seu centro a 80,0mm da base, para fixação de uma chave hexagonal. O segundo, com as mesmas medidas que o primeiro era composto de duas partes: uma superior móvel, que era fixada na inferior por dois parafusos laterais. Desta maneira o suporte travava o parafuso na mesma altura que a chave hexagonal (FIGURA 18).

FIGURA 18: Suportes para fixação do parafuso e da chave hexagonal durante carregamento sucessivo de torção

A chave hexagonal especial foi confeccionada pela empresa Baumer[®]. Esta era em forma de “T”, com um braço de alavanca de 50mm para a imposição da carga durante o ensaio, uma extremidade arredondada para a fixação no rolamento e outra extremidade hexagonal para o encaixe com o recesso hexagonal do parafuso (FIGURA 19).

FIGURA 19: Chave hexagonal especial confeccionada para ensaio de torção sucessiva; (A) foto; (B) desenho esquemático mostrando as medidas da chave e o encaixe com o sextavado da cabeça do parafuso.

A extremidade hexagonal foi feita seguindo os padrões especificados na NBR ISO 8319-1: 1998, que consta especificações também sobre dimensões, tolerâncias, propriedades mecânicas e desempenho da ponta funcional (que neste trabalho denominamos extremidade hexagonal). Estes padrões estabelecem que a largura ao longo das paredes do hexágono (s) deve ter um valor de 3,5mm (máx.= 3,500mm e min.= 3,470mm), o diâmetro pico a pico do hexágono (e) varia de 3,980 a 3,932mm e o comprimento da parte hexagonal (l) deve ter no min. 5mm (FIGURA 20).

FIGURA 20: Dimensões da ponta funcional (extremidade hexagonal) da chave para uso com parafusos com encaixe hexagonal, segundo a NBR ISO 8391-1:1998 : (s) largura ao longo das paredes do hexágono; (e) diâmetro pico a pico do hexágono.

Os suportes foram fixados um em frente ao outro em uma base única. Permaneceram em um mesmo eixo a chave hexagonal e o parafuso. A imposição de carga ocorreu no braço de alavanca, a 40mm do eixo principal da chave. O curso de descida foi de aproximadamente 20° (até que a carga máxima de 70N fosse aplicada) seguido de uma subida (e conseqüente retirada de carga).

Esta imposição de carga promoveu um torque na cabeça do parafuso, porque a carga aplicada foi multiplicada pelo braço de alavanca. Desta maneira, a carga máxima de 70N promoveu um torque de 2,8N.m ($70\text{N} \times 0,04\text{m}$).

A velocidade de aplicação de carga na descida foi de 2mm/minuto e na subida de 10 mm/minuto. A pré carga foi de 5N com aumento gradual até o valor máximo de 10N. O tempo de acomodação foi de 10 segundos.

O *software* permitiu somente a programação de 8 repetições por ensaio. Portanto o ensaio foi repetido 3 vezes, totalizando 24 repetições em cada parafuso. Com esta metodologia, foi tentado simular a carga imposta pelo cirurgião ao implante, no momento de sua inserção (FIGURA 21).

FIGURA 21: Carregamento sucessivo de torção: (A) desenho esquemático do posicionamento da célula de carga na chave hexagonal; (B) imagem do carregamento.

Os valores obtidos nos ensaios foram usados para confeccionar, no programa Excel[®], um gráfico torque *versus* tempo, sendo o torque apresentado no eixo das ordenadas e o tempo no eixo das abscissas APÊNDICE A.

2.7 Ensaio de torção na máquina de torção

O ensaio de torção foi realizado no Laboratório de Ensaios Mecânicos do Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza (Escola Técnica Estadual José Martimiano da Silva), sob orientação do Prof. Ms. Cláudio César Rodrigues Vilarinho.

Para a realização do ensaio utilizou-se uma Máquina de Torção *Gunt Hamburg*.[®] - WP 510 – 200N.m, acoplada a um microcomputador (FIGURA 22).

FIGURA 22: Máquina de torção *Gunt Hamburg*.[®] - WP 510 utilizada na realização dos ensaios de torção dos parafusos corticais e microcomputador.

Esta máquina possui duas peças fixadas ao seu trilho, sendo coincidentes em seu eixo axial. Dois acessórios foram confeccionados, na Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto, para o ensaio dos parafusos. A primeira possuía um eixo hexagonal chanfrado no centro, onde a extremidade da cabeça do parafuso foi encaixada, e permaneceu acoplada à extremidade móvel (giratória) da máquina. Na extremidade oposta (fixa) permaneceu acoplado o acessório, com dois parafusos, para travar o parafuso a ser ensaiado (FIGURA 23).

FIGURA 23: Parafuso fixado aos acessórios, preparado para realização do ensaio de torção.

Assim, quando a extremidade móvel começava a girar, impunha um torque ao parafuso. Porém sua extremidade distal continuava fixa na peça de fixação. Desta maneira, o parafuso era submetido à tensão até sua ruptura total (FIGURA 24).

FIGURA 24: Descrição da fixação do parafuso nas peças que foram encaixadas na Máquina de Torção.

O ajuste das duas extremidades (fixa e giratória) em um mesmo eixo foi feito pelo examinador através da rotação do eixo móvel, até o correto alinhamento, usando o modo manual da máquina.

Os dois sentidos de rotação (horário e anti-horário) e as velocidades de ensaio foram pré-estabelecidos no *software* de mesmo nome da máquina e instalado em um microcomputador que permaneceu acoplado à máquina. Somente quatro velocidades estavam disponíveis para o ensaio: 50°/min, 100°/min, 200°/min e 500°/min.

Durante o ensaio, o parafuso permaneceu com apenas cinco fios de rosca livres e o restante fixos na peça de fixação, como exige a NBR ISO 6475:1997. O sentido da rotação foi horário e a velocidade rotacional utilizada foi de 500°/min, também de acordo da exigência da norma NBR ISO 6475:1997.

O *software* WP 510 *Torsional Tester*, 200Nm que, simultaneamente ao ensaio, forneceu o gráfico torque x deformação angular, o torque no eixo das ordenadas e a deformação angular no eixo das abscissas.

Através destes gráficos puderam ser calculadas as seguintes propriedades mecânicas: torque máximo; torque no limite de proporcionalidade, rigidez torcional, e tenacidade torcional.

2.8 Análise por microscopia eletrônica de varredura

Algumas análises de material metálico permitem obter dados qualitativos que servem para complementar o estudo do seu comportamento mecânico (SOUZA, 1982). Por isso, a microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi o método escolhido para a visualização mais clara das características do aço inoxidável e da liga de titânio. Assim, pôde-se observar o aspecto das fraturas e as condições das rosas adjacentes à área da fratura desses dois biomateriais.

Esta análise foi realizada no Laboratório de Microscopia Eletrônica do Departamento de Biologia Celular e Molecular e Bioagentes Patogênicos da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, sob orientação da Profa. Dra. Maria Célia Jamur, responsável pelo laboratório.

O microscópio utilizado foi o *Scanning Microscope*[®] JSM – 5200, com capacidade de aumento máximo de até 200.000 vezes. O aumento utilizado para análise da imagem dos parafusos foi de 35 vezes, como sugerido por Kosaka et al. (2003).

As fotografias foram feitas utilizando um filme preto e branco, 120mm (Kodak[®], modelo Tmáx 100).

Um parafuso de cada grupo sendo classificado como o terceiro do grupo, tanto de aço inoxidável como de liga de titânio foram utilizados para análise do tipo de fratura. Um parafuso, denominado como sendo o primeiro de cada grupo, de aço inoxidável e de liga de titânio, foram utilizados para avaliação do aspecto da rosca adjacente ao local da fratura.

Cada parafuso foi posicionado no tubo de incisão do feixe de elétrons do microscópio na posição vertical, com o apoio na sua cabeça, mantendo exposta a superfície superior da ruptura. Desta maneira, foi feita a varredura da superfície exposta, projetando em um monitor a imagem ampliada da superfície de fratura do parafuso.

Para análise adjacente ao local da fratura o parafuso foi colado em um *stub* com uma fita dupla adesiva e com cola *sivel paste*[®] SEM 12640. Assim, o parafuso permaneceu na posição horizontal dentro do tubo de incisão do feixe de elétrons para aquisição da imagem da rosca.

2.9 Análise dos dados

A análise dos dados foi feita pela comparação dos grupos de acordo com o parâmetro a ser analisado como mostrado no quadro da FIGURA 25.

GRUPOS COMPARADOS “A” E “T”	PARÂMETRO ANALISADO
1,2,3,4	Comparação entre aço inoxidável e liga de titânio
1,2,3,4	Dimensionamento-padrão com relação à norma
1,2,3,4	Efeitos da torção nas dimensões do recesso hexagonal
1 x 2	Metodologia de ensaio de torção (manual x máquina de torção)
2 x 3	Efeitos da inserção sobre o comportamento mecânico na torção
2 x 4	Efeitos do carregamento sucessivo no comportamento mecânico na torção

FIGURA 25: Parâmetros analisados nos grupos experimentais.

2.10 Análise estatística

Para análise de confiabilidade das medidas utilizando o Projetor de perfil para a avaliação metrológica dos parafusos, através da aquisição das suas medidas-padrão, foi usado a correlação intraclass de *Pearson* que, segundo Bergamaschi (1999), para $n \geq 40$, como o do presente estudo, os examinadores produzem resultados iguais até a terceira casa decimal à comparação por análise intraclass (*Intraclass correlation coefficient* - ICC).

Já para análise metrológica (de dimensionamento) dos parafusos, comparando os valores obtidos com os valores especificados em norma, foi realizado um teste t de *Student* de médias. Neste cálculo do t utilizamos a form (2): onde $\bar{x}$ é a média dos valores, *norma* é o valor especificado na norma de cada medida, s é o desvio-padrão e 40 o número de amostras.

$$t = \frac{\bar{x} - \text{norma}}{\frac{s}{\sqrt{40}}} \quad (2)$$

Na comparação entre as medidas do sextavado antes e após a torção, foi utilizado o teste t pareado. Para os dados que não passaram no teste de normalidade ou de igualdade de variância, utilizou-se o teste *Mann-Whitney*.

Para comparação entre todos os grupos foi utilizado o teste *One Way ANOVA*. Caso fosse encontrada alguma diferença significativa, foi utilizado o teste de *Tuckey*. E para a comparação, dentro de um mesmo grupo, entre as propriedades mecânicas dos parafusos de aço inoxidável e liga de titânio, foi utilizado o teste t de *Student*.

Na propriedade mecânica tenacidade, para a comparação simultânea entre os quatro grupos de aço inoxidável, o teste *One Way ANOVA* não passou nos testes de normalidade e de igualdade de variância, sendo portanto aplicado o teste de *Kruskal-Wallis*.

Para todos os testes, o nível de significância foi estabelecido em 5%.

3 RESULTADOS

3.1 Avaliação dimensional

3.1.1 Análise da confiabilidade das leituras intra-examinador e inter-examinadores das medidas-padrão dos parafusos

Através da correlação intraclass de *Pearson*, na análise das medidas-padrão dos parafusos, obteve-se os resultados apresentados na TABELA 3.

TABELA 3: Correlação intra e inter-examinadores das medidas-padrão o dos parafusos corticais

Siglas NBR ISO 5835:1996	Medidas-Padrão (mm)	Intra-examinador (1)		Intra-examinador (2)		Inter--examinador	
		c	p	c	p	c	p
d5	Diâmetro interno	0,361	0,305	0,694	0,026	0,854	0,002
d1	Diâmetro externo	0,822	0,003	0,257	0,473	0,527	0,117
d2	Diâmetro da cabeça	0,865	0,001	0,298	0,403	0,882	0,001
k	Altura da cabeça	0,551	0,098	0,077	0,831	0,109	0,763
y	Área de encaixe com placa	0,403	0,247	0,073	0,839	0,811	0,004
P	Passo da rosca	0,110	0,597	0,382	0,276	0,438	0,206
(e) ₁	Distância pico a pico	0,793	0,109	0,889	0,044	0,272	0,658
(e) ₂	Distância pico a pico	0,089	0,887	0,082	0,896	0,643	0,242
(e) ₃	Distância pico a pico	0,865	0,058	0,410	0,493	0,836	0,077
(s) ₁	Distância entre paredes	0,688	0,199	0,400	0,504	0,112	0,858
(s) ₂	Distância entre paredes	0,543	0,345	0,310	0,611	0,763	0,134
(s) ₃	Distância entre paredes	0,927	0,023	0,828	0,083	0,068	0,709

Como os resultados desse teste estatístico equivalem-se aos resultados obtidos pelo ICC, considera-se a classificação do ICC para os resultados acima. Segundo Wahlund, List e Dworkin (1998 apud Iunes, 2004, p.60⁴) possuem excelente confiabilidade os valores maiores que 0,90; boa confiabilidade os valores entre 0,80 e 0,89; aceitável confiabilidade os valores entre 0,70 e 0,79 e uma confiabilidade não aceitável os valores abaixo de 0,70.

Com o nível de significância adotado de 5%, para valores de $p < 0,05$, o coeficiente de correlação é diferente de zero, o que representa resultados concordantes entre as medidas. Já para $p > 0,05$, o coeficiente de correlação é considerado igual a zero, indicando que não há concordância entre as medidas, assim, não são confiáveis.

Na avaliação de confiabilidade das medidas realizadas pelo primeiro examinador, as medidas do diâmetro externo e do diâmetro da cabeça mostraram-se com boa confiabilidade e a terceira medida (s_3) da distância ao longo das paredes do sextavado apresentou excelente confiabilidade. Duas medidas (e_1) e (e_3) da distância pico a pico do sextavado apresentaram um coeficiente de correlação $> 0,70$, porém com $p > 0,05$, portanto não há concordância entre as medidas. As demais medidas não apresentaram valores aceitáveis.

Nas medições do segundo examinador, somente os valores da primeira distância (s_1) ao longo das paredes e da terceira distância (e_3) pico a pico apresentaram boa confiabilidade, mas somente a medida (s_1) apresentou um $p < 0,05$, sendo considerada como confiável. As demais medidas não apresentaram valores aceitáveis.

Nas aferições das medidas realizadas pelos dois examinadores, os valores do diâmetro interno, diâmetro da cabeça, área de encaixe com a placa e a distância (e_3) pico a pico mostraram-se com boa confiabilidade e o valor da distância (s_2) ao longo das paredes mostrou-se com confiabilidade aceitável. Porém, somente as distâncias do diâmetro interno, diâmetro da cabeça, área de encaixe com a placa apresentaram $p < 0,05$, sendo consideradas como confiáveis. As demais medidas não apresentaram valores aceitáveis.

⁴ WAHLUND, K.; LIST, T.; DWORKIN. (1998) Temporomandibular disorders in children and adolescents: reliability of a questionnaire, clinical examination and diagnosis. *J. of orofacial pain*. apud IUNES, D.H. (2004). *Análise da confiabilidade inter e intra-examinador na avaliação postural pela fotogrametria computadorizadas*. Ribeirão Preto. 107 p. Tese (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

3.1.2 Avaliação dimensional por diascopia e episcopia

Foram avaliadas as medidas-padrão dos quarenta parafusos pela projeção de perfil. Pelo modo diascopia foram aferidas as medidas do corpo do parafuso. A média e o desvio padrão dos valores obtidos nos parafusos dos quatro grupos podem ser visualizados na FIGURA 26 e estão apresentados na TABELA 4, que também apresenta o valor de “ t ”, demonstrando se há ou não igualdade dos valores obtidos com os valores especificados em norma.

Foi estabelecido um t crítico, $t_c = 2,022$, para $n=40$. Assim, para $t \leq 2,022$, os valores foram considerados iguais aos da norma e para $t > +2,022$ ou $t < -2,022$, os valores foram considerados como sendo diferentes da norma.

TABELA 4: Médias das medidas-padrão obtidas na avaliação por projeção de perfil do corpo de parafusos corticais.

Siglas NBR ISO 5835:1996	Medidas-Padrão (mm)	Norma (mm)	Aço Inoxidável e Liga de Titânio			
			Média	Desv.Pad.	t	classificação
d5	Diâmetro interno	3,000	2,982	0,053	-2,141	diferente
d1	Diâmetro externo	4,500	4,433	0,035	-12,060	diferente
d2	Diâmetro da cabeça	8,000	7,919	0,045	-11,643	diferente
k	Altura da cabeça	4,600	4,566	0,046	-4,618	diferente
y	Área de encaixe com placa	*	0,977	0,358	*-	*
P	Passo da rosca	1,750	1,746	0,009	2,997	diferente
α	Ângulo alfa	35°	32° 18'	3,072	31,650	diferente
β	Ângulo beta	3°	11° 57'	1,771	-5,803	diferente

* medida não contida na norma

FIGURA 26: Dimensionamento-padrão dos corpos de todos os quarenta parafusos com relação às medidas contidas NBR ISO 5835:1996: (d1) diâmetro externo; (d2) diâmetro da cabeça; (d5) diâmetro interno; (K) altura da cabeça; (P) passo da rosca; (y) área de encaixe com placa óssea.

As medidas-padrão do recesso hexagonal dos quarenta parafusos foram feitas pelo modo episcopia. As medidas avaliadas foram as três distâncias pico a pico (e_1 , e_2 e e_3) e as três distâncias ao longo das paredes (s_1 , s_2 e s_3). A média e o desvio padrão dos valores obtidos nos parafusos dos quatro grupos estão apresentados na TABELA 5, que também apresenta o valor de “ t ”, demonstrando se há ou não igualdade dos valores obtidos com os valores especificados em norma.

TABELA 5: Médias das medidas-padrão obtidas na avaliação por projeção de perfil do recesso hexagonal dos parafusos corticais.

Siglas NBR ISO 5835:1996	Medidas-Padrão (mm)	Norma (mm)	Aço Inoxidável e Liga de Titânio			
			Média	Desv.Pad.	t	classificação
(e_1)	Distância pico a pico	4,000	4,049	0,038	8,207	diferente
(e_2)	Distância pico a pico	4,000	4,058	0,042	8,776	diferente
(e_3)	Distância pico a pico	4,000	4,055	0,045	7,757	diferente
(s_1)	Distância entre paredes	3,500	3,506	0,037	1,040	igual
(s_2)	Distância entre paredes	3,500	3,512	0,037	2,034	diferente
(s_3)	Distância entre paredes	3,500	3,510	0,030	2,117	diferente

A comparação dos valores obtidos na aferição das medidas-padrão tanto do corpo dos parafusos quanto de seu recesso hexagonal, através do teste t de médias mostrou haver diferença entre os valores obtidos e os valores determinados pela norma, exceto na média dos valores de uma das distâncias entre as paredes do sextavado, apesar de que as demais distâncias entre as paredes do sextavado apresentassem valores bem próximos dos considerados como sendo iguais ao especificado pela norma.

Considerando apenas os valores obtidos nas aferições, sem haver comparação com os valores da norma, os desvios-padrão de cada medida, com relação a sua média apresentaram os seguintes valores percentuais: d_5 (1,78%); d_1 (0,79%); d_2 (0,57%); K (1%); P (0,51%), e_1 (0,94%); e_2 (1,03%); e_3 (1,01%); s_1 (1,05%); s_2 (1,05%) e s_3 (0,85%).

Embora o valor da medida denominada área de encaixe com a placa (y), não conste da norma NBR ISO 5835:1996, foi a que apresentou um maior desvio padrão com relação à média (36,64%).

Também, foi realizada uma análise do possível desgaste do recesso hexagonal durante o ensaio de torção dos parafusos. Esta análise foi feita através da comparação das medidas do recesso hexagonal obtidas em uma primeira aferição (antes de qualquer ensaio mecânico) e em uma segunda aferição (após serem realizados todos os ensaios mecânicos). Os resultados estão apresentados na TABELA 6.

TABELA 6: Comparação entre a primeira e a segunda aferições do recesso hexagonal dos parafusos corticais submetidos à torção

Siglas NBR ISO 5835:1996	Medidas-Padrão (mm)	Aço Inoxidável e Liga de Titânio							
		1A (p)	2A (p)	3A (p)	4A (p)	1T (p)	2T (p)	3T (p)	4T (p)
(e) ₁	Distância pico a pico	0,019	0,792	0,161	0,369	0,082	0,121	0,020	0,627
(e) ₂	Distância pico a pico	0,011	0,301	0,371	0,936	0,073	0,488	0,007	0,318
(e) ₃	Distância pico a pico	0,039	<0,001	0,609	0,548	<0,001	0,014	0,129	0,956
(s) ₁	Distância entre paredes	0,016	0,382	0,690	0,314	0,052	0,006	0,009	0,807
(s) ₂	Distância entre paredes	0,132	0,007	0,771	0,745	0,014	0,228	0,073	0,514
(s) ₃	Distância entre paredes	0,029	0,473	0,143	0,632	0,080	0,196	0,048	0,565

Foram encontradas diferenças estatísticas significativas em cinco das seis medidas dos parafusos do grupo 1A, em apenas duas medidas do grupo 2A, em três medidas do grupo 1T, em duas medidas do grupo 2T e em quatro medidas do grupo 3T.

Essas alterações dimensionais estão ilustradas na FIGURA 27.

FIGURA 27: Desgaste do recesso hexagonal dos parafusos após ensaio de torção.

3.2 Ensaio de torção manual

Foram coletados manualmente os valores de torque correspondentes à deformação angular, de dez em dez graus, no ensaio de torção manual. Com esses valores, foi traçado um gráfico torque *versus* deformação angular, onde os valores do torque (N.m) foram registrados na ordenada e na abscissa foram registrados os valores do deslocamento angular (graus) (FIGURA 28).

FIGURA 28: Gráfico torque *versus* deformação angular obtido no ensaio de torção manual.

Utilizando como base de cálculos este gráfico, pudemos obter os valores do torque no limite de proporcionalidade, o torque máximo, a rigidez torcional e a tenacidade torcional. Estas propriedades mecânicas, para melhor compreensão dos dados, estão apresentadas conjuntamente às propriedades dos demais grupos submetidos ao ensaio de torção na máquina de torção, sendo apresentados os valores como pertencentes ao grupo 1.

3.3 Inserção dos parafusos em osso suíno

O torque realizado pelo cirurgião aos parafusos do grupo 3 para sua total inserção no osso suíno constam na TABELA 7 e no gráfico da (FIGURA 29).

TABELA 7: Torque final para inserção dos parafusos do grupo 3 na cortical bovina.

	PARAFUSO	TORQUE (N.m)
AÇO INOXIDÁVEL	3A1	7,37
	3A2	6,74
	3A3	7,33
	3A4	7,37
	3A5	5,66
	Média	7,15
	D.P.	0,91
LIGA DE TITÂNIO	3T1	8,54
	3T2	8,11
	3T2	8,94
	3T4	8,52
	3T5	7,79
	Média	8,22
	D.P.	0,56

FIGURA 29: Gráfico do torque aplicado durante o "aperto final" nos parafusos do grupo 3.

Foi observado que a carga imposta aos parafusos dos grupos 3 foi capaz de deformar o recesso hexagonal de um parafuso de liga de titânio e não foi possível sua retirada com a chave hexagonal porque não havia como encaixá-la no recesso hexagonal (FIGURA 30).

FIGURA 30: Parafuso de liga de titânio danificado durante retirada. Detalhe do recesso hexagonal deformado.

3.4 Ensaio de torção na máquina de torção

Para cada ensaio de torção foi confeccionado um gráfico onde, na ordenada foram registrados os valores do torque (N.m) e, na abscissa, os valores do deslocamento angular (graus) (APÊNDICES 2, 3, 4 e 5).

Na FIGURA 31 pode-se observar os gráficos dos parafusos de número 1 dos quatro grupos de aço inoxidável.

FIGURA 31: Gráfico obtidos do ensaio de torção dos parafusos número 1 dos grupos de aço inoxidável.

Na FIGURA 32 observa-se os gráficos dos parafusos de liga de titânio.

FIGURA 32: Gráfico obtidos do ensaio de torção dos parafusos número 1 dos grupos de liga de titânio.

3.4.1 Propriedades Mecânicas

O torque no limite de proporcionalidade, o torque máximo, a rigidez torcional e a tenacidade torcional foram calculados utilizando as específicas fórmulas, como demonstrado no material e métodos, os valores contidos nos gráficos.

Estas propriedades estão apresentadas no quadro da FIGURA 33.

Tipo de Material	Grupos	Torque no Lp (N.m)		Torque max. (N.m)		Rigidez Torcional (Nm/grau)		Tenacidade Torcional (N.m/grau)	
		Média	D. P.	Média	D. P.	Média	D. P.	Média	D. P.
AÇO INOXIDÁVEL									
	1A	4,26	0,630	5,60	0,080	0,379	0,071	1691,60	306,240
	2A	2,96	0,288	5,72	0,156	0,350	0,126	2431,81	215,440
	3A	2,32	0,432	5,74	0,437	0,350	0,114	1590,83	80,970
	4A	2,62	0,268	5,34	0,143	0,340	0,133	1622,96	456,100
LIGA DE TITÂNIO	1T	3,62	0,630	5,49	0,064	0,321	0,067	528,52	74,960
	2T	2,66	0,288	5,72	0,313	0,274	0,052	1181,70	150,080
	3T	2,52	0,396	5,59	0,163	0,191	0,465	983,98	107,770
	4T	2,14	0,450	5,11	0,262	0,269	0,058	987,04	174,050

FIGURA 33 Propriedades mecânicas obtidas do ensaio de torção em parafusos corticais de aço inoxidável e de liga de titânio.

Na análise estatística do *torque no limite de proporcionalidade*, a comparação entre os grupos de aço inoxidável, houve diferença significativa entre 1A x 2A ($p=0,006$), 1A x 3A ($p<0,001$) e 1A x 4A ($p<0,001$). Não houve diferença significativa entre 2A x 3A ($p=0,245$), 2A x 4A ($p=0,730$) e 3A x 4A ($p=0,796$). Na comparação entre os grupos de liga de titânio, houve diferença significativa entre 1T x 2T ($p=0,021$), 1T x 3T ($p<0,001$) e 1T x 4T ($p<0,001$). Não houve diferença significativa entre 2T x 3T ($p=0,962$), 2T x 4T ($p=0,312$) e 3T x 4T ($p=0,569$).

Na comparação, dentro de um mesmo grupo, entre os parafusos de aço inoxidável e liga de titânio, não foi encontrada diferença estatística significativa entre 1A x 1T ($p=0,147$), 2A x 2T ($p=0,369$), 3A x 3T ($p=0,468$) e 4A x 4T ($p=0,075$).

As diferenças podem ser observadas no gráfico da FIGURA 34.

FIGURA 34: Valores do torque no limite de proporcionalidade entre os grupos de aço inoxidável e liga de titânio.

Na análise estatística do *torque no limite máximo*, a comparação entre os grupos de aço inoxidável, não houve diferença significativa ($p=0,214$). Na comparação entre os grupos de liga de titânio, houve diferença significativa entre 2T x 4T ($p=0,003$) e 3T x 4T ($p=0,017$). Não houve diferença significativa entre 1T x 2T ($p=0,411$), 1T x 3T ($p=0,913$), 1T x 4T ($p=0,061$) e 2T x 3T ($p=0,786$).

Na comparação, dentro de um mesmo grupo, entre os parafusos de aço inoxidável e liga de titânio, não foi encontrada diferença estatística significativa entre 1A x 1T ($p=0,058$), 2A x 2T ($p=0,615$), 3A x 3T ($p=0,492$) e 4A x 4T ($p=0,348$).

As diferenças podem ser observadas no gráfico da FIGURA 35.

FIGURA 35: Valores do torque máximo entre nos grupos de aço inoxidável e liga de titânio.

Na análise estatística da *rigidez torcional*, a comparação entre os grupos de aço inoxidável, não houve diferença significativa com um ($p=0,957$). Na comparação entre os grupos de liga de titânio, não houve diferença significativa entre 1T x 2T ($p=0,582$), 1T x 4T ($p=0,487$) e 2T x 3T ($p=0,129$), 2T x 4T ($p=0,998$) e 3T x 4T ($p=0,170$). Houve diferença significativa entre 1T x 3T ($p=0,011$).

Na comparação, dentro de um mesmo grupo, entre os parafusos de aço inoxidável e liga de titânio, não foi encontrada diferença estatística significativa entre 1A x 1T ($p=0,058$), 2A x 2T ($p=0,615$), 3A x 3T ($p=0,492$) e 4A x 4T ($p=0,348$).

As diferenças podem ser observadas no gráfico da FIGURA 36.

FIGURA 36: Valores da rigidez torcional entre nos grupos de aço inoxidável e liga de titânio.

Na análise estatística da *tenacidade torcional*, comparação entre os grupos de aço inoxidável, houve diferença significativa entre os grupos 2A x 3A ($p=0,010$) e 2A x 4A ($p=0,010$). Na comparação entre os grupos de liga de titânio, houve diferença significativa entre 1T x 2T ($p<0,001$), 1T x 3T ($p<0,001$) e 1T x 4T ($p<0,001$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre 2T x 3T ($p=0,125$), 2T x 4T ($p=0,134$) e 3T x 4T ($p=1,000$).

Na comparação, dentro de um mesmo grupo, entre os parafusos de aço inoxidável e de liga de titânio foram encontradas diferenças significativas entre 1A x 1T

($p < 0,001$), 2A x 2T ($p < 0,001$) e 3A x 3T ($p < 0,001$). Não houve diferença estatística significativa entre os grupos 4A x 4T ($p = 0,095$).

As diferenças podem ser observadas no gráfico da FIGURA 37.

FIGURA 37: Valores da rigidez torcional entre nos grupos de aço inoxidável e liga de titânio.

3.5 Análise por microscopia eletrônica de varredura

A análise qualitativa das áreas de fratura por torção dos parafusos foi feita nos terceiros parafusos de cada grupo (FIGURA 38).

FIGURA 38: Micrografia eletrônica de varredura da superfície de fratura dos parafusos, com aumento de 35x. Parafuso 2A3 e 2T3, escolhidos aleatoriamente.

Houve certa dificuldade na observação do tipo de fratura porque a imagem apresenta-se plana, sem possibilidade de observação da área de fratura, embora se observaram algumas estriações na rosca adjacente à fratura, no parafuso de aço inoxidável. Mas, nas partes superior das imagens da FIGURA 38-2A observa-se que nos parafusos de aço inoxidável houve fratura em forma de hélice (que não pode ser completamente visualizada devido ao aumento da imagem), enquanto que nos parafusos de liga de titânio surgiu uma fratura plana transversal (FIGURA 36-2T).

Os corpos dos parafusos 1A3 e 1T3 foram usados para análise qualitativa da deformação da rosca superior à área de fratura (FIGURA 39).

FIGURA 39: Micrografia eletrônica de varredura, com aumento de 35x, da rosca adjacente à área de fratura de parafusos submetidos a torção: (A) de aço inoxidável; (B) liga de titânio.

Nestas imagens pode-se observar a deformação plástica, isto é, definitiva da rosca adjacente à área de fratura do parafuso de aço inoxidável, enquanto o parafuso de liga de titânio apresenta sua rosca adjacente estruturalmente íntegra.

4 DISCUSSÃO

O estudo de todo o comportamento mecânico de um material permite determinar qual a sua resposta a um esforço ou carregamento específico. Neste trabalho, a determinação do comportamento mecânico torcional do aço inoxidável e da liga de titânio, através do cálculo das suas propriedades mecânicas, permitiu que estas ligas fossem classificadas, distintamente, como dúctil e frágil.

Além disso, após a aplicação da metodologia de ensaio de torção especificada em norma, observou-se dificuldade tanto na execução quanto na interpretação dos dados obtidos, evidenciando problemas metodológicos que serão abordados neste item.

4.1 Avaliação dimensional

O *design* do parafuso e, portanto, suas dimensões, especialmente as das roscas, é importante, pois influencia na força imposta ao parafuso e na resistência à quebra.

Exemplificando, um estresse imposto ao centro do corpo de um parafuso, durante sua inserção, pode ser aumentado na superfície adjacente à intersecção das roscas, no ângulo mais fechado (β), havendo concentração de estresse e predispondo-o à fratura. Para minimizar este problema, deve haver um *design* na intersecção das roscas de maneira que não haja concentração de tensões localizadas. Da mesma maneira, a distância entre os diâmetros interno e externo de um parafuso está relacionada à estabilidade que este implante irá proporcionar aos fragmentos ósseos. Por isso, os valores de todas as medidas influenciam diretamente na função do parafuso (MAZZOCCA et al. In: BROWNER, 2003).

A projeção de perfil demonstrou haver diferença estatística nos valores das medidas-padrão dos parafusos com os valores da norma. Estas diferenças foram evidenciadas em todas as medidas dos corpos e em praticamente todas do recesso hexagonal, o que pode estar relacionado aos lotes os quais pertenciam os parafusos fornecidos ao trabalho ou às etapas de usinagem destes, pois o aço inoxidável é adquirido pela empresa em forma de bobinas que são submetidas ao processo de trefilação para se obterem barras de secção circular no diâmetro dos parafusos.

Também se deve considerar que o método de aferição não é completamente confiável e que, provavelmente, há um erro metodológico que, certamente, influenciou no resultado final da análise.

Apesar dos resultados estatísticos, pode-se observar que a porcentagem que o desvio-padrão representa da média de cada medida mostra que os valores obtidos estão próximos de uma média comum. Porém, quando estes valores são comparados a um valor absoluto, como o exigido pela NBR ISO 5835, estes se mostram diferentes.

Com relação ao comprimento total, que é uma das medidas especificadas na NBR ISO 5835, seu valor é de 36,0mm. Porém esta medida não foi avaliada porque um dos lotes dos parafusos de aço inoxidável doados para o trabalho apresentou os parafusos com 40,0mm de comprimento. Estes últimos tiveram de ser cortados para que coubessem nos acessórios dos ensaios mecânicos. Para que não houvesse alterações na média dessa medida-padrão, esta não foi comparada ao valor contido na norma e, portanto não consta dos resultados do trabalho.

O valor de “y”, denominado área de encaixe com a placa, apresentou um elevado desvio-padrão, mas ele não tem especificações na NBR ISO 5835. Por ser o local onde os cirurgiões ortopédicos queixam-se de falhas durante a inserção do parafuso, esta medida deveria ser considerada e especificado seu dimensionamento na NBR ISO 5835. Esta medida apresentou grandes desvios-padrão durante sua aferição.

Os resultados da comparação da primeira com a segunda medida do recesso hexagonal dos parafusos não mostraram nenhuma relação específica com o tipo de ensaio realizado, ou com as diferentes cargas impostas ao recesso, nos diferentes grupos. Apesar disso, as imagens projetadas na segunda aferição, como a da FIGURA 27, mostraram evidentes desgastes em diversos parafusos, independentemente do grupo, onde os recessos perderam completamente sua forma hexagonal.

A NBR ISO 5835 assegura tanto as propriedades estruturais quanto a compatibilidade dos implantes. Porém fornece poucas informações quanto à avaliação dessas propriedades, quando aplicadas cirurgicamente. Portanto, torna-se difícil correlacionar alterações dimensionais com diferenças nas propriedades mecânicas desses parafusos (GLAUSER et al., 2003). De acordo com os dados obtidos pela avaliação das propriedades mecânicas durante a torção dos parafusos corticais, não foi encontrada correlação entre o diâmetro interno e o torque no limite de proporcionalidade, a rigidez torcional ou a tenacidade torcional.

Esta mesma norma não apresenta tolerância com relação às medidas, exceto à distância ao longo das paredes do sextavado. Sugere-se reavaliar a necessidade de uma abertura mínima para a inserção de um limite de tolerância, que provavelmente alteraria os resultados estatísticos obtidos.

4.2 Ensaio de torção manual

Este ensaio foi escolhido por ser o método utilizado rotineiramente pelas empresas para testar os parafusos por elas fabricados, e este apresentou algumas dificuldades metodológicas importantes como:

1. A realização da leitura da deformação angular, combinada à velocidade do ensaio e à incapacidade do torquímetro em armazenar dados. Por isso, foi necessária a presença de três pessoas para a realização deste ensaio: a primeira fazendo a aplicação do torque, a segunda fazendo a leitura angular e a terceira anotando o torque referente ao ângulo correspondente.

2. A manutenção da perpendicularidade entre o braço do torquímetro e o eixo axial do parafuso, submetendo-o a outros esforços como o de flexão, não sendo, portanto, um ensaio puro de torção. Grande parte do torque pode ter sido perdida com a mudança da angulação entre o braço do torquímetro e o eixo axial do parafuso.

3. A variação da velocidade de ensaio, pois após o limite de proporcionalidade, a resistência oferecida pelo material diminui, aumentando, conseqüentemente a velocidade do ensaio, que é manual e portanto inconstante. Mesmo estando de acordo com a NBR ISO 6475:1997, que determina uma variação de velocidade de 1rot./min. a 5 rot./min., esta variação de velocidade pode alterar os resultados das propriedades mecânicas. Portanto, a determinação de uma velocidade

constante de ensaio deveria ser especificada em norma para que os resultados obtidos desses ensaios fossem mais fidedignos.

4. O *design* do torquímetro, que obrigou o examinador a mudar de mão a, aproximadamente, 200° de deformação angular, desacelerando o ensaio. Isto foi evitado por Morberg e Albrektsson (1991), que construíram um conector especialmente adaptável ao instrumento de *torque-gauge* para a mensuração de torque. Neste trabalho não foi utilizado aparelho especial.

5. Na interpretação dos dados obtidos nos ensaios e cálculo das propriedades mecânicas, observou-se que o número de pontos usados na confecção dos gráficos foi muito pequeno, causando provável imprecisão nos resultados. Exemplificando, na maioria dos gráficos, há somente um par de coordenadas (X,Y) até o ponto considerado como limite de proporcionalidade, o que pode ocultar do examinador de dados importantes. Apesar disto, este traçado gráfico é utilizado por autores como Browner et al. (2003), como se observa no ANEXO A.

Esta imprecisão na obtenção dos dados pode ter mascarado o real valor do torque no limite de proporcionalidade, que apresentou valores estatisticamente diferentes com relação aos demais grupos avaliados. Porém, esta metodologia de obtenção dos valores de torque e deformação angular é a recomendada pela NBR ISO 6475:1997 e é utilizada por diversos autores como Browner et al. (2003), Müller et al. (1993), Abel e Sun (1998) e Kuhn (1995) para análise das propriedades mecânicas de implantes.

Diversos autores como Collinge et al. (2000) limitam-se a avaliar somente o torque de ruptura e o local da ruptura. Outros como Abel e Sum (1998), apesar de usarem uma máquina de torção, tiveram de fazer uma anotação manual das medidas, o que também dificulta o método e pode mascarar os resultados.

Houve impossibilidade de confeccionar um acessório para a Máquina Universal de Ensaios EMIC® porque a ruptura do aço inoxidável ocorre acima de 360°.

Outras metodologias foram utilizadas por autores como Glauser et al. (2003) que usaram uma furadeira acoplada a um transdutor de torque, que permitiu que o torque fosse imposto, sem variação de velocidade. Porém, esta metodologia não reproduz os ensaios de rotina em indústrias de implantes ortopédicos. Para os ensaios de rotina é admitido um erro de até 1% (SOUZA, 1982).

Uma dúvida freqüente durante a aplicação desta metodologia recomendada superficialmente e não justificada pela NBR ISO 6475:1997 foi o porquê de manter

cinco fios de rosca expostos para a imposição do torque, se, na prática, o parafuso permanece totalmente inserido. Com esta metodologia, a fratura ocorre, aproximadamente, na terceira rosca. Esta não ocorreria na área de encaixe com a placa, que denominou-se “y” (que demonstrou um grande desvio padrão) ou logo abaixo da cabeça do parafuso se este estivesse totalmente fixo na morsa, com exposição apenas da cabeça.

Trabalhos com os de Abel e Sun (1998) observam leve deformação da cabeça dos parafusos de localização mais central da placa após ensaio de torção do conjunto placa-parafuso. A aplicação de uma metodologia que difere da atual norma poderá obter resultados mais próximos a este ao submeter à torção apenas o parafuso cortical.

4.3 Inserção dos parafusos

Browner et al. (2003) apresentam que o torque imposto pelos cirurgiões durante a inserção dos parafusos varia de 2,94N.m a 5,98N.m, o que é suficiente para fraturar um parafuso com diâmetro interno de 2,92mm.

O torque imposto pelo cirurgião, durante o ensaio de inserção dos parafusos do grupo 3, foi maior que o torque máximo suportado pelos parafusos durante o ensaio de torção na máquina. Embora, durante a inserção, o descarregamento no parafuso seja rápido e por isso não haja fraturas, no ensaio de torção sucessiva observou-se que este ciclo de carregamento-descarregamento compromete o comportamento mecânico dos parafusos.

Disegi e Eschbach (2000) descrevem que, quando se insere um parafuso de aço inoxidável, o torque atinge seu valor máximo e a extremidade do parafuso encontra-se fixa ao osso. Nessa condição, se o cirurgião continuar impondo o torque ao parafuso, a cabeça deste continuará girando enquanto o torque permanecerá constante ou até diminuirá, até que a cabeça do parafuso se fracture (a $\pm 500^\circ$ de rotação). Já, com o titânio, o mesmo parafuso totalmente inserido, seu torque ainda não atingiu o valor máximo. Se o cirurgião continuar a rodar a cabeça do parafuso, o torque irá aumentar até atingir o máximo valor e a cabeça romper-se-á a $\pm 270^\circ$ de rotação.

Esta diferença no comportamento torcional, com o uso repetido desses dois biomateriais pelos cirurgiões, faz com que eles se tornem capazes de “sentir” a

diferença no torque imposto durante a inserção e, assim, apliquem o torque adequado ao material sem que este exceda o torque de ruptura (DISEGI; ESCHBACH, 2000; PERREN; MATHYS; POHLER In: RÜEDI et al., 2002).

Kuhn et al. (1995) também afirmam que há significantes diferenças entre uma força axial imposta por diferentes examinadores durante a inserção de um parafuso, porque esta força imposta ao implante depende de como e quão bem este percebe que a extremidade do parafuso está presa no osso.

Devido à variação da qualidade de osso entre indivíduos e entre diferentes localizações anatômicas, não é possível determinar um valor de torque de inserção necessário para otimização do aperto final do parafuso. Por isso, a determinação de um torque manual não é usada e sua avaliação é empírica (BROWNER et al., 2003). O torque de inserção nos parafusos de titânio foi levemente superior ao de aço.

4.4 Ensaio de torção na máquina de torção

A Máquina de Torção *Gunt Hamburg*[®] - WP 510 foi de fácil manuseio e interpretação dos dados. Porém a restrição quanto ao controle da velocidade de ensaio a apenas quatro valores poderia dificultar o uso da máquina para o uso em ensaios de diferentes implantes, visto que estes devem obedecer a valores de velocidades pré-estabelecidos em normas.

O acessório construído para a fixação dos parafusos impunha uma compressão de igual distribuição em toda a circunferência da rosca do parafuso. Portanto, não se observou uma deformação das roscas tão grande como a apresentada no grupo um, onde os parafusos foram fixados em uma morsa.

Como discutido por Abel e Sun (1998), não há metodologia normatizada satisfatória para testes de torção em placas óssea. O mesmo problema apresenta-se com os parafusos ósseos.

Há uma limitação com relação à determinação do módulo de elasticidade ou do momento torcional em parafusos pois não há como determinar a secção circular desses. A determinação do valor de tensões é diretamente dependente da secção circular. Por isso determinamos somente as propriedades mecânicas: torque no limite de proporcionalidade, torque máximo, rigidez torcional e tenacidade torcional dos parafusos.

4.4.1 Propriedades mecânicas

Com relação às propriedades mecânicas obtidas através dos cálculos baseados nos traçados dos gráficos torque x deformação angular observa-se que:

No torque no *limite de proporcionalidade*, a diferença estatística observada entre o grupo 1 tanto de aço inoxidável quanto de liga de titânio e os demais grupos evidencia não uma superioridade na qualidade desses parafusos, mas um problema metodológico já abordado nesta discussão (sobre o número de pontos usados na confecção dos gráficos ser muito pequeno, causando provável imprecisão nos resultados). Em um gráfico com um número maior de pontos pode-se observar com exatidão o último ponto onde os valores de torque e deformação angular aumentam proporcionalmente, como demonstrado no resultado estatístico da comparação entre os grupos 2, 3 e 4 tanto de aço inoxidável como de liga de titânio (que não apresentou diferenças), mesmo os grupos 3 e 4 tendo sido submetidos a outros testes além da torção. Também se pode observar nos resultados que o carregamento sucessivo de torção, aparentemente afetou os parafusos de liga de titânio do grupo 4 que, apesar de não terem apresentado diferença significativa, apresentara os menores valores de todos os grupos, embora os parafusos do grupo 3 tivessem sido submetidos a uma tensão maior. O fato de não haver diferença estatística nesta propriedade entre os grupos 2, 3 e 4 e entre os parafusos de aço inoxidável x parafusos de titânio pode ser devido aos desvio-padrão serem muito altos. Uma amostra com um n maior poderia esclarecer melhor as diferenças entre os grupos.

No *torque no limite máximo*, o carregamento sucessivo de torção apresentou diferença estatística significativa para menos do grupo 4 de liga de titânio quando comparado aos grupos 2 e 3 de liga de titânio, sugerindo que este tipo de carregamento influenciou mais esta propriedade mecânica que a inserção do parafuso. A mesma diferença estatística aparentemente existe no grupo 4 de aço inoxidável quando comparado aos grupos 2 e 3, porém os altos desvios-padrão apresentados pelos grupos 3 e 4 de aço provavelmente influenciaram o resultado do teste estatístico. Evidencia-se novamente a necessidade de uma amostra maior para esclarecer melhor as diferenças entre os grupos.

Na *rigidez torcional*, as unidades (N.m/graus) utilizadas são iguais às apresentadas por Christensen et al. (2000). Foi observada leve superioridade dos valores do grupo 1 tanto de aço inoxidável como de liga de titânio que não foi confirmada pelo

teste estatístico, provavelmente devido aos altos desvios-padrão. Uma amostra maior, que apresentasse diferença estatística entre o grupo 1 e os demais evidenciaria novamente o problema metodológico do ensaio de torção manual, pois mostraria que o cálculo das propriedades mecânicas relacionadas à zona elástica do material, como a rigidez, possivelmente não apresentam precisão de resultados como os submetidos à torção na máquina de torção. Os grupos de aço inoxidável não apresentaram diferença estatística entre si, provavelmente pelo alto desvio-padrão apresentado, porque o grupo 1 de aço, que obteve menor desvio-padrão quase apresentou diferença estatística significativa ($p=0,058$), quando comparado ao grupo 1 de liga de titânio. Apesar de não haver diferença estatística significativa, observa-se uma relevante queda na rigidez torcional do grupo 3 de liga de titânio quando comparado aos demais grupos de titânio.

Na *tenacidade torcional*, o grupo 1 de liga de titânio apresentou diferença significativa para menos com relação aos demais grupos de liga de titânio, que pode ter ocorrido devido à metodologia de ensaio de torção manual, onde há controle subjetivo da velocidade imposta pelo examinador. Esta velocidade variada pode ter sobrecarregado mais os parafusos desse grupo e por isso a tenacidade torcional apresentou-se menor. Nos grupos 2 e 3, quando se comparou aço inoxidável com liga de titânio, foi observada diferença estatística significativa com ($p<0,001$), evidenciando diferença no comportamento mecânico entre esses dois biomateriais. No grupo 4, apesar de não haver diferença estatística significativa, o valor de “p” esteve bem próximo de 0,05, sendo de 0,095. Além disso, os parafusos de aço inoxidável deste grupo apresentaram um desvio-padrão muito grande o que, certamente, influenciou no resultado do teste, pois, observando no gráfico da FIGURA 37, a diferença entre os dois biomateriais é evidente.

O aço apresentou valores bem superiores de deformação na zona plástica, que associado a uma apresentação gráfica com um escoamento nítido classificam-no como material dúctil. Já, a liga de titânio apresentou uma deformação na zona plástica muito inferior à do aço inoxidável e praticamente não possui zona de escoamento nítida nos seus traçados gráficos, isto o classifica como material mais frágil que o aço inoxidável.

Este comportamento também foi observado por Disegi e Eschbach (2000) que observaram que o ângulo de ruptura dos parafusos de liga de titânio é 50% menor que o de aço inoxidável, o que está diretamente relacionado com a tenacidade.

4.5 Análise por microscopia eletrônica de varredura

O aumento de 35 vezes na imagem da ruptura do parafuso seguiu a metodologia proposta por Kosaka et al. (2003).

Foi possível, qualitativamente, através das imagens por MEV, observar as diferenças entre o aço inoxidável e a liga de titânio nos padrões de fratura nas FIGURAS 38 e 39. No aço inoxidável foi observada uma ruptura em hélice, característica torcional de um material dúctil. Já a liga de titânio apresentou uma ruptura transversal ao corpo do parafuso, demonstrando uma característica mais frágil, quando submetido à torção.

Essas diferenças nos padrões de fratura também foram evidenciadas na observação da deformação da rosca superior à superfície de fratura. A praticamente ausente deformação da rosca do parafuso de liga de titânio contrapõe-se à enorme deformação plástica da rosca de aço inoxidável.

Yokoyama et al. (2002) mostraram que na rosca superior à fratura de parafusos compostos de polímeros há fratura por cisalhamento, o que não foi demonstrado nos parafusos compostos de aço inoxidável e liga de titânio testados neste trabalho.

Para a realização de um ensaio mecânico, não há diferenças significativas entre as metodologias propostas pelas várias associações mundiais de normas técnicas (SOUZA, 1977). Porém, normas que contêm uma metodologia muito generalizada, possibilitam a realização de uma variedade de metodologias que se encaixam nas especificações contidas na norma. Esta variedade resulta em dados diferentes que não podem ser comparados aos dados obtidos em outros ensaios, e que podem culminar em uma classificação equivocada de um implante, atribuindo a estas características que não são peculiares do mesmo.

Cook et al. (1988) mostraram que a mudança na microestrutura, por exemplo, a diminuição do grão da liga de titânio altera suas propriedades mecânicas. Esta correlação não pôde ser feita porque o método, através da MEV não foi capaz de verificar a microestrutura da liga, para isso haveria necessidade de preparar amostras utilizando a técnica da “metalografia”.

Durante a inserção dos parafusos do grupo 3, bem como durante os ensaios de torção dos demais grupos observou-se dificuldade no encaixe entre o instrumental e

o recesso hexagonal, o que pode ter alterado alguns resultados dos testes, por isso, há necessidade tanto de melhorar o tipo de encaixe da cabeça do parafuso quanto de realizar uma avaliação mais rigorosa do dimensional dos instrumentos cirúrgicos.

Como as Normas Brasileiras somente pré-determinam o torque de ruptura e o ângulo de ruptura, as análises desta pesquisa oferecem valores de outras propriedades mecânicas obtidas através de uma metodologia com poucas variáveis, pois pré determinou-se: posicionamento em um mesmo eixo da chave e do parafuso, velocidade constante e fixação total do parafuso, há a possibilidade de uma melhor comparação entre diferentes materiais e também de uma análise mais fidedigna do comportamento mecânico, mostrando que não há diferenças significativas entre o aço inoxidável e a liga de titânio, no que diz respeito ao comportamento mecânico.

Assim, como já abordado por Laing (1994), para atingir-se uma finalidade desejada como a análise do comportamento mecânico, deve-se primeiramente determinar os pontos críticos e posteriormente montar um novo método. Seguindo este caminho propõe-se uma revisão da Norma de Método de Teste, NBR ISO 6475, referente ao ensaio de torção em parafusos, para permitir que estudos posteriores possam seguir uma especificação mais rígida e detalhada, proporcionando resultados mais confiáveis e comparações entre diferentes estudos.

4.6 Propostas para futuros trabalhos

- 1 Realizar ensaios de torção em máquina de torção em diferentes velocidades;
- 2 Realizar ensaios de torção em máquina de torção com fixação total do corpo do parafuso;
- 3 Repetir metodologia proposta utilizando parafusos corticais com outras medidas por exemplo: 3,5mm de diâmetro.
- 4 Realizar análise metalográfica dos parafusos submetidos aos ensaios de torção.
- 5 Comparar o comportamento torcional e o dimensionamento de parafusos corticais de mesma medida, porém de diferentes marcas;
- 6 Comparar o comportamento mecânico de parafusos corticais retirados de ossos longos após tempo de implantação para verificação de possíveis efeitos da fadiga sobre estes implantes.

5 CONCLUSÕES

1. Os parafusos corticais de aço inoxidável apresentaram sempre uma maior tenacidade que os de liga de titânio. Para as demais propriedades, elas se equivaleram.

2. Na avaliação da confiabilidade intra-examinador e inter-examinadores da metodologia de aferição das medidas-padrão através da projeção de perfil, esta mostrou-se pouco confiável.

3. Na avaliação dimensional foi observado que a maioria das medidas realizadas nos parafusos corticais tiveram diferenças significativas quando comparadas com a norma NBR ISO 5835:1996.

4. Na avaliação do desgaste no recesso hexagonal da cabeça do parafuso após ensaio de torção, não foi observada uma relação específica entre um dos tipos de ensaios realizados e alterações encontradas nas medidas.

5. O ensaio de torção manual apresentou algumas dificuldades tanto na sua realização como na interpretação dos resultados obtidos através de gráficos torque *versus* deformação angular. O ensaio de torção utilizando a máquina de torção mostrou-se eficiente, mas também apresentou algumas limitações de uso.

6. Através da análise qualitativa utilizando a microscopia eletrônica de varredura, pôde-se observar visualmente a diferença de comportamento dos dois biomateriais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABEL, E.W.; SUN, J. (1998). Mechanical evaluation of a new minimum-contact palate for internal fracture fixation. *Journal of Orthopaedics Trauma*. v.12, n.6, p.382-386.

AGOSTINHO, O.L.; RODRIGUES, A.C.S.; LIRANI, J. (1943). *Princípios de engenharia de fabricação mecânica: tolerâncias, ajustes, desvios e análise de dimensões*. São Paulo, Ed. Universidade de São Paulo.

ARRIVABENE, V. (1994). *Resistência dos Materiais*. São Paulo, Makron Books.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS.(1999) *NBR ISO 5832-1. Implantes para cirurgia –materiais metálicos. Parte 1: Aço inoxidável conformado*. 1999.

_____ (1998) *NBR ISO 8391-1. Instrumentos Ortopédicos – conexões de ferramenta. Parte 1: chaves para uso com parafusos com encaixe hexagonal na cabeça*.

_____ (1997) *NBR ISO 12932. Implantes para cirurgia –materiais metálicos-tratamento superficial*.

_____ (1997) *NBR ISO 5832-3. Implantes para cirurgia –materiais metálicos. Parte 3: liga conformada de titânio 6-alumínio 4-vanádio..*

_____ (1997) *NBR ISO 6475. Implantes para cirurgia – parafusos ósseos metálicos com rosca assimétrica e superfície inferior da cabeça de forma esférica – requisitos mecânicos e métodos de ensaio*.

_____ (1996) *NBR ISO 5835. Implantes para cirurgia – parafusos ósseos metálicos com conexão para chave hexagonal, parte inferior da cabeça de forma esférica e rosca assimétrica – dimensões..*

BANOVETZ, J.M.; SHARP, R.; PROBE, R.A.; ANGLIN, J.O. (1996). Titanium plate: a review of implant failures. *Journal of Orthopaedics Trauma*. v.10, n.6, p.389-394.

BEER, F.P.; JOHNSTON Jr, E.R. (1995). *Resistência dos Materiais*. 3. ed. São Paulo: Makron Books.

BERGAMASCHI, D.P. (1999). *Correlação intraclasse de Pearson para pares repetidos: comparação entre dois estimadores*. São Paulo. 63p. Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo.

BLACKWOOD, D.J.; PEREIRA, B.P. (2004). *No corrosion of 304 stainless steel implant after 40 years of service*. Journal of Materials Science: materials in science. v.15, p. 755-758.

BROWNER et al. (2003). *Skeletal Trauma: basic science, management and reconstruction*. 3. ed. v.1. New York: Saunders.

BUNDY, K.J. (1989). Bone prostheses and implants. In: COWIN, S. C. *Bone Mechanics*. Flórida, CRC Press. Cap. 8, p. 159-196.

CAMPOS, M.P.F. (2004). (Baumer® S.A.. Divisão de Tecnologia). *Correspondência pessoal*

CANALE, S.T. (1992) *Campbell's Operative Orthopaedics*. 9. ed. v.3. Ed. Mosby.

CHIAVERINI, V. (1979) *Tecnologia mecânica: estrutura e propriedades dos metais e ligas – processos de fabricação*. V..1. São Paulo: McGraw Hill do Brasil.

CHRISTENSEN, F.B.; DALSTRA, M.; SEJLING, F; OVERGAARD, S.; BÜNGER, C. (2000). Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *Europe Spine Journal*. v.9, p. 97-103.

COLLINGE. C. A.; STERN, S.; CORDES, S.; LAUTENSCHLAGER, E.P. (2000). Mechanical properties of small fragment screws. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. v.373, p. 277-284.

COOK, S.D.; THONGPREDA, N.; ANDERSON, R.C.; HADDAD Jr., R.J. (1988). The effect of post-sintering heat treatment on the fatigue properties of porous coated Ti 6Al-4V alloy. *Journal of Biomechanical Materials Research*. v. 22, p. 287-302.

COWIN, S. C. (1989). *Bone Mechanics*. Flórida: CRC Press, 313 p.

CRENSHAW, A.H. (1996). *Cirúrgica Ortopédica de Campbell*. São Paulo: Manole.

DISEGI, J. A.; ESCHBACH, L. (2000) Stainless steel in bone surgery. *Injury*. n.31.S-D2-6. Nota especial.

CROCI, A.T.; LEIVAS, T.P.. (2000). The use of a modular titanium endoprosthesis in skeletal reconstruction after bone tumor resection: method presentation and analysis of 37 cases. *Revista do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo*. v.55, n.5, p. 169-176.

FERREIRA, A.B.H. (1999). *Novo Aurélio Século XXI: o dicionário da língua portuguesa*. 3.ed. Rio de Janeiro, Nova Fronteira.

FONTOURA FILHO, C. (2000). *Efeito da deficiência protéico-calórica sobre a resistência mecânica de ossos de ratas: estudo do cisalhamento sobre a placa de crescimento proximal da tíbia e da flexão sobre a diáfise femoral*. Ribeirão Preto. 103p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

GLAUSER, C.R.; ODEN, Z.M.; AMBROSE, C.G.; WILLITS, M.B.; COUPE, K.J. (2003). Mechanical testing of small fracture implants for comparison of insertion and failure torques. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery: including arthroscopy and sports medicine*. s00402-003-0581-1. Nota especial.

HUGHES, A.N.; JORDAN, B.A. (1972). The mechanical properties of surgical screws and some aspects of insertion practice. *Injury*. v. 4, n.1, p. 25-38.

IM, G.; SHIN, S.R. (2002). Treatment of femoral shaft fractures with a titanium intramedullary nail. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. v.401, p. 223-229.

IUNES, D.H. (2004). *Análise da confiabilidade inter e intra-examinador na avaliação postural pela fotogrametria computadorizadas*. Ribeirão Preto. 107 p. Tese (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

KOSAKA, M.; UEMURA, F.; TEMEMORI, S.; KAMIISHI, H. (2003). Scanning electron microscopic observations of “fractured” biodegradable plates and screws. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. v.31, p. 10-14.

KUHN, A.; Mc IFF, T.; CORDEY, J.; BAUMGART, F.W.; RAHN, B.A. (1995). Bone deformation by thread-cutting and thread forming cortex screws. *Injury*. v 26, supp. 1, S-A 12 _ S-A 20. Nota especial.

LAING, P. (1994). World standards for surgical implants: na american perspective. *Biomaterials*. v.15, n.6, p.403-407.

LEE, J. D. (1980). *Química Inorgânica: um novo texto conciso*. Trad. MAAR, J.H. São Paulo: Edgard Blucher.

LEIVAS, T.P. et al. (1996). Determinação da capacidade de retenção dos parafusos e tensores dos fixadores externos circulares de Ilizarov. *Revista Brasileira de Ortopedia*. v.31, n.8, p. 638-642.

MATTER, P.; BURCH, H.B. (1990). Clinical experience with titanium implants, especially with the limited contact dynamic compression plate system . *Arch. Orthop. Trauma Surgery*. v.109, p. 311-313.

MAZZOCCA, A.D.; CAPUTO A.E.; MAST, J.W.; MENDES, M.W. (2003). Principles of internal fixation. In: BROWNER et al. *Skeletal Trauma: basic science, management and reconstruction*. 3. ed. v.1. New York: Saunders, p. 195-249.

MORBERG, P.; ALBREKTSSON, T. (1991). Removal torque for bone-cement and titanium screws implanted in rabbits. *Acta Orthop Scand* v.62, n.6, p.554-556.

MORONI, A.; FALDINI, C.; ROCCA, M.; STEA, S.; GIANNINI, S. (2002) Improvement of the bone-screw interface strength with hydroxyapatite-coated and

titanium-coated AO/ASIF cortical screws. *Journal of Orthopaedic Trauma*. v.16, n.4, p. 257-263.

MÜLLER, M.E. et al. (1993). *Manual de Osteossíntese: técnicas recomendadas pelos grupos AO-ASIF*. 3. ed. São Paulo: Manole.

ONI, O.A.; BATCHELOR, J.S. (1995). Investigation of the torque-tension characteristics of a flanged external fixator pin. *Biomaterials*. v.16, n.16, p. 1279-1280.

PAVÓN, S.J. (1975). *Implantes Metálicos em Ortopedia y Traumatologia*. [S.l.]: Editorial Medica Panamericana.

PENHA, V.T.B.B. (2004). *Efeitos do congelamento e descongelamento sucessivos nas propriedades mecânicas em ossos corticais*. Ribeirão Preto. 117 p. Tese (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

PERREN, S.M. Fundamentação científica da fixação interna. In: MÜLLER, M.E. et al. (1993). *Manual de Osteossíntese: técnicas recomendadas pelos grupos AO-ASIF*. 3. ed. São Paulo: Manole.

_____; MATHYS, R.; POHLER, O. Implantes e materiais na fixação de fraturas. In: RÜEDI, T.P.; MURPHY, W.M. (2002). *Princípios AO de tratamento de fraturas*. Trad. Jacques Visky. Porto Alegre: Artmed.

PILLIAR, R.M. (1991). Modern metal processing for improved load-bearing surgical implants. *Biomaterials*. v.12, p. 93-100.

PURICELLI, E.; PESCHKE, R. (2000). Possibilidade de ossificação intracondral dirigida a partir de uma matriz óssea com titânio. *Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre*. v.40, n.4, p. 392-398.

RAMIRES, I.; GUASTALDI, A.C. (2002). Estudo do biomaterial Ti-6Al-4V empregando-se técnicas eletroquímicas. *Química Nova*. v.25, n.4.

RÜEDI, T.P.; MURPHY, W.M. (2002). *Princípios AO de tratamento de fraturas*. Trad. Jacques Vissky. Porto Alegre: Artmed.

RUSSEL, T.A. (1996). Princípios Gerais das Fraturas. In: CRENSHAW, A.H. *Cirurgia Ortopédica de Campbell*. São Paulo: Manole. Cap.22, p.771-834.

SCHATZKER, J.; TIZE, M. (2002). *Tratamento cirúrgico das fraturas: técnica recomendada pelo grupo AO*. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter.

SOUZA, S. A. (1982). *Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos*. 5.ed. São Paulo: Edgard Blücher Ltda.

TURNER, C.H.; BURR, D.B. (1993). Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*. v.14, n.4, p. 595-608.

VAN VLACK, L. H. (1970). *Princípio de Ciência dos Materiais*. São Paulo: Edgard Blücher Ltda. 427 p.

YOKOYAMA, K.; ICHIKAWA, T.; MURAKAMI, H. MIYAMOTO, Y.; ASAOKA, K. (2002). Fracture mechanics of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials*. v.23, n.12, p. 2459-2465.

APÊNDICE

APÊNDICE A - Gráfico de carregamento sucessivo de torção

APÊNDICE B - Gráficos de torção dos grupos 1 de aço inoxidável e liga Ti

APÊNDICE C - Gráficos de torção dos grupos 2 de aço inoxidável e liga Ti

APÊNDICE D - Gráficos de torção dos grupos 3 de aço inoxidável e liga Ti

APÊNDICE E - Gráficos de torção dos grupos 4 de aço inoxidável e liga Ti

APÊNDICE F

Micrografia eletrônica de varredura (aumento de 35x): área de fratura de parafusos submetidos a torção. Parafusos escolhidos aleatoriamente como sendo o de número “3” de cada grupo tanto de aço inoxidável como de liga de titânio.

APÊNDICE G

**Valores das medidas-padrão dos parafusos de aço inoxidável
e de liga de titânio**

	Parafusos	d5	d1	d2	k	y	P	α	β
Aço	1A1	2,960	4,426	7,890	4,510	0,678	1,752	12,35	34,38
	1A2	2,960	4,462	7,888	4,522	0,638	1,746	12,29	33,37
	1A3	2,918	4,410	7,928	4,524	0,678	1,744	11,37	31,29
	1A4	2,936	4,446	7,932	4,560	0,734	1,748	13	32,48
	1A5	2,974	4,448	7,900	4,724	1,016	1,752	13,18	34,2
	2A1	3,024	4,482	7,978	4,540	0,764	1,754	12,52	33,54
	2A2	2,990	4,446	7,962	4,560	0,478	1,754	13,09	33,09
	2A3	2,992	4,468	7,960	4,566	0,838	1,756	13,25	34,26
	2A4	2,982	4,446	7,900	4,388	0,476	1,750	14,03	32,01
	2A5	2,992	4,464	7,912	4,524	0,682	1,730	14,1	32,59
	3A1	2,970	4,372	7,948	4,568	1,490	1,746	11,4	26,18
	3A2	2,910	4,372	7,900	4,538	1,450	1,744	14,17	25,28
	3A3	2,910	4,384	7,924	4,588	1,480	1,750	15,17	24,45
	3A4	2,954	4,388	7,896	4,556	1,392	1,732	9,52	30,35
	3A5	3,018	4,386	7,836	4,556	1,284	1,736	10,33	30,27
	4A1	3,070	4,422	7,934	4,534	1,358	1,748	9,49	30,29
	4A2	3,078	4,410	7,896	4,554	1,362	1,732	8,5	29,25
	4A3	3,026	4,414	7,896	4,564	1,376	1,738	11,38	29,08
	4A4	2,954	4,402	7,918	4,574	1,488	1,726	12,33	25,43
	4A5	2,920	4,382	7,774	4,548	1,246	1,738	12,03	29,4
Titânio	1T1	2,956	4,470	7,948	4,592	0,179	1,742	12,23	35,02
	1T2	2,990	4,474	7,986	4,572	0,808	1,748	13,02	34,58
	1T3	2,956	4,452	7,948	4,576	0,754	1,774	13,18	33,57
	1T4	2,952	4,446	7,974	4,544	0,826	1,756	12,27	34,48
	1T5	2,992	4,474	7,988	4,606	0,666	1,748	12,47	33,44
	2T1	2,966	4,466	7,980	4,544	0,906	1,746	11,58	33,18
	2T2	3,024	4,456	7,950	4,560	0,932	1,758	13,5	36,38
	2T3	3,060	4,468	7,974	4,570	0,982	1,734	12,16	36,26
	2T4	2,940	4,386	7,870	4,564	0,758	1,740	13,23	33,38
	2T5	2,916	4,402	7,906	4,556	0,834	1,760	12,29	34,03
	3T1	3,086	4,466	7,922	4,592	1,464	1,740	10,57	32,47
	3T2	2,920	4,416	7,880	4,574	0,990	1,746	12,38	30,33
	3T3	2,942	4,364	7,888	4,586	0,616	1,734	13,38	36,19
	3T4	2,898	4,410	7,842	4,602	1,190	1,748	12,56	29,35
	3T5	3,040	4,450	7,886	4,570	1,290	1,748	8,53	35,1
	4T1	2,940	4,422	7,914	4,624	0,902	1,746	12,5	30,3
	4T2	3,082	4,478	7,898	4,598	1,338	1,740	9,18	34,11
	4T3	2,980	4,450	7,874	4,572	1,238	1,750	8,48	34,37
	4T4	3,062	4,466	7,918	4,608	1,240	1,746	9,55	35,02
	4T5	3,040	4,468	7,966	4,628	0,268	1,746	8,05	34,48

APÊNDICE H

**Valores das propriedades mecânicas dos parafusos de aço
inoxidável e de liga de titânio**

Torque no limite de proporcionalidade

Parafusos	1A	1T	2A	2T	3A	3T	4A	4T
1\	3,86	4,2	3	3,2	3,2	2,88	2,4	2,4
2	4,86	3,8	2,68	2,88	2,6	2,68	2,88	3
3	4,83	4,1	3,47	2,8	2,83	1,99	2,8	2,2
4	5,13	4,01	4,07	2,6	2,17	3,12	2,4	2
5	5,2	4,65	3,27	2,44	2,32	2,4	2,6	2,4

Torque no limite máximo

Parafusos	1A	1T	2A	2T	3A	3T	4A	4T
1\	5,6	5,49	5,8	5,43	5,6	5,68	4,66	5,21
2	5,64	5,46	5,5	5,62	5,52	5,68	5,88	5,2
3	5,46	5,49	5,8	5,49	6,09	5,67	5,4	4,64
4	5,61	5,43	5,6	5,85	5,2	5,3	5,27	5,28
5	5,67	5,6	5,48	6,2	6,27	5,6	5,25	5,2

Rigidez torcional

Parafusos	1A	1T	2A	2T	3A	3T	4A	4T
1\	0,34	0,21	0,25	0,27	0,32	0,29	0,24	0,36
2	0,33	0,26	0,28	0,24	0,25	0,2	0,49	0,26
3	0,31	0,3	0,41	0,32	0,23	0,29	0,32	0,35
4	0,49	0,38	0,26	0,35	0,22	0,21	0,44	0,25
5	0,33	0,35	0,31	0,38	0,31	0,25	0,44	0,31

Tenacidade torcional

Parafusos	1A	1T	2A	2T	3A	3T	4A	4T
1\	1990	512	2319	1417	1731	1118	1566	1211
2	1994	420	2351	1168	1576	1013	1921	1010
3	1624	602	2473	1010	1528	957	2219	737
4	1270	597	2785	1113	1543	1010	1335	927
5	1581	512	2231	1201	1577	822	1074	1051

ANEXO

ANEXO A - Gráfico torque x deformação angular apresentado por BROWNER et al. (2003) após ensaio de torção