

## UM MODELO PARA AVALIAR O COMPORTAMENTO MECÂNICO DE HASTES INTRAMEDULARES DE FEMUR

por

MORO, C.A.<sup>2</sup>; PACCOLA, C.A.J.<sup>1</sup>; PAULIN, J.B.P.<sup>2</sup>; PASCHOAL, F.<sup>3</sup>; SHIMANO, A.C.<sup>2</sup>

**RESUMO** – Neste trabalho, desenvolveu-se um modelo experimental para analisar o comportamento mecânico de Hastes Intramedulares tipo Kuntscher utilizadas no tratamento de fraturas de fêmur, procurando aproximar-se das condições anatômicas humanas. Além disso verificou-se a possibilidade deste modelo comportar-se de acordo com a teoria dos pilares esbeltos.

### INTRODUÇÃO

Dentre os diversos tipos de tratamento das fraturas da diáfise do fêmur, destacamos o uso da Haste Bloqueante Antitelescópavel, que consiste na colocação de uma Haste no canal medular, fixadas, em suas extremidades por parafusos que impedem a migração desta, limitando os movimentos axiais.

O desenvolvimento destas hastes, iniciado por Kuntscher(1940-1967), tem sido aprimorado por diversos autores, Herzog (1942), Street e Hansen (1945), De Camargo (1952),Maats (1986) etc.. Atualmente o método é muito difundido no exterior, porém no Brasil, limitações de ordem econômica impedem sua aplicação, pois requerem o uso de intensificador de imagens, bem como instrumental de custo muito elevado.

Uma alternativa econômica foi apresentada por Paschoal e cols. (1990), que promoveram modificações na Haste convencional de Kuntscher, tornando a técnica viável. As modificações consistiram na introdução de orifícios para travamento, e frezagem da fenda para facilitar a localização do orifícios durante o ato cirúrgico.

---

<sup>1</sup>-Departamento de Cirurgia Ortopedia e Traumatologia - FMRP/USP.

<sup>2</sup>-Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP.

<sup>3</sup>-Universidade Federal do Pará.

Estas modificações certamente enfraqueceram o material, pois a haste sofreu perda de material, através das alterações realizadas. Além disto, a fenda da haste convencionalmente utilizada, é voltada para a excentricidade do ponto de aplicação da força, neste caso, para o plano medial. Já no modelo proposto pelos autores a mesma é introduzida com a fenda voltada para fora, ou seja para o plano lateral visando também facilitar a localização dos orifícios.

Para analisar o comportamento mecânico destas Hastes, realizou-se um modelo experimental semelhante às condições anatômicas do fêmur humano. Além disto verificou-se a hipótese do modelo comportar-se de acordo com a teoria dos pilares. Espera-se com este modelo fornecer maiores informações para que seja possível uma escolha mais adequada do implante a ser utilizado, diminuindo os riscos a que o paciente será exposto.

## MATERIAL E MÉTODO

### Confecção das Hastes

As Hastes foram confeccionadas pela Shobell Indústria Ltda, em Aço Inox 316L, a partir de uma Haste de Kuntscher em forma de trevo com espessura de 1,2 mm e comprimento de 400 mm A figura 1 mostra a forma haste.

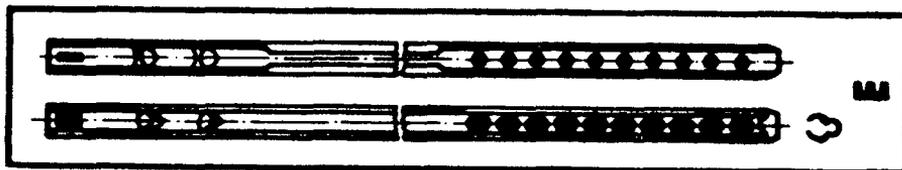


Figura 1. Haste utilizada.

### Modelo teórico adotado

Para a realização dos testes mecânicos foram levantadas algumas hipóteses, para que se pudesse utilizar conceitos da teoria da resistência dos materiais. A hipótese escolhida considerou que a haste se comportaria como um pilar esbelto, engastado em sua parte distal e livre em sua extremidade proximal. O esquema da figura 2 mostra as aproximações.

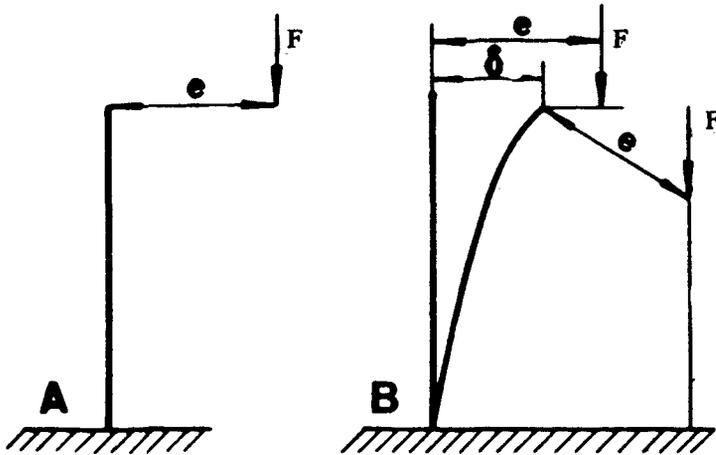


Figura 2. Esquema do Modelo utilizado. (A) Situação antes do carregamento. (B) Situação após carregamento.  $F$  = força aplicada.  $e$  = excentricidade.  $\delta$  = deslocamento.

Esta aproximação foi realizada para que se pudesse comparar com a teoria dos pilares (flexão composta com tração e compressão). Admite-se aqui que a haste é carregada por forças no seu plano de simetria, resultando em componentes ao longo do eixo da haste. Este modelo tem efeitos de compressão e momento fletor atuantes, porém, como ela é muito esbelta e a excentricidade da força é relativamente alta, não há proporcionalidade entre a força aplicada e o deslocamento por ela produzido (Timonshenko, 1974), portanto este problema não pode ser tratado pelo método da superposição dos esforços.

Analisou-se a flexão sob a ação de uma força excêntrica (figura 2) sem desprezar o deslocamento por ela produzido, pois este não é tão pequeno em relação à excentricidade. Admitiu-se que o deslocamento se manifesta no sentido desta excentricidade, ou seja no mesmo plano axial em que atua a força. Então o momento fletor na secção é dado pela expressão:

$$M = \frac{Fy}{Ix} \pm \frac{F}{S} \quad (1)$$

onde:

- $M$  = Momento Fletor.
- $y$  = distância do ponto de aplicação de carga à linha neutra (figura 4)
- $S$  = área da secção transversal
- $I_x$  = Momento de Inércia da secção transversal

e a parcela  $F/S$  é desprezada por ser de grandeza muito inferior em relação à primeira parcela.

A tensão máxima na haste será no ponto onde o momento fletor for máximo ou seja na regia do engastamento.

O deslocamento horizontal é dado pela expressão:

$$\delta = \frac{e (1 - \cos dl)}{\cos dl} \quad (2)$$

onde:

$$d = \sqrt{\frac{P}{E \cdot I_x}}$$

E= Módulo de Young ( $2,1 \times 10^6 \text{ N/mm}^2$ )

e= excentricidade

L= Altura referente ao vão entre o engastamento e borda livre.

Para analisar a influência da orientação da fenda dentro do canal medular e dos furos existentes na haste, realizou-se tres grupos, conforme mostra a figura 3.

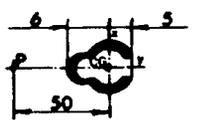
seção transversal Haste	y (mm)	$I_x \text{ mm}^4$	Especificação
	6,0	350	(a) Fenda p/ dentro (HCFD)
	6,0	345	(b) Fenda p/ fora (HCFF)
	5,2	171	(c) Fenda p/ fora com furo (HMFF)

Figura 3. Grupos experimentais e momentos de Inércia calculados por integração numérica com erro médio de 3%.

### Modelo Experimental

O modelo experimental foi realizado baseado nas considerações teóricas adotadas. A haste foi engastada na base da máquina de testes, através de um dispositivo fixado a esta.

Como a máquina utilizada tem o ponto de aplicação de carga fixo, foi confeccionado um dispositivo contendo um rolamento visando facilitar o deslocamento na direção a ser estudada, ou seja, no plano paralelo à excentricidade. A figura 4 mostra os dispositivos.

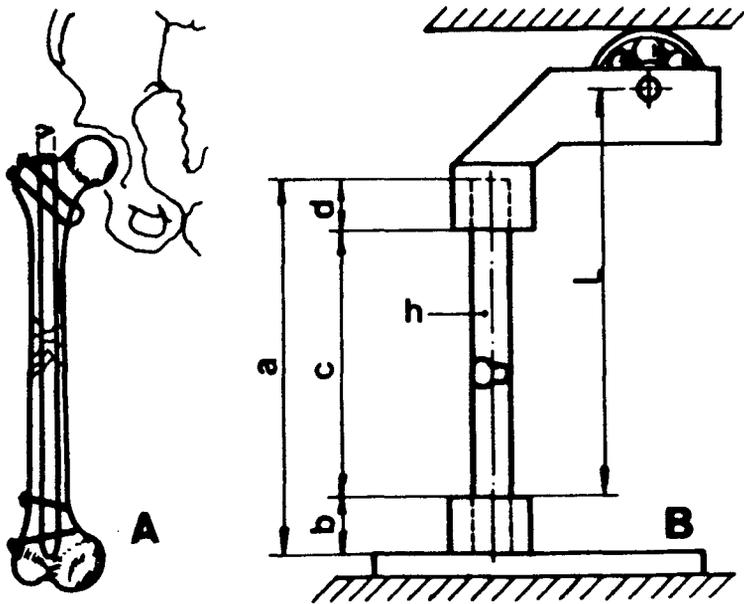


Figura 4. Esquema de montagem experimental, simulando o modelo biológico adotado. (A) - Modelo biológico. (B) - Modelo prático. (a) = comprimento da haste, 400 mm; (b) = comprimento da haste no engastamento; (c) = comprimento do vão, 210 mm; (h) = diâmetro médio, 12 mm; (L) = distância do engastamento à borda livre, 350 mm )

Os testes foram realizados até atingirem a deformação plástica. A figura 4 mostra um esquema do teste. A excentricidade utilizada em todos os grupos foi 50 mm conforme mostra a figura 3. Para cada grupo experimental, foram utilizadas tres hastes.

A velocidade de aplicação da carga foi de 1,5 mm/min.

## RESULTADOS

A figura 5 apresenta os resultados médios experimentais para o três grupos analisados. A haste convencional com fenda voltada para a excentricidade apresentou uma carga máxima de aproximadamente 480N. A haste com furos fenda voltada para o sentido oposto à excentricidade apresentou uma carga máxima de aproximadamente 400N.

Os resultados teóricos foram obtidos através das expressões (1) e (2), admitindo-se uma tensão máxima de  $140 \text{ N/mm}^2$  (Shimano, 1989), são mostrados no gráfico da figura 6, juntamente com os resultados práticos equivalentes ao mesmo trecho.

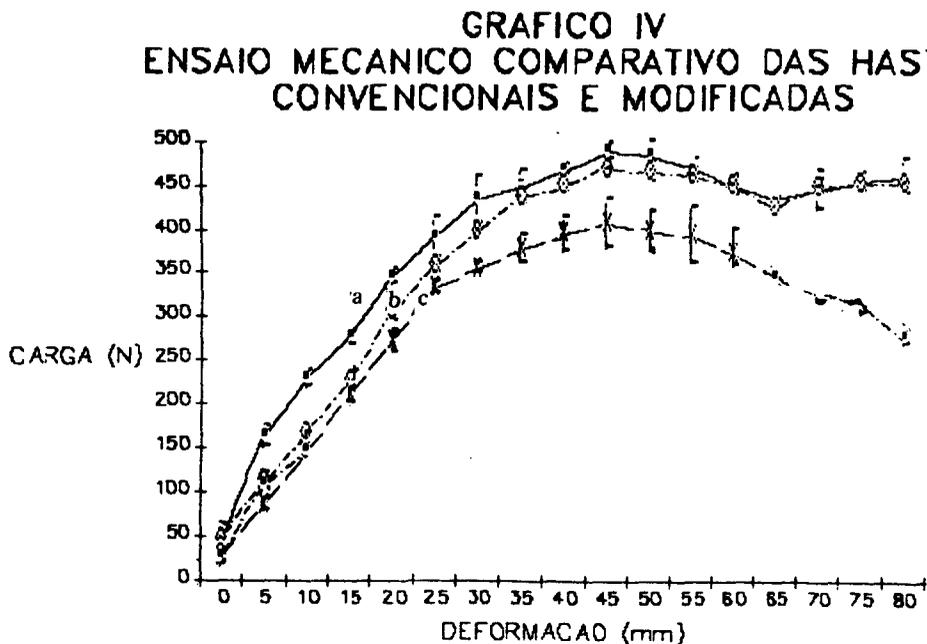


Figura 5. Resultados práticos.

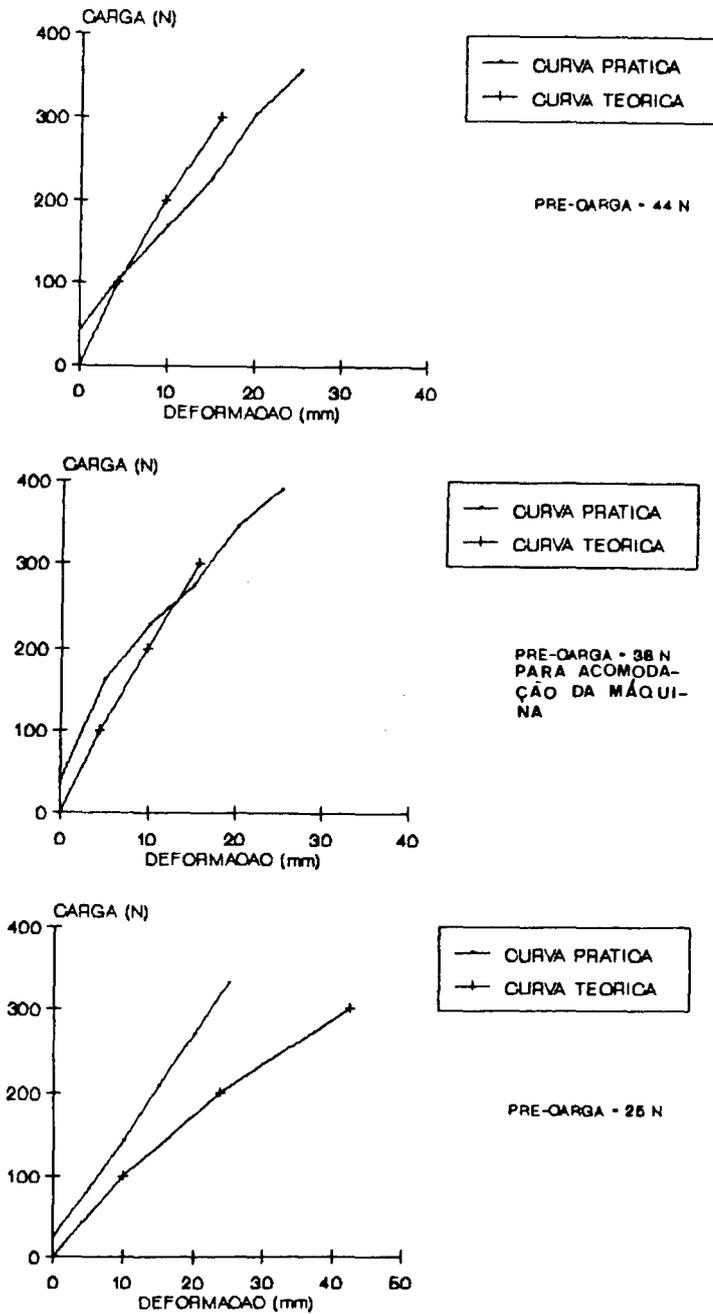


Figura 6. Resultados teóricos e práticos. (a) Haste sem furo com fenda voltada para a excentricidade. (b) Haste sem furo com fenda em sentido contrário à excentricidade. (c) Haste com furo e fenda no sentido contrário à excentricidade

## DISCUSSÃO

A utilização deste modelo, teórico e experimental, na tentativa de simular o que ocorre quando a haste está implantada, serviu para identificar as diferenças entre o dois tipos de implantes analisados.

As condições de vínculo nas extremidades constituíram-se no ponto crítico do experimento, principalmente na borda livre, devido ao atrito entre o rolamento e a superfície de deslizamento. Provavelmente estes fatos ocasionaram divergências entre o cálculo teórico e o prático.

A figura 5 mostra que praticamente não houve diferença quando se inverte o sentido da fenda. Isto pode ser justificado pelo fato dos momentos de inércia serem praticamente iguais ( $350\text{mm}^4$  e  $345\text{mm}^4$  Figura 3), induzindo-nos a concluir que sua geometria tenha sido anteriormente otimizada.

A introdução dos furos promoveu acentuada redução na resistência da haste, como mostra a figura 5, porém o teste foi realizado em uma condição crítica, onde o furo foi posicionado junto à borda do engastamento, região onde ocorre o momento máximo. Este fato deve ser considerado com ressalva, uma vez que a região do furo deve estar situada a uma distância de pelo menos 5cm do foco de fratura (Bulcholz et al, 1987). Neste caso a região crítica possui secção transversal sem a presença dos furos.

As figuras 6 (a), (b), (c), indicam uma semelhança entre os dois modelos, porém carecem de uma investigação mais profunda, principalmente em relação às condições de vínculo e coeficientes de segurança utilizados para a tensão admissível. (Shimano 1989).

Os baixos valores obtidos, tanto no modelo prático como no teórico, quando relacionados ao peso médio de um indivíduo, ( $\pm 70\text{kg}$ ) devem alertar o cirurgião quanto a orientação ao paciente, despertando nossa atenção para um redimensionamento deste implante.

## CONCLUSÃO

Os resultados obtidos, tanto na prática como na teoria leva-nos a concluir que o material analisado apresenta tolerância a cargas muito baixa, principalmente devido a situação analisada onde a excentricidade é preponderante em relação ao próprio material, que neste caso não foi analisado.

Achamos ainda que testes em cadáveres poderiam retratar com maior realismo se os modelos adotados condizem com a realidade.

## REFERÊNCIAS

- BUCHOLZ, B. D. (1987), "Pitfalls, errors, and complications in the use of locking Kuntscher nail", *Clin. Orthop.*, 212: 192-208.
- DE CAMARGO, F.P.(1952), "Osteossíntese Intramedular de Kuntscher - Contribuição técnica e estudo crítico baseado em 240 casos." Tese de Livre Docência -Faculdade de Medicina de São Paulo-USP.
- HANSEN, H.H.; STREET. D.M.; BREWER, B. J.,(1947) "The medullary nail, presentation of a new type and report of a case". *Arch. Surg.*, 55: 423-432.
- HERZOG, K. (1951), "Verlängerungsosteotomie erster Verwendung des percutan gezielte verriegelten Marknagels", *Monatsschr fuer Unfallheilkunde*, 42: 226-30.
- KUNTSCHER, G.(1940), "Die Marknagelung von Knochenbrüchen. Tierexperimenteller Teil", *Klinische Wochenschrift*, 19: 6-10.
- KUNTSCHER, G.(1967), "Practice of intramedullary nailing, Translated by Rinne H.H. Springfield", Illinois. Charles C. Thomas p. 47-9.
- MAATZ, R.; LENTS, W.; ARENS, W.; BECK,H., (1986), "History of intramedullary Osteosynthesis", Philadelphia, W. B. Saunders, p. 247-262.
- TIMOSHENKO, S. P., (1974), "Flexão composta com tração ou compressão. Teoria dos Pilares", *Resistência dos Materiais*, traduzido por CARVALHO, J.R. 3ª edição. Rio de Janeiro, Ao Livro Técnico, pag. 253-89.
- PASCOAL, F.; PACCOLA, C. A.J.; PAULIN, J. B. P.; MORO, C. A.(1990) "Haste Bloqueante Ribeirão Preto- Apresentação do Material". *Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica em outro local desta edição.*
- SHIMANO A. C.(1989) "Uso de Dupla Placa na Estabilização de Osteotomias em Osso Osso Cortical Longo. Análise das Deformações com "Strain Gauges" e Experimento "in vivo" em carneiros. "Dissertação de Mestrado Apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.