



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS  
E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE  
ENGENHARIA MECÂNICA

# **Avaliação Experimental de um Sistema Integrado de Fixação Óssea**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia  
Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

**Autor**

**Maria Margarida Lourenço e Sá**

**Orientadores**

**Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro**

**Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro**

**Júri**

**Presidente** Professora Doutora Maria Augusta Neto  
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Vogais** Engenheira Maria Fátima da Costa Paulino  
Assistente Convidada da Universidade de Coimbra

**Orientador** Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro  
Professor Adjunto do Instituto Superior de Engenharia de  
Coimbra

**Coimbra, Julho, 2015**



## AGRADECIMENTOS

Em primeiro e em especial tenho de agradecer aos meus pais Rui e Maria Inês pelos princípios que me transmitiram, dedicação, apoio, amizade e pelo esforço investido no meu futuro.

Agradeço,

Aos meus irmãos Eduardo e Manuel pela amizade, compreensão e nunca me terem deixado desistir ao longo do meu percurso.

Ao meu namorado David pelo apoio, compreensão e toda a ajuda dada ao longo da escrita deste trabalho.

Aos meus amigos por todos os dias passados a estudar e a escrever a tese e pelo apoio no meu percurso académico.

Aos meus orientadores Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Paula Amaro e Prof Dr Luis Roseiro pela amizade e pela disponibilidade na orientação desta tese.

Ao senhor Alberto Fernando pelo tempo despendido da criação dos componentes necessários.



## RESUMO

Após a ocorrência de uma fratura óssea, a principal preocupação médica consiste na aplicação de um sistema de fixação, para que o osso seja estabilizado e cicatrize uniformemente.

Os sistemas de fixação têm vindo a ser desenvolvidos e melhorados no último século. A possibilidade de estes obterem diferentes configurações permite a sua utilização em quase todo o tipo de fraturas e pacientes, desde situações de trauma ao alongamento ósseo. Em situações de consolidação da fratura óssea em pacientes com atividade física normal, o processo de formação do calo ósseo, e conseqüente recuperação da fratura é simples e relativamente rápido. Contudo, em pacientes com fraca mobilidade, este processo pode ser demasiado longo. No caso particular de pacientes com problemas congénitos, como no caso do nanismo, os fixadores externos permitem o alongamento ósseo, de membros longos, obtido pela formação sucessiva de calo ósseo, que vai consolidando. Também nestas situações o processo de recuperação é longo. De facto, o tempo necessário para a formação do calo ósseo, e conseqüente recuperação do paciente, está diretamente relacionado com a estimulação no foco da fratura, que no caso de pacientes normais é introduzida pelo simples caminhar.

O enquadramento deste trabalho insere-se no estudo e desenvolvimento de sistemas mecânicos que permitam introduzir, de forma controlada, micro movimentos no foco da fratura, permitindo a aceleração na formação do calo ósseo permitindo um processo de recuperação mais rápida do paciente. Assim, este trabalho estuda a possibilidade de acoplar um elemento estrutural de rigidez variável e ajustável num sistema de fixação externa habitualmente usada em situações de estabilização, alongamento e formação óssea. Desenvolve-se uma montagem experimental que inclui uma tibia simplificada e um fixador externo comercial, onde são acopladas molas. Analisa-se experimentalmente a relação existente entre a constante de rigidez do elemento mola acoplado ao fixador e o deslocamento que este permite introduzir no foco da fratura. Os resultados obtidos são apresentados e discutidos.

**Palavras-chave:**

Estabilização e Alongamento ósseo, Fixador Externo, Fratura Óssea; Micro movimentos no Foco da Fratura.



## ABSTRACT

After the occurrence of a fracture, the major medical concern is the application of a fixation system so that the bone can be stabilized and heal evenly.

Several fixing systems have been developed and improved in the last century. The possibility to obtain these different configurations allows their use in almost all types of fractures and patients, from trauma situations to bone lengthening. In consolidation situations of bone fracture in patients with normal activity, the process of bone callus formation, and subsequent recovery of the fracture is simple and relatively quick. However, in patients with poor mobility, this process may be too long. In the particular case of patients with congenital problems, like in dwarfism, external fixators allows bone lengthening, of long members, obtained by the successive formation of bone callus, which is consolidated. Also in these situations, the recovery process is long. In fact, the time required for the formation of bone callus, and subsequent recovery of the patient is directly associated with stimulation at the fracture, in the case of normal patients, is introduced by walking.

The framework of this work is part of the study and development of mechanical systems for introducing, in a controlled manner, micro-movements in the fracture, allowing the acceleration, the formation of bone callus and the acceleration in the patient's recovery process. This work study the possibility of engaging a structural element of variable and adjustable stiffness in an external fixation system usually in stabilizing situations, lengthening and bone formation. It develops an experimental setup that includes a streamlined tibia and a commercial external fixator, which springs are coupled. Analyzes experimentally the relationship between the stiffness constant of the spring element coupled to the fastener and the displacement that this allows you to enter in the fracture. The results are presented and discussed.

**Keywords** Bone Fractures, Bone Stabilization and Lengthening, External Fixator, Micro Movements in Fracture Focus.





## ÍNDICE

AGRADECIMENTOS .....	iii
RESUMO .....	v
ABSTRACT .....	vii
ÍNDICE.....	ix
ÍNDICE DE TABELAS .....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS .....	xiii
SIMBOLOGIA E SIGLAS.....	xv
Simbologia.....	xv
Siglas .....	xv
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Relevância do Trabalho .....	1
1.2. Contribuição do Autor .....	1
1.3. Objetivos.....	2
1.4. Estrutura do Trabalho .....	2
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	3
2.1. Fixadores Externos .....	3
2.2. Osteotomia.....	6
2.3. Estimulação do Calo Ósseo .....	8
3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL .....	11
3.1. Varão de <i>Nylon</i> .....	12
3.2. Fixador <i>Orthofix</i> ® LRS .....	15
3.3. Mola.....	17
3.4. Aquisição de Dados .....	20
3.4.1. <i>Software</i> LabVIEW .....	20
3.4.2. Placa de Aquisição de Dados NI 9219 .....	22
3.4.3. Chassi NI USB-9162 .....	23
3.4.4. Células de Cargas .....	23
3.4.5. Potenciômetro RC 13 G da <i>Megatron</i> .....	25
3.5. Ensaio em Bastidor.....	25
3.6. Ensaio em Máquina de Tração/Compressão .....	27
4. RESULTADOS OBTIDOS .....	29
4.1. Apresentação e Discussão de Resultados do Bastidor.....	29
4.2. Apresentação e Discussão de Resultados da Máquina de Tração/Compressão....	33
5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....	39
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	41



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1-Características mecânicas típicas do osso humano [7].....	7
Tabela 3.1-Características do material do ósseo e do <i>nylon</i> .....	12
Tabela 3.2-Dados de cada secção da tíbia da <i>SAWBONES</i> ®.....	14
Tabela 3.3-Especificações das Molas.....	20
Tabela 4.1-Deslocamentos obtidos e força máxima alcançada para ensaios sem pré-tensão. .....	31
Tabela 4.2-Resultados obtidos utilizando a mola 2.....	32
Tabela 4.3-Força média para a distância entre eixos de 50mm.....	34
Tabela 4.4-Força média para a distância entre eixos de 80mm.....	35



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1-Primeiros Fixadores Externos: a) <i>Hippocrates</i> [3]; b) <i>Parkill</i> [4]; c) <i>Lambotte</i> [4].	3
Figura 2.2-Fixadores Externos: a) <i>Hoffman</i> [6]; b) <i>Ilizarov</i> [5].	4
Figura 2.3-Configurações do fixador externo linear [7].	5
Figura 2.4-Pinos de estabilização; a) Pinos de <i>Schanz</i> [10]; b) Pinos de <i>Steinmann</i> [11].	6
Figura 2.5-Material Ósseo [13].	6
Figura 2.6-Tipos de Fraturas [7].	7
Figura 2.7-Esquema de micro movimentos aplicadas à fratura [7].	9
Figura 3.1-Esquema exemplificativo.	11
Figura 3.2-Tíbia da <i>SAWBONES®</i> : a) Modelo 3D; b) Secção da tíbia; c) Secção circular da tíbia.	13
Figura 3.3-Varão de <i>nylon</i> com os pinos roscados.	15
Figura 3.4-Modelo 3D do Fixador <i>Orthofix®</i> LRS com os componentes principais.	15
Figura 3.5-Ensaio de dureza: a) Superfície testada; b) Ensaio de dureza.	16
Figura 3.6-Esquema do Sistema de Fixação com o Tubo de <i>Nylon</i> .	17
Figura 3.7-Esquema explicativo da posição da mola.	17
Figura 3.8-Fotografia exemplificativa do cálculo da constante da mola.	19
Figura 3.9-Relação entre a força e o deslocamento das cinco molas.	19
Figura 3.10-Registo síncrono força-deslocamento: a) Painel Frontal; b) Editor.	21
Figura 3.11-Registo da força de pré-tensão na mola: a) Painel Frontal; b) Editor.	22
Figura 3.12-Placa de Aquisição de Dados NI 9219 [28].	23
Figura 3.13-Chassi NI USB-9162 [29].	23
Figura 3.14-Célula de Carga TSTM [30].	24
Figura 3.15-Célula de Carga WMC.	24
Figura 3.16-Potenciómetro RC 13 G [31].	25
Figura 3.17-Perfil <i>Bosch</i> [32].	25
Figura 3.18-Bastidor e componentes.	26
Figura 3.19-Máquina de Tração/Compressão e componentes.	28
Figura 4.1-Exemplo de disco retirado da fratura.	30
Figura 4.2-Relação entre a força de pré-tensão e o deslocamento.	32
Figura 4.3-Relação entre a força de pré-tensão e a força média alcançada.	34
Figura 4.4-Relação entre a força máxima e o deslocamento.	35

Figura 4.5-Relação entre a força de pré-tensão e a força média alcançada.....	36
Figura 4.6-Comparação da força alcançada entre cada mola: a) S-301017 ( $k=24,5\text{N/mm}$ ); b) S-301026 ( $k=17,6\text{N/mm}$ ).....	36

---

## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$A_{\text{secção circular}}$  – área da secção circular;

$d$  – diâmetro do arame da mola;

$d_{\text{entre eixos}}$  – distância entre o eixo do varão de *nylon* e o fixador;

$d_{\text{pinos-fratura}}$  – distância entre os pinos e a fratura

$D$  – diâmetro médio do enrolamento;

$e_{\text{fratura}}$  – espessura da fratura;

$F_{\text{mola}}$  – força da mola;

$F_{\text{peso}}$  – força considerada como sendo o peso de um paciente médio;

$G$  – módulo de elasticidade transversal;

$I$  – momento de inércia;

$k_a$  – constante da mola analítico;

$k_e$  – constante da mola experimental;

$N$  – número de espiras;

$r_e$  – raio externo da secção;

$r_i$  – raio interno secção;

$x$  – deslocamento;

Y–Disco – valor de descolamento registado pela massa de modelar;

Y–Potenciómetro – valor de deslocamento registado pelo potenciómetro.

### Siglas

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica;

FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra;

ISEC – Instituto Superior de Engenharia de Coimbra;

*LabVIEW* – Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench.





## **1. INTRODUÇÃO**

A osteotomia em ossos longos, como por exemplo a tíbia, é frequentemente aplicada em pessoas com problemas congénitos, onde se destaca o caso do nanismo. Após a realização da fratura é necessário que esta cicatrize corretamente, sendo para isso aplicado um sistema de fixação externa. No caso do nanismo este procedimento é efetuado de forma a promover o alongamento ósseo para tornar o membro mais longo. De modo a garantir a formação de osso novo durante o alongamento, designado por calo ósseo, e diminuir o tempo de recuperação, é importante a introdução de micro movimentos no foco da fratura.

Este tema tem vindo a ser estudado por vários autores, e a literatura refere que a introdução de um deslocamento de 1mm na zona da fratura, com uma frequência de 50Hz, por um determinado período de tempo diário, permite uma aceleração da formação do calo ósseo, com a conseqüente redução do tempo de recuperação do paciente.

### **1.1. Relevância do Trabalho**

Após a revisão da literatura a respeito de fixadores externos, osteotomia e estimulação do calo ósseo verificou-se a relevância deste assunto na rotina diária das pessoas com problemas congénitos e/ou com fraca mobilidade, que sejam submetidas a processo de osteotomia.

Existem diversos estudos acerca deste tema. Contudo, estes são principalmente relacionados com a estabilização total da fratura, havendo pouco conhecimento acerca de sistemas de fixação que permitam a implementação controlada de micro movimentos no foco da fratura.

### **1.2. Contribuição do Autor**

Este estudo considera um fixador externo, habitualmente utilizado em situações de alongamento ósseo. Com o presente trabalho pretende-se contribuir para o desenvolvimento de sistemas que permitam acelerar a formação do calo ósseo, assim estuda-se a relação entre o movimento controlado de uma das partes do sistema de fixação externa

e o deslocamento que se introduz no foco da fratura, quando é imposto um determinado valor de força.

### **1.3. Objetivos**

- ✓ Contribuir para o desenvolvimento de um método para a introdução, mecanicamente e de modo controlado, de micro movimentos em zonas de fraturas impostas;
- ✓ Implementar uma metodologia experimental para a realização de ensaios de solitação axial do sistema fixador externo - osso, de acordo com a norma ASTM F 1541 – 02.

### **1.4. Estrutura do Trabalho**

O presente trabalho está dividido em 5 capítulos: introdução, fundamentação teórica, desenvolvimento experimental, análise e discussão de resultados, conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

Na introdução apresenta-se uma breve descrição, a relevância e os objetivos do trabalho. A fundamentação teórica aprofunda os três conceitos de base com enquadramento neste trabalho: fixadores externos, osteotomia e estimulação do calo ósseo. No capítulo três é descrita a metodologia seguida para obtenção dos resultados pretendidos. No quarto capítulo são apresentados os resultados experimentais obtidos, que são discutidos e comparados com resultados numéricos em estudo. Por fim, nas conclusões são apresentadas as considerações finais e são dadas sugestões para trabalhos futuros.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1. Fixadores Externos

Quando ocorre uma fratura num osso, o principal objetivo passa por estabilizá-la, normalmente através de técnicas de fixação óssea. A fixação é utilizada para uma rápida e eficaz cicatrização do osso fraturado, de modo a reintroduzir a mobilidade do paciente.

As fraturas podem ser tratadas de um modo conservador, recorrendo a técnicas baseadas em talas ou outro tipo de imobilizadores, ou utilizando fixadores internos ou externos [1]. Os fixadores externos são também aplicados em pacientes com problemas congénitos, como no caso do nanismo, de modo a promover de forma controlada o alongamento ósseo do membro.

Desde a Grécia antiga que se fala em fixadores externos, sendo o pioneiro deste sistema Hipócrates, considerado o pai da medicina, que há quase 2400 anos já tinha descrito uma forma de fixação externa para uma tibia, Figura 2.1 a) [2].

Esta preocupação foi recuperada a meio do século XIX por *Jean-Francois Malgaigne*, que, para imobilizar uma tibia fraturada, usou tiras de couro e mais tarde um sistema de garra. No final do mesmo século, *Clayton Parkhill* (USA), Figura 2.1 b), e *Albin Lambotte* (Bélgica), Figura 2.1 c), descreveram, quase simultaneamente e em linhas de estudo independentes e sem cruzamento de informação, sistemas de fixação externa para ossos longos praticamente idênticos aos utilizados hoje em dia.

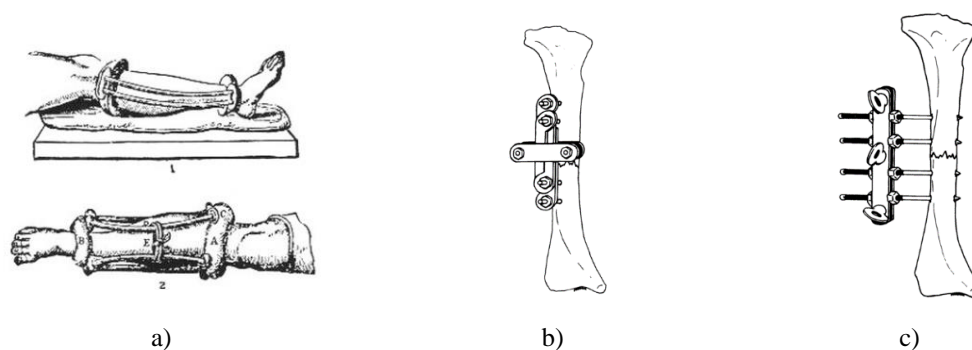
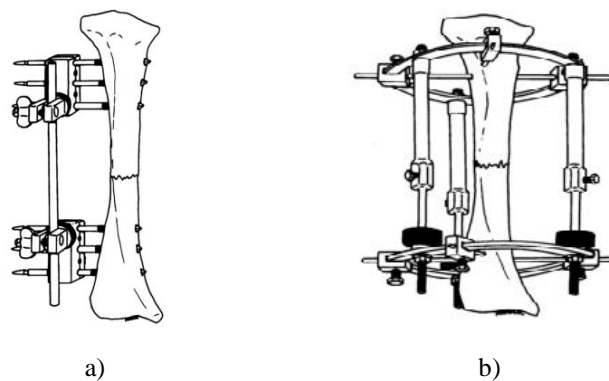


Figura 2.1-Primeiros Fixadores Externos: a) *Hippocrates* [3]; b) *Parkill* [4]; c) *Lambotte* [4].

Na década de 1940, *Hoffman* apresentou um fixador unilateral, montado unicamente de um dos lados do membro, que já incorporava um sistema deslizante para a redução de fraturas, Figura 2.2 a).

Durante a 2ª Guerra Mundial a utilização deste sistema foi reduzida nos Estados Unidos da América, devido a complicações principalmente derivadas de infeções provocadas pelos pinos e pela dificuldade de cicatrização do osso. De facto, depois da 2ª Guerra a *Committee on Fracture and Trauma Surgery of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* admitiu que o mecanismo tinha muitas vantagens como a estabilização e ao mesmo tempo a mobilização, mas deparou-se com imensas desvantagens, como as infeções, o atraso na junção da fratura e, mesmo uma união incompleta. No entanto, enquanto que na América houve uma redução na utilização destes sistemas, na Europa os cirurgiões continuaram a melhorar o mecanismo.

Após alguns anos, em 1980, *Ilizarov* desenvolveu um fixador circular, que ainda hoje é usado, Figura 2.2 b). Este fixador é constituído por anéis conectados por fios em tensão para garantir a estabilização dos segmentos ósseos [5].



**Figura 2.2-Fixadores Externos: a) Hoffman [6]; b) Ilizarov [5].**

Todos estes fixadores têm vindo a evoluir para os sistemas de fixação atuais, que podem ser classificados como [6]:

- Uniplanar-unilateral, utiliza uma barra, num dos lados do membro, conectada a dois ou mais pinos, Figura 2.3 A;
- Uniplanar-bilateral, utiliza pinos colocados em dois ou mais planos para garantir a estabilidade usa fixadores em ambos os lados do membro conectadas por pinos, Figura 2.3 B;

- Biplanar, usa fixadores em ambos os lados do membro conectadas por pinos, Figura 2.3 C;
- Multiplanar, possível de ser montado para várias situações clínicas, variando a posição das barras e dos parafusos, Figura 2.3 D.

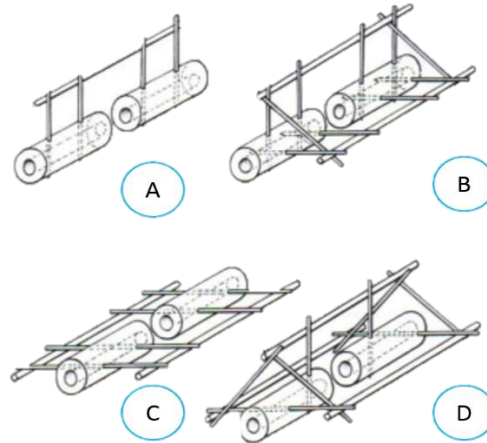


Figura 2.3-Configurações do fixador externo linear [7].

Quando ocorre uma fratura e a decisão médica passa pela utilização deste tipo de fixadores, existe imediatamente a necessidade de estabilizar a fratura. A estabilização pode ocorrer com recurso a pinos ou fios, sendo ambos ancorados ao sistema mecânico após perfuração do osso [7].

Ao nível dos pinos de fixação ao osso, existem duas alternativas principais, mostradas na Figura 2.4: a) pinos de *Shanz* e b) pinos de *Steinman*. Os pinos de *Shanz* possuem uma ponta roscada para reduzir as forças que possam existir entre o parafuso e o osso e estão disponíveis no mercado com diâmetros de 2.0mm até 6.0mm e com comprimentos desde 100mm até 300mm [8], os pinos de *Steinman* têm a ponta em bisel e o corpo liso, sendo possível encontrar no mercado com o diâmetro entre 2,8mm e 5mm e o comprimento entre 100mm e 500mm [9].



Figura 2.4-Pinos de estabilização; a) Pinos de Schanz [10]; b) Pinos de Steinmann[11].

Os pinos devem ser colocados por um cirurgião experiente, fazendo-os atravessar completamente o osso para garantir a rigidez e estabilidade necessárias.

A colocação dos pinos no osso, o número de pinos e o diâmetro dos mesmos são variáveis que determinam as características do sistema de fixação [2]. Também a distância entre o osso e o fixador é algo importante para a estabilidade do membro fraturado [6].

## 2.2. Osteotomia

O esqueleto humano tem como principal função o suporte e a proteção dos órgãos e é constituído por 206 ossos individuais, que são agrupados em esqueleto axial, 80 ossos, e esqueleto apendicular, 126 ossos. A parte superior do corpo, crânio, tronco e pescoço, compõem o esqueleto axial, enquanto que membros superiores e inferiores e a zona pélvica compõem o esqueleto apendicular [12].

Os ossos longos crescem e regeneram-se mais rapidamente que os outros ossos, sendo os inferiores responsáveis pelo suporte e pela movimentação do corpo.

O material ósseo é dividido em trabecular, sendo este osso esponjoso, e cortical, que é o osso exterior mais rígido, Figura 2.5 [13]. As suas propriedades encontram-se enumeradas na Tabela 2.1.

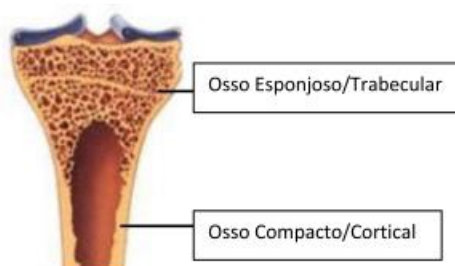


Figura 2.5-Material Ósseo [13].

Tabela 2.1- Características mecânicas típicas do osso humano [7].

	Massa volúmica [ $kg/m^3$ ]	Módulo de <i>Young</i> [ $GPa$ ]	Coefficiente de <i>Poisson</i>
Trabecular	300	1,1	0,33
Cortical	1800	15	0,33

Os ossos são estruturas rígidas, mas quando sofrem impacto inesperado o membro pode fraturar. A gravidade da fratura depende essencialmente da força, do ângulo e do ponto de impacto no membro.

As fraturas podem ser classificadas como [14]:

- Estáveis: as extremidades da fratura encontram-se alinhadas ou ligeiramente deslocadas;
- Abertas: a pele é perfurada pelo osso, sendo este visível ou não na ferida;
- Transversas: a fratura é horizontal;
- Oblíquas: a fratura têm um padrão angular;
- Fragmentadas: o osso quebra em três ou mais partes.

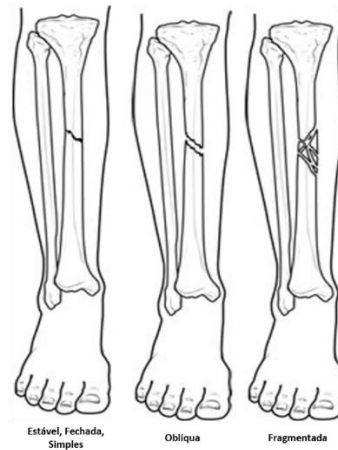


Figura 2.6-Tipos de Fraturas [7].

No caso de problemas congénitos, por exemplo o nanismo ou malformações nos membros, é comum impor-se a fratura, de modo a provocar o alongamento ósseo. O corte do osso, em ambiente cirúrgico, designa-se por Osteotomia [15].

Após o seccionamento ósseo é colocado um mecanismo, interno ou externo, para garantir a estabilização do osso, mas que permita a existência de movimento entre ambas as partes do osso, de modo a garantir a formação do calo ósseo e assim a sua renovação.

## 2.3. Estimulação do Calo Ósseo

Os indivíduos que nascem com nanismo, podem sofrer problemas médicos, mas também distúrbios psiquiátricos devido à sua baixa estatura e à limitação na realização da rotina diária, como conduzir veículos automóveis ou chegar até objetos colocados em estruturas elevadas. Por esta razão, há pacientes com estas limitações interessados na realização de alongamento ósseo [16]. No caso dos membros inferiores, o alongamento é promovido ao nível do fêmur ou da tíbia, os ossos longos.

Para haver um alongamento ósseo adequado e para que o processo de recuperação ocorra mais rapidamente, após a osteotomia é necessário promover a estimulação do calo ósseo, estando este processo biológico influenciado pelo movimento entre os fragmentos. O calo ósseo pode ser estimulado das seguintes formas, [17]:

- Estímulo elétrico: surgiu de forma a cicatrizar fraturas sem necessidade de cirurgia;
- Estímulo por ultrassom: aplicação de ondas acústicas de alta frequência;
- Estímulo por laser: a ação do laser no tecido ósseo provoca efeitos bioquímicos, bioelétricos e bioenergéticos;
- Estímulo através da marcha: o efeito de andar cria movimentos suficientes para o desenvolvimento do calo ósseo.

A correta renovação do osso é influenciada por dois processos, um direto e outro indireto. O processo direto envolve a rigidez do fixador que leva à renovação do calo ósseo e no processo indireto considera-se a flexibilidade do sistema de fixação para a consolidação do calo. O deslocamento, a frequência, a força aplicada e o tamanho da fratura também influenciam esta renovação [18].

A boa formação do osso permite a integridade, a continuidade e a rigidez do osso, permitindo ao paciente o retorno à normalidade, assim, a cicatrização do osso depende do envolvimento mecânico, do sistema de fixação e da carga aplicada durante a atividade diária do paciente.

É muito importante a escolha do fixador, para garantir a rigidez necessária à cicatrização correta do osso, avaliada em relação à capacidade de controlar os movimentos



na zona da fratura, que idealmente só devem ser axiais [18]. Poderão ocorrer movimentos transversais e angulares, mas estes devem ser evitados.

A fixação externa é muito utilizada nestes casos, pois permite mudar as características mecânicas do sistema que controla a dinamização do calo ósseo. Estes fixadores podem ser utilizados para aplicar cargas ao osso, mas também, indiretamente, para medir o movimento entre fragmentos e a rigidez da fratura.

Na interface entre o sistema de fixação e o osso, os pinos utilizados para a sua fixação devem ser mantidos fora da zona de cicatrização, para não interferirem no fornecimento de sangue [20], variando a distância em relação à fratura e criando, assim, diferentes configurações [21].

Vários autores têm vindo a investigar no sentido de acelerar o processo de cicatrização da fratura, melhorando a qualidade de vida dos pacientes. Em 1991, Kenwright *et al* [22] realizaram ensaios em pacientes, com diferentes graus de lesões, em que aplicavam um sistema pneumático ao sistema de fixação. Desta forma pretendiam que por um pequeno período de tempo todos os dias o paciente fosse sujeito a um deslocamento axial cíclico, Figura 2.7, aplicado na fratura de forma a reduzir o tempo de cicatrização. Os autores concluíram que uma estimulação de 20 minutos por dia, com um deslocamento de 1mm e uma frequência de 50Hz seria o ideal para uma breve recuperação da fratura.

Para este estudo, Kenwright *et al* [22], ajustou o sistema utilizado nos pacientes para que só fosse induzida uma carga até 300N, limitando o deslocamento a 1mm através da introdução de um batente.

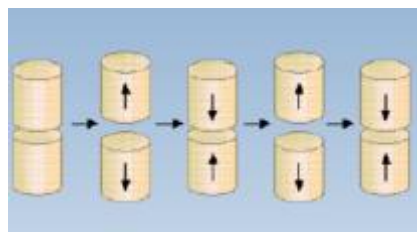


Figura 2.7-Esquema de micro movimentos aplicadas à fratura [7].



### 3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Neste trabalho pretende-se avaliar a relação entre a força aplicada numa tíbia, com fratura transversa na zona da diáfise, típica em alongamento ósseo, e o deslocamento ocorrido no foco da fratura, quando o sistema de fixação tem rigidez variável. A ideia passa por acoplar um elemento de rigidez variável ao sistema de fixação que permita a ocorrência de ciclos controlados de movimento axial. O fixador deverá conter uma superfície que permita o deslizamento entre si, de modo a acompanhar o osso no movimento axial. A Figura 3.1 ilustra a ideia base considerada neste trabalho.

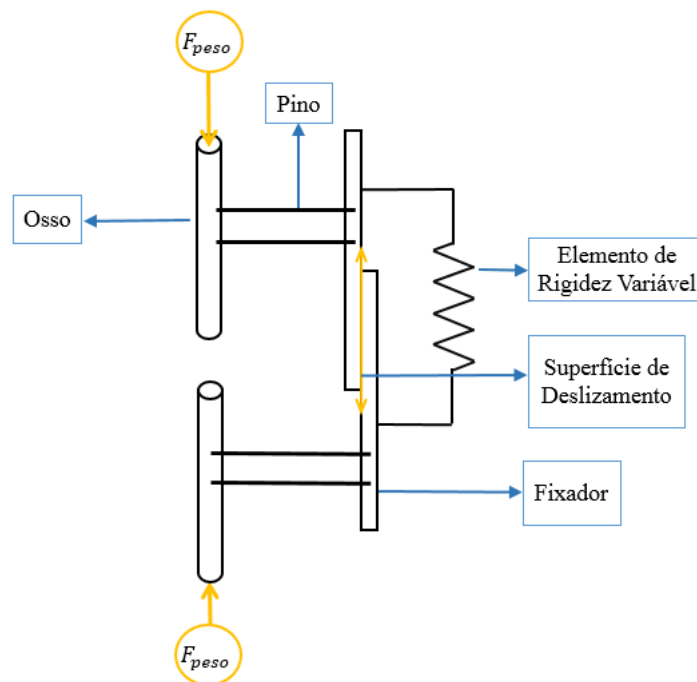


Figura 3.1-Esquema exemplificativo.

O elemento de rigidez variável, ilustrado na figura anterior deverá ser montado entre as partes deslizantes do sistema de fixação e deter um comportamento que amortea e dificulte o movimento relativo entre as partes. Deverá ser ajustado de modo a garantir que quando for aplicada uma força no osso o deslocamento na zona da fratura seja o pretendido.

Este estudo considera a aplicação de carga axial de 300N e a referência de um deslocamento de 1mm na zona da fratura. Como elemento de rigidez variável, optou-se por

considerar uma mola de tração, com constante de rigidez conhecida. Este tipo de elemento já foi utilizado por Kenwright *et al* em 1991 [22]. Foram projetados componentes para o acoplamento da mola no fixador e, complementarmente, o sistema permite o controlo do pré-aperto. A descrição detalhada da sua implementação está exposta no ponto 3.3.

A referência do estudo é conforme já referido, uma tibia com fratura na zona central da diáfise. Estando o estudo numa fase inicial optou-se por encontrar um material com características idênticas ao da tibia, que facilitasse a montagem experimental e a sua manipulação. A escolha foi o varão de *nylon*, sendo o procedimento exposto no ponto 3.1.

De acordo com a informação médica obtida, os fixadores externos mais utilizados para situação de alongamento ósseo são os fixadores da marca *Orthofix*® LRS (*Limb Reconstruction System*). Os pinos selecionados para esta aplicação são os de *Schanz*. O sistema de fixação é descrito no ponto 3.2.

Foram desenvolvidas duas instalações para a realização dos ensaios experimentais, uma num bastidor, apresentado em 3.5, e outra com recurso a uma máquina de tração/compressão, exposto no ponto 3.6.

O desenvolvimento experimental foi baseado na norma ASTM F 1541 – 02 [23].

### 3.1. Varão de *Nylon*

Tal como já referido, utilizou-se varão de *nylon* como substituto de uma tibia normalizada. Importa referir que estava previsto a utilização de uma tibia sintética, da marca *SAWBONES*® que não foi possível implementar tendo em conta diversas limitações.

O varão de *nylon* já foi utilizado por Gardner *et al* [18] e tem características mecânicas que se podem ajustar às da tibia humana, tal como se expõe na Tabela 3.1.

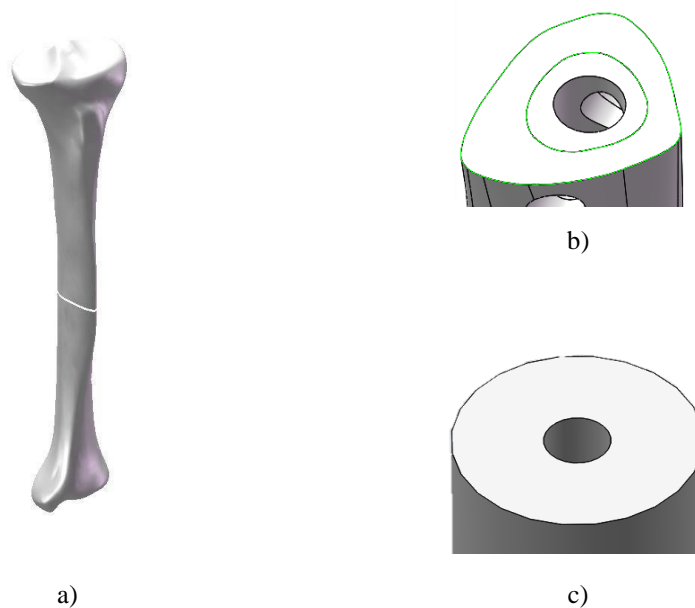
**Tabela 3.1- Características do material do ósseo e do *nylon*.**

	Massa volúmica [ <i>kg/m</i> <sup>3</sup> ]	Módulo de <i>Young</i> [ <i>GPa</i> ]	Coefficiente de <i>Poisson</i>
Osso Trabecular	300	1,1	0,33
Osso Cortical	1800	15	0,33
<i>Nylon</i>	1130	3	0,39

Como é possível observar pela Tabela 3.1, o valor da massa volúmica do *nylon* aproxima-se ao valor médio da massa volúmica do material ósseo. Em relação às outras características acontece o mesmo. Assim, tratando-se de um estudo comparativo, o varão de *nylon* é adequado como primeira aproximação neste estudo experimental.

De modo a ajustar e aproximar as características mecânicas entre o varão e a tibia, partiu-se do modelo 3D de uma tibia da marca *SAWBONES*® e modelo #3401, Figura 3.2 a). Foram determinadas as áreas de 8 secções do osso, Tabela 3.2, localizadas a 25, 45, 65 e 90 mm em relação à zona da fratura na parte superior e inferior, com a fratura localizada a meio da diáfise da tibia, Figura 3.2 b).

Sabendo que o furo interior tem 4mm de raio, considerou-se que a área de cada secção se aproxima a uma secção circular, tal como se ilustra na Figura 3.2 c).



**Figura 3.2-Tibia da SAWBONES®: a) Modelo 3D; b) Secção da tibia; c) Secção circular da tibia.**

A área da secção é dada pela equação (3.1), onde  $r_e$  é o raio externo da secção e  $r_i$  o raio interno da secção.

$$A_{\text{secção circular}} = \pi \times (r_e^2 - r_i^2) \quad (3.1)$$

Como se conhece o valor das áreas das secções, Tabela 3.2, e o valor do raio interno, 4mm, é possível a partir da equação (3.1) obter o valor do raio externo de cada secção. Assim, para cada secção passa a ser possível calcular o momento de inércia, equação (3.2).

$$I = \frac{\pi}{4} \times (r_e^4 - r_i^4). \quad (3.2)$$

Sabendo o valor do momento de inércia de cada secção calculou-se a média das mesmas. Partindo deste valor e utilizando a equação (3.2) chegou-se ao valor aproximado do diâmetro para o tubo de *nylon*. Esse valor foi de 25 mm. Atendendo a que o diâmetro normalizado mais próximo para o varão de *nylon* é de 30mm, foi esta a opção seguida, confirmando o utilizado em 2003 por Yang *et al* [24]. Além disso, esta opção está também enquadrada na norma seguida neste estudo.

**Tabela 3.2-Dados de cada secção da tíbia da SAWBONES®.**

	Distância das secções [mm]	Área [mm <sup>2</sup> ]	Raio Externo [mm]	Momento de Inércia [ × 10 <sup>4</sup> mm <sup>4</sup> ]
Superior	25	462	12,8	2,1
	45	485	13,1	2,3
	65	535	13,7	2,7
	90	618	14,6	3,5
Inferior	25	410	12,1	1,7
	45	387	11,8	1,5
	65	374	11,6	1,4
	90	380	11,7	1,5

O osso fraturado é então simulado por dois varões de *nylon* de 200mm de comprimento. Esta dimensão foi baseada na medida média da tíbia da SAWBONES® e nas dimensões indicadas na norma ASTM F 1541 - 02. Em cada varão de *nylon* são roscados dois pinos de *Schanz* de 6mm de diâmetro, Figura 3.3, sendo os pinos mais perto da fratura situados a 28mm da superfície do *nylon* ( $d_{\text{pinos-fratura}}$ ).

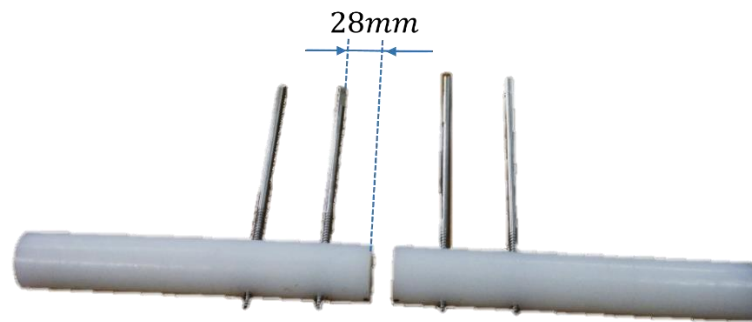


Figura 3.3-Varão de *nylon* com os pinos roscados.

### 3.2. Fixador *Orthofix*® LRS

Este sistema de fixação, segundo o fabricante, é indicado para o tratamento de reconstruções em pacientes com estatura pequena, perda óssea, fraturas abertas e deformidades angulares e têm como vantagens e características [25]:

- Aplicação fácil e redução do tempo de cirurgia;
- Flexibilidade e versatilidade;
- Estabilidade e segurança nas correções;
- Maior conforto do paciente;
- Carris deslizantes sobre barras rígidas;
- Conexão por unidades de compressão/tração.

Como é possível observar pela Figura 3.4, o fixador tem dois elementos principais, a guia (1) e os carris (2). O carril A serve de batente, o B sendo móvel desliza sob a guia e o C está fixo.

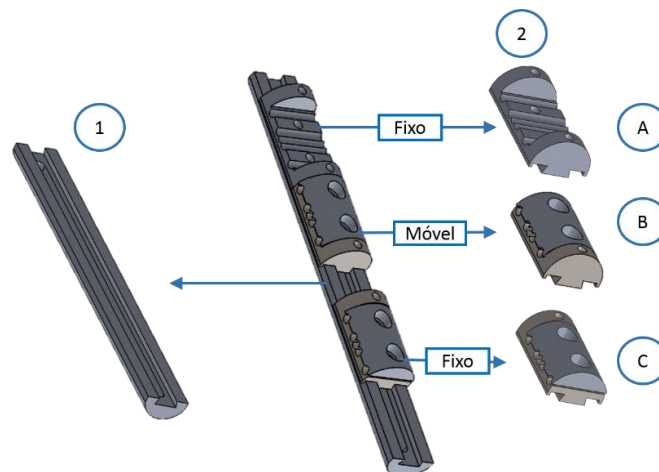


Figura 3.4-Modelo 3D do Fixador *Orthofix*® LRS com os componentes principais.

Dado que não foi possível obter informação detalhada acerca do material constituinte do fixador junto do fabricante, foram realizados ensaios de dureza.

A dureza é avaliada pela capacidade de um material riscar o outro, sendo neste caso utilizado o método de dureza *Vickers*. Este método é versátil e de alta precisão, onde uma pirâmide de diamante de base quadrada, Figura 3.5 b), e com um ângulo de  $136^\circ$  é comprimida com uma dada força contra a superfície do material a avaliar, durante cerca de 10 s. Para a realização correta deste teste foi necessário polir a superfície, Figura 3.5, para retirar a camada externa de proteção do fixador que estaria anodizada.

Neste caso, foi utilizado um número de dureza de 5HV, correspondente à aplicação de uma força de 5kgf. O valor médio do conjunto de cinco ensaios de dureza, efetuados em posições diferentes, foi de 161HV. Os resultados obtidos sugerem que o material do fixador seja a liga de Alumínio 7075 T6.

Este foi o material considerado nas simulações numéricas do estudo complementar em curso, atrás referido.



a)



b)

**Figura 3.5-Ensaio de dureza: a) Superfície testada; b) Ensaio de dureza.**

Na Figura 3.6 encontra-se o esquema do sistema global, utilizado neste trabalho, onde  $d_{entre\ eixos}$  é o valor da distância entre o eixo do fixador e o eixo do varão de *nylon*,  $e_{fratura}$  é espessura da fratura e  $d_{pinos-fratura}$  é a distância entre os pinos e a fratura. Numa das partes do varão, os pinos são fixos ao carril fixo (C), que por sua vez é mantido fixo na guia (1). Na outra parte do varão, os pinos são fixos ao carril móvel (B), livre relativamente à guia, podendo deslizar ao longo desta. O movimento no sentido de afastamento dos varões é limitado pelo carril batente (A), fixo à guia.



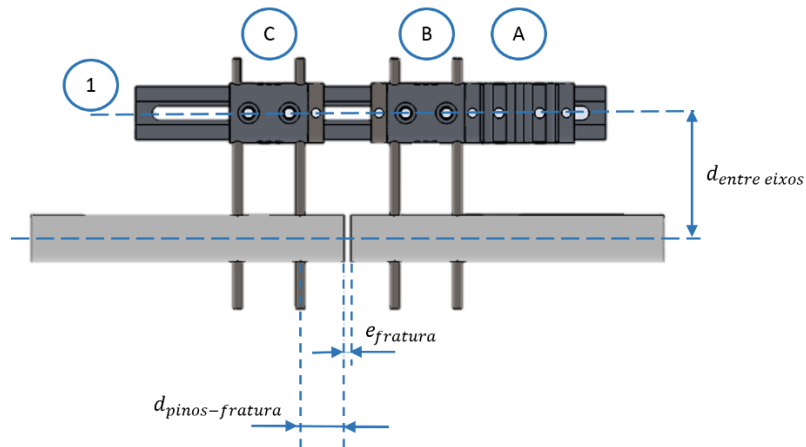


Figura 3.6-Esquema do Sistema de Fixação com o Tubo de Nylon.

### 3.3. Mola

No sistema mecânico em estudo, o elemento mola é acoplado ao carril batente e ao carril móvel, Figura 3.7 A e B. O carril B desliza com uma das partes do varão, simulando o movimento do fragmento superior do osso. O sistema considera a aplicação de uma força de compressão entre as duas partes do varão. Com a aplicação da força,  $F_{peso}$ , é introduzido um movimento axial relativo através do carril móvel.

Estando o elemento mola fixo ao carril móvel, a mola irá exercer uma força,  $F_{mola}$ , contrária ao movimento, como se representa na Figura 3.7. Esta força está dependente das características da mola, podendo ser ajustada pela imposição de um deslocamento que se traduz numa força de pré-tensão.

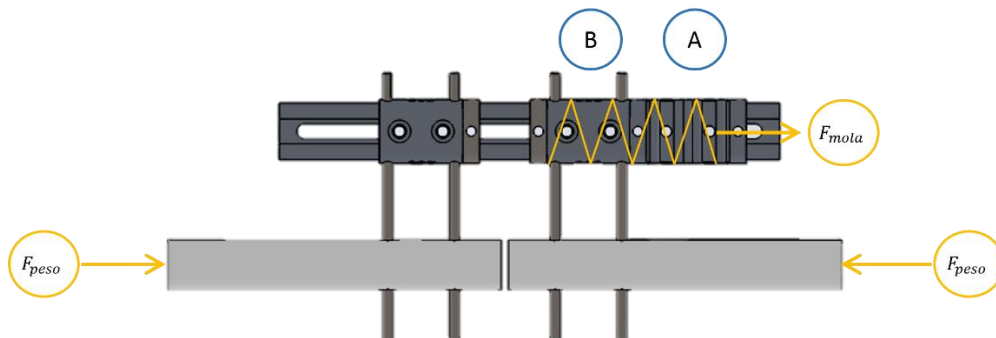


Figura 3.7-Esquema explicativo da posição da mola.

Inicialmente foram consideradas duas molas, designadas por mola 1 e mola 2, cujas especificações se encontram na Tabela 3.3. Contudo, os resultados obtidos com estas molas conduzia a um deslocamento superior ao esperado. Optou-se, então, pela utilização de molas com maior rigidez. Após alguma pesquisa, verificou-se que a FANAMOL comercializa molas cujos parâmetros se poderiam enquadrar nos objetivos pretendidos. Os cálculos de suporte para estes parâmetros tiveram como referência a simulação numérica, Tabela 3.2.

Para o cálculo analítico da constante da mola [26],  $k_a$ , aplicou-se a equação (3.3). Nesta equação  $d$  é o diâmetro do arame,  $G$  é o módulo de elasticidade transversal,  $D$  é o diâmetro médio do enrolamento e  $N$  o número de espiras.

$$k_a = \frac{d^4 \cdot G}{8 \cdot D^3 \cdot N} \quad (3.3)$$

Considerou-se que o material das molas 1 e 2 eram de aço, sendo o módulo de elasticidade transversal de 80,8 GPa [26]. Nas restantes molas o fabricante forneceu a referência do material, aço Inox AISI 302, permitindo usar o correto valor do módulo de elasticidade transversal, 69 GPa.

De modo a confirmar os resultados analíticos foram realizados alguns ensaios experimentais a partir da Lei de *Hooke*, equação (3.4), que relaciona o deslocamento da mola,  $x$ , relativamente à força,  $F$ , que é aplicada, sendo o valor da rigidez,  $k_e$ , o fator de proporcionalidade.

$$F = k_e \cdot x \quad (3.4)$$

A montagem experimental foi executada num bastidor de ensaios. A metodologia consistiu em suspender a mola verticalmente no bastidor, Figura 3.8, solicitá-la com recurso a massas calibradas e proceder à medição do deslocamento linear para cada aumento do valor da massa que era suspenso. O registo de dados foi efetuado com o aumento da solicitação, subida de carga, assim como com a sua redução, descida de carga. A medição dos deslocamentos foi feita com recurso a uma régua calibrada.



Figura 3.8-Fotografia exemplificativa do cálculo da constante da mola.

Com os valores da força aplicada e o deslocamento registados foi possível obter curvas, que permitem avaliar a rigidez experimental de cada mola. Como se observa na Figura 3.9, os dados referentes a cada mola podem-se aproximar a uma reta, sendo a inclinação desta a constante experimental de cada mola,  $k_e$ .

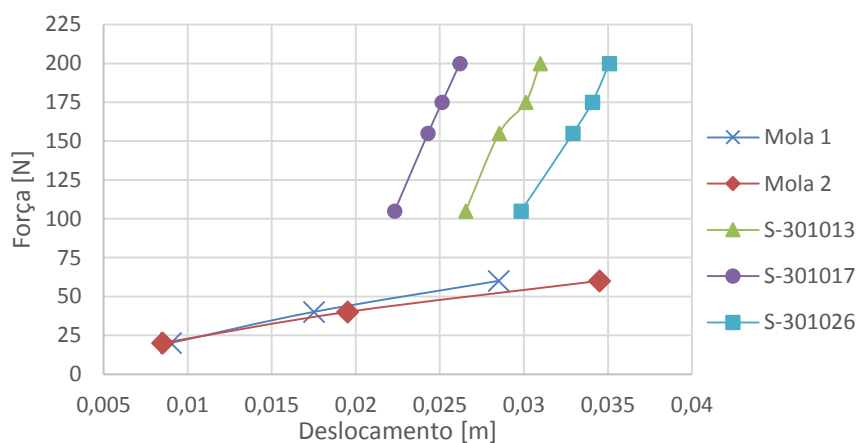







Figura 3.9-Relação entre a força e o deslocamento das cinco molas.

Na Tabela 3.3 comparam-se os resultados experimentais,  $k_e$ , com os analíticos,  $k_a$ . Tal como se pode observar, os erros variam entre 0 e 49%. A natureza destes erros tem a ver com as tolerâncias de fabrico, indefinição das características mecânicas do material, assim como erros de medição.

Tabela 3.3-Especificações das Molas.

	$d$ [mm]	$D$ [mm]	$N$	$k_a$ [N/mm]	$k_e$ [N/mm]	Erro [%]	
Mola 1	1,5	9	10	7,0	4,7	49	
Mola 2	1,5	10	34	1,5	1,5	0	
S-301026	2,5	12,3	11	16,7	17,6	8	
S-301013	2,7	12,3	9	20,1	20,4	2	
S-301017	2,6	12,2	8	22,6	24,5	5	

### 3.4. Aquisição de Dados

Para a aquisição de dados necessário para este trabalho foi utilizado o *software* da NATIONAL INSTRUMENTS®, *LabVIEW*. O sistema incluiu dois tipos de dados, a força e o deslocamento, que se pretendia adquirir de modo síncrono.

O registo da força foi feito com recurso a uma célula de carga. O registo do deslocamento foi feito apenas na montagem de bastidor, através de um potenciómetro linear.

#### 3.4.1. Software LabVIEW

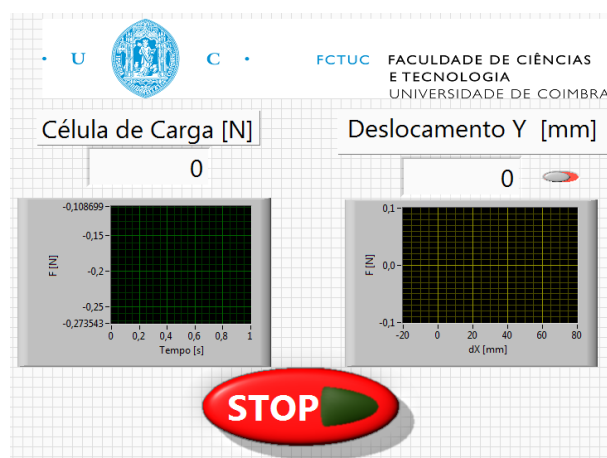
O *LabVIEW* é um *software* de projeto da National Instrument®, útil para o desenvolvimento de sistemas de medição ou controlo. Devido à sua simples interface torna-se fácil e rápida a criação de um programa para a aquisição de dados.

Este *software* integra todas as ferramentas necessárias para o programador desenvolver uma vasta gama de aplicações em tempo reduzido e com um interface agradável ao utilizador.

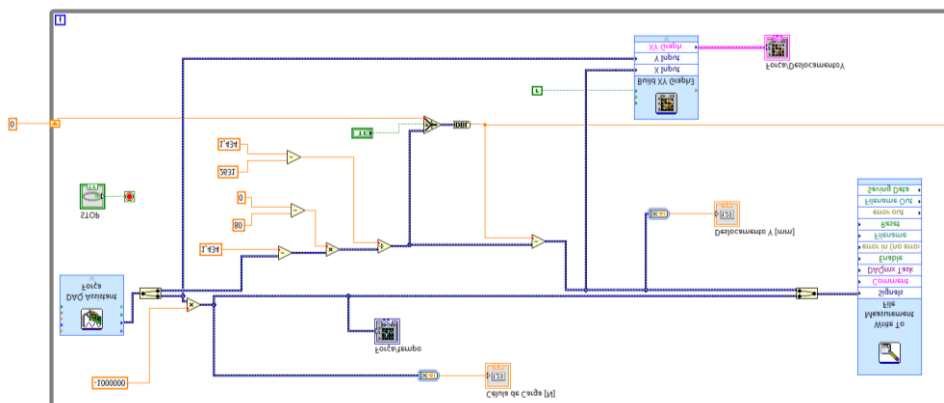
Com o *LabVIEW* é possível adquirir e analisar dados de medição, processar sinais e controlar instrumentos [27].

O painel frontal é a interface a que o utilizador tem acesso durante os ensaios, onde pode ver os dados em tempo real e interagir com o programa. O editor é o painel onde se cria o código. Para este trabalho foram desenvolvidos dois programas em *LabVIEW*.

O primeiro programa, utilizado nos testes feitos em bastidor, é apresentado na Figura 3.10 e permite registar a força da célula de carga e o deslocamento do potenciómetro. No caso dos testes efetuados na máquina universal de tração/compressão, apenas foi necessário registar a força de pré-tensão exercida pela mola. A Figura 3.11 mostra o programa feito para esta segunda situação.



a)

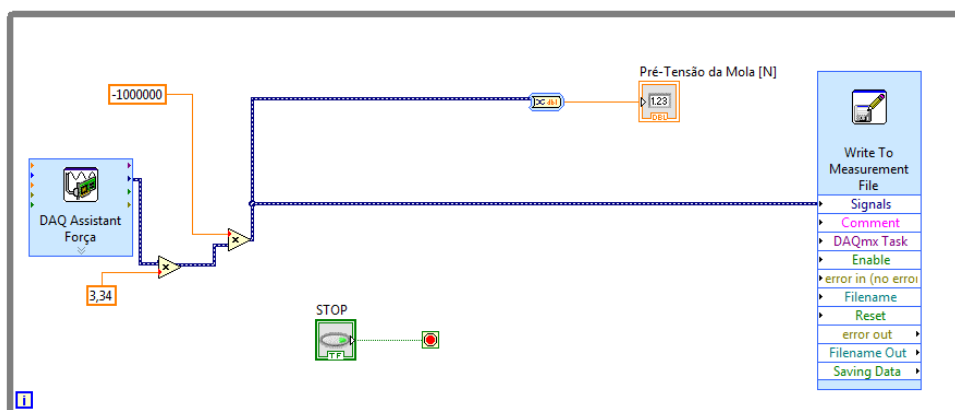


b)

Figura 3.10-Registo síncrono força-deslocamento: a) Painel Frontal; b) Editor.



a) Painel Frontal;



b) Editor.

Figura 3.11-Registo da força de pré-tensão na mola: a) Painel Frontal; b) Editor.

### 3.4.2. Placa de Aquisição de Dados NI 9219

A placa de aquisição de dados NI 9219, Figura 3.12, é um módulo universal de quatro canais da Série C podendo ser utilizado em inúmeros testes em qualquer chassi da *National Instruments*®. É composta por quatro terminais que fornecem conexão a quatro canais de entrada analógica. As características da placa, descritas pela marca, são [28]:

- Quatro canais de entrada analógico de 24bits;
- Medições de resistência, tensão e corrente, termopares e RTDs;
- Suporte para ponte completa, meia ponte ou quarto de ponte;
- Excitação de tensão e corrente interna.



Figura 3.12-Placa de Aquisição de Dados NI 9219 [28].

### 3.4.3. Chassi NI USB-9162

O chassi NI USB-9162, Figura 3.13, é a solução portátil para as placas de aquisição de dados de série C. Mesmo independente é possível implementar um suporte de módulo único com um sistema de deteção de erros para sistemas maiores ou usá-lo para a criação de protótipos [29]. A placa de aquisição de dados NI 9219 é conectada ao chassi.



Figura 3.13-Chassi NI USB-9162 [29].

### 3.4.4. Células de Cargas

#### 3.4.4.1. Célula de Carga TSTM da AEP

Esta célula de carga, Figura 3.14, foi utilizada no bastidor para medir a força aplicada ao varão de *nylon*, de modo a garantir que não se ultrapasse os 300N. Esta célula é da marca *AEP-Transdutores*, modelo TSTM de 1kN, e permite a avaliação de forças de tração e de compressão através de uma ligação de ponte completa [30].



Figura 3.14-Célula de Carga TSTM [30].

#### 3.4.4.2. Célula de Carga WMC da *Interface*

A célula de carga apresentada na Figura 3.15 foi utilizada na instalação com a máquina de tração/compressão. Esta célula foi usada para monitorizar o valor da pré-tensão imposta na mola.

Esta célula é de pequena dimensão, sendo por isso adequada à sua utilização. Da marca *Interface*, permite o registo de forças até 2,23kN.



Figura 3.15-Célula de Carga WMC.



### 3.4.5. Potenciômetro RC 13 G da *Megatron*

O potenciômetro linear, Figura 3.16, usado para a medição do deslocamento do varão, apenas utilizado nos ensaios de bastidor, é o RC13 G da *Megatron*. Este potenciômetro segundo a marca tem as seguintes características [31]:

- Compacto e de fácil montagem utilizando suportes de montagem;
- Tempo de vida longo;
- Elevada precisão devido à alta resolução e linearidade;
- Transmissão de sinal em tempo real.



Figura 3.16-Potenciômetro RC 13 G [31].

### 3.5. Ensaios em Bastidor

Para a realização dos ensaios, em bastidor, foi utilizada uma estrutura de perfil *Bosch*, Figura 3.17, no Laboratório de Biomecânica do ISEC, onde se montaram os componentes necessárias para garantir a estabilidade do sistema mecânico em avaliação.



Figura 3.17-Perfil *Bosch* [32].

Na Figura 3.18 encontra-se esquematizada a instalação criada para a realização dos ensaios em bastidor. A peça A é o apoio superior da mola, que é fixo ao batente, Figura 3.4 A, e que é atravessado pela peça B, um varão roscado M8 de passo 1,25, que permite ajustar a pré-tensão na mola. A peça C é o apoio inferior da mola e encontra-se fixa ao carril que se encontra livre, pois este terá que deslizar com o varão, mas ao mesmo tempo a mola está a contrariar o movimento. Na imagem D é possível observar a peça superior fixa ao perfil, que garante a verticalidade do sistema, a célula de carga TSTM e o parafuso sem fim que foi utilizado para aplicar carga ao varão.

A peça E é uma esfera de 15mm de diâmetro que será o apoio superior e inferior na estrutura, pois segundo a norma ASTM F 1541 – 02 [23], nos ensaios de sollicitação axial é necessário que a estrutura seja bi-articulada nas extremidades de sollicitação. Por fim, a peça F é o apoio inferior do varão, que incorpora um copo de apoio para a esfera. Todas as peças foram projetadas e maquinadas de forma a garantirem a estabilidade necessária e a permitir obter resultados coerentes.

Em todos os ensaios que se realizaram com o bastidor o fixador foi colocado a 80mm do eixo do varão e a espessura da fratura era de 4mm, tal como indicação médica e de acordo com o já simulado numericamente por Paulino *et al* [13].

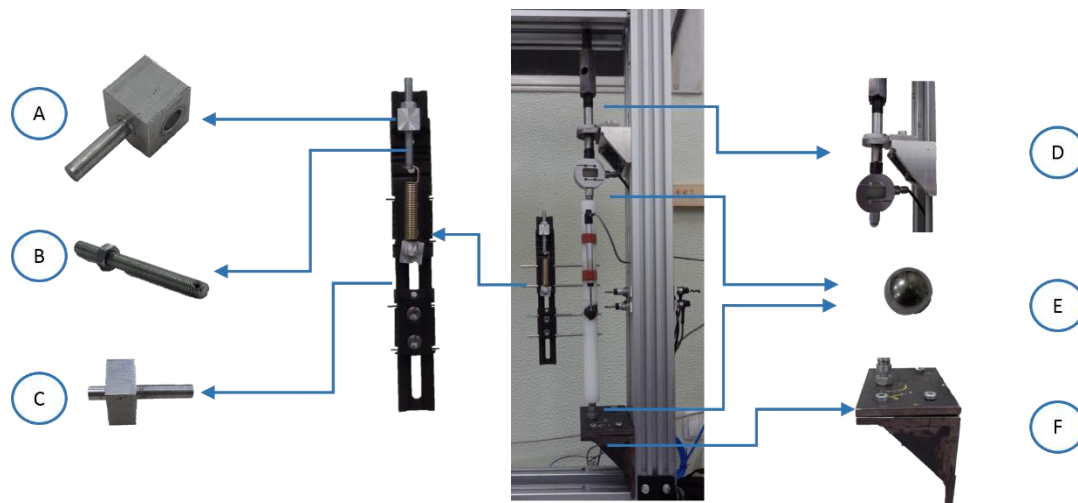


Figura 3.18-Bastidor e componentes.

### 3.6. Ensaios em Máquina de Tração/Compressão

No seguimento dos ensaios em bastidor identificou-se a necessidade de melhor monitorizar corretamente a carga que era aplicada ao sistema. Assim, foi implementada uma montagem na máquina de tração *Shimadzu AG-X Tabletop Model*, no DEM-FCTUC. A partir do *software* da máquina é possível definir a carga máxima ou o deslocamento máximo e a velocidade de deslocamento, que permitiu a execução de testes mais fiáveis. Para este trabalho a velocidade de avanço pré definida foi de 2mm/min.

Na Figura 3.19. é possível ver a montagem experimental da máquina de tração/compressão para os ensaios realizados. Todas as peças foram maquinadas e melhoradas com base nas peças projetadas para utilizar no bastidor. Assim, a peça A é um varão roscado M8 de passo 1,25mm com um furo na extremidade para segurar a mola superiormente, a peça B é o apoio superior, estando fixo ao batente e que é atravessado pelo componente A. A célula de carga WMC tem duas roscas para se apertar ao componente C, que serve de ligação à mola, e à peça D, que é o apoio inferior da célula de carga e está fixo ao carril móvel.

Como já referido na descrição do bastidor e segundo a norma ASTM é necessário que o varão seja bi-articulado nas extremidades. Por isso foi utilizado o componente D que tem uma ponta em esfera e a outra roscada para realizar a montagem na máquina. A peça E foi adaptada para acoplar uma esfera de 15mm de diâmetro.

A principal preocupação na construção desta instalação foi a sua otimização para trabalhos futuros, de forma a avaliar as indicações propostas pelo Médico Ortopedista que acompanha esta linha de investigação. Nos testes efetuados optou-se por aplicar uma fratura de 18,5 mm ( $e_{fratura}$ ) e realizar ensaios para duas distâncias distintas entre eixos do fixador e do varão de *nylon*, 50mm e 80mm ( $d_{entre\ eixos}$ ).

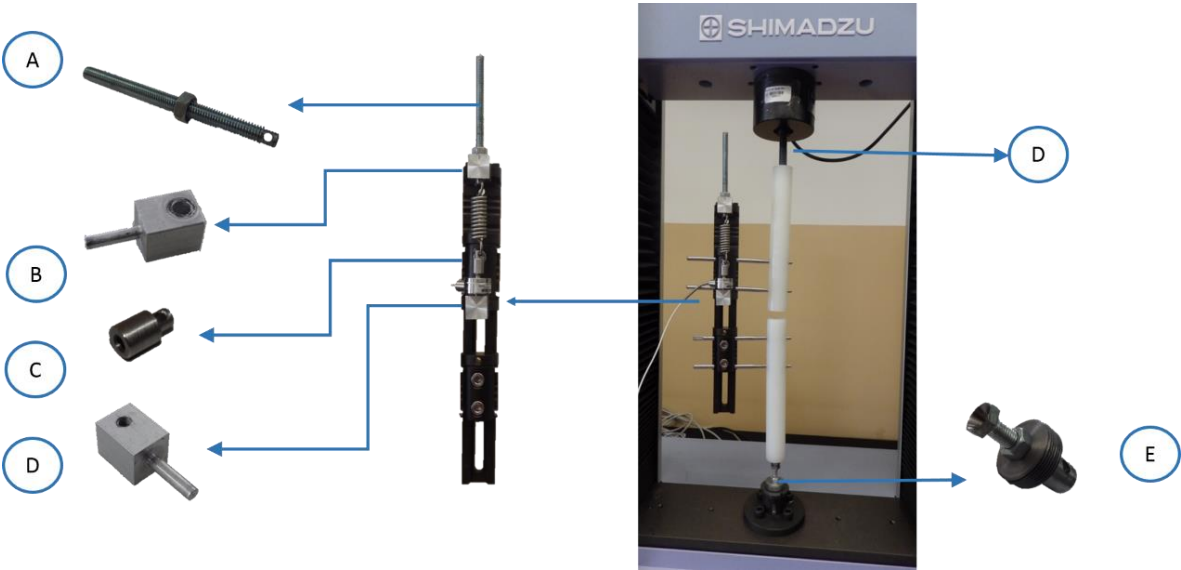


Figura 3.19-Máquina de Tração/Compressão e componentes.

## 4. RESULTADOS OBTIDOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos nos ensaios realizados no bastidor e na máquina de tração. Na instalação do bastidor realizaram-se ensaios com a mola 2. Os testes iniciais mostraram que os resultados não eram fiáveis devido a vários fatores, tais como a falta de controlo na velocidade de aplicação de carga e o valor da carga a aplicar. Nos ensaios seguintes, com a máquina de tração/compressão utilizaram-se molas de maior rigidez, já apresentadas, S-301013, S-301017 e S-301026.

A mola 1, apresentada no subcapítulo 3.3, foi utilizada nos ensaios de forma a entender e a otimizar ambas as instalações, não existindo resultados da mesma. Serviu também para confirmar a necessidade de encontrar molas de maior rigidez e para calibrar a célula de carga WMC, utilizada na máquina de tração/compressão.

A força de pré-tensão é introduzida na mola através do aperto do parafuso, em que cada volta corresponde ao passo da rosca, 1,25mm. A partir da lei de *Hooke*, equação (3.4), é possível estimar o valor da força de pré-tensão, para isso basta multiplicar o deslocamento correspondente ao número de voltas pela constante de rigidez da mola,  $k_e$ .

### 4.1. Apresentação e Discussão de Resultados do Bastidor

Após sucessivas otimizações do sistema em que foi utilizado o bastidor foram realizados ensaios no sentido de comprovar se esta instalação era credível para os resultados pretendidos, em termos de rigidez das molas e deslocamento da fratura.

Foram realizados ensaios com a mola 2, estando esta no seu estado de equilíbrio ou sujeita a uma força de pré-tensão.

De forma a confirmar o deslocamento máximo registado pelo potenciómetro foi aplicada massa de modelar no espaço da fratura, correspondente a um disco maciço e com as dimensões da fratura. Devido às propriedades da massa de modelar, durante cada ensaio, esta deformava com o movimento da fratura confirmando, assim, o deslocamento do varão de *nylon* superior, Figura 4.1. Após a solidificação da massa, foi possível comparar a variação na espessura, medido em três pontos específicos.



**Figura 4.1-Exemplo de disco retirado da fratura.**

Considera-se o valor Y-Disco como a diferença entre a espessura inicial da fratura, 4mm, e a espessura média. Este valor é comparado com o valor de deslocamento registado pelo potenciómetro, Y-Potenciómetro. A Tabela 4.1. mostra os resultados obtidos com um erro relativo entre os valores médios do Y-Disco e do Y-Potenciómetro de 12,1%. Sendo um erro aceitável indica que o valor de deslocamento registado pelo potenciómetro é aproximado ao deslocamento medido a partir da massa de modelar. O desvio-padrão dos valores Y-Disco e Y-Potenciómetro foram de 0,35mm e 0,47 mm, respetivamente, estando dentro de valores aceitáveis.

A diferença de valores de deslocamento pode-se dever à deformação que existe quando o disco é retirado da estrutura mas também a erros de medição da espessura da massa.

**Tabela 4.1-Deslocamentos obtidos e força máxima alcançada para ensaios sem pré-tensão.**

<b>Mola 2</b>	<b>Y-Disco [mm]</b>	<b>Y- Potenciómetro [mm]</b>	<b>Força Máxima [N]</b>
Teste 1	2,69	3,09	332
Teste 2	3,18	3,78	454
Teste 3	3,00	2,99	397
Teste 4	2,54	2,14	308
Teste 5	1,87	3,05	252
Teste 6	2,75	2,94	290
Teste 7	2,53	2,59	330
Teste 8	2,96	3,62	337
Teste 9	2,72	3,34	343
Teste 10	3,08	3,53	343
<b>Média</b>	<b>2,73</b>	<b>3,11</b>	<b>339</b>

A análise da coluna da força máxima, Tabela 4.1 e Tabela 4.2, permite verificar a dificuldade em garantir a aplicação de 300N. Isto deve-se à força que o utilizador exercia involuntariamente sob a instalação quando rodava o parafuso para aplicar carga ao varão. Também não foi possível garantir a força de 300N devido à velocidade de rotação do parafuso de aperto, pois mesmo sendo o mesmo utilizador não havia garantia que a velocidade de aperto fosse constante.

A Figura 4.2 mostra a relação entre a força de pré-tensão e o deslocamento no foco da fratura, para uma solicitação média de 300N. A observação da figura sugere uma relação não-linear entre estes valores, sendo visível que o deslocamento diminui com o aumento da força de pré-tensão. Nesta figura é visível que para uma força de pré-tensão de 19N, Y-Potenciómetro assume um valor que se desvia da curva. Este desvio poderá ter ocorrido por mau posicionamento do potenciómetro.

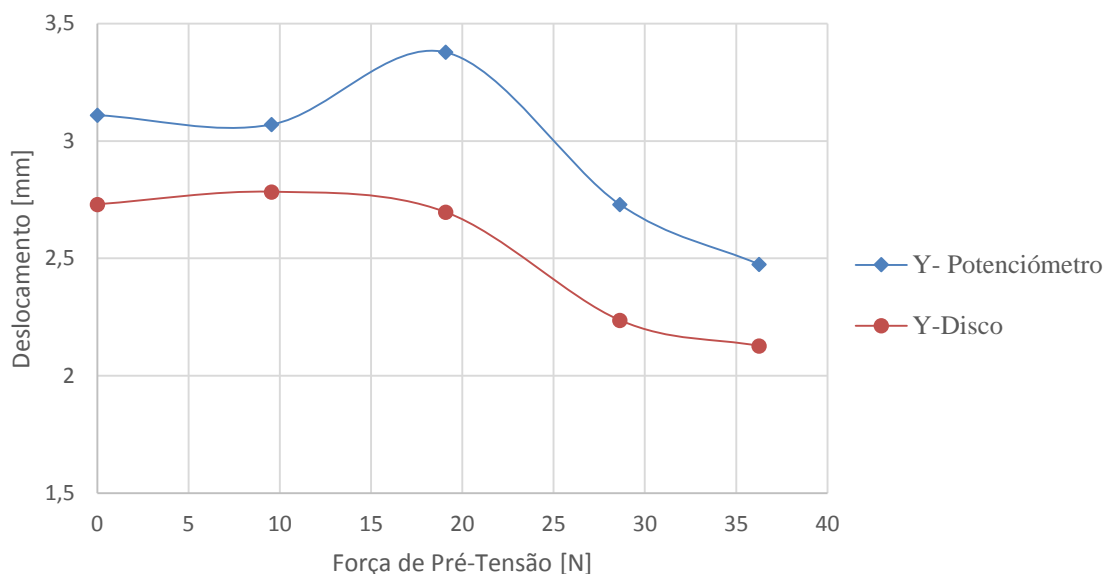


Figura 4.2-Relação entre a força de pré-tensão e o deslocamento.

Tabela 4.2-Resultados obtidos utilizando a mola 2.

Mola 2	Pré-tensão [N]	Y-Disco Médio [mm]	Y- Potenciômetro [mm]	Força Máxima [N]
Média	0	2,73	3,11	339
Teste 11	10	2,78	3,07	350
Teste 12	19,	2,70	3,38	324
Teste 13	29	2,24	2,73	296
Teste 14	36	2,13	2,47	319

Paulino *et al* [13] otimizaram o valor da rigidez da mola utilizando o modelo geométrico de uma tíbia da *SAWBONES®* e o mesmo fixador que este trabalho, recorrendo a um modelo numérico de elementos finitos. Os autores fixaram a largura da fratura em 4mm e o eixo do fixador a 80mm do eixo da tíbia, tal como seguido nos ensaios experimentais, e sugerem que para garantir 1mm de deslocamento, o valor da constante de rigidez ideal para a mola deverá ser da ordem de 630N/mm. Como a mola utilizada nestes ensaios é de rigidez inferior, 1,5N/mm, previa-se que os deslocamentos fossem superiores a 1mm, o que se verificou, tal como exposto na tabela 4.2, não sendo contudo esta diferença a esperada. Após



a análise inicial destes resultados identificou-se a necessidade de melhorar o *setup* experimental e encontrar uma solução mais fiável e que permitisse alcançar de modo controlado uma carga de 300N. Assim, de modo a garantir que a carga fosse aplicada com velocidade constante e controlada, ou com o deslocamento pretendido, optou-se por recorrer à máquina de tração/compressão *Shimadzu* AG-X no Laboratório de Construções Mecânicas DEM – FCTUC.

## **4.2. Apresentação e Discussão de Resultados da Máquina de Tração/Compressão**

Com a utilização da máquina de tração/compressão a principal preocupação foi otimizar o sistema para que em trabalhos futuros seja possível confirmar os resultados do modelo numérico em desenvolvimento. Houve a necessidade de entender a forma como o sistema reagia quando era imposto um máximo de força ou de deslocamento para diferentes valores de rigidez das molas. Assim, foram realizados ensaios com uma espessura da fratura de 18,5 mm e para duas distâncias distintas entre o eixo do varão e do fixador, nomeadamente 50mm e 80mm, de forma a compreender se ocorria flexão dos pinos e a sua influência nos resultados.

No primeiro ensaio foi imposto um deslocamento máximo de 4mm para diferentes valores de pré-tensão, de forma a avaliar a força necessária para garantir esse deslocamento. Realizaram-se dois ensaios para cada força de pré-tensão no sentido de confirmar os resultados obtidos. Na Tabela 4.3 são apresentados os valores médios da força alcançada para o deslocamento imposto de 4mm, registados pela máquina de tração/compressão.

Tabela 4.3-Força média para a distância entre eixos de 50mm.

Força de Pré-Tensão [N]	Força média para deslocamento imposto, 4mm [N]		
	Mola S-301017	Mola S-301026	Mola S-301013
25	155	140	151
50	189	168	158
70	230	216	224
100	280	265	271
125	286	308	311
140	---	336	330

A Figura 4.3, mostra a relação entre a força de pré-tensão na mola e a força máxima necessária para alcançar 4mm de deslocamento. Pode-se constatar que o aumento da força de pré-tensão na mola conduz ao aumento da força máxima praticamente linear.

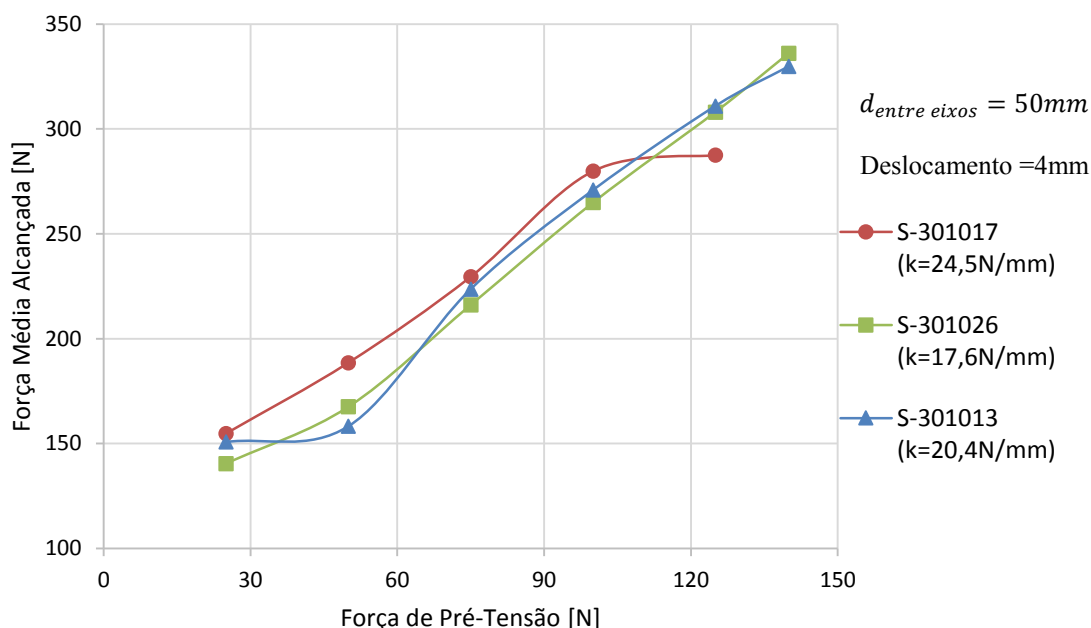
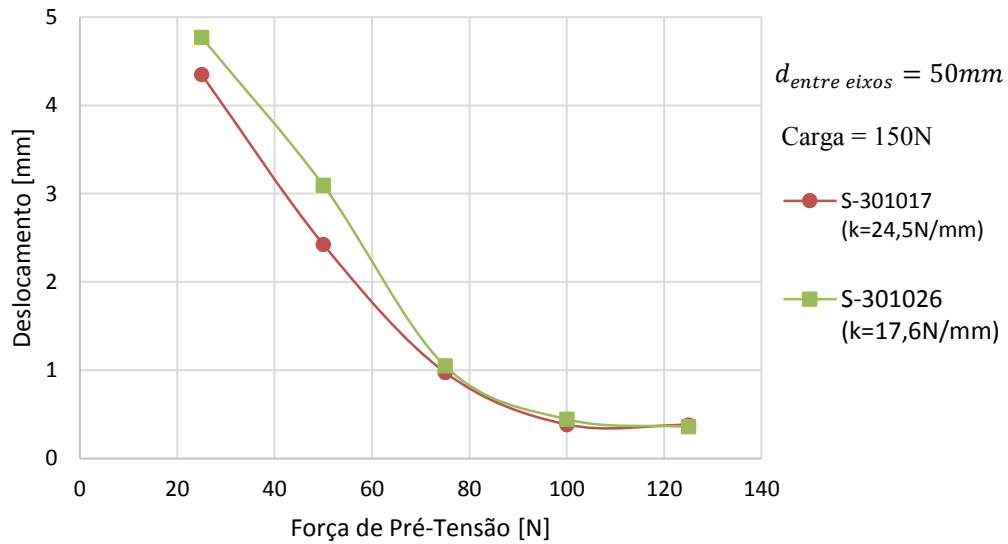


Figura 4.3-Relação entre a força de pré-tensão e a força média alcançada.

No segundo ensaio foi aplicada uma carga gradual até obter 150N sendo registado o deslocamento na zona da fratura. A Figura 4.4 mostra a relação entre a força de pré-tensão e o deslocamento alcançado, e permite verificar que até ao valor de pré-tensão de

90N existe uma relação linear. Para valores de pré-tensão superiores deixa de haver influência no deslocamento, já que é atingido o limite máximo de alongamento da mola.



**Figura 4.4-Relação entre a força máxima e o deslocamento.**

Como já foi referido também se efetuaram ensaios com uma distância entre eixos do varão e do fixador de 80mm utilizando as molas S-301017 e S-301026.

Pela Tabela 4.4 e Figura 4.5, é possível verificar que a força média alcançada aumenta linearmente com o aumento da pré-tensão, tal como acontece quando a distância entre eixos é de 50mm.

**Tabela 4.4-Força média para a distância entre eixos de 80mm.**

Força de Pré-Tensão [N]	Força média para deslocamento imposto, 4mm [N]	
	Mola S-301017	Mola S-301026
25	152	187
50	200	220
70	255	248
100	312	280
125	346	351
140	384	374

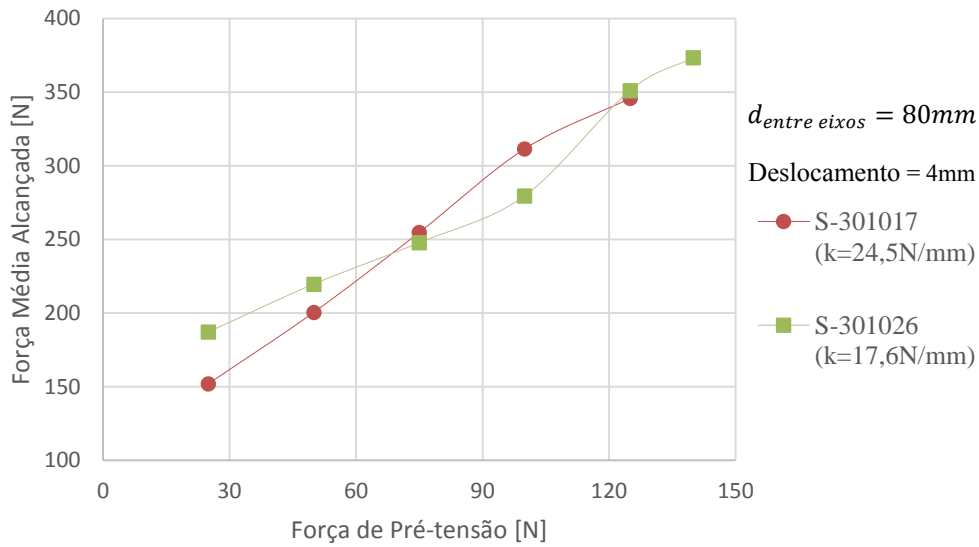


Figura 4.5-Relação entre a força de pré-tensão e a força média alcançada.

A Figura 4.6 permite avaliar a influência da distância entre eixos e da rigidez da mola utilizada. Nesta figura observa-se que independentemente da rigidez da mola e aumentando a distância entre eixos é necessário uma força mais elevada para atingir o mesmo deslocamento. Estes resultados permitem concluir que a rigidez dos elementos que compõem o fixador, em particular os pinos, assim como das partes compostas pelo varão de *nylon* não é desprezável, contribuindo para o deslocamento observado na zona da fratura.

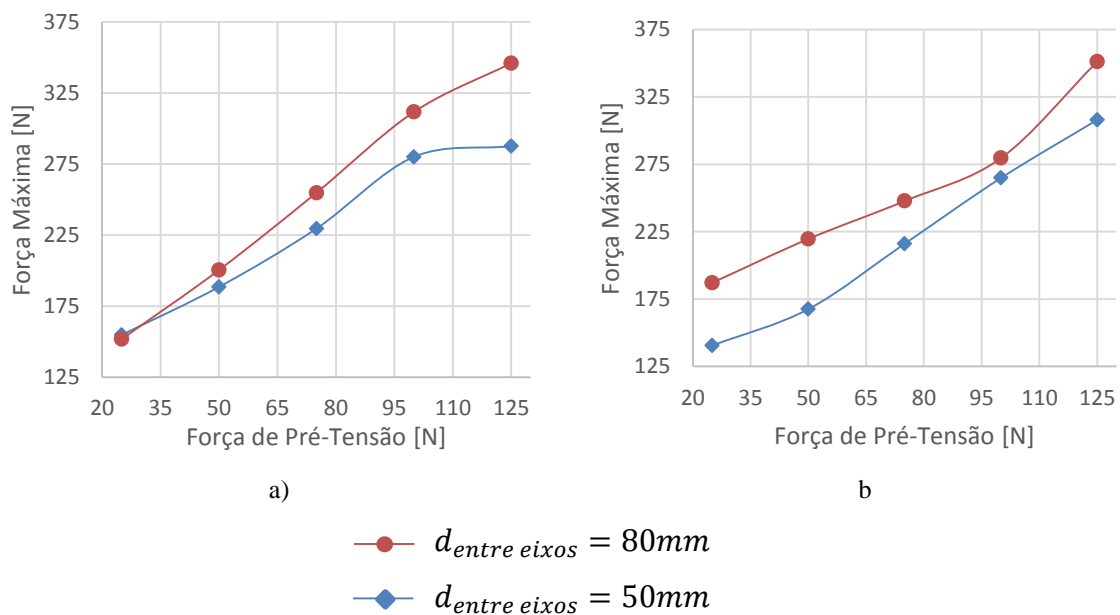


Figura 4.6-Comparação da força alcançada entre cada mola: a) S-301017 ( $k=24,5N/mm$ ); b) S-301026 ( $k=17,6N/mm$ ).

Tal como já foi referido, a rigidez da mola otimizada para ocorrer 1mm de deslocamento quando aplicado 300N de carga foi de 630N/mm, Paulino *et al* [13]. Seria indicado e foi tentado implementar uma mola com esta rigidez. Contudo, tal não foi possível devido às limitações da montagem experimental, em particular o espaço entre os carris, batente e móvel, e a altura dos componentes criados para acoplar a mola.



## 5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho pretendeu contribuir para o desenvolvimento de metodologias que permitam acelerar de forma natural a formação do calo ósseo com a utilização de sistemas de fixação externa. Considerou-se um sistema de fixação que inclui um fixador externo, assim como os pinos de ligação ao osso, habitualmente utilizados em situações de alongamento ósseo. O osso foi substituído por um varão de *nylon*. O desenvolvimento experimental teve como base as indicações da norma ASTM que sustenta o desenvolvimento de sistemas de fixação externa, considerando a solicitação de compressão indicada na norma. Também as indicações médicas foram tidas em conta, recolhidas a partir de reuniões com um médico ortopedista.

Foram implementadas duas montagens experimentais. A primeira instalação projetada e implementada recorrendo a um o bastidor de ensaios, com o operador a aplicar e controlar a carga a partir de um sistema de parafuso sem fim, e a monitorização do deslocamento feita a partir de um potenciómetro linear e de pasta de modelar. Os resultados de deslocamento obtidos a partir da massa de modelar foram aproximados aos registados pelo potenciómetro. Contudo, diversos fatores influenciaram o rigor nestes resultados, com destaque para a necessária intervenção do operador. Apesar dos resultados não serem os esperados, esta montagem experimental permitiu desenvolver uma aprendizagem em diversos aspetos importantes, tal como a forma de introduzir as molas no fixador, como variar a sua força de pré-tensão, e identificar as limitações que se deveriam ultrapassar. Permitiu também o estudo e implementação de sistemas de aquisição baseados em linguagem *LabVIEW*.

Assim, a segunda instalação teve como suporte a utilização de uma máquina de tração/compressão para monitorizar a força aplicada e o deslocamento, sem intervenção direta do operador, mantendo a velocidade de avanço constante e adequada.

Os ensaios realizados na máquina de tração/compressão permitiram avaliar a influência da pré-tensão, da rigidez da mola e da distância entre eixos no deslocamento

pretendido no foco da fratura. Os resultados obtidos nesta segunda montagem evidenciaram ter sido encontrada uma metodologia experimental adequada para os objetivos pretendidos.

Pese embora todos os resultados obtidos, não foi possível encontrar resposta para um dos objetivos deste trabalho, encontrar a rigidez da mola e/ou pré-tensão a introduzir, que imponha um deslocamento de 1mm no foco da fratura para uma solicitação de 300N. Contudo, este desafio fica em aberto, podendo ser projetados novos componentes de forma a aplicar molas de maior constante de rigidez. Este é uma das propostas de trabalhos futuros que se sugere como continuidade deste trabalho. Outro aspeto relevante tem a ver com o facto de a norma seguida sugerir também a introdução de ensaios de torção com outras condições de apoio no sistema. Este desafio também fica registado, sendo necessário o desenvolvimento e introdução de acoplamentos para as extremidades permitirão a sua implementação e estudo. Outro desafio de futuro relevante consiste na variação da posição dos pinos relativamente ao foco da fratura, assim como da distância do fixador ao osso. Este estudo é importante para generalizar a metodologia que será desenvolvida. Finalmente, importará transpor a utilização do osso simplificado através de varão de *nylon* e utilizar osso sintético, por exemplo *SAWBONES*® analisando e comparando os resultados obtidos.

Futuramente, no desenvolvimento do dispositivo é importante ter em conta a variação da pré-tensão a aplicar consoante o peso e a idade do paciente, a sua mobilidade e o tipo de fratura, obtendo um dispositivo universal para qualquer tipo de paciente.



## 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] M. S. Taljanovic, M. D. Jones, J. T. Ruth, J. B. Benjamin, J. E. Sheppard, and T. B. Hunter, “Fracture fixation.” *Radiographics*, vol. 23, no. 6, pp. 1569–90, Jan. 2003.
- [2] R. . Checketts and C. . Young, “(iii) External fixation of diaphyseal fractures of the tibia.” *Curr. Orthop*, vol. 17, no. 3, pp. 176–189, Jun. 2003.
- [3] E. M. Bick, *Source Book of Orthopedics*. New York, 1968, 1ª edição.
- [4] G. M. Stene, R. Frigg, U. Schlegel, and M. Swiontkowski, “4. Biomechanical evaluation of the Pinless external fixator.” *Injury*, vol. 23, pp. S9–S27, Jan. 1992.
- [5] D. K. Lee, E. T. A. Duong, and D. G. Chang, “The Ilizarov method of external fixation: current intraoperative concepts.” *AORN J*, vol. 91, no.3, pp.326–37; Mar. 2010.
- [6] W. R. Pontarelli, “External Fixation of Tibial Fractures.” *The Iowa Orthopaedic Journal*, vol. 2, University of Iowa, p. 80, 1982.
- [7] M. F. Paulino , “Desenvolvimento de Metodologias de Formação do Calo Ósseo em Fraturas com Tratamento Baseado em Sistemas de Fixação Externa.” Projeto Tese DEM-FCTUC, Julho 2014.
- [8] “Pinos de Schanz.” [Online]. Available: <http://www.traumetica.com.br/produtos-ortopedicos/pino-de-schanz>. [Accessed: 14-Jun-2015].
- [9] “L.A. Medical ®.” [Online]. Available: <http://www.lamedical.pt/pt/produto.php?produtoID=164>. [Accessed: 14-Jun-2015].
- [10] “External Fixators.” [Online]. Available: <http://www.orthopaedicimplants.com/external-fixator.php>. [Accessed: 02-Jun-2015].
- [11] “Steinmann pin tocar tip.” [Online]. Available: <http://www.orthomed.co.uk/pins-and-wires/steinmann-pins/orthomed-pins-and-wires>. [Accessed: 02-Jun-2015].
- [12] “Skeletal Sistem - Labeled Diagrams of the Human Skeleton.” [Online]. Available: <http://www.innerbody.com/image/skelfov.html>. [Accessed: 10-Jun-2015].
- [13] Paulino, M.F., Amaro, A.M., Roseiro, L.M., Neto, M.A., Carvalhais, P. - “Análise Numérica de Componentes Mecânicos associados a Fixadores Externos para Estimulação do Calo Ósseo.” 6º Congresso Nacional de Biomecânica, Monte Real, 6 e 7 de fevereiro de 2015.
- [14] M. Brett Crist, “Fractures (Broken Bones).” *Am. Acad. Orthop. Surg.*, pp. 1–5, 2012.

- [15] American Academy of Orthopaedic Surgeons, “Osteotomy of the Knee- Orthoinfo - AAOS.” 2011.
- [16] R. D. Burghardt, K. Yoshino, N. Kashiwagi, S. Yoshino, A. Bhave, D. Paley, and J. E. Herzenberg, “Bilateral double level tibial lengthening in dwarfism.” *J. Orthop.*, Article in Press, 1-6, <http://dx.doi.org/10-10166/j.jor.2015.05.006>, 2015.
- [17] D. Cl, G. C. Rosim, L. Otavio, R. Gama, and M. R. Tavares, “Non-pharmacological treatments in the stimulation of osteogenesis.” *Revista Saúde Pública*, vol. 36, no. 5, pp. 647–654, 2002.
- [18] T. N. Gardner, M. Evans, and J. Kenwright, “The influence of external fixators on fracture motion during simulated walking.” *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, pp. 305–313, 1996.
- [19] T. Gardner, J. Hardy, M. Evans, J. Richardson, and J. Kenwright, “The static and dynamic behaviour of tibial fractures due to unlocking external fixators.” *Clin. Biomech.*, vol. 11, no. 8, pp. 425–430, Dec. 1996.
- [20] L. Claes, H.-J. Wilke, P. Augat, S. Rübenacker, and K. Margevicius, “Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation.” *Clin. Biomech.*, vol. 10, no. 5, pp. 227–234, Jul. 1995.
- [21] L. M. Roseiro, M. A. Neto, A. Amaro, R. P. Leal, and M. C. Samarra, “External fixator configurations in tibia fractures: 1D optimization and 3D analysis comparison.” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 113, no. 1, pp. 360–70, Jan. 2014.
- [22] J. Kenwright, J. B. Richardson, J. L. Cunningham, S. H. White, a E. Goodship, M. a Adams, P. a Magnussen, and J. H. Newman, “Axial movement and tibial fractures. A controlled randomised trial of treatment.” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 73, no. 4, pp. 654–659, 1991.
- [23] S. Specification, “Standard Specification and Test Methods for External Skeletal Fixation Devices.” vol. i, no. Reapproved 2011, pp. 1–31, 2012.
- [24] L. Yang, S. Nayagam, and M. Saleh, “Stiffness characteristics and inter-fragmentary displacements with different hybrid external fixators.” *Clin. Biomech.*, vol. 18, no. 2, pp. 166–172, Feb. 2003.
- [25] “Orthofix Internacional - LRS ADVanced.” [Online]. Available: <http://intl.orthofix.com/index.php/site/product/orthopedics/TibiaFootAnkle/TIBIA/LRSADV>. [Accessed: 07-Jun-2015].
- [26] F. Antunes, *Mecânica Aplicada - Uma Abordagem Prática*. LIDEL, 2012, 1ªEdição.

- [27] National Instruments®, “NI LabVIEW - Mais produtividade para engenheiros e cientistas.” [Online]. Available: <http://www.ni.com/labview/pt/>. [Accessed: 15-Jun-2015].
- [28] National Instruments®, “NI 9219.” [Online]. Available: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/pt/nid/208789>. [Accessed: 15-Jun-2015].
- [29] “National Instruments® USB-9162.” [Online]. Available: [http://www.artisanfg.com/TestMeasurement/73163-1/National\\_Instruments\\_USB\\_9162\\_Hi\\_Speed\\_USB\\_Single\\_Module\\_Carrier](http://www.artisanfg.com/TestMeasurement/73163-1/National_Instruments_USB_9162_Hi_Speed_USB_Single_Module_Carrier). [Accessed: 21-Jun-2015].
- [30] AEP transducers, “TSTM - AEP.” [Online]. Available: <http://www.aeptransducers.com/force-transducers/99-tstm.html>. [Accessed: 15-Jun-2015].
- [31] “Potentiometric Linear Transducer Series RC13.” [Online]. Available: <http://www.megatron.de/en/products/potentiometric-position-sensors/potentiometric-linear-transducer-series-rc13.html>. [Accessed: 21-Jun-2015].
- [32] “Bosch Rexroth | RS Components.” [Online]. Available: <http://uk.rs-online.com/web/b/bosch-rexroth/>. [Accessed: 17-Jun-2015].