

ESTUDO COMPARATIVO DOS ESFORÇOS DE TORÇÃO EM TÍBIAS DE CÃES

por

VOLPON, J.B.¹; SHIMANO, A.C.²; MORO, C.A.²; PAULIN, J.B.P.²

RESUMO – Foram realizados dois tipos de ensaios de torção em tíbias de cães. Num primeiro grupo 05 pares de tíbias foram submetidos a esforços de torção em rotação externa até a fratura. Foi registrada a curva de deformação, não se encontrando diferenças significativas entre as tíbias direitas e esquerdas de um mesmo animal. Em um segundo grupo, para cada par de tíbias, a direita foi submetida à rotação interna e a esquerda à rotação externa até que houvesse fratura. As tíbias resistiram mais à rotação interna que à rotação externa.

INTRODUÇÃO

Os ossos longos dos animais geralmente são sujeitos a combinação de esforços de tração, compressão, flexão e torção. Quando a relação da tensão e deformação a que o osso está submetido em ponto particular for superior a que o tecido pode tolerar, resultará fratura. Hayes (1980) verificou que a natureza e grandeza das deformações no osso dependem do tipo e magnitude da carga aplicada, da geometria estrutural do osso, da geometria da secção transversal e das propriedades do tecido ósseo. A maioria das fraturas em osso cortical é causada pela combinação de esforços com predomínio de um deles. Na torção, as forças de cisalhamento resultam em força de tração e as de compressão agem com ângulo de 45 graus com o plano de cisalhamento e, uma fratura espiralada ocorre em 45 graus com o eixo do osso, Paavolainen (1978). Neste trabalho foi realizado o ensaio do modelo ósseo submetido a esforços de torção pura com o objetivo de se estudar as curvas de deformação, os limites de resistência, comparando-se o lado direito e esquerdo, bem como a influência do sentido da rotação.

Considerações teóricas do ensaio mecânico de torção

O ensaio mecânico de torção geralmente é utilizado para se determinar a tensão de cisalhamento máxima e o módulo de elasticidade transversal. Os corpos de provas utilizados geralmente são de secções tubulares.

¹-Departamento de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP.

²-Laboratório de Bioengenharia, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP.

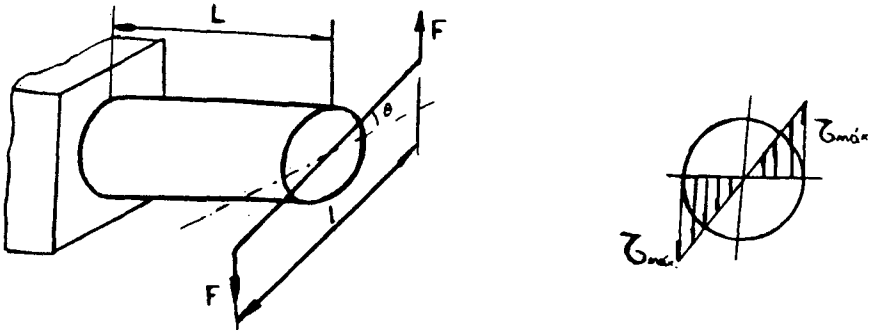


Figura 1: Aplicação de torção pura e a distribuição das tensões de cisalhamento em um corpo de prova.

Quando um esforço de torção pura é aplicado em um corpo de prova sem tensões residuais, a tensão de cisalhamento é zero no centro do corpo de prova e aumenta linearmente com o raio, sendo máxima na superfície do mesmo. Esta distribuição de tensões é verdadeira durante a fase elástica, (Souza, 1974; Chiaverini, 1986).

Tensão de cisalhamento – O momento torçor (M_t) é resistido pelas tensões de cisalhamento. Deste modo:

$$M_t = \frac{\tau}{r} \int_0^R r^2 \cdot d_s$$

$$\text{como: } \int_0^R r^2 \cdot d_s = J_p$$

$$\text{Então: } M_t = \frac{\tau \cdot J_p}{r}$$

$$\text{Temos que: } \tau = \frac{M_t \cdot r}{J_p} \quad (I)$$

- τ = Tensão de cisalhamento
- r = distância radial medida a partir do centro do cdp
- S = Secção transversal do cdp
- R = raio da secção circular
- J_p = momento polar de inércia

Para corpos de provas com formas tubulares de diâmetro D1 e D2 (diâmetro interno e externo do tubo) temos que o momento de inércia é:

$$J_p = \frac{\Pi (D_1 - D_2)^4}{3}$$

Então:

$$\tau_{\max} = \frac{16 \cdot M_t}{\Pi (D_1 - D_2)^3}$$

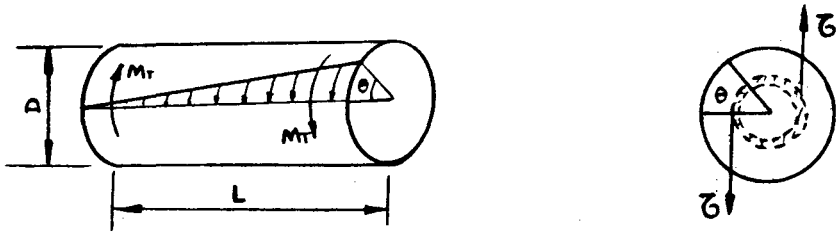


Figura 2: Corpo de prova circular submetido à torção pura

Deformação na torção -- É calculada pelo ângulo de torção, Θ em radianos ou α em graus. A deformação é provocada pelo cisalhamento designado por γ . Se o comprimento útil do cdp for L, γ será dado por:

$$\gamma = \text{tg } \alpha = \frac{r \cdot \Theta}{L} \quad (\text{II})$$

d (I) e (II), temos:

$$\Theta = \frac{M_t \cdot L}{G \cdot J_p}$$

Módulo de elasticidade transversal (G) -- Se o material obedecer à lei de Hooke temos que:

$$G = \frac{\tau}{\gamma}$$

A relação entre módulo de elasticidade (E) e (G)

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

ν = coeficiente de Poisson

Característica dos tipos de fraturas

Os materiais dúcteis rompem por cisalhamento num dos planos de máxima tensão, onde o plano de fratura é geralmente perpendicular ao eixo longitudinal. Os materiais frágeis rompem ao longo de um plano perpendicular à direção da máxima tensão de tração, resultando uma fratura helicoidal, produzindo um ângulo de 45° com as direções longitudinal e transversal (Chiaverini, 1986; Souza, 1974).

MATERIAL E MÉTODO

Foram retiradas 20 tíbias (10 pares) de cães adultos, mestiços com peso corporal de 16 a 20 Kg, sacrificados após o uso para treinamento de técnica cirúrgica no Laboratório de Cirurgia Experimental do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP. Após a desarticulação no joelho e tornozelo, foram removidas todas as partes moles, inclusive o perióstio, bem como retirada a fíbula. As tíbias foram conservadas para o uso, aos pares, em -10° Celsius até meia hora antes do ensaio. O teste ocorreu em média, 10 dias após o sacrifício.

Esses ossos foram submetidos a esforços de torção em máquina universal de ensaio do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP. Em um grupo (05 pares de tíbias) foi aplicada a torção externa em ambas as tíbias até que houvesse ruptura. Em outro grupo foi aplicada torção externa na tíbia esquerda e torção interna na tíbia direita, até a fratura dos ossos. Em ambos grupos a velocidade de aplicação da carga foi de 2,4 graus/min, utilizando-se célula de carga de 20 kN.

O ensaio de torção foi realizado por meio de um sistema especial constituído de dois dispositivos de acoplamento, sendo um móvel, com rolamento para evitar o atrito. Neste acoplamento há um braço para a aplicação de carga e outro fixo, utilizando parafusos para

fixação do modelo a ser ensaiado. Os dois dispositivos de acoplamento são fixados em uma base metálica com possibilidade de regulagem para vários comprimentos de ossos. O sistema pode ser utilizado para ensaiar ossos longos de animais de pequeno e grande porte, trocando somente os acessórios especiais de acoplamento para os tamanhos variados de ossos.

Os momentos torçores foram obtidos multiplicando-se a força aplicada, registrada na ponte de extensometria, por um braço de alavanca com comprimento de 5 cm. As bases de apoio dos modelos foram confeccionadas com a massa plástica automotiva, material de fácil manuseio e baixo custo, com tempo de endurecimento e resistência mecânica satisfatórios.

Para segurança nos ensaios, após confeccionadas as bases de apoio nos modelos, estes foram levados à geladeira e conservados pelo menos por 12 horas para assegurar que a massa plástica automotiva ficasse com resistência suficientemente grande para resistir aos esforços e para que o osso não deteriorasse.

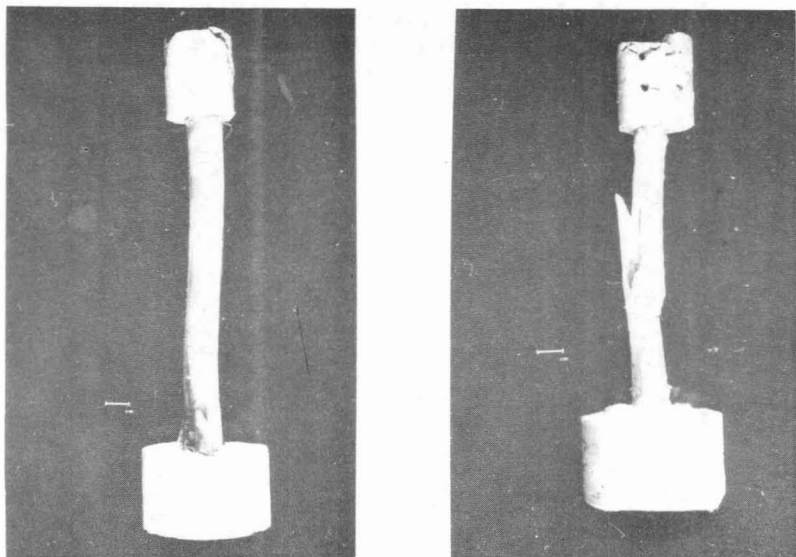


Figura 03. Modelos ósseos com as bases de apoio confeccionadas, antes e após aplicação da torção e fratura.

Os resultados foram obtidos no registrador XY, onde a ordenada (Y) representa a carga aplicada obtida pela célula de carga multiplicada pelo comprimento do braço de alavanca que é o momento torçor exercido no modelo ósseo. A abscissa (X) representa a deformação angular sofrida, obtida por um potenciômetro linear e um amplificador de medida dos ângulos, acoplados no sistema de torção. Em todos ensaios realizados foi aplicada uma pré-carga para acomodação do modelo ósseo, acessórios e máquina de ensaio.

RESULTADOS

Todas as tíbias fraturaram segundo o mesmo padrão caracterizado por uma fratura espiralada longa na região diafisária, às vezes com cominuição (figura 3), não havendo diferenças entre os lados direito e esquerdo. A figura 4 representa a curva de um espécime típico deste grupo.

Com relação ao sentido de rotação verificou-se que os ossos resistiram mais à rotação interna que à rotação externa (figura 5).

ENSAIO DE TORÇÃO EM TÍBIA DE CÃES

ESTUDO COMPARATIVO ENTRE: TÍBIA DIREITA E ESQUERDA
ANIMAL 4

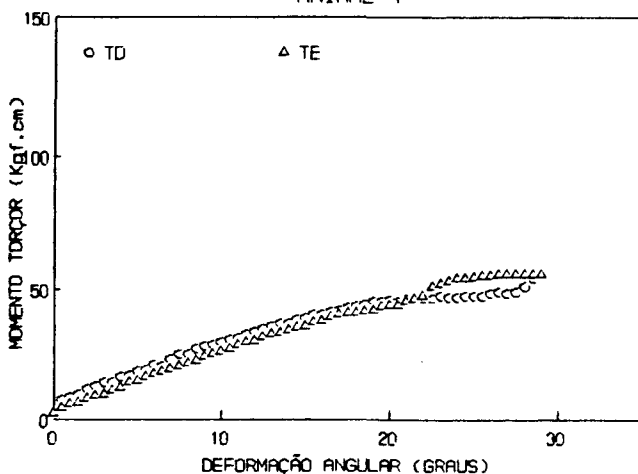


Figura 04. Gráfico comparativo (Momento torçor X deformação angular) entre as tíbias direita e esquerda.

ENSAIO DE TORÇÃO EM TÍBIAS DE CÃES

ESTUDO COMPARATIVO ENTRE: ROTAÇÃO INTERNA E EXTERNA
ANIMAL 8

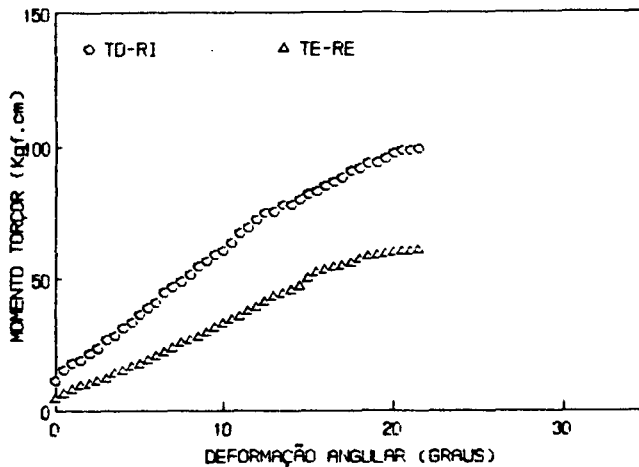


Figura 05. Gráfico comparativo (momento torçor X deformação angular) entre a rotação interna e externa em tibiás de cães.

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

A variabilidade biológica, referida em inúmeros trabalhos experimentais, pode ser reduzida pela normatização dos procedimentos do laboratório. O desígnio de um objeto controle e experimental é geralmente aleatório em estudos intra-animais, mas estes grupos podem algumas vezes apresentar desvios sistemáticos.

Em geral, os ossos têm formas muito variadas, não são homogêneos, o que torna difícil a uniformização e padronização dos modelos ósseos para realização de testes mecânicos em máquina universal de ensaio. A realização destes testes requer um paralelismo nas bordas do modelo ósseo. Portanto, há necessidade de outro material para moldagem dessas bordas do modelo que funcionará como apoio. Este material deve ter endurecimento rápido, ser de fácil manuseio e que tenha principalmente uma resistência superior ou equivalente ao do osso fresco a ser ensaiado. A massa plástica automotiva que utilizamos satisfaz estes quesitos sendo, ainda, de baixo custo e fácil manuseio.

O ensaio aqui realizado, devido a velocidade de aplicação de carga é considerado ensaio estático, pois a carga é aplicada num tempo relativamente curto, mas suficientemente lenta, de tal maneira que é considerada desprezível.

Os achados no primeiro ensaio, onde foram comparadas as deformações das tibiás

direita e esquerda de um mesmo animal à torção, mostraram que não há diferenças significativas entre os dois lados. Isto está de acordo com a lógica e coincide com os resultados obtidos por Jonsson & Stromberg (1984).

Quando os ossos foram submetidos a rotações em sentidos diferentes verificamos que as tíbias resistiram mais à rotação interna, com rigidez aproximadamente 24% superior ao esforço em rotação externa. Estes achados se contrapõem aos obtidos por Netz e cols.(1978) que não encontraram diferenças quanto o sentido de aplicação de forças. Cremos que a interpretação destes dados demandem estudos mais aprofundados, inclusive com análise estrutural das tíbias, além do escopo deste trabalho que deverá ser mais detalhado no futuro.

Este experimento é ferramenta para projetos científicos a serem desenvolvidos no Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP, tais como: desenvolvimento de novos implantes, testes de técnicas cirúrgicas, método de tratamento clínico e fisioterapêutico.

REFERÊNCIAS

- CHIAVERINI, V.,(1986), "Tecnologia Mecânica". 2ª ed. São Paulo, Mcgraw-Hill do Brasil, vl.
- HAYES, W.C.,(1980), "Basic Biomechanic of Compression Plates Fixation". In: UHTHOFF, H.K. & STALL, E., ed. "Current Concepts of Internal Fixation of Fractures". Berlin, New York. Springer-Verlag, p.49-62.
- JONSSON, U. & STROMBERG, L.(1978), "Uniformity in Mechanics of Long Bones at Torque". Acta Orthop. Scand., 49:430- 434.
- NETZ, P.: ERKSSON, K. & STROMBERG, L.(1978), "Torsional Strength and Geometry of Diaphyseal Bone". Acta Orthop. Scand. 49:430-434,.
- PAAVOLAINEN, P., (1978), "Studies on Mechanical Strength of Bone". Acta Orthop. Scand.,49:497-505,.
- SOUZA, S.A.(1974), Ensaios Mecânicos de Materiais Metálicos. 3ª ed. Edgard Blucher Ltda.p.111-129.

COMPARATIVE STUDY OF THE TORQUE IN CANINE TIBIAE.

ABSTRACT -- Canine tibiae were tested in a torsion machine and the deformation of the diaphyseal bone under torque was studied until the failure occurred. In the first group five pairs of tibiae were submitted to a twisting in external rotation and no differences were found between the right and the left tibiae of the same animal. In another series the right tibia was twisted in internal rotation and the left tibia in external rotation. The bones were weaker under external rotation.

FIBRAS ÓPTICAS: RECUPERAÇÃO DAS PONTAS DE QUARTZO.

por

A.A. Andrade¹, M.C. Chavantes¹, A.A. Leiner², A.D. Jatene³

RESUMO – Atualmente utilizamos na Central Médica de Laser do Instituto do Coração as fibras ópticas recuperadas que geram grande economia pois dispensa a importação e encurta o prazo de reposição do material. Após o uso contínuo das pontas de fibras ópticas de quartzto originais, que são confeccionados com material de extrema precisão, as mesmas iniciam um processo de desgaste, porque durante a manipulação das fibras no emprego do laser vai ocorrer um acúmulo excessivo de secreção e sangue sobre a ponta da fibra, e com isso, ocasiona a deformação do foco e por conseguinte alteração e imperfeição da ponta. A nova técnica desenvolvida na Divisão de Bioengenharia - InCor, permite a reutilização das fibras ópticas após o polimento das mesmas, com dispositivos especiais adaptados a uma politriz comercial.

INTRODUÇÃO

A contínua evolução tecnológica favorece o desenvolvimento de novas técnicas em Medicina, cria condições excepcionais, que propiciam a intensa participação de Instituições na pesquisa e no desenvolvimento de alta tecnologia na área de bioengenharia (Goldman,1989).

A constante aplicação do Laser em cirurgia torna importante a pesquisa de uma técnica própria para recuperar a fibra óptica do aparelho de Laser.

Neste trabalho temos a intenção de apresentar uma nova técnica que tem como objetivo a recuperação das pontas de fibras ópticas importadas o que dará como resultado, um custo menor em prazo também reduzido, já que isto substituirá as importações.

As fibras ópticas revolucionaram através da imagem, o diagnóstico e terapia na

¹-Divisão Cirúrgica - Central de Laser, InCor HCFMUSP

²-Divisão de Bioengenharia, InCor HCFMUSP

³-Diretor Científico, InCor HCFMUSP

Correspondência: Dra. Maria Cristina Chavantes - InCor HCFMUSP,
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - CEP.: 05403 - São Paulo.

medicina, pois estas fibras flexíveis ultra finas são capazes de penetrar dentro dos diversos órgãos do corpo humano. Por inserção das fibras ópticas por meio endoscópicas nas vias aéreas e digestivas ou através de pequenas incisões, estas são capazes de alcançar basicamente todas as regiões do corpo, permitindo aos médicos terem acesso a área antes difíceis, por métodos convencionais. É possível atualmente desobstruir endoscopicamente traquéias, esofagos e até mesmo vasos periféricos, coronarianos e cerebrais. Tais procedimentos são menos invasivos, mais seguros e mais eficazes.

Partindo desse fato, pesquisamos intensamente o desenvolvimento de uma técnica de recuperação que fosse simples, prática e econômica.

MATERIAIS E MÉTODOS

No mercado nacional encontramos uma politriz Mod. APL-4 fabricada pela empresa AROTEC S.A.

Este aparelho apresenta as seguintes características:

- . quatro velocidades de ensaio: 125, 250, 300 e 600 RPM.
- . dimensões:
 - largura = 360 mm
 - profundidade = 565 mm
 - altura = 304 mm
- . peso: 30 Kg
- . motor: 1/4 CV ou 184 W - 800/1700 RPM.
- . alimentação: 220V - trifásico - 60 Hertz.

O referido aparelho apresenta um motor de elevada potência, conferindo alto torque e grande versatilidade. Como acessório encontramos as lixas especiais com as seguintes características: abrasivo composto de Carbureto de Silício (SiC), e Óxido de Alumínio (Al₂O₃).

Um controle de qualidade rígido monitoriza a seleção do tamanho dos grãos dos abrasivos o que propicia uma perfeita remoção do material a ser polido sem produzir deformações da fibra.

Adaptação ao equipamento

Para evitar um super aquecimento da ponta da fibra do Laser junto ao prato giratório da politriz, foi desenvolvido um dispositivo com a finalidade de resfriá-la, diminuindo, assim, o atrito que impede a fratura da fibra.

O dispositivo é constituído de um sistema de irrigação contínua (10 ml/min) com

água destilada pH 7.

Desenvolvemos outro dispositivo em forma de "braço articulado" com a finalidade de agir como suporte e regulador da fibra, enquanto ocorre o polimento. Este dispositivo foi projetado em aço inoxidável temperado fixado à politriz, conforme a fig.1. Na extremidade, um sistema de molas regula o deslocamento da ponta da fibra.



Figura 1 - Adaptação de dispositivos ao sistema de polimento por atrito

A importância deste sistema de braço articulado reside em impedir que a ponta da fibra se desloque irregularmente pela superfície do prato giratório.

O braço move-se horizontal e verticalmente, permitindo que a ponta de quartzo se posicione perpendicularmente ao prato, o que possibilita uma máxima precisão no polimento.

A precisão dos dispositivos adaptados à politriz é fundamental para o sucesso do polimento eletro-mecânico com resfriamento.

Técnica Utilizada no Polimento

O processo de polimento tem por objetivo principal obter uma superfície lisa e plana, isenta de deformações, através da aplicação de abrasivos especiais (Al_2O_3 e SiC).

Durante o polimento, o emprego de água destilada evita possíveis incrustações do abrasivo sobre a fibra, e impede um aquecimento excessivo, que poderá vir a ocasionar deformação estrutural na ponta do quartzo.

Para melhorar o grau de polimento, sobretudo o acabamento, foram utilizados tecidos especiais sintéticos, costado e pastas de diamante (variando entre $15\mu m$ e $1\mu m$). Quanto mais macio for o tecido, melhor será o grau de acabamento obtido.

O tecido empregado no polimento deve ter alta resistência e durabilidade, pois os abrasivos, tais como, o pó de diamante e o óxido de alumínio (Al_2O_3), danificam o tecido.

A nova técnica foi baseada no princípio de que resfriando-se a ponta da fibra óptica, a temperatura do atrito em contacto com a superfície diminui, durante o processo de polimento.

Num determinado tempo poderá deformar-se devido ao super aquecimento sobre a ponta de quartzo, ocasionando possível fratura, desta forma é necessário o resfriamento já citado acima.

O método descrito foi o que demonstrou melhor eficácia em relação ao método de polimento convencional, por ser realizado manualmente que implica em perda de tempo e custo a instituição. O método de polimento eletro-mecânico com resfriamento apresenta melhor eficácia em relação ao método artesanal de polimento.

CONCLUSÃO

A utilização dos diversos Lasers no sistema cardiovascular encontra-se em fase embrionária, contudo sua aplicação tem adquirido grande importância nos últimos anos (Chavantes,1990).

A aplicação da técnica de "não contacto" é a forma mais habitual de seu emprego em medicina, na qual, a ponta da fibra de quartzo tem que estar cerca de 0,5 à 1 cm de distância do tecido alvo (Eugene,1986). Por intermédio da técnica de "contacto", fibras ópticas foram modificadas com a finalidade de levar a energia do Laser através de pontas metálicas ou pontas de safiras até o alvo, contudo este método é extremamente dispendioso aos serviços hospitalares em nosso meio.

Frequentes procedimentos cirúrgicos de "não contacto" ocasionam danos à fibra óptica, devido à aposição de "debris" sobre a ponta, e requerem a sua recuperação imediata para posteriores intervenções cirúrgicas semelhantes.

A possibilidade de recuperar as pontas de quartzo de fibras ópticas tornou-se uma rotina em nosso serviço. A técnica desenvolvida corresponde plenamente às nossas necessidades, dispensando, dessa forma, a importação que implicaria em demora e despesa desnecessária. Os dispositivos adaptados ao sistema de polimento foi desenvolvido na Divisão de Bioengenharia - InCor.

AGRADECIMENTOS

À empresa AROTEC S.A. pela ajuda na escolha da politriz.

REFERÊNCIAS

- CHAVANTES, M.C., JATENE, A.D. (1990), " Aplicação do Laser na Área Cardiovascular ", Arquivo Brasileiro da Cardiologia, 54/1, páginas 63-68.
- EUGENE, J., PALLOCK, M.E., McCOLGAN, S.J., HAMMER-WILSON, M.,BERNS, M.W. (1986), "Fiber Optic Laser Delivery for Endarterectomy of Experimental Atheromas", SPIE Number 605, pages 29-31.
- GOLDMAN, L. (1989), " Should be a formal Mechanical-Optic-Electronic Biomedical-Engineering Program ?", Lasers in Surgery and Medicine, Volume 9,pages 437-439.

OPTIC FIBERS: TIP QUARTZ RECOVER

ABSTRACT -- At present time we are applying a new technology, in order to recover Laser optic at Laser InCor Laser Center. Concerning to this, it has been assured the fiber recover in a short time period, avoiding importation process, and its effective cost. We have developed at Bioengineering Division-InCor a new technique for restoring fiber optic tip of medical laser equipment. It was applied especial device that fits to the comercial politriz, and it has been performed several test, which ensured the technical efficacy of this method.