

ESTIMULAÇÃO ÓSSEA INDUZIDA POR MICROMOVIMENTOS REALIZADA POR UM SISTEMA ELETROMECHANICO

BONE STIMULATION INDUCED BY MICROMOVEMENT PERFORMED BY AN ELECTROMECHANICAL SYSTEM

R. Cruz¹, M. F. Paulino², L. M. Roseiro^{2,3}, F. Moita³, M. A. Neto², A. M. Amaro²

¹Mechanical Engineering Department, University of Coimbra, Portugal
ruipedrocruz.3@gmail.com; maria.paulino@uc.pt; augusta.neto@dem.uc.pt; ana.amaro@dem.uc.pt

²CEMMPRE, Department of Mechanical Engineering, University of Coimbra

³Mechanical Engineering Department, Polytechnic Institute of Coimbra, Coimbra Institute of Engineering,
lroseiro@isec.pt; moita@isec.pt@isec.pt



RESUMO:

As fraturas ósseas podem ocorrer frequentemente, na maioria das vezes por causas acidentais, mas também de forma provocada para correção de anomalias. Sempre que surge uma fratura óssea é necessário proceder à sua estabilização para que se consiga uma boa regeneração óssea. A estabilização pode ser realizada com recurso a fixadores internos ou externos. O processo de regeneração óssea tem como característica fundamental a formação de calo ósseo, o qual deve ser estimulado de forma a promover a aceleração da formação e da cicatrização óssea. A estimulação óssea é fundamental em todas as fraturas, pelo que os pacientes são incentivados a caminhar antes da completa remoção dos sistemas de fixação, para promover estimulação induzida naturalmente. No entanto, em pacientes com mobilidade reduzida ou acamados é necessário a aplicação de estimulação induzida. Neste trabalho, pretende-se introduzir movimentos semelhantes à estimulação natural, por recurso a um sistema eletromecânico, através da aplicação de micromovimentos no fixador externo. Estes micromovimentos têm a função de acelerar a formação óssea, diminuir o tempo de consolidação e recuperação, proporcionando uma melhoria no tratamento clínico dos pacientes.

ABSTRACT

Bone fractures can occur frequently, most often due to accidental causes. When a bone fracture arises there is necessary to stabilize the fracture in order to assure a good bone regeneration. To this end, orthopedist's use mechanical systems called external and internal fixators. The process of bone regeneration is based on the formation of bone callus, which must be stimulated in order to promote the acceleration of bone formation. To promote the bone stimulus in patients with fractures, the patients are encouraged to start walking before the complete remove of the fixation device, assuring a naturally induced stimulus. However, in patients with reduced mobility or bedridden, the application of induced stimulation is necessary. The aims of this work is to introduce movements in the fracture focus that should be similar to the natural stimulus, by using an electromechanical system that applies micromovements in the fixator. These micromovements have the function of accelerating bone formation, decreasing the time of consolidation and providing an improvement in the clinical treatment of patients.

1. INTRODUÇÃO

O esqueleto de um indivíduo adulto possui 206 ossos e tem como função permitir o suporte e a proteção dos órgãos. O esqueleto humano pode ser dividido em duas componentes principais: axial (80 ossos) e apendicular (126 ossos). O esqueleto axial é composto pelo tronco, pescoço e cabeça, enquanto o apendicular é formado pelos membros superiores e inferiores (Paulino, 2014). Os membros inferiores possuem três ossos principais: o fémur, a tibia e a fíbula, denominados ossos longos, os quais são fundamentais para a sustentação do peso corporal, para a locomoção e para manter o equilíbrio. Apesar do osso apresentar uma estrutura rígida, um impacto inesperado ou um excesso de carga pode conduzir a fraturas. Para o tratamento de uma fratura acidental ou induzida cirurgicamente, como por exemplo no caso do alongamento ósseo em nanismo, é necessário imobilizar o membro e estabilizar a fratura e, neste contexto, é essencial selecionar, entre outras, uma das seguintes opções (Moss e Tejwani, 2007):

- Imobilização gessada: estabilização do foco da fratura com a aplicação de gesso na zona fraturada;
- Tração: aplicação de uma força constante para alinhar um ou mais ossos;
- Fixação interna: reposição dos fragmentos ósseos na posição normal, através da fixação com parafusos especiais ou placas metálicas (placas de osteossíntese) na superfície externa dos ossos;
- Fixação externa: aplicação de pinos ou parafusos roscados no osso, acima e abaixo do foco da fratura. Estes pinos são ligados a um mecanismo que é responsável pela estabilização da fratura. Este mecanismo é denominado de fixador externo.

Os dispositivos de fixação externa designam-se por fixadores externos. São regularmente utilizados de forma a permitir um correto realinhamento ósseo, ou quando se pretende promover alongamento ou transporte ósseo. Segundo Moss e Tejwani (Moss e Tejwani, 2007) um fixador externo

pode ser definido como um conjunto de vários componentes mecânicos interligados, que visam garantir a estabilidade e a rigidez da estrutura óssea, reestabelecendo a mobilidade ao paciente. Nos seres vivos o tecido ósseo tem a capacidade de se regenerar, assim quando se verifica uma fratura óssea o osso consegue regenerar-se dando origem a novo osso. No entanto, a maior ou menor capacidade do osso se regenerar, e consequentemente o tempo necessário para a formação do calo ósseo tem, ainda que de forma reduzida, uma relação direta com a atividade física. De facto, é possível constatar que em pacientes acamados, com fraca mobilidade ou com lesões na medula, a regeneração da massa óssea se processa de forma significativamente mais lenta, o que origina um tempo de regeneração óssea bastante superior, quando comparado com pacientes sem restrição de mobilidade e sem outras patologias associadas (Carvalho, 2002). Assim, consegue-se perceber o interesse da estimulação induzida na regeneração óssea de um membro fraturado, de modo a acelerar o processo de formação de calo ósseo, diminuindo o tempo de recuperação. Existem vários métodos para a estimulação induzida, salientando-se os que promovem efeitos positivos para a distração osteogénica, que são (Gardner *et al.*, 1996; Carvalho *et al.*, 2001): eléctrica, ultrassons, LASER e através da marcha.

De acordo com os estudos efetuados por Goldberg e Scott (Goldberg A. e Scott J.), o tempo necessário para a completa recuperação do paciente pode ser reduzido entre quatro e cinco semanas se a fratura for submetida a micromovimentos cíclicos. Contudo, o prolongamento do tempo de estimulação, em relação ao adequado, não promove melhoras significativas, pelo que o processo de regeneração não deve ser mantido por mais semanas do que as indicadas pela equipa médica (Yamaji, 2001). No caso de fratura de um osso longo dos membros inferiores, um dos métodos naturais de estimulação de calo ósseo consiste em caminhar, visto que os membros são sujeitos

a solicitações de carga que induzem os micromovimentos necessários à formação do calo ósseo. Durante a solicitação dos membros são observados três movimentos distintos no foco da fratura: axiais, transversais e angulares. Contudo, o movimento responsável pelo crescimento e consolidação do calo ósseo é o axial. Como facilmente se depreende, no caso de pacientes sem mobilidade, acamados ou com outras patologias associadas, a estimulação através da marcha de forma natural não é possível, inibindo a adequada e rápida formação do calo ósseo. A estimulação induzida por micromovimentos, que permite a consolidação correta do osso, engloba duas fases distintas: repetição do ciclo, denominado micromovimento cíclico, Fig. 1 (a); carregamento progressivo de modo a induzir o fecho do distanciamento inicial da fratura, Fig. 1 (b). De acordo com Goldberg e Scott (Goldberg A. e Scott J.) a realização destas duas fases permite a maturação e a calcificação completa do calo externo. Contudo, estes movimentos não devem ser realizados simultaneamente, mas sim de acordo com a ordem anteriormente referida. A Fig. 2 representa a evolução da rigidez da fratura em função do modo de estimulação.

O presente estudo pretende contribuir para o desenvolvimento de sistemas mecânicos que permitam a estimulação induzida por micromovimentos. O objetivo passa por implementar um dispositivo mecânico que permita simular os micromovimentos equivalentes à marcha e, desta forma, reduzir o tempo necessário para a completa recuperação do paciente, em particular no caso de pacientes acamados ou com mobilidade reduzida.

2. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Um dos fixadores externos mais utilizados é o LRS (*Limb Reconstruction System*), da marca Orthofix®. Com o desenvolvimento deste fixador as técnicas cirúrgicas melhoraram significativamente, visto o mesmo ser facilmente aplicado, apresentar boa versatilidade, estabilidade e segurança nas correções necessárias. O fixador LRS é fabricado em liga de Alumínio 7075 T6 anodizada. Este fi-



Fig 1- Micromovimentos aplicados na fratura: a) cíclico; b) carregamento progressivo (Goldberg A. e Scott J.).



Fig 2- Variação da rigidez na fratura com o modo de estimulação, adaptado de (Goldberg A. e Scott J.).

xador é constituído por dois componentes principais, a guia e os carris, e é acoplado ao osso do paciente através de pinos de Schanz. O diâmetro dos pinos depende do tipo de paciente, sendo habitual os de 6 mm de diâmetro. Estes têm também como função garantir a estabilização óssea. Os carris são constituídos por dois elementos diferentes, que atuam em conjunto e permitem o aperto dos pinos de Schanz. Para ser possível a consideração dos micromovimentos, já descritos, foi necessário adicionar um sistema eletromecânico ao fixador. Paralelamente, foi desenvolvido um *hardware* que está associado ao sistema eletromecânico e permite a sua programação em função do tratamento a realizar ao paciente. Como as propriedades

mecânicas do nylon são semelhantes às da tibia, iniciaram-se os ensaios utilizando um varão de nylon, com 200 mm de comprimento e 30 mm de diâmetro (Gardner *et al.*, 1996). Seguidamente, repetiram-se os ensaios numa tibia artificial normalizada da marca Sawbones®. A distância entre os eixos do fixador e do varão de nylon foi de 70 mm, e o pino que ficou localizado junto à fratura estava posicionado a 28 mm desta zona, como se observa na Fig.3. Nesta figura é possível visualizar o alongador Orthofix. Este componente, ao qual é conectado o motor, permite um deslocamento controlado dos carris móveis e, assim, promove o deslocamento de estimulação que se pretende induzir.

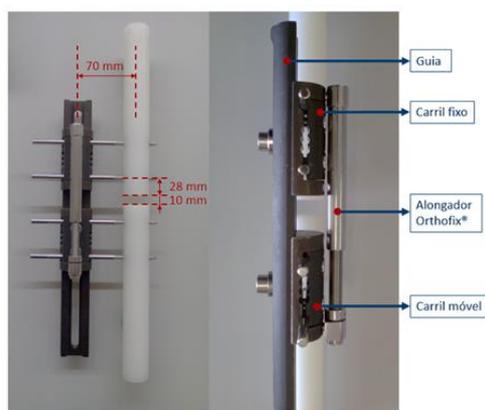


Fig 3- Distâncias fundamentais utilizadas na montagem do fixador.

Como já referido, o objetivo principal deste estudo consistiu no acoplamento ao fixador de um sistema que permita induzir micromovimentos. Assim, foi desenvolvido um dispositivo eletromecânico que contém 3 elementos, devidamente ligados: o *hardware*, a bateria e o motor. A bateria tem um diâmetro de 20 mm, comprimento de 50 mm e voltagem de 4,2 Volts, podendo ser recarregada. O motor tem a referência Planetary Gearhead GP 16, modelo 118187 com um diâmetro externo de 16 mm, redução de 850:1 e binário entre 0,1 e 0,3 N.m. Para evitar possíveis avarias no motor, o sistema foi limitado a uma força máxima de 5 N. Sempre que este valor é ultrapassado o motor interrompe o seu funcionamento. Recorreu-se ao *software* SerialPlot para definir os micromovimentos através da indicação da velocidade de avanço e do deslocamento

pretendidos (*inputs*). Desta forma é possível registar a evolução do deslocamento e da intensidade da corrente em função do tempo (*outputs*). Para ser viável o acoplamento do motor ao fixador, foi desenvolvido um suporte para o motor, Fig. 4, em material polimérico, PEUAPM (polietileno de ultra alto peso molecular). A escolha deste material deveu-se principalmente ao facto do mesmo apresentar elevada resistência à fadiga, à abrasão e a produtos quimicamente agressivos, que em ambientes hospitalares são facilmente encontrados.

3. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O principal objetivo dos ensaios experimentais foi o de avaliar o deslocamento induzido no foco da fratura, através dos micromovimentos transmitidos ao fixador pelo motor. Para assegurar que os ensaios replicavam a realidade de um paciente acamado, a montagem do sistema foi feita na horizontal, Fig. 5. Posteriormente, foi introduzido um material endurecível no foco da fratura, e promoveu-se a compressão do osso. O material escolhido foi uma pasta de silicone constituída por 15 g de silicone dentário da marca Ergasil e por 1,5 ml de catalisador da marca Enersyl. Este silicone apresenta uma dureza de 92 Shore A, e permite uma compressão de 4 mm a uma velocidade de 2 mm/min sem atingir a força de 5 N. A pasta foi colocada no espaço que representa a fratura do osso, cerca de 10 mm, sendo então imposto o deslocamento de 4 mm no motor.

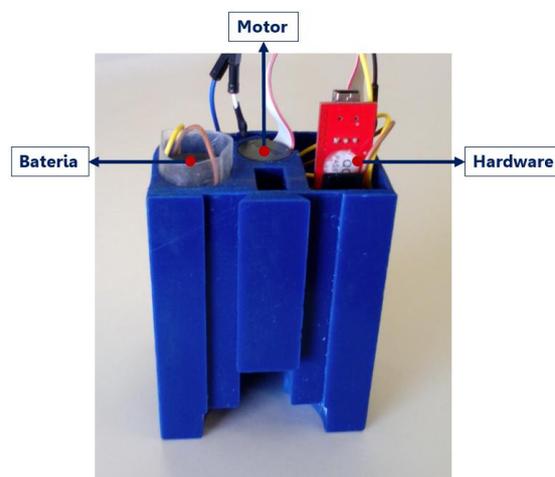


Fig 4- Suporte do motor.

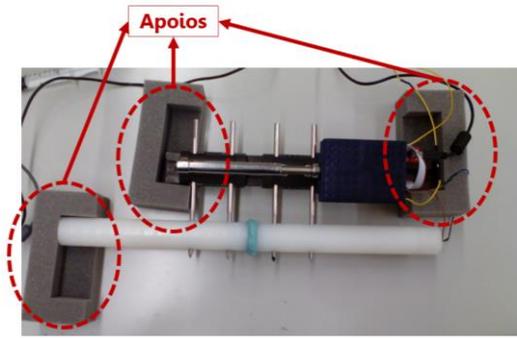


Fig 5- Montagem realizada para os ensaios.

No caso do osso artificial, a fratura do osso, bem como a fixação dos pinos ao osso foram realizadas por uma equipa médica especialista em ortopedia. Na Fig. 6 é possível observar-se o esquema representativo do ensaio de compressão.

Após a realização dos ensaios foi avaliado o deslocamento no foco da fratura, d_{fra} , o qual é definido pela equação (1),

$$d_{fra} = d_i - d_f \quad (1)$$

onde d_i e d_f representam as espessuras inicial e final da amostra, respetivamente. A espessura das amostras foi avaliada nas zonas indicadas na Fig. 7.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram realizados um total de doze ensaios, seis para o varão de nylon, e seis para o osso artificial. Todas as amostras antes de comprimidas apresentavam uma espessura uniforme de 10 mm. Após os

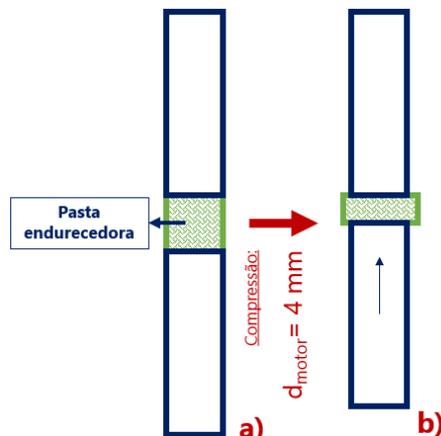


Fig. 6. Esquema do ensaio de compressão de 4 mm: a) antes do ensaio; b) após o ensaio.

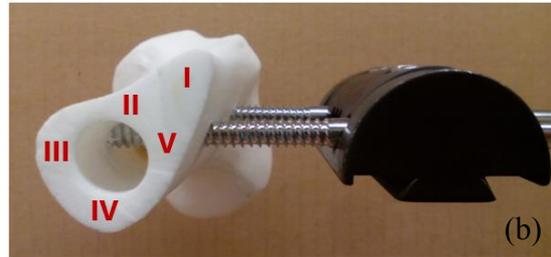
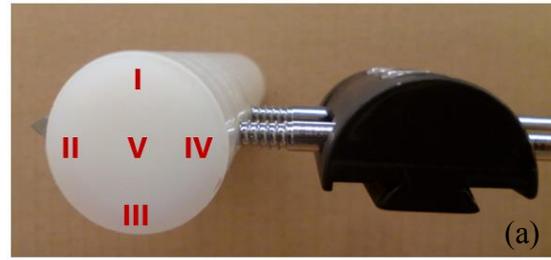


Fig. 7. Zonas de medição: a) varão de nylon; b) osso artificial.

micrómetro com uma sensibilidade de $\pm 0,01$ mm. A Tabela 1 apresenta os resultados para o varão de nylon. Com estes valores, e recorrendo à equação (1), foi possível avaliar o deslocamento no foco da fratura, Tabela 2. Nas Tabelas 3 e 4 são apresentados os resultados referentes ao osso artificial. Da análise das Tabelas 2 e 4 conclui-se que o valor médio de deslocamento no foco da fratura é de 3,32 mm para o varão de nylon e de 3,71 mm para o osso artificial. Com estes valores, e sabendo que o deslocamento imposto é de 4 mm, é possível avaliar a percentagem de deslocamento transmitida ao foco da fratura, $d_{\%}(i)$, através da equação (2).

$$d_{\%}(i) = \frac{\overline{d_{frat}}}{4} \times 100\% \quad (2)$$

A perda de movimento em percentagem (p_m) é a diferença do valor padrão de deslocamento, ou seja os 4 mm (considera-se que são os 100% do movimento), e a percentagem de movimento efetuada para cada caso, equação (3). A Tabela 5 ilustra os resultados referentes a $d_{\%}(i)$ e a (p_m).

$$p_m(i)[\%] = 100 - d_{\%}(i) \quad (3)$$

A maior perda de movimento (17,00%) regista-se no caso do varão de nylon, tendo diminuído significativamente, para 7,25%, quando se realizou a mudança do nylon para o osso artificial.

Tabela 1- Espessuras medidas nas diferentes amostras em todas as zonas para o varão de nylon.

		<u>Amostras</u>					
<u>Zonas</u>	d_f [mm]	1	2	3	4	5	6
	I	6,52	6,78	6,71	6,45	6,32	6,20
	II	6,60	6,65	6,70	6,65	6,57	6,26
	III	6,87	6,97	7,09	6,95	6,61	6,62
	IV	6,84	7,00	6,91	6,85	6,20	6,55
	V	6,75	6,95	6,91	6,82	6,46	6,50

Tabela 2- Espessura média em cada zona e cálculo do deslocamento da fratura, varão de nylon.

		<u>Média por zona</u>	<u>Desvio Padrão</u>	<u>Coefficiente de variação</u>	<u>Deslocamento na fratura</u>
<u>Zonas</u>	d_f [mm]	Σ [mm]	$(\sigma/d_f) \times 100$ [%]	$d_{fratura} = 10 - d_f$	
	I	6,50	0,22	3,43	3,50
	II	6,57	0,16	2,42	3,43
	III	6,85	0,20	2,87	3,15
	IV	6,73	0,30	4,44	3,27
	V	6,73	0,21	3,08	3,27
Média ($\overline{d_{frat}}$):				3,32 mm	
Desvio padrão (σ):				0,14 mm	

Tabela 3. Espessuras medidas nas diferentes amostras em todas as zonas, para o osso artificial.

		<u>Amostras</u>					
<u>Zonas</u>	d_f [mm]	1	2	3	4	5	6
	I	6,53	6,54	6,30	6,39	6,41	6,55
	II	6,61	6,57	6,36	6,59	6,61	6,75
	III	6,12	5,59	5,83	6,22	6,11	6,02
	IV	6,15	5,96	5,74	6,10	6,17	6,11
	V	6,27	6,16	5,94	6,14	6,24	6,17

Tabela 4. Espessura média em cada zona e cálculo do deslocamento da fratura, no caso de osso artificial.

		<u>Média por zona</u>	<u>Desvio Padrão</u>	<u>Coefficiente de variação</u>	<u>Deslocamento na fratura</u>
<u>Zonas</u>	d_f [mm]	Σ [mm]	$(\sigma/d_f) \times 100$ [%]	$d_{fratura} = d_i - d_f$	
	I	6,45	0,10	1,58	3,76
	II	6,58	0,13	1,91	3,62
	III	5,98	0,23	3,89	3,72
	IV	6,04	0,16	2,71	3,79
	V	6,15	0,12	1,88	3,64
Média ($\overline{d_{frat}}$):				3,71 mm	
Desvio padrão (σ):				0,07 mm	

Tabela 5. Cálculo das percentagens e perdas de movimento nos diferentes casos.

	Deslocamento	Percentagem do deslocamento	Perda do movimento
	$\overline{d_{frat(i)}}$ [mm]	$d_{\%}$ [%]	$p_m(i)$ [%]
Motor	4	100	0
Nylon	3,32	83,00	17,00
Osso	3,71	92,75	7,25

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos permitem concluir que é possível induzir micromovimentos no foco da fratura, sendo que a perda de deslocamento é pouco significativa (7,25 %) no modelo experimental com osso artificial. Este estudo pode ser considerado um contributo para a melhoria da aplicação de estimulação induzida de modo a acelerar o processo de cicatrização óssea.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi financiado pelo projecto UID/EMS/00285/2013.

REFERÊNCIAS

Carvalho D. Cl *et al.*, “Tratamentos não farmacológicos na estimulação da osteogênese Non-pharmacological treatments in the stimulation of osteogenesis,” *Rev Saúde Pública*, vol. 36, no. 5, pp. 647–54, 2002.

Gardner, T. N.; Evans, M. and Kenwright, J. “The influence of external fixators on fracture motion during simulated walking,” *Med. Brig. Phys*, vol. 18, no. 95, pp. 305–313, 1996.

Goldberg A. and Scott J., “Orthofix External Fixation - Basic Considerations.”

Moss, D. P. and Tejwani, N. C. “Biomechanics of External Fixation - A Review of the Literature,” *Bull. NYU Hosp. Jt. Dis. Bull NYU Hosp Jt Dis*, vol. 6565, no. 44, pp. 294–9, 2007.

Paulino, M. F., “Desenvolvimento de metodologias de formação do calo ósseo em fraturas com tratamento baseado em sistemas de fixação externa.” Projeto de tese DEM-FCTUC, Coimbra, 2014.

Yamaji, T., Ando, K., Wolf, S., Augat, P. and Claes, L. “The effect of micromovement on callus formation,” *J Orthop Sci*, vol. 6, pp. 571–575, 2001.