

DESENVOLVIMENTO DE UM FIXADOR EXTERNO DE FLEXIBILIDADE VARIÁVELC. A. Moro¹, C. A. J. Paccola², J. B. P. Paulin³

RESUMO-- O fixador externo é utilizado na imobilização de fraturas, principalmente as expostas com lesões de partes moles. A rigidez da fixação quase nunca é absoluta. Isto se traduz na formação de calo ósseo devido à presença de movimento ao nível do foco de fratura, porém, insuficiente para que ocorra a consolidação, levando frequentemente à pseudartrose ou retardo de consolidação. Pretende-se desenvolver um fixador externo que permita variação em sua flexibilidade, visando promover movimento no foco de fratura com o intuito de estimular a formação do calo ósseo e que seja ainda: compacto, leve, de fácil aplicação e principalmente, tenha um custo reduzido.

INTRODUÇÃO

O uso do fixador externo (f.e.) na imobilização de fraturas é método amplamente difundido na prática médica. Sua aplicação é de especial valia no tratamento das fraturas expostas com graves lesões de partes moles e pseudartroses infectadas (Muller et al. (1979). Seu uso se tornou mais popular após as modificações no sistema de Hoffmann, feitas por Vidal e seu grupo (1976).

Diversos autores têm se preocupado em desenvolver e aprimorar o f.e. com o intuito de simplificar sua instalação, bem como melhorar sua eficiência. Pavan propôs um modelo monofilar com junta universal de engrenagem, para facilitar a redução da fratura. Di Bastiani (1984, 1986) desenvolveu um modelo confeccionado em duralumínio contendo uma junta universal de esfera. Este modelo possui em seu terço médio um dispositivo que permite a liberação para a carga no foco da fratura trinta dias após implantação obtendo resultados excelentes. Rossi utilizou um perfil em U com o intuito de reduzir o custo do f.e. Inoue, et al (1977), Edge et ali (1881), Allerton et ali (1981) utilizaram uma haste metálica fixada aos pinos por metilmetacrilato, na imobilização de fraturas de tíbia. A introdução em nosso meio das técnicas de Ilizarov e Cambras, promoveu grande avanço à cirurgia traumatológica, pois são fixadores circulares, que promovem maior estabilidade às fraturas, permitindo ao cirurgião maior versatilidade, pois podem efetuar compressão, alongamento, rotação, transportação ou, ainda, uma combinação destes efeitos.

É muito vasta a literatura a cerca do assunto. Cada autor procura enfatizar uma característica. Rossi se preocupou com a redução do custo; Pavan, com a facilidade na redução da fratura; Di Bastiani introduziu um dispositivo de liberação para carga com intuito de estimular a formação do calo ósseo. Podemos ainda citar o "AO-External Fixator" (Synthes) que é confeccionado em fibra de carbono, tendo como principais características a rádio-lucência e o baixo peso. Enfim, temos inúmeras técnicas e tipos diferentes cada um com sua peculiaridade própria que atende às necessidades básicas de redução e fixação da fratura.

1. Pós-Graduando da Área de Bioengenharia-Interunidades EESC/FMRP-USP.
2. Professor Associado do Departamento de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia da FMRP/USP.
3. Professor Assistente Doutor Responsável pelo Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP.

O PROBLEMA

A rigidez da fixação promovida pelo f.e. quase nunca é absoluta devido ao comprimento dos pinos de fixação que promovem a ligação entre o osso e o fixador. Esta distância é definida pela presença de tecido mole e o espaço necessário à limpeza. Isto se traduz no fato de a quase totalidade das fraturas tratadas com f.e. apresentarem calo ósseo (Paccola e col., 1985). Quando se compara fraturas consolidadas com o uso de f.e. com fraturas consolidadas após tratamento conservador (gesso por exemplo), nota-se que, no primeiro caso, a presença de calo é escassa. Como a cicatrização óssea na presença de movimento, ainda que escasso, depende fundamentalmente do calo ósseo, seria interessante que este se desenvolvesse em boa quantidade. A formação do calo ósseo em uma fratura está em relação direta com a presença de movimento existente no foco da fratura (Schenk, 1978). Quando se usa o f.e. especialmente em montagens que dão maior estabilidade, nota-se a escassez de formação do calo ósseo (Paccola, 1985). Questiona-se atualmente a necessidade da formação do calo ósseo, (Congresso Hoffman, 79), surgindo daí a idéia de se estudar a cicatrização óssea na vigência de fixação externa "rígida" e "não rígida".

A PROPOSTA

Desenvolvimento de um fixador externo de flexibilidade variável.

Diante de tais observações, temos como objetivo principal, desenvolver um f.e. que permita um certo grau de mobilidade controlada ao nível do foco da fratura para promover estímulo mecânico à formação do calo ósseo, com o intuito de diminuir o tempo de consolidação e aumentar a resistência mecânica da mesma. A figura 1, mostra um esquema do princípio de funcionamento e da rigidez.

Desenvolvimento de um fixador externo de custo reduzido. Ao iniciarmos este trabalho achamos viável o desenvolvimento de um f.e. que promova fundamentalmente a redução e imobilização da fratura, e que seja mais compacto, melhorando o efeito cosmético, mais leve com isso facilitando a marcha, e que tenha fundamentalmente seu custo reduzido, visando adequar à nossa realidade econômica. A figura 2 mostra detalhes do f.e.

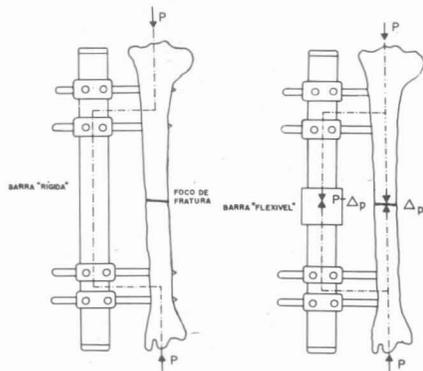
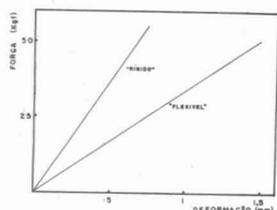


Fig.1 - Esquema do princípio de funcionamento.



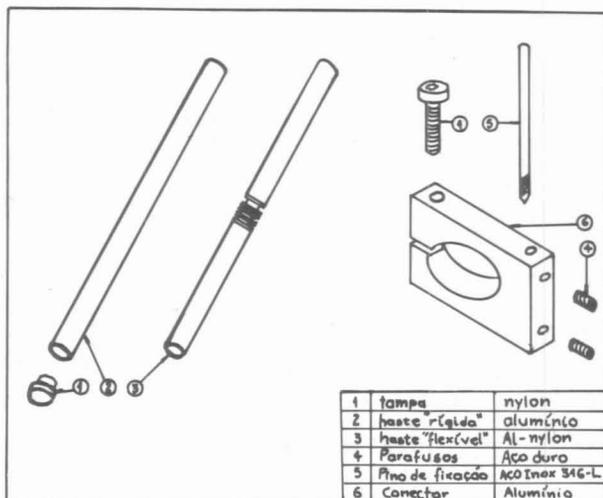


Fig. 2 - Detalhes do fixador externo

METODOLOGIA

Confeção do fixador externo. Após uma pesquisa dos materiais disponíveis no mercado, optamos pela utilização da liga de alumínio Alcoa 6063, para a confecção da haste e conexões. Os pinos de fixação foram confeccionados em aço inox 316L. Para promover maior flexibilidade ao sistema, optou-se pela interposição de uma mola no terço médio da haste. A mola foi confeccionada em nylon techinyl. Os fixadores foram confeccionados na Oficina Mecânica e de Precisão da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e testados no Laboratório de Bioengenharia, em uma máquina universal de testes de confecção própria (*). Foi confeccionado, para efeito de controle, um modelo "rígido" igual ao flexível, porém sem a interposição da mola. Estipulamos que um modelo seria 2,5 vezes mais rígido que o outro, pois a literatura não indica parâmetros referenciais.

Animal de Experimentação. Utilizou-se ovelhas da raça Deslanada, adultas, com peso médio de 35Kg. Os animais foram deselmintificados e passaram por uma revisão nos casos, para assegurar que não teriam problemas de marcha. O osso utilizado foi a tíbia, por se tratar de um osso longo.

Cirurgia. Os animais foram mantidos em jejum por 24 horas, por se tratarem de ruminantes. Foram anestesiados com Tionembutal, injeção endovenosa com 25mg/Kg. Foi realizada a antisepsia de acordo com técnicas correntes. A cirurgia foi bilateral, tendo sido implantado em um lado o modelo "rígido" e no outro o modelo "não rígido". Ao término da cirurgia foram radiografadas para controle. Cerca de 4 horas após, os animais já se mantinham de pé, sendo transferidos para o Biotério Central, onde permaneceram em local

(*) Máquina projetada no Laboratório de Bioengenharia: carga máxima 1000Kgf, velocidade mínima = 1mm/min.

apropriado. Tomou-se o cuidado de se ministrarem analgésico durante os 3 primeiros dias de pós-operatório. Foi realizado curativo a cada dois dias durante a primeira semana. Os animais foram radiografados em intervalos de 15 dias, até a data do sacrifício, 8 semanas mais tarde.

RESULTADOS PRELIMINARES

Grupo Experimental. A análise radiológica dos primeiros animais operados indicam um ligeiro aumento na quantidade de calo ósseo formado, porém este incremento ainda não foi quantificado, pois o número de animais operados ainda é pequeno. Esta quantificação será realizada através da planimetria das radiografias para posterior análise estatística. A figura 3 mostra a radiografia do animal no pós-operatório e na data do sacrifício 8 semanas após. Os ossos dos animais são retirados na hora do sacrifício e mantidos a uma temperatura de -70°C para análise da resistência mecânica da consolidação obtida, ao término do experimento.

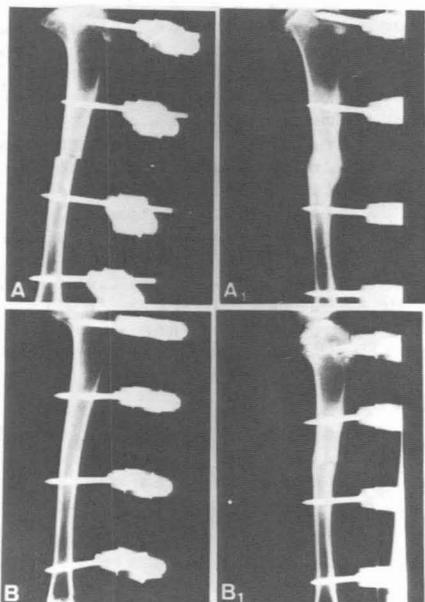


Fig.3 - Radiografia de tíbias de ovelhas.

A-A1: modelo "flexível".

B-B1: modelo "rígido".

Utilização em pacientes. O modelo simplificado e de custo reduzido proposto, está sendo utilizado junto ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, para a imobilização de fraturas simples, apresentando inicialmente resultados satisfatórios, porém, como a casuística ainda é pequena, ficará para relatos posteriores.

DISCUSSÃO

Tentar interferir nos mecanismos biológicos, para conhecer as leis que os regem, visando a solução de problemas inerentes, tem sido há séculos objeto de pesquisa na área médica. Em nosso caso a preocupação é com a biomecânica do aparelho locomotor, principalmente o osso. É importante recordarmos que os mecanismos de reparação óssea são dois: 1 - Cicatrização por primeira intenção, onde não ocorre a formação de calo ósseo. Este mecanismo se processa na ausência total de movimento; 2 - Cicatrização por segunda intenção, onde ocorre a formação de calo ósseo. Este mecanismo se processa quando há movimento no foco da fratura, sendo facilmente observado na natureza, pois os animais que sofrem fraturas se curam sem interferência externa.

Em 1957 Fukada e Yasuda descobriram que o osso é um material piezoelétrico, fenômeno provavelmente relacionado à anisotropia do osso e às fibras de colágeno, tendo aberto um importante campo de pesquisa. Kuntcher e col. têm postulado que a formação de calo ósseo é processada através de estímulo elétrico mecânico-térmico e químico. Xavier e Duarte (1984) utilizaram o estímulo mecânico através de ondas de ultrassom, na formação de calo ósseo no tratamento de pseudartroses ou retardos de consolidação. Jiun-Jer (1984) utilizou estímulo mecânico através da aplicação de uma carga cíclica, durante um período diário. Não pretendemos fazer uma análise crítica destes métodos mas, sim, destacarmos a importância destes trabalhos e colocarmos que até o momento, não há consenso a respeito do assunto. Pretendíamos inicialmente determinar qual a flexibilidade ideal no tratamento das fraturas porém, através dos dados retirados da literatura, notamos que teríamos que fazer uma varredura muito grande nas variáveis, fato este limitado pela nossa realidade econômica e o fator tempo. Pois se trata de um experimento dispendioso. Diante disso, optamos por estudar a consolidação de fraturas na vigência de fixação externa "rígida" e "não rígida" com uma diferença de rigidez da ordem de 2,5 vezes, deixando em aberto para uma futura investigação mais profunda.

Os resultados preliminares, através da análise radiológica indicam que o modelo "não rígido" apresentou calo mais exuberante do que o modelo "rígido", mostrado na figura 3. A presença de calo no modelo "rígido" se deve ao fato desta rigidez não ser absoluta, principalmente devido à presença dos pinos de fixação e limitações do próprio material.

Quanto à simplificação e redução do custo deste trabalho de fixação externa achamos interessante que se caminhe nesta direção para que a técnica possa competir com a utilização de implantes internos, onde a cirurgia é mais dispendiosa e o risco de infecção é mais acentuado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALLERTON, K. E. G.; MILES, A.E. "External fixation of tibial fractures of Groote Schuur Hospital, Cape Town", South African Medical Journal, 26:496-501, September 1981.
- ARON, J.D.; FLORICA, H. "Using methymethacrylate make external fixation splints". J.Bone Joint Surg., 58-A, 1:151, 1976.
- BIANCHI-MAIOCCHI, A. "ntroduzione alla conoscenza delle meto diche di Ilizarov in Ortopedia e Traumatologia. Milano, Med. Surgical Video, 1983.
- DI BASTIANI, G.; ALDEGHERI, R.; BRIVIO, L.R. "The fractures with a dinamic axial fixator". J.Bone & Joint Surg., 66-B, 4: 538-545, 1984.
- DI BASTIANI, G.; ALDEGHERI, R.; BRIVIO, L.R. "Dynamic axial fixator". International Orthopaedics (SICOT), 1986, 10: 95-99.
- EDGE, A. V.; DENHAM, R. A. "External fixation for complicated tibial fractures". J. Bone & Joint Surg., 63-B, 1:92-97, 1981.
- FUKADA, E.; YASUDA, I. "On piezoelectric effect of bone". Journal of the Physical Society of Japan, 01, N^os. 12 e 10, 1158-1162, 1957.
- GOODSHIP, A. E.; KENWRIGHT, J. "The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures". J. Bone Joint Surg., 67-B, 4: 650-655, 1985.
- INOUE, S.; TOSHINO, D.; RYO, I.; MASANARI, I. & IWAQ, Y. "The electrical induction of callus formation and external skeletal fixation using methylmetocrylate for delayed union of open tibial fracture with segmental loss". Clinical Orthopaedics & Related Research, n^o 124: 92-96, 1977.
- JIUNN-JER, W., SHYR, H. S.; CHAO, E. Y. S. & KELLY, P. "Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics". J.Bone & Joint Surg., 66-A, 8: 1257-1264, 1984.
- KUNTSCHER, citado por Yasuda et col. "Dynamic callus and electric callus". J. Bone & Joint Surg., 37-A:1292-1293 1955.
- MULLER, M. E.; ALLGOWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. "Manual of Internal Fixation", 2nd. ed., Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1979.
- PACCOLA, C. A. J.; BELLEGARD, L. M.; ALMEIDA, I. L. "O uso do fixador externo em clínica ortopédica. Rev.Brasil.Ortop., 20:41-47, 1958.
- PAVAN, A. "Ortosíntese Indústria e Comércio Ltda. Catálogo do fabricante, pg. D1 a D4.
- ROSSI, J. D. M. B. ; LEIVAS, T. P.; CORSATO, M. A.; PEDRINELLI, A. "Estudo comparativo de fixadores externos IOT (LIM-41) com perfis de duralumínio e aço inoxidável". Rev.Bras.Ortop.,

23, 7: 192-196, 1988.

SCHENK, P. K. "Histology of fracture repair and non-union. Bo-
letim AO, Outubro, 1978.

VIDAL, V.; BUSCAYRET, C.; GOMES, H.; PARAN, M.; ALBERT. "Trai-
tement des fractures ouvertes de jamabe par le fixateur ex-
terne en double cadre". Rev.Chir. Orthop., 1976, 62, 4:433-
448.

XAVIER, C. A. M.; DUARTE, L. R.; PAULIN, J. B. P. "The treat-
ment of nonunion by ultrasonic stimulation. Resumo in Abs-
tract of Papers, 16th Congress, SICOT, pag. 50, 1984.

DEVELOPMENT OF THE EXTERNAL FIXATOR WITH VARIABLE FLEXIBILITY

Abstract - The external fixator forming a rigid system, has
been utilized for fracture imobilization in long bone, main-
ly in that one open with lesion in soft tissue or loss subs-
tance. However the rigidity's fixation never is complete
due material limitation and lenght of the fixation pins.

This bring to periosteal calus formation due to move-
ment at fracture focus; however it is insufficient to conso-
lidate carrying eventually to pseudarthrosis or delayed or
consolidation. To purpose of this work was developpe a type
of external fixator with some degree flexibility to promove
a certain movement at fracture focus, aiming to stimulate
periosteal callus formation, and of some time beeing com-
pact, slight, with simple application and reduced price.