

# CARACTERIZAÇÃO DE CAVILHAS DE FIXAÇÃO INTRA-MEDULAR DE ESTABILIZAÇÃO DE FRACTURAS ÓSSEAS

A. Ramos, J. A. Simões

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro



## RESUMO

*O estudo tem como objectivo apresentar a caracterização do comportamento mecânico de cavilhas de fixação intra medular de fracturas ósseas através de ensaios de flexão em 4 pontos segundo norma F1260-03 e através de ensaios de torção segundo norma F1264-03. Com este estudo foi possível caracterizar a rigidez estrutural de uma cavilha intra medular em flexão e torção, bem como a influência do seu diâmetro na rigidez estrutural. Foram estudadas cavilhas comerciais em liga de aço inoxidável segundo norma F138-03, com diâmetros exteriores de 9 e 11mm e 5mm de diâmetro interior, sendo estas dimensões as mais aplicadas. As cavilhas de 9 mm de diâmetro exterior revelaram rigidez média à flexão de 1166N/mm com desvio padrão de 7.98 N/mm e à torção de 23.9N.mm/° com desvio padrão de 0.2 N.mm/°. A cavilha de 11 mm de diâmetro exterior permitiu uma rigidez à flexão de 2.5 vezes superiores às de 9 mm nas mesmas condições de ensaio.*

## 1- INTRODUÇÃO

As fracturas mais comuns ocorrem em estruturas ósseas, normalmente de grandes dimensões, como por exemplo o fémur ou a tibia (Eveleigh, 1995). Estas fracturas provocam a imobilização do paciente, devido à impossibilidade de realizar as suas actividades físicas do dia-a-dia. As soluções médicas mais aplicadas surgiram nos anos 60 de acordo com Zickel (1967), permitindo a redução das deformações ósseas na zona da fractura. Estas situações ocorrem normalmente em zonas de grande instabilidade estrutural.

Efstathopoulos et al. (2007) aplicaram elementos metálicos como suporte de fracturas ósseas em estudos de

estabilização, em diversas situações, com bons resultados. Este tipo de elementos estabilizadores permitem garantir a posição anatómica do osso (original) e a estabilização da fractura óssea durante a fase de recuperação. Existem três formas distintas deste tipo de fixadores, dependendo do tipo de aplicação no corpo humano.

Existe a fixação interna entre a pele e o osso, que normalmente é garantida por uso de placas de fixação e parafusos.

Para a fixação exterior ao corpo humano é aplicado um fixador externo de apoio à estabilização da fractura.

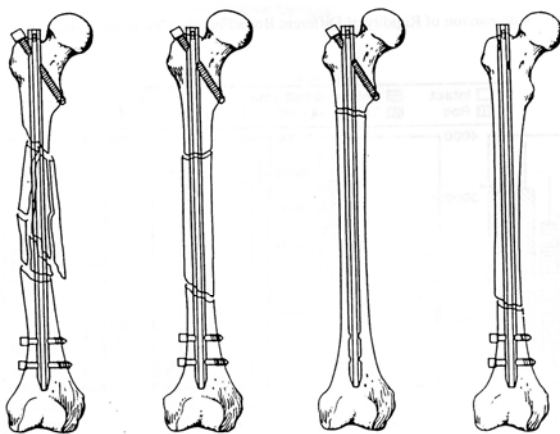
A fixação interior é realizada dentro do osso por intermédio de cavilhas. Cada uma destas três soluções apresenta as suas

vantagens e desvantagens na estabilização da fractura e no crescimento ósseo (Sadowski et al., 2002).

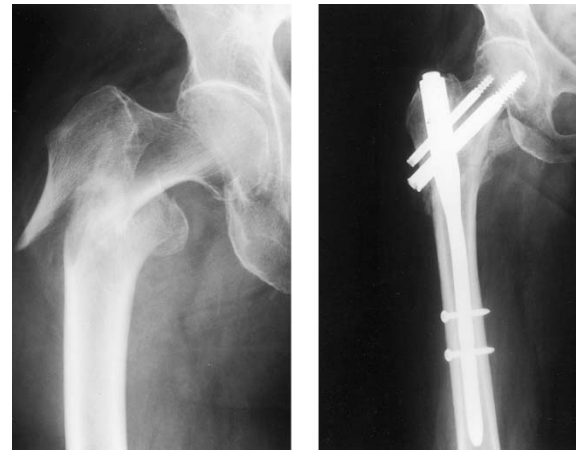
Algumas das soluções actuais de fixação recorrem a cavilhas de fixação intra-medulares e placas de osteossíntese. Talaia et al. (2007) fizeram estudos sobre placas de osteossíntese, experimentando novas soluções materiais.

A aplicação de cavilhas intra- medulares no caso de fractura do fémur está esquematizada na figura 1, para o caso de diferentes tipos de fractura, fractura múltipla e fractura simples com aplicação de parafusos de fixação. A escolha do tipo de fixação normalmente depende da experiência clínica e cirúrgica do ortopedista e da facilidade de colocação.

As cavilhas de fixação intra-medular de aplicação interna apresentam, entre outras vantagens, uma boa solução para os casos de inexistência de suporte ósseo para uso de placas, ou quando existem várias fracturas distanciadas. Apresentam ainda como vantagem a facilidade de colocação e a possibilidade de remoção rápida, como se pode observar pela figura 2 de uma fractura do colo do fémur. Este implante temporário permite uma estabilidade inicial superior. A sua geometria é de base cilíndrica, variando o seu diâmetro em função da carga, bem como a espessura, podendo possuir vários furos em posições pré-definidas de forma a permitir uma maior fixação em função da qualidade do osso de suporte.

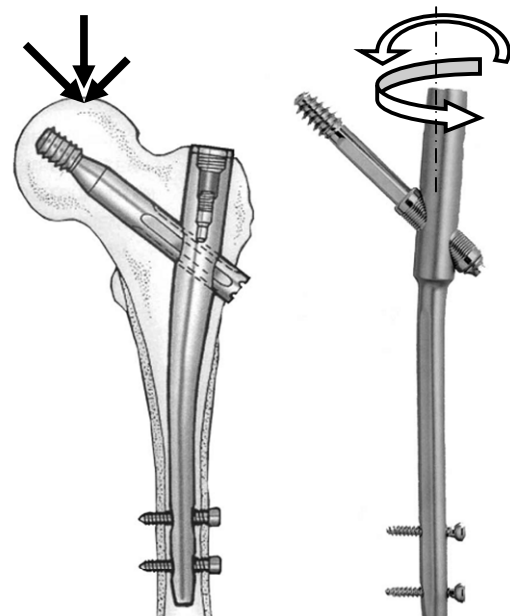


**Fig 1** - Tipos de fixação intra medular em fracturas do fémur.



**Fig 2** – Fixação da fractura da cabeça do fémur com cavilha intra-mendular (Sadowski, 2002).

A cavilha é normalmente sujeita a cargas axiais, especialmente de compressão, momentos flectores em vários planos e torsor, representados no exemplo da figura 3. Apresenta como desvantagem a baixa rigidez à flexão e torção em algumas aplicações relativamente às placas metálicas de fixação.



**Fig 3** – Fixação da fractura da cabeça do fémur com cavilha intra-medular e forças aplicadas (adaptado de Schipper et al., 2004).

A rigidez estrutural é um factor importante para o desempenho funcional do implante, sendo importante a secção, bem como a posição dos parafusos na zona distal que permitem aumentar a rigidez da fixação

(Hora e tal., 1999). O material em que é fabricada a cavilha apresenta um papel fulcral na sua rigidez e nas tensões que permite suportar, sendo produzidas normalmente em ligas de aço inoxidável, pois trata-se de um implante temporário, o que não se verifica nos outros casos de fixação referidos anteriormente, que poderão ser de material reabsorvível, dependendo da aplicação e das situações de aplicação.

Segundo Dela Caffiniere (1997), garantindo a rigidez da cavilha para estabilizar a fractura, apenas existem factores cirúrgicos, tais como a distância entre partes da fractura que irão determinar o tempo e sucesso da recuperação. O objectivo deste implante temporário é garantir a estabilidade da fractura permitindo a regeneração óssea sem grandes deslocamentos nas zonas fracturadas durante a recuperação do paciente.

Neste estudo apenas se abordou a fixação interna por intermédio de uma cavilha de fixação com secção circular em análise estática da sua rigidez. Pois esta apresenta um papel fulcral na estabilização da fractura.

## 2 - PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O estudo realizado teve como objectivo caracterizar o comportamento de cavilhas de fixação intra-medular para aplicação em fracturas ósseas. Para a realização do estudo foi utilizado um modelo comercial de cavilha intra-medular representado na figura 4.

A secção da cavilha é circular na sua base com diâmetro interior de 5mm e diâmetro exterior de 9 ou 11mm, possuindo no seu eixo uma inclinação de 10° na região proximal. As cavilhas apresentam um comprimento superior a 10 vezes o seu diâmetro (comprimento da cavilha sem influência no seu comportamento), ou seja 90 e 110 mm para cavilhas de 9 e 11 mm de diâmetro exterior respectivamente.

A parte geométrica que possui os furos de fixação apresenta maior rigidez porque permite a aplicação de parafusos nas zonas de ancoragem. Assim, importa estudar a zona recta da cavilha quando sujeita a esforços de flexão ou torção. Caso se estudasse o comportamento em compressão, seria importante analisar a influência da inclinação da mesma.



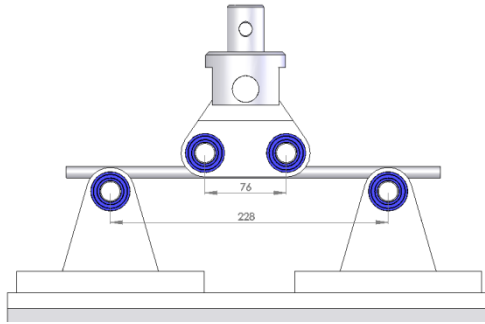
Fig 4 – Cavilha comercial intra-medular estudada.

### 2.1 – Ensaio de flexão em 4 pontos

De forma a aferir qual a rigidez da cavilha quando solicitada em flexão, foi consultada a norma F1260-03 da ASTM. Esta norma define as condições de realização de ensaio de flexão em 4 pontos e alguns parâmetros a considerar aquando da caracterização deste tipo de implantes.

As condições definidas pela norma são a distância entre pontos de aplicação da carga (C), a distância entre pontos de apoio fixos (L) e a distância entre apoio fixo e móvel (S). No caso deste estudo foi utilizado distâncias iguais a 76 mm, o que corresponde a um comprimento total de 228mm. O diâmetro máximo e mínimo dos rolos de apoio também é uma das condições definidas pela norma, com um diâmetro mínimo e máximo para os rolos de apoio de 10 a 26 mm, tendo-se considerado um diâmetro de 25 mm. Na figura 5 apresentam-se as dimensões utilizadas na caracterização das cavilhas.

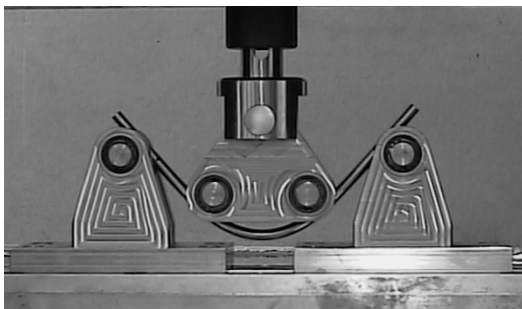
Este dispositivo foi adaptado a um equipamento de tracção/compressão (ShimaDzu®, AG -50 KN) que permitiu aferir a carga bem como o deslocamento do ponto de aplicação da mesma. Os pontos de apoio fixo e móveis funcionam com rolamentos de rolos cilíndricos apoiados em veios.



**Fig 5** – Dispositivo desenvolvido para a determinação da rigidez à flexão de cavilhas.

Todas as cavilhas são produzidas em liga de aço inoxidável segundo a norma F138-03, que corresponde à composição química 18Cr-14Ni-2.5Mo. Este tipo de liga, segundo a norma, deverá possuir uma tensão limite de elasticidade superior a 690 MPa e uma tensão de rotura superior a 860 MPa quando obtida através de trabalho a quente. As cavilhas possuíam comprimento total de 350 mm de forma a garantir o apoio durante a totalidade do ensaio.

A figura 6 apresenta a etapa final do comportamento da cavilha em flexão de 4 pontos. A carga deverá ser aplicada em planos com máximo momento de inércia segundo a norma. Contudo, no presente caso, a cavilha possuía secção circular, não existindo um plano preferencial.



**Fig 6** – Posição final do ensaio de flexão em 4 pontos.

As cavilhas intra-medulares ensaiadas foram fornecidas pelo fabricante já no estado acabadas, em fase de utilização em cirurgia. Os ensaios foram realizados à velocidade de 5mm/min, inferior à velocidade limite segundo a norma de

1mm/s. A máxima deformação ( $\epsilon_{\max}$ ) verificada na zona exterior da cavilha (IMFD) pode ser obtida através da seguinte expressão (1).

$$\epsilon_{\max} = \frac{F \cdot S \cdot D_{\text{IMFD}}}{4EI_e} \quad (1)$$

onde:

F – força aplicada,

S – distância entre ponto de aplicação da carga e apoio,

$D_{\text{IMFD}}$  – diâmetro exterior da cavilha intra-medulares de fixação,

E – modulo de Young,

$I_e$  – momento de inércia de área.

O cálculo do limite elástico para a cavilha foi obtido para 0.2% da deformação por intermédio da expressão (2), substituindo na anterior o valor da deformação.

A aplicação da expressão resulta num deslocamento de 0.214 mm para a cavilha de 9mm e de 0.175 mm para a cavilha de 11 mm de diâmetro exterior.

$$Y_{0.2\%} = \frac{S \cdot (L + 2C)}{1500 \cdot D_{\text{IMFD}}} \quad (2)$$

onde:

L – distância entre apoios

C – distância entre pontos de aplicação carga.

O cálculo da rigidez à flexão elástica ( $EI_e$ ) foi obtido por intermédio da carga elástica máxima e da flecha com base na expressão (2), sendo Y o deslocamento do ponto de apoio da carga relativamente ao apoio fixo.

$$EI_e = \frac{s^2 \cdot F \cdot (3L - 4s)}{12 \cdot Y} \quad (3)$$

Relativamente ao momento elástico ( $M_y$ ) e momento máximo ( $M_{\max}$ ) obtém-se pela expressão (4).

$$M_y = \frac{F_y \cdot s}{2}, M_{\max} = \frac{F_{\max} \cdot s}{2} \quad (4)$$

onde:

$F_y$  – força aplicada em cada momento,

$F_{\max}$  – Força máxima aplicada no ensaio.

## 2.2 – Ensaio de torção

De forma a quantificar a rigidez das cavilhas intra-medulares quando sujeitas a torção, foi desenvolvido um dispositivo para ensaio de torção com base na consulta da norma F1264-03, representado na figura 7. A norma define como condições de ensaio o apoio de uma das extremidades em translação e o apoio da outra extremidade em rotação, garantindo o ajustamento e fixação das extremidades aos respectivos apoios.

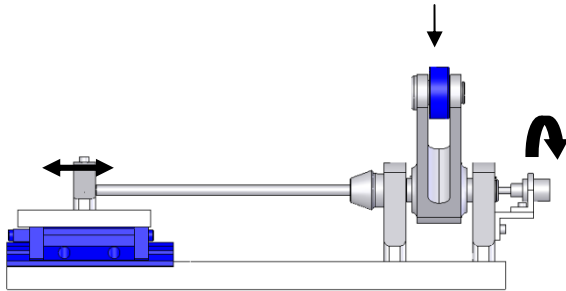


Fig 7 - Dispositivo de ensaio de torção.

O sistema desenvolvido permite o movimento rotacional da extremidade da cavilha, com aplicação de uma carga sobre o rolamento inserido num braço. Existe uma mesa sob guias no outro extremo fixo, garantindo o deslocamento longitudinal da cavilha quando em rotação para não provocar tensões de compressão e apenas de corte.

O sistema de rotação encontra-se apoiado sobre dois rolamentos de rolos cilíndricos na extremidade de aplicação da carga. A medição da carga foi realizada através de uma célula de carga de 10 KN e aplicada através de um sistema pneumático com controlo em malha fechada (Talaia et al., 2002). O ângulo de rotação da cavilha foi medido por intermédio de um *encoder* posicionado na extremidade livre de rotação, com resolução de  $0.0001^\circ$ , representado na figura 8.

A velocidade de rotação foi de  $5^\circ/\text{min}$ , para uma cavilha com comprimento máximo de 230 mm entre apoios, definida na norma para uma cavilha com diâmetro externo de 9 mm.

A fixação nos apoios foi conseguida por intermédio de peças em forma de hexágonos exteriores e interiores com ajust-

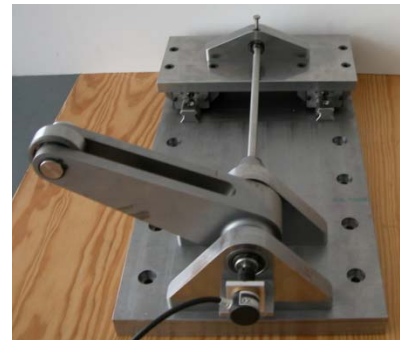


Fig 8 - Dispositivo de ensaio de torção.

tamento deslizante. Os ensaios foram realizados à temperatura ambiente, cerca de  $25^\circ\text{C}$ , sendo realizado o ensaio com controlo de posição angular, com velocidade constante e registo de carga. O braço de aplicação da carga foi de 175 mm sendo calculado o momento aplicado em função do ângulo de rotação obtido.

## 3-RESULTADOS

Os ensaios realizados permitiram determinar a rigidez da cavilha em flexão e torção. Foram realizados 6 ensaios em flexão de 4 pontos e torção de cavilhas de 9 mm de diâmetro exterior. Foi ainda realizado um ensaio de flexão de uma cavilha de 11 mm, possuindo ambas diâmetro interior de 5mm.

### 3.1 – Resultados do ensaio em flexão de 4 pontos

O gráfico da figura 9 representa o comportamento das 6 cavilhas de 9mm de diâmetro exterior solicitadas em flexão. Pode-se observar um comportamento semelhante da curva carga-deslocamento para as 6 cavilhas, o que revela a reprodutibilidade do sistema desenvolvido. As curvas de carga-deslocamento revelam uma zona linear elástica e uma zona de comportamento plástico sem ocorrer fractura da cavilha, tendo os ensaios sido terminados devido ao limite de deformação do sistema.

A tabela 1 apresenta os resultados obtidos nos 6 ensaios para cavilhas de 9 mm com base nas expressões 2, 3 e 4. Observa-se boa correlação entre resultados nos diferentes ensaios,

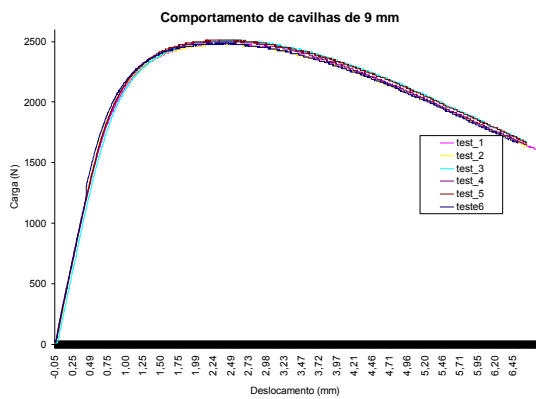


Fig 9 - Curvas carga-deslocamento em flexão.

no que diz respeito à carga máxima observada, esta foi de 2513N para o ensaio 3, resultando num momento máximo de 95,5N.m, existindo apenas diferença relativamente à carga mínima em cerca de 37N. A carga máxima ocorreu para um deslocamento vertical (Y) do ponto de aplicação da carga de 2,54 mm em média.

Tabela 1 – Resultados máximos para cavilhas de 9 mm em flexão.

Teste	Carga máxima (N)	M=Fs/2 (N.m)
1,0	2488,0	94,5
2,0	2475,0	94,1
3,0	2513,0	95,5
4,0	2500,0	95,0
5,0	2513,0	95,5
6,0	2488,0	94,5
<b>Average</b>	<b>2496,2</b>	<b>94,9</b>
<b>STD</b>	<b>15,3</b>	<b>0,6</b>

Relativamente à rigidez na zona elástica da cavilha, utilizando a expressão (1) e estimando o limite elástico de 0.2%, obtivemos um deslocamento de 0.214 mm para uma carga de 2512 N de média e para um desvio padrão inferior a 16 N. A tabela 2 apresenta os resultados dos ensaios no que se refere ao momento elástico máximo e rigidez em flexão. Obteve-se uma rigidez em regime elástico para a cavilha de 212,9 N.m<sup>2</sup>.

Após a verificação de reprodutibilidade do sistema e de forma a verificar a influência do diâmetro exterior da cavilha, foi ensaiada uma cavilha de 11 mm de diâmetro, tendo-se obtido uma força máxima 5137N para um deslocamento de 2.475 mm, representado na curva carga da figura 10. Observa-se para a cavilha

de 11 mm, um momento máximo de 195.2 N.m, muito superior ao obtido com as cavilhas de 9mm, o que mostra da importância da escolha geométrica da cavilha.

Tabela 2 – Resultados em regime linear obtidos para cavilhas de 9 mm em flexão.

Test	Fy (N)	My (N.m)	Ele (N.m2)	Fly (N/mm)
1,0	2475,0	94,05	211,64	1157,1
2,0	2475,0	94,05	211,64	1157,1
3,0	2500,0	95,00	213,78	1168,8
4,0	2500,0	95,00	213,78	1168,8
5,0	2512,5	95,48	214,84	1174,6
6,0	2475,0	94,05	211,64	1174,6
<b>Average</b>	<b>2489,6</b>	<b>94,60</b>	<b>212,89</b>	<b>1166,82</b>
<b>STD</b>	<b>16,615</b>	<b>0,631</b>	<b>1,421</b>	<b>7,984</b>

onde:

F/y – rigidez elástica

El<sub>e</sub> – rigidez em flexão

Relativamente às propriedades elásticas, obteve-se uma carga limite elástica de 5070N o que corresponde a um momento elástico de 192.4 N.m, com uma rigidez em flexão de 2892.8 N/mm. Esta rigidez é cerca de 2.5 vezes superior à mesma da cavilha de 9 mm.

### 3.2 – Resultados dos ensaios de torção

Na figura 11 apresenta-se o comportamento das cavilhas de 9 mm quando sujeitas a torção. Observou-se um comportamento linear em regime elástico por aproximação (interpolação).

O ensaio foi realizado até atingir uma rotação de 20°, pois era o limite possível para o sistema desenvolvido. Relativamente à rigidez em torção das cavilhas de 9mm, a tabela 2 contém os resultados obtidos. Observa-se uma rigidez média de 0.0239 Nm/°, para um desvio padrão desprezável, o que revela a reprodutibilidade do sistema.

## 4 - CONCLUSÕES

Com este estudo foi possível aferir a rigidez à flexão em 4 pontos de cavilhas intra-medulares segundo a norma F1260-03. Observou-se a influência da secção na estabilidade da deformação da cavilha, que se assume como factor importante, pois o aumento da secção em 1 mm de raio equivale a aumentar a rigidez à flexão em cerca de 2,5



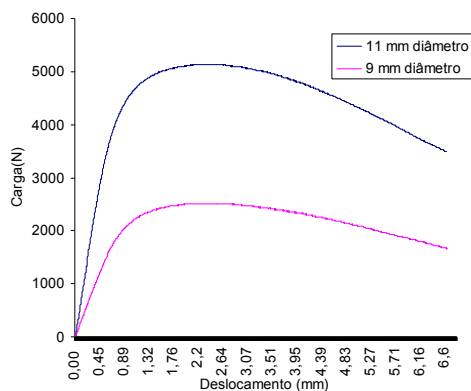


Fig 10 - Curvas carga-deslocamento em flexão.

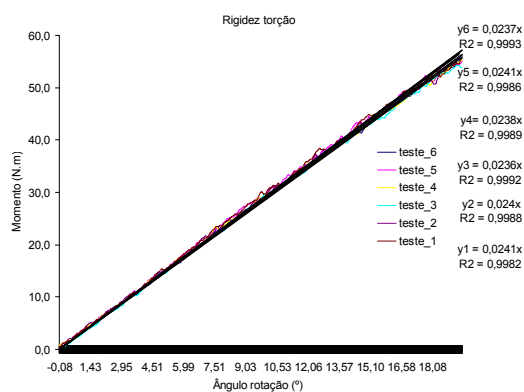


Fig 11 - Curvas Momento-rotação

Tabela 2 – Resultados obtidos para cavilhas de 9mm em torção.

Rigidez torsão	N.m/º
test 1	0,0241
test 2	0,0240
test 3	0,0236
test 4	0,0238
test 5	0,0241
test 6	0,0237
<b>Média</b>	<b>0,0239</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,000214</b>

vezes. Esta conclusão é importante e dá uma indicação também importante ao ortopedista para a escolha da cavilha para uma dada situação patológica.

Relativamente à rigidez em torção e segundo a norma F1264-03, estas cavilhas apresentaram resultados equivalentes entre si, o que demonstra a fiabilidade do sistema de ensaios desenvolvido de acordo com as normas.

## REFERÊNCIAS

- Zickel, R. E., A new fixation device of subtrochanteric fractures of the femur: preliminary report. *Clinic Orthop.* 54, pag. 115-123, 1967
- Efstathopoulos, N. E., Nikolaou, V. S., Lazaretos, J. T., Intramedullary fixation of intertrochanteric hip fractures: a comparison of two implant designs, *International Orthopaedics* 31, pag. 71-76, 2007.
- Sadowski, C., Lubbeke, A., Saudan, M., Riand, Nicolas, Stern, R., Hoffemeyer, P., Treatment of reverse oblique and transverse intertrochanteric fractures with use of an intramedullary nail or 95° screw plate, *The journal of bone and joint surgery* 84-A, pag. 372-381, 2002.
- Talaia, P. M., A. Ramos, I. Abe, M. W. Schiller, P. Lopes, R. N. Nogueira, J. L., Pinto, R. Claramunt, J. A. Simões, Plated and intact femur strains in fracture fixation using fiber Bragg gratings and strain gauges, *Experimental Mechanics* EXME-06-00088, 2006.
- I.B. Schipper, R.K. Marti, Chr. Van der Werken, Unstable trochanteric femoral fractures: extramedullary or intramedullary fixation. *International Journal of care and Injury*, 34, pp: 142-151, 2004.
- DelaCaffiniere, J. Y., "Healing modalities in unstable tibial fractures treated by locked flexible intramedullary fixation." *Revue De Chirurgie Orthopedique Et Reparatrice De L Appareil Moteur* 83(4): 343-353, 1997.
- Eveleigh, R. J., "A review of biomechanical studies of intramedullary nails." *Medical Engineering & Physics* 17(5): 323-331, 1995.
- Hora N, Markel DC, Haynes A, Grimm MJ., Biomechanical analysis of supracondylar femoral fractures fixed with modern retrograde intramedullary nails, *J Orthop Trauma.* 1999 Nov;13(8):539-44.
- Talaia, P., Rocha, A., Ferreira, J., 2002, Suspension analysing equipment based on a hydraulic servo-cylinder. In Portuguese Conference on Automatic Control, University of Aveiro.