



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicabrasileira@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e
Traumatologia
Brasil

Camargo Pires de, Olavo; Martins, Priscila; Andrade Menezes de, Ricardo; Duran Pernet, Camilo
Ernesto; Croci Tesconi, Alberto; Leivas Puga, Tomaz; Pereira Martins, César Augusto; Bolliger Neto,
Raul

Análise comparativa da resistência de fêmures de cães após a confecção de janelas ósseas circular e
quadrada

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 10, núm. 2, abril-junho, 2002, pp. 41-47

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65710206>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Análise comparativa da resistência de fêmures de cães após a confecção de janelas ósseas circular e quadrada

Comparative analysis of dog femur resistance after receiving circular and square holes

OLAVO PIRES DE CAMARGO¹, PRISCILA MARTINS², RICARDO MENEZES DE ANDRADE², CAMILO ERNESTO PERNET DURAN², ALBERTO TESCONI CROCI³, TOMAZ PUGA LEIVAS⁴, CÉSAR AUGUSTO MARTINS PEREIRA⁵, RAUL BOLLIGER NETO⁶

RESUMO

Com o objetivo de avaliar o enfraquecimento causado pela confecção de janela óssea cortical, os autores confeccionaram uma janela circular no osso cortical da diáfise de oito fêmures de carcaças de cães e uma janela quadrada nos oito pares destes fêmures, com diagonal semelhante ao diâmetro da janela circular contralateral.

As peças anatômicas foram submetidas a teste de tensão torcional em uma máquina de ensaios mecânicos; obtendo-se o torque máximo e a rigidez à torção.

Os resultados mostraram que, para o fêmur com janela circular, o torque máximo médio foi de $13,65 \pm 5,12$ Nm, e a rigidez média foi de $1,18 \pm 0,45$ Nm/grau, enquanto que para a janela quadrada o torque máximo médio foi de $13,39 \pm 5,23$ Nm, e a rigidez média foi de $1,05 \pm 0,41$ Nm/grau. A resistência nos ossos com janela circular e quadrada submetidos à tensão torcional foi praticamente igual, fato este corroborado pela análise estatística que não revelou diferença significativa ($p = 0,05$).

Descritores: Osso, biópsia, biomecânica.

INTRODUÇÃO

Na abordagem cirúrgica ortopédica, freqüentemente há necessidade de abertura de uma janela na região cortical de ossos longos para se ter acesso a diversos processos infecciosos, inflamatórios ou neoplásicos, com a finalidade diagnóstica ou de tratamento. Assim, é comum a confecção de janela cortical para drenagem cirúrgica de osteomielite aguda ou crônica, como método diagnóstico de lesões ósseas e mesmo com o objetivo de curetagem de lesões pseudoneoplásicas e de tumores benignos^(3, 6, 7, 11). Em to-

SUMMARY

With the purpose of evaluating the weakness caused by holes in the cortical bone, the authors performed circular holes in the diaphysis cortical bone of eight femurs from dog carcasses, and square holes in the diaphysis cortical bone of the contralateral femurs, the diagonals being similar to the diameters.

The specimens were submitted to torsion stress test in a mechanical test machine to determine maximum torque and rigidity to torsion.

Maximum mean torque for the femurs with circular holes was 13.65 ± 5.12 Nm and mean rigidity was 1.18 ± 0.45 Nm/degree, while the femurs with square holes showed maximum mean torque of 13.39 ± 5.23 Nm and mean rigidity of 1.05 ± 0.41 Nm/degree. The resistance to torsion stress in femurs with circular or square holes was very similar and the statistical analysis did not show a significant difference ($p = 0.05$).

Key Words: Bone, biopsy, biomechanics.

INTRODUCTION

In orthopedic surgery, it is often necessary to open a hole in the long bones cortical region in order to reach several infectious, inflammatory or neoplastic processes, aiming diagnosis or treatment. It is common to open holes for surgical drainage of acute or chronic osteomyelitis, as a diagnostic method for bone lesions and even to carry out curettage of pseudoneoplastic lesions and benign tumors^(3, 6, 7, 11). In every case, a cortical defect of variable size is produced and this may lead to a pathological fracture, mainly in the femur or tibia^(6, 11). Even when walking is not permitted, post-surgical

Trabalho realizado pelo Grupo de Oncologia Ortopédica e Laboratório de Biomecânica do IOT Hospital das Clínicas - FMUSP.

1- Professor Livre-Docente

2- Residente

3- Professor Livre-Docente

4- Engenheiro Mecânico do Laboratório de Biomecânica

5- Tecnólogo em Saúde do Laboratório de Biomecânica

6- Médico Assistente-Doutor

*Work performed at the Orthopedic Oncology Group from Instituto de Ortopedia e Traumatologia of Hospital das Clínicas - FMUSP

1- Full-Professor

2- Resident

3- Full-Professor

4- Mechanic Engineer at Biomechanic Laboratory

5- Technologist Health at Biomechanic Laboratory

6- Assistant Doctor

das essas eventualidades produz-se um defeito cortical de tamanho variável, que muitas vezes pode levar à ocorrência de uma fratura patológica, principalmente no fêmur ou na tíbia ^(6, 11). Mesmo quando não é permitida a deambulação, fraturas patológicas pós-cirúrgicas têm ocorrido em alguns ossos, até mesmo com o paciente em repouso e também já ocorreram casos de fraturas com paciente em uso de órtese para proteger o membro. Principalmente no nível diáfisiário, esta complicação pós-operatória pode levar à reoperação, visando à redução e à fixação desta fratura. No caso de uma biópsia, por exemplo, isto aumenta o risco de agravamento da infecção ou de contaminação por células neoplásicas, inviabilizando até uma cirurgia conservadora do membro ⁽⁶⁾.

O tecido ósseo é um material viscoelástico, anisotrópico, devendo ser tratado como um material heterogêneo, principalmente no que se refere à sua porosidade irregularmente distribuída. Estas características motivaram-nos a fazer, neste trabalho, uma análise comparativa entre as janelas ósseas corticais quadradas e circulares, considerando a resistência às forças torcionais que atuam no tecido ósseo ^(4, 8).

Orifícios de qualquer proporção podem enfraquecer o tecido ósseo mas, se o diâmetro do orifício for maior que 30% do diâmetro transversal do osso, esse enfraquecimento torna-se exponencial ⁽⁵⁾.

Fatores importantes na gênese de fraturas são a magnitude, a duração e a direção das forças atuando no osso. As forças podem ser de tração ou compressão, neste caso chamadas de forças axiais, pois são paralelas ao eixo longitudinal do osso. Estes esforços provocam encurtamento ou alongamento ósseos. Nos esforços de torção, a deformação angular provoca forças de cisalhamento, cuja tensão máxima ocorre no ponto mais distante do centro do eixo maior do osso, ou seja, na superfície cortical. Observando uma secção transversal do osso, as forças de reação no mesmo, quando submetido à torção, têm o sentido oposto ao da força de torque aplicada. Contudo, quando se tem um defeito ósseo e este é submetido à tensão torcional, o sentido da tensão no osso é o mesmo da força externa aplicada na porção central de sua secção transversal. Neste caso, somente a superfície da região cortical do osso está resistindo à tensão imposta ⁽²⁾. Na prática, as janelas ósseas são confeccionadas em formatos diversos, geralmente não arredondados, mas sim com angulações que podem concentrar tensões.

O objetivo deste trabalho experimental em fêmures de cães foi o de realizar uma análise comparativa entre as janelas ósseas corticais quadradas, que são as frequentemente utilizadas nos procedimentos ortopédicos, e circulares, visando a estabelecer se existe uma diferença significativa entre elas, quanto à resistência do osso submetido às forças de torção.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados oito pares de fêmures de cães já submetidos à eutanásia após prática de técnica cirúrgica. Os

pathological fractures have occurred in some bones, with the patient at rest, and fractures also occurred in patients using orthosis to protect the limb. At the diaphysis level, this post-operative complication can demand another surgery, to reduce and fix this fracture. In a biopsy, this increases the risk of deterioration of the infection or contamination by neoplastic cells, making unfeasible even a surgery to conserve the limb ⁽⁶⁾.

The bone tissue is a viscoelastic, anisotropic material, and must be treated as an heterogeneous material, mainly as concerns its irregularly distributed porosity. These characteristics have led us to make a comparative analysis between square and circular cortical bone holes, considering resistance to the torsion forces that affect the bone tissue ^(4, 8).

Orifices of any proportion can weaken the bone tissue, however, if the diameter is greater than 30% of the bone transversal diameter, this weakness becomes exponential ⁽⁵⁾.

Important factors in the genesis of the fractures are magnitude, duration and direction of the forces, which act on the bone. The forces can be traction or compression, in this case they are called axial forces, since they are parallel to the bone longitudinal axle. These efforts provoke shortening or lengthening. In the torsion efforts, angular deformity provokes shearing forces, whose maximum tension occurs in the more distant point of the greater axle center, that is, the cortical surface. In the transverse section of the bone, when it is submitted to torsion, its reaction forces act in the opposite direction to the applied torque force. However, when a defect is present and the bone is submitted to torsional tension, the tension direction on the bone is the same as the external force applied to the central part of its transverse section. In this case, only the surface of the bone cortical region resists to the applied tension ⁽²⁾. In practice, the bone holes have several shapes, in general not round but with angularities which can concentrate tensions.

The aim of this experimental study with dog femurs was to carry out a comparative analysis between square cortical bone holes which are frequently employed in orthopedic procedures and circular holes to establish if a significant difference between them exists as concerns bone resistance submitted to torsion forces.

MATERIAL AND METHODS

Eight pairs of femurs from dogs submitted to euthanasia after being used in surgical procedures. The pairs of femurs were withdrawn from dog carcasses weighing 12 to 24 kg (mean = 18 ± 4.1 kg) with different characteristics as concerns size and proportion of measures. The samples were excised through hip and knee disarticulation maintaining all soft tissues of the femurs.

The specimens were x-rayed in order to exclude bone pathologies or previous fractures.

All the specimens were submitted to dissection of the soft tissues till the subperiosteal level, matched in pairs, identified with numbers from 1 (one) to 8 (eight) and correlated

pares de fêmures foram capturados de carcaças de cães com pesos variando entre 12 e 24 kg (média = $18 \pm 4,1$ kg), apresentando diferentes características quanto ao tamanho e à proporção das medidas. Cada fêmur foi retirado através de desarticulações no quadril e no joelho do cão, sendo obtidas peças com todas as partes moles daquele segmento.

As peças foram radiografadas para serem excluídos os casos que apresentassem sinais de patologias ósseas ou de fraturas prévias.

Todas as peças foram submetidas à dissecação das partes moles até o nível subperiosteal, dispostas nos pares respectivos, identificadas com números de 1 (um) a 8 (oito) e correlacionadas com o peso da carcaça da qual eram provenientes.

Após a dissecação subperiosteal, todos os ossos foram submetidos às mensurações do respectivo comprimento longitudinal e do diâmetro no ponto médio da diáfise, utilizando-se um paquímetro digital Mitutoyo® (Tabela 1).

Todos os ossos foram acondicionados aos pares respectivos em sacos plásticos, identificados e congelados a -20°C .

Após um mínimo de quatro horas de descongelamento em soro fisiológico à temperatura ambiente, os fêmures foram submetidos aos pares à confecção das janelas ósseas. As janelas circulares e quadradas foram distribuídas alternadamente, quanto ao lado esquerdo ou direito, entre os pares de fêmures.

Para a confecção das janelas ósseas, os ossos foram presos em um torno de bancada. As janelas quadradas foram confeccionadas com osteótomo delicado, previamente preparado para este trabalho, e as diagonais do quadrado foram dispostas nas direções longitudinal e transversal do osso. Os vértices dos quadrados foram ligeiramente arredondados com uma broca fina. As janelas circulares foram confeccionadas com brocas e perfurador elétrico (Figura 1). As diagonais ou os diâmetros transversos das janelas ósseas quadradas ou circulares, respectivamente, foram realizadas aproximadamente

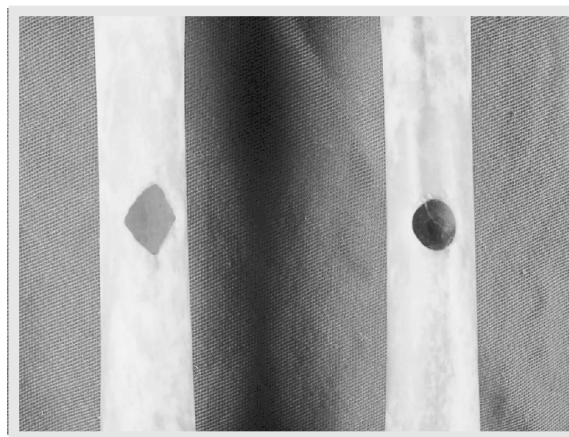


Figura 1 - Par de fêmures de cães com janelas ósseas quadrada e circular.

Figure 1 - Pair of dog femurs with square and circular holes.



Figura 2 - Medida da diagonal de janela óssea quadrada em fêmur de cão.

Figure 2 - Measurement of the square hole diagonal in a dog femur.

with the weight of the carcass they came from.

After subperiosteal dissection, the longitudinal length and the diameter in the middle of the diaphysis were measured using a Mitutoyo® digital pachymeter (Table 1).

The pairs of bones were stored in plastic bags, identified and frozen at -20°C .

After being allowed to defrost during four hours in physiological solution at room temperature, the pairs of femurs received circular and square holes, which were alternately distributed in the left and right side of the pairs of femurs.

To make the holes, the bones were attached to a bench lathe. The square holes were made with a fine osteotome, previously prepared to carry out this function, the diagonals in the longitudinal and transverse directions. The vertices of the squares were turned slightly round with a sharp drill. The circular holes were made with electric drills (Figure 1). The diagonals or the transverse diameters of the square and circular holes, respectively, were placed approximately in the middle point of the femoral diaphysis and had approximately half the diaphysis diameter at that point. These measurements were checked with a digital pachymeter with centesimal approximation (Figure 2) and are presented (Table 2).

After receiving the holes, the bones were again stored in pairs, numbered and frozen.

After being allowed to defrost in physiological solution at room temperature, the femurs were submitted to the torsion test by rotating the distal end of the femur.

The torsion tests were made in a Kratos K5002 universal machine for mechanical tests, with CCI 10 tf load cell. The torsion was carried out transforming the ascendent vertical rectilinear movement of the mechanic test machine bar in a circular movement, through a device with gear and chain. A specially developed clasp was axially attached to the gear, constituting the movable head where one of the femur ends

no ponto médio das diáfises femorais e mediam cerca de metade do diâmetro diafisário naquele ponto. Estas medidas foram conferidas com um paquímetro digital com aproximação centesimal (Figura 2) e encontram-se na (Tabela 2).

Após o preparo das janelas ósseas, os ossos foram novamente acondicionados aos pares, numerados e congelados.

Após um mínimo de quatro horas de descongelamento em soro fisiológico à temperatura ambiente, os fêmures foram submetidos ao ensaio de torção, provocando uma rotação interna da extremidade distal do fêmur.

Os ensaios de torção foram executados em uma máquina universal de ensaios mecânicos Kratos K5002, dotada de célula de carga CCI 10 tf. A torção foi realizada transformando-se o movimento retilíneo vertical ascendente do travessão móvel da máquina de ensaios mecânicos em movimento circular, através de um dispositivo dotado de roda denteada e corrente. Uma garra especialmente desenvolvida para esta finalidade foi acoplada à roda denteada axialmente, constituindo o cabeçote móvel ao qual uma das extremidades do fêmur foi fixada. Em sistema deslizante solidário à base do dispositivo, foi montada concentricamente uma segunda garra idêntica à anterior, o cabeçote fixo, para fixação da outra extremidade óssea (Figura 3).

O ensaio foi realizado a uma velocidade constante de 20 mm/min de aplicação de carga na corrente, o que correspondia a 16,7 graus/min de aplicação de torque na garra do cabeçote móvel. Cada osso foi ensaiado até a ocorrência da fratura.

Os dados de força de tração e de ascensão linear aplicadas pelo travessão móvel à corrente, fornecidos pela máquina de ensaios, eram transferidos a um microcomputador tipo IBM-PC através de uma placa de aquisição de dados dotada de conversor analógico-digital. Tal sistema permitiu o acompanhamento gráfico da prova e o cálculo dos parâmetros torque e deformação angular, empregados nos diagramas dos ensaios de torção. Foram calculados os parâmetros rigidez à torção em fase elástica (Nm/grau) e torque máximo (Nm).

Realizou-se estatística descritiva dos parâmetros quantitativos: diâmetro diafisário central, comprimento total do fêmur, rigidez à torção e torque máximo, calculando-se média (M), desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).

Compararam-se as amostras relacionadas (pareadas) paramétricas através do teste "t" pareado e as amostras

CÃO	JANELAS QUADRADAS		JANELAS CIRCULARES	
	CLF	DFD	CLF	DFD
1	19,00	14,20	18,80	14,58
2	21,00	18,40	21,00	15,80
3	19,00	14,26	19,00	14,70
4	19,80	17,09	19,82	17,17
5	14,78	11,10	14,89	10,60
6	17,50	11,98	17,40	12,15
7	14,28	12,10	14,23	11,36
8	17,30	10,60	17,40	10,51
M	17,83	13,72	17,82	13,36
DP	2,36	2,83	2,34	2,53
EPM	0,83	1,00	0,83	0,90

Tabela 1 - Estatística descritiva do comprimento longitudinal do fêmur (CLF) em cm e diâmetro femoral diafisário (DFD) em mm dos grupos janela quadrada e circular. M=média, DP=desvio-padrão, EPM=erro padrão da média.

Table 1 - Statistics of the longitudinal length of the femur (CLF) in cm and femoral diameter of the diaphysis (DFD) in mm for the groups with square and circular holes. M= mean, DP= standard deviation, EPM= mean standard error.

was inserted. In a sliding system at the base of the device a second clasp similar to the former was concentrically mounted with a fixed head to fix the other bone extremity (Figure 3).

The test was carried out in a 20 mm/min constant speed of load application on the chain, corresponding to 16.7 degree/min of torque application in the clasp of the movable head. Each bone was tested until fracture.

The traction force and the linear ascension data applied to the chain by the movable bar were sent to an IBM-PC microcomputer through a data acquisition plate with an analogical-digital converter. This system allowed to graphically follow-up the test and to calculate the parameters torque and angular deformation, employed in the torsion test diagrams. Rigidity to torsion in the elastic phase (Nm/degree) and maximum torque (Nm) were calculated.

culated.

The statistics of the quantitative parameters was described: diaphysis central diameter, total length of the femur, rigidity to torsion and maximum torque; mean (M), standard deviation (DP) and mean standard error (EPM) were calculated.

The parametric (paired) samples were compared through the paired test "t" and the non-parametric using the Wilcoxon test. The significance level of 5% ($\alpha = 0.05$) was adopted.

RESULTS

Maximum torque and rigidity in the elastic phase of femurs submitted to torsion were, on average, slightly greater in the bones of the circular hole group. In the statistical comparison, there were no significant differences between the groups of femurs with circular and square holes, as concerns total length of the femur, diameter of the diaphysis in its middle point, maximum torque and rigidity in the elastic phase. The results and the statistical analysis are (Tables 2 and 3).

DISCUSSION

The paired comparison reduces interference of the femurs biometric variation (dimension and shape) and of the conservation process through freezing at -20°C (Tables 1 and 2).

Circular and square holes were compared due to technical practicability and due to the expected significantly higher

não paramétricas pela prova de Wilcoxon. Adotou-se o nível de significância de 5 % ($\alpha = 0,05$).

RESULTADOS

Os valores dos torque máximo e da rigidez em fase elástica dos fêmures submetidos aos esforços de torção foram, em média, ligeiramente maiores nos ossos do grupo em que foram confeccionadas janelas circulares. Na comparação estatística, não houve diferenças significativas entre os grupos de fêmures nos quais foram feitas janelas circulares e quadradas, quanto aos parâmetros comprimento total do fêmur, diâmetro da diáfise do fêmur no seu comprimento médio, torque máximo e rigidez em fase elástica. Os valores obtidos e o resultado da análise estatística estão mostrados (Tabelas 2 e 3).

DISCUSSÃO

A comparação pareada reduz a interferência da variação biométrica dos fêmures (dimensão e forma) e do processo de conservação através de congelamento à temperatura de -20°C (Tabelas 1 e 2).

Optou-se por comparar janelas de forma circular e quadrada pela facilidade técnica de realização e pela expectativa de concentrações de tensões significativamente maiores, provocadas pelos ângulos retos do quadrado.

Os testes pretendiam obter parâmetros de comparação que nos permitissem verificar a influência da forma de janelas ósseas corticais na resistência do osso.

A realização de um furo ou janela óssea provoca uma perda significativa da resistência óssea à torção e à flexão. A linha de ruptura passa obrigatoriamente pela descontinuidade provocada⁽²⁾.

O efeito de concentração de tensões devido à forma de um orifício é um fenômeno conhecido e de fácil comprovação em materiais isotrópicos e elásticos. Porém, a estrutura óssea tem características mais complexas.

O osso cortical diafisário é um material compósito constituído basicamente por hidroxiapatita, uma cerâmica de alta resistência, que lhe confere principalmente rigidez, e por uma matriz basicamente composta por colágeno, uma proteína responsável por suas propriedades elásticas e plásticas. Sua estrutura não homogênea, a existência de trabéculas ósseas com arquitetura bem definida (alinhamento principal) e a interposição de fluidos conferem ao mesmo características de anisotropia e de viscoelasticidade. Apresenta, in vivo, processo de cicatrização e remodelação con-

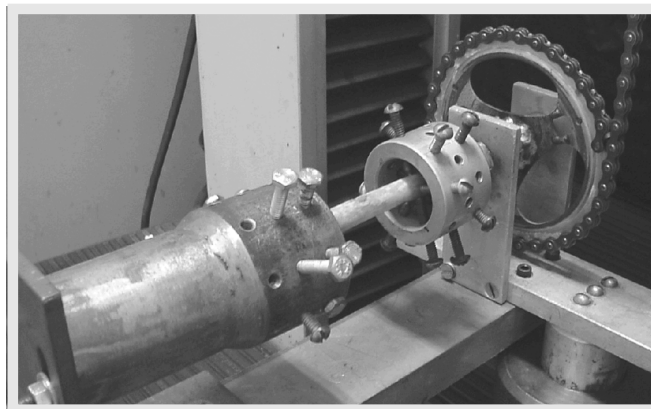


Figura 3 - Fêmur de cão fixado ao dispositivo de torção.
Figure 3 - Dog femur fixed at the torsion device.

concentration of tensions provoked by the square right angles.

The tests were intended to obtain comparison parameters which allowed us to determine the influence of the cortical holes shape on bone resistance.

A hole made in the bone promotes a significant loss of resistance to torsion and flexion. The rupture line always passes through the discontinuity⁽²⁾.

The concentration of tensions due to the hole shape is a known phenomenon easy to demonstrate in isotropic and elastic materials. However, the bone structure has more complex characteristics.

The diaphysis cortical bone is a composite material constituted basically by hydroxyapatite, a high resistance material which confers rigidity, and collagen, a protein responsible for its elastic and plastic properties. Its non-homogeneous structure, the existence of bone trabeculation with well defined architecture (main alignment) and the interposition of fluids provide characteristics of anisotropy and viscoelasticity. It presents, in vivo, continuous scaring and remodeling processes regulated by complex mechanisms including piezoelectric effects⁽⁹⁾.

Due to these characteristics the bone has a resistance adapted to punctual tensions, which vary with time (age, as an example), position (anatomical localization) and external solicitation (frequency and intensity of forces and activity level).

As concerns the hole shape, the concentration of tensions is proportionately higher in those with abrupt changes in shape, as the square holes: the sharper the edges the greater the concentration effect and, consequently, the greater the resistance of the bone to tensions⁽¹⁰⁾.

In opposition of what happens mainly in isotropic materials, it is difficult to obtain a regular finishing of the bone holes shape, both in those made with manual cutting tools (osteotomes) and in those made with electric materials (oscillatory saws and drills).

Holes with smoother forms intending to reduce the concentration effects, in practice, may not produce the expected result. The irregularities and discontinuities of the trabecular structures in the hole shape do not allow to homogenize the tensions. A sufficiently regular finishing to eliminate the concentration of tension effects is not achieved.

Presents a theoretical study about concentration of tensions in holes with different shapes, elliptical, square with round corners, square and triangular, also varying position⁽⁹⁾. He

tínuos, regulados por mecanismos complexos, inclusive por efeitos piezoeletrônicos⁽⁹⁾.

Estas características fazem com que o osso apresente uma resistência adaptada às tensões pontuais, variáveis ao longo do tempo (idade, por exemplo), posição (localização anatômica) e às solicitações externas (frequência e intensidade de forças e nível de atividade).

Em relação à forma do furo, a concentração de tensões é proporcionalmente maior naqueles que apresentam mudanças bruscas de forma, como nas janelas quadradas, nas quais, quanto mais agudas forem as arestas, maior o efeito de concentração e, conseqüentemente, maior a resistência do osso às tensões⁽¹⁰⁾.

Ao contrário do que acontece, principalmente nos materiais isotrópicos, é difícil obter-se um acabamento regular no contorno das janelas ósseas, tanto nas confeccionadas por ferramentas de corte manual (osteótomos), como nas confeccionadas por materiais elétricos (serras oscilatórias e brocas).

A realização de janelas com formas mais suaves, que pretendam reduzir os efeitos de concentração, pode, na prática, não surtir o efeito esperado. As irregularidades e descontinuidades das estruturas trabeculares no contorno das janelas não permitem a homogeneização de tensões pretendida. Não se consegue um acabamento suficientemente regular que elimine os efeitos de concentração de tensões.

Um estudo teórico de concentração de tensões em furos com diferentes contornos, elíptico, quadrado com cantos arredondados, quadrado e triangular, variando inclusive as posições⁽⁹⁾. Demonstra uma variação do coeficiente de concentração de tensões (k) para furos em forma (contorno) de círculo (k=2,16), elipse (k=0,67), quadrado com lado paralelo ao eixo e cantos arredondados (k=1,67), quadrado com diagonal paralela ao eixo (k=0,33) e triangular (equilátero) com altura paralela ao eixo (k=5,68). Este estudo pressupõe o osso como um material poroelástico isotrópico (teoria de Biot) ou como elástico isotrópico⁽¹⁾. Chama a atenção no entanto que os resultados reais podem diferir dos obtidos em simulação matemática.

Contrariando as expectativas, não se comprovou diferença significativa da resistência óssea à torção em relação à forma de janela (Tabela 3).

	JANELAS QUADRADAS			JANELAS CIRCULARES		
	DJO	TM	RT	DJO	TM	RT
1	7,10	9,70	1,25	7,25	13,23	0,98
2	9,20	21,41	1,25	7,90	20,94	1,06
3	7,13	17,81	0,71	7,35	16,92	1,23
4	8,54	13,14	1,80	8,58	13,56	1,67
5	5,55	8,81	1,14	5,30	6,25	1,25
6	5,99	10,27	0,66	6,07	10,57	0,68
7	6,05	18,58	1,04	5,68	19,11	1,94
8	5,30	7,37	0,56	5,25	8,59	0,63
M	6,86	13,39	1,05	6,67	13,65	1,18
DP	1,41	5,23	0,41	1,26	5,12	0,45
EPM	0,50	1,85	0,15	0,45	1,81	0,16

Tabela 2 - Estatística descritiva dos parâmetros diâmetro ou diagonal da janela óssea (DJO) em mm, torque máximo (TM) em N.m e rigidez à torção (RT) em N.m/grau dos grupos janela quadrada e circular. M=média, DP=desvio-padrão, EPM=erro padrão da média.

Table 2 - Statistics of the hole diameter or diagonal (DJO) in mm, maximum torque (TM) in N.m and rigidity to torsion (RT) in N.m/degree of the square and circular hole groups.

M= mean, **DP=** standard deviation, **EPM=** mean standard error.

demonstrates a variation of the concentration of tensions coefficient (k) for holes with the shape of circle (k = 2.16), ellipse (k = 0.67), square with the side parallel to the axle and round corners (k = 1.67), square with the diagonal parallel to the axle (k = 0.33), and triangular (equilateral) with height parallel to the axle (k = 5.68). This study assumes the bone as an isotropic poroelastic (Biot theory) or as an isotropic elastic material⁽¹⁾. It is noteworthy that the actual results can differ from those obtained in the mathematical simulation.

A significant difference of bone resistance to torsion in relation to the hole shape was not observed (Table 3).

Another remarkable result was reported by Brooks et al.⁽¹⁾ who also did not find difference in resistance to torsion in femurs with 2.8 mm and 3.6 mm diameter holes.

These results appear to indicate that significant alterations of shape and dimension do not change the

resistance to torsion.

It is likely that the effects of concentration of tensions provoked by irregularities and discontinuities around the hole are the main responsible for reduction in resistance.

In practice, this means that while a technique is not developed to allow regularization of the hole shape making possible real homogenization of the tensions, it does not make sense to prolong surgery attempting to obtain smoother shapes.

Perhaps precaution in finishing the hole border results in reduction of concentration of tensions and, consequently, of the risk of pathological fractures.

Even though, whenever possible, one must try the superposition of the attenuation effect (shape and border finishing), avoiding holes with acute angles or with abrupt change of shape (irregular shapes) and, if possible, make the corner round not only internally but also externally.

The current mathematical models used in biomechanical simulations of bone structures which use models made of isotropic or isotropic poroelastic materials do not present satisfactory results, and are very different from the actual results⁽⁹⁾.

Outro resultado surpreendente foi o relatado em experimento, que também não comprovou diferença na resistência à torção em fêmures com furos de 2,8 mm e 3,6 mm de diâmetro, respectivamente⁽¹⁾.

Estes resultados parecem indicar que alterações significantes de forma e dimensão não alteram a resistência à torção.

É provável que os efeitos de concentração de tensões provocados pelas irregularidades e descontinuidades ao redor do contorno da janela sejam os principais responsáveis pela redução da resistência.

Na prática, significa dizer que, enquanto não se desenvolver uma técnica que permita a regularização do contorno da janela óssea que possibilite real homogeneização de tensões, não tem sentido aumentar-se o tempo cirúrgico na tentativa de se obterem formas mais suaves.

Talvez, o cuidado com o acabamento da borda da janela resulte na redução de concentração de tensões e, conseqüentemente, do risco de ocorrência de fraturas patológicas.

Mesmo assim, deve-se, sempre que possível, tentar a superposição do efeito de atenuação (forma e acabamento do reborço), evitando-se a elaboração de janelas com ângulos agudos e ou com mudança brusca de forma (formas irregulares), e se possível arredondando os cantos vivos, tanto internos, quanto externos.

Verifica-se, também, que os modelos matemáticos atuais utilizados em simulações biomecânicas de estruturas ósseas que utilizam modelos de materiais isotrópicos ou poroelásticos isotrópicos não apresentam resultados satisfatórios, diferindo em muito dos resultados reais⁽⁹⁾.

CONCLUSÃO

A forma das janelas quadradas ou circulares não afeta significativamente a resistência óssea à torção.

PARÂMETRO	JANELA ÓSSEA		TESTE	p
	Quadrada	Circular		
Diâmetro femoral diafisário (mm)	13,72 ± 2,83 (1,00)	13,36 ± 2,53 (0,90)	t pareado	0,34
Comprimento total do fêmur (cm)	17,83 ± 2,36 (0,83)	17,82 ± 2,34 (0,83)	t pareado	0,69
Rigidez à torção (Nm/grau)	1,05 ± 0,41 (0,15)	1,18 ± 0,45 (0,16)	Wilcoxon	0,74
Torque máximo (Nm)	13,39 ± 5,23 (1,85)	13,65 ± 5,12 (1,81)	Wilcoxon	0,74

Tabela 3 - Estatística descritiva, média ± desvio padrão (erro padrão da média), dos parâmetros biomecânicos dos fêmures de cães utilizados como corpos de prova à torção axial, segundo a forma da janela óssea, quadrada ou circular. Comparação pelo teste "t" pareado (amostras paramétricas) ou pela prova de Wilcoxon (amostras não paramétricas) (α=0,05).

Table 3 - Statistics, mean ± standard deviation (mean standard error) of the biomechanical parameters of dog femurs used as samples in the axial torsion test, according to the shape of the hole, square or circular. Comparison by the paired test "t" (parametric samples) or by the Wilcoxon test (non-parametric samples) (α = 0.05).

CONCLUSION

The square and circular shape of the holes does not significantly affect bone resistance to torsion.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Brooks, D.B., Burstein, A.H., Frankel, V.H. : The biomechanics of torsional fractures. J Bone Joint Surg. (Am) 52: 507-513, 1970.
- Burstein, A.H., Currey, J., Frankel, V.H., Heiple, K.G., Lunseth, P., Vessely, J.C. : The effect of screw holes. J Bone Joint Surg (Am) 54: 1143-1156, 1972.
- Fidler, M. : Incidence of fracture through metastases in long bones. Acta Orthop Scand 52: 623-627, 1981.
- Frankel, V.H., Burstein, A.H. : Biomecânica ortopédica. Mecânica aplicada al sistema locomotor, Barcelona, Editorial Jims, 1973. p. 198.
- Harkess, J.W., Ramsey, W.C., Harkess J.W. : Principles of fractures and dislocations in adults; in Rockwood Jr., C.A., Green, O.P., Bucholz, R.W.; Fractures in adults, Philadelphia, Lippincott-Raven, 1966, p. 03-19.
- Harrington, K.D. : News trends in the management of lower extremity metastases. Clin Orthop 169: 53-61, 1982.
- Hipp, J.A., Springfield, D.S., Hayes, W.C. : Predicting pathologic fracture risk in the management of metastatic bone defects. Clin Orthop 312: 120-134, 1995.
- Mears, D.C. : The tissues of the musculoskeletal system; in Materials and orthopaedic surgery, Baltimore, Williams & Wilkins, 1979, p. 762.
- Nowinski, J. : Effect of holes and perforations on the strength and stress distribution in bone elements, in Ghista, D.; Osteoarthromechanics, New York, Mc Graw Hill, 1982, p.46-91.
- Popov, E.: Introdução à mecânica dos sólidos, São Paulo, Edgard Blücher, 1978: p. 534.
- Pugh, J., Sherry, H.S., Futterman, B., Frankel, V.H. : Biomechanics of pathologic fractures. Clin Orthop 169: 109-114, 1982.