



Rui Pedro Ferreira da Cruz

Avaliação experimental da indução de micromovimentos para estimulação óssea, promovidos por um sistema eletromecânico acoplado a um fixador externo

Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica  
na Especialidade de Produção e Projecto

2016/2017



UNIVERSIDADE DE COIMBRA





FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS  
E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE  
ENGENHARIA MECÂNICA

## **Avaliação experimental da indução de micromovimentos para estimulação óssea, promovidos por um sistema eletromecânico acoplado a um fixador externo**

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

## **Experimental evaluation of the induction of micromovements for bone stimulation promoted by an electromechanic system coupled to an external fixator**

**Autor**

**Rui Pedro Ferreira da Cruz**

**Orientadores**

**Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro  
Engenheira Maria de Fátima de Costa Paulino**

**Júri**

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

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

**Vogais** Professor Doutor Luís Manuel Ferreira Roseiro  
Professor Coordenador do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

---

**Coimbra, julho, 2017**



*Tudo parece impossível até que seja feito.*

Nelson Mandela



## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar tenho de fazer um especial agradecimento aos meus pais, por tudo aquilo que fizeram por mim, à minha mãe porque sempre lutou, com muito esforço, para que eu singrasse na vida, e ao meu pai, por todos os sacrifícios que fez. Quero dizer-lhes que estou muito grato por isso. Agradeço também à minha irmã por estar sempre ao meu lado, pela compreensão e pela amizade que temos um pelo outro. Obrigado a estas três pessoas pelo esforço investido no meu futuro, sem elas nunca conseguiria.

Agradeço com especial ternura à minha namorada pela paciência e apoio nos momentos difíceis e pelo amor e carinho que me transmite, que faz dela a pessoa tão especial que é.

Agradeço também:

Aos meus amigos por todas as alegrias que me deram e por estarem sempre lá. É com especial afeição que recordarei sempre todos os momentos passados com eles neste percurso académico e, espero eu, para o resto da minha vida.

Às minhas orientadoras, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Paula Amaro e Eng<sup>a</sup> Maria de Fátima Paulino, pelo profissionalismo, pela amizade e pelo tempo despendido para me ajudarem e apoiarem na execução desta dissertação. Obrigado por tudo e foi um gosto trabalhar com profissionais tão competentes como elas.

Ao Prof. Moita pela sua disponibilidade para a criação do motor e pela ajuda em tudo aquilo que precisei.

E, por fim, mas não menos importante, à Eng<sup>a</sup> Linda pelo apoio prestado na criação dos componentes, pelo profissionalismo que sempre demonstrou e pela simpatia que me transmitiu fazendo-me sempre sentir que estava em casa.





## RESUMO

Quando um paciente sofre uma fratura óssea o principal objetivo é estabilizá-la, para que ela se regenere e consolide adequadamente, o mais rápido possível. Para esse efeito os médicos ortopedistas recorrem a sistemas mecânicos denominados de fixadores externos ou internos. Estes mecanismos evoluíram consideravelmente com o tempo e, atualmente, permitem uma adequada cicatrização em pouco tempo. Porém os pacientes com reduzida, ou nenhuma mobilidade, apresentam tempo de recuperação muito superior. Com esta informação, surgiu a ideia de estimulação induzida artificialmente para acelerar o processo de regeneração e consolidação do calo ósseo e, com isso, reduzir o tempo de recuperação destes pacientes. Um exemplo de estimulação induzida é a introdução de micromovimentos no foco da fratura que substitui o simples caminhar. Porém, existe a necessidade que esta indução seja controlada e realizada nas melhores condições e, é neste ponto, que se enquadra esta dissertação.

Neste estudo, introduziu-se um sistema eletromecânico para criar os micromovimentos no foco da fratura. Para isso, desenvolveu-se um suporte que foi otimizado de forma a conter os componentes necessários e a desempenhar a sua função, sem colocar em causa o funcionamento do fixador. Foi também analisado experimentalmente o comportamento, na zona da fratura, dos micromovimentos que se impõem através de um sistema eletromecânico, tendo sido realizados ensaios à compressão e tração. Por fim, discutem-se os resultados e retiram-se algumas conclusões.

**Palavras-chave:** Fixador Externo, Fratura Óssea, Estimulação Induzida, Formação de Calo Ósseo, Micromovimentos.



## **ABSTRACT**

When a patient sustains a bone fracture, the main concern is to provide stabilisation, in order for the bone to regenerate and solidify properly and as fast as possible. To this end, orthopaedists use mechanical systems called external and internal fixators. These have evolved considerably over time and currently allow proper healing in a short period of time. However, patients with reduced or no mobility have much longer recovery periods.

This information led to the idea of using artificially induced stimulation to accelerate the process of regenerating and consolidating the fibrocartilage callus, thus reducing the recovery time for these patients. An example of induced stimulation is the introduction of micro-movements in the fracture site, thereby replacing the simple act of walking. However, this induction, which constitutes the topic covered in this dissertation, must be controlled and done under the best conditions.

In this study, an electromechanical system was introduced to produce micro-movements in the fracture site. For this purpose, a stand was developed and optimized in order to hold the necessary components and fulfil its function without jeopardising the functioning of the fixator. The behaviour of the micro-movements on the site was also analysed experimentally; these were generated by the electromechanical system, and tests were carried out using compression and traction.

Finally, the results obtained are discussed and the final conclusions of this study are drawn. There is also an enumeration of possible works that can, in the future, complete the work started in this dissertation.

**Keywords** External fixator, Bone Fractures, Induced Stimulation, Bone Callus Formation, Micromovements.



## ÍNDICE

Índice de Figuras .....	ix
Índice de Tabelas .....	xiii
Simbologia e Siglas .....	xv
Simbologia.....	xv
Siglas .....	xv
1. Introdução.....	1
1.1. Objetivos.....	2
1.2. Estrutura do trabalho.....	2
2. Revisão Bibliográfica .....	3
2.1. Estrutura do osso.....	3
2.2. Fraturas .....	4
2.3. Evolução do fixador externo.....	6
2.4. Regeneração do osso.....	9
2.5. Estimulação induzida.....	10
3. Desenvolvimento experimental .....	13
3.1. Fixador externo LSR – Orthofix®.....	13
3.2. Sistema eletromecânico .....	15
3.3. Projeto CAD – Suporte .....	16
3.3.1. Suporte do motor A .....	16
3.3.2. Suporte do motor B .....	21
3.4. Prototipagem rápida.....	23
3.5. Material para produção .....	24
3.6. Ensaio experimentais.....	27
3.6.1. Ensaio à compressão.....	27
3.6.2. Medição das amostras e cálculo do deslocamento na fratura ( $d_{\text{fratura}}$ ).....	30
3.6.3. Zonas de medição da amostra e distanciamento inicial.....	31
3.6.4. Ensaio à tração.....	35
3.6.5. Medição do deslocamento do ensaio à tração pelo método de medição manual..	37
.....	37
4. Discussão dos Resultados.....	39
4.1. Resultado dos Ensaio à compressão.....	39
4.1.1. Tabelas de medições.....	40
4.1.2. Gráfico comparativo entre os deslocamentos na fratura para cada caso e o deslocamento no motor.....	43
4.1.3. Perda de deslocamento na zona da fratura .....	44
4.1.4. Análise comparativa das zonas de medição em cada caso .....	45
4.2. Resultado dos Ensaio à tração .....	47
5. Conclusões.....	51
5.1. Trabalhos futuros .....	52

Referência Bibliográfica .....	53
Anexo A .....	57
Apêndice A.....	59
Apêndice B.....	61
Apêndice C.....	63

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Classificação da matriz óssea, adaptado de [2].	4
Figura 2.2. Tipos de fraturas na zona da diáfise de uma tibia, adaptado de [6]	5
Figura 2.3. Fixadores externos: A- Malgaigne, B- Parkhill, C- Lambotte, adaptado de [11].	7
Figura 2.4. Fixador de Hoffman [11].	8
Figura 2.5. Fixador circular de Ilizarov [12].	8
Figura 2.6. Processo de diferenciação sequencial do tecido ósseo da cicatrização secundária, adaptado de [13].	10
Figura 2.7. Esquematização dos micromovimentos aplicado na fratura; a) micromovimento cíclico, b) carregamento progressivo e c) aplicação adequada desses micromovimentos, adaptado de [16].	12
Figura 3.1. Pinos de Schanz usados nesta montagem.	14
Figura 3.2. Distâncias fundamentais para montagem do fixador e legenda dos respetivos componentes.	15
Figura 3.3. Suporte do motor A e indicação dos respetivos componentes.	16
Figura 3.4. Montagem do suporte do motor A com o fixador externo.	17
Figura 3.5. Malhagem e força aplicada antes da simulação no Inventor.	18
Figura 3.6. Simulações realizadas com suporte do motor A sendo um material polimérico	18
Figura 3.7. Exemplo de uma otimização do perfil realizada neste estudo: a) perfil sem otimização; b) perfil final.	19
Figura 3.8. Detalhes de fixação de forma eficaz da bateria e do hardware.	19
Figura 3.9. Detalhes da peça: a) Zona de ajuste do suporte com o alongador; b) Zona do motor.	19
Figura 3.10. Detalhe das garras na zona de encaixe.	20
Figura 3.11. Carril introduzido devido à utilização do suporte do motor A.	20
Figura 3.12. Suporte do motor A danificado.	21
Figura 3.13. Otimização realizada no suporte do motor B.	22
Figura 3.14. Suporte do motor B e indicação dos respetivos componentes.	22
Figura 3.15. Zona de encaixe com o alongador do suporte do motor B.	23
Figura 3.16. a) Impressora Project 1500 incluindo a base invertida, b) Resultado final após impressão, c) Suporte do motor A antes da limpeza, d) Suporte do motor A após a limpeza e colocada na estufa para o processo de cura.	24

Figura 3.17. A – Propriedades do PTFE, adaptado de [28] ; B – Propriedades do PEUAPM, adaptado de [27].	26
Figura 3.18. Montagem horizontal dos ensaios experimentais	27
Figura 3.19. Esquema do ensaio de compressão de 4 mm: a) antes do ensaio; b) após o ensaio.	30
Figura 3.20. Esquema das distâncias das amostras e explicação para obtenção do deslocamento da fratura.	31
Figura 3.21. Zonas de medição da amostra do varão de nylon.	31
Figura 3.22. Localização das zonas de medição no varão de nylon.	32
Figura 3.23. Placa que serve para criar distanciamento inicial entre os varões de nylon	32
Figura 3.24. Zonas de medição da amostra do osso artificial.	33
Figura 3.25. Localização das zonas de medição no osso artificial.	33
Figura 3.26. Oscilações das superfícies e o desalinhamento da montagem com o osso artificial.	34
Figura 3.27. Amostra Inicial (molde) do osso artificial.	34
Figura 3.28. Montagem horizontal dos ensaios experimentais à tração.	35
Figura 3.29. Esquema do ensaio à tração: a) antes do ensaio; b) depois do ensaio	37
Figura 3.30. Amostras dos seis ensaios à tração realizados, antes e depois de aplicado o deslocamento de 4 mm.	37
Figura 3.31. Local de indicação do comprimento da reta.	38
Figura 3.32. Ensaio nº 1 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração.	38
Figura 4.1. Micrómetro usado para realizar as medições das espessuras das amostras.	40
Figura 4.2. Comparação entre o deslocamento do motor e os deslocamentos na fratura para os três casos em estudo.	43
Figura 4.3. Comparação em percentagens dos deslocamentos ocorridos no foco da fratura relativamente ao deslocamento imposto no motor para cada caso em estudo.	44
Figura 4.4. Comparação dos deslocamentos na fratura por zonas (Caso I).	45
Figura 4.5. Comparação dos deslocamentos na fratura por zonas (Caso II).	46
Figura 4.6. Comparação dos deslocamentos na fratura por zonas (Caso III).	46
Figura An.1. Desenho das dimensões do motor	57
Figura An.2. Características do motor	57
Figura Ap.1. Desenho 2D do suporte do motor A.	59
Figura Bp.1. Desenho 2D do suporte do motor B.	61
Figura Cp.1. Ensaio nº 2 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração.	63



---

Figura Cp.2. Ensaio nº 3 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração. ....	63
Figura Cp.3. Ensaio nº 4 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração. ....	64
Figura Cp.4. Ensaio nº 5 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração. ....	64
Figura Cp.5. Ensaio nº 6 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração. ....	65



---

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1. Propriedades do material ósseo, adaptado de [4] e [5]. .....	4
Tabela 4.1. Espessuras da amostra inicial para cada zona da amostra .....	39
Tabela 4.2. Espessuras medidas das diferentes amostras em todas as zonas para o caso I. 40	
Tabela 4.3. Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso I. ....	41
Tabela 4.4. Espessuras medidas das diferentes amostras em todas as zonas para o caso II. .....	41
Tabela 4.5. Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso II.....	42
Tabela 4.6. Espessuras medidas das diferentes amostras em todas as zonas para o caso III. .....	42
Tabela 4.7. Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso III. ....	43
Tabela 4.8. Cálculo das percentagens e perdas de movimento nos diferentes casos. ....	44
Tabela 4.9. Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso II.....	47
Tabela 4.10. Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso II.....	48



---

## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$d_f$  – Espessura da amostra final;

$\overline{d_{frat(i)}}$  – Média do deslocamento na fratura de todas as zonas no caso (i);

$d_{fratura}$  – Deslocamento na zona da fratura;

$d_i$  – Distância inicial na zona da fratura;

$d_{motor}$  – Deslocamento do motor;

$d_{\%}$  – Percentagem do deslocamento em relação ao imposto;

$e_f$  – Distância do espaço da fratura após o ensaio à tração;

$e_r$  – Distância real média do espaço da fratura antes do ensaio à tração;

$\overline{m_a}$  – Média das distâncias antes do ensaio à tração;

$\overline{m_d}$  – Média das distâncias depois do ensaio à tração;

$p_m$  – Perda do movimento em percentagem;

$\sigma$  – Desvio padrão.

### Siglas

ASTM – American Society for Testing and Materials.

CAD - Computer Aided Design

EVA - Ethylene Vinyl Acetate

FTI - Film Transfer Imaging

LASER – Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação

LRS - Limb Reconstruction System

MATLAB – Matrix Laboratory

PEUAPM - Polietileno de ultra alto peso molecular

PTFE - Politetrafluoretileno



## 1. INTRODUÇÃO

Após a ocorrência de perturbações num osso que provoquem uma fratura há a necessidade de esta ser estabilizada para que ocorra uma boa regeneração óssea. Essa estabilização é, maioritariamente, realizada com recurso a fixadores internos ou externos. A melhor opção para a imobilização e tratamento de pacientes que pretendam alongamento ósseo, ou para corrigir traumatismos, é a aplicação de fixadores externos. Após a fratura ser estabilizada, esta tende a sofrer um processo natural denominado regeneração óssea, que consiste na restituição do osso à sua normalidade. Porém, este processo tem como característica fundamental a formação de calo ósseo que, quando estimulado, acelera a formação de calo, melhorando as propriedades mecânicas do osso regenerado. A aceleração da formação óssea influencia diretamente o tempo de recuperação do paciente com fratura.

Assim, conhecendo a importância da estimulação óssea na recuperação dos doentes, é completamente aceitável a aplicação de um processo para estimulação em todos os pacientes com fraturas. Por esse motivo o paciente é incentivado a caminhar nas duas ou três semanas pós-operatório, traduzindo-se esses micromovimentos em estimulação induzida naturalmente. Contudo, em pacientes com mobilidade reduzida ou acamados esta estimulação não é viável. A estes doentes é necessário a aplicação de estimulação induzida. Esta realidade levou ao aparecimento de vários métodos para induzir artificialmente o estímulo, tais como, a estimulação por ultrassons, elétrica ou por LASER. Estes métodos enunciados anteriormente apresentam uma complexidade elevada exigindo ainda mais do paciente. De forma a simplificar o processo de estimulação induzida, surgiu a ideia de promover estímulos muito semelhantes à estimulação natural através da marcha, ou seja, introduzir movimentos no fixador. Seguindo este raciocínio decidiu-se estudar a aplicação de estimulação óssea por micromovimentos, sendo estes induzidos por um sistema eletromecânico, com o intuito de responder às necessidades dos pacientes com baixa mobilidade, acamados ou pacientes que pretendam alongamento ósseo. Pretende-se desta forma, acelerar a formação óssea e, com isso, diminuir o tempo de consolidação. Esta

diminuição do tempo de recuperação proporciona uma melhoria no tratamento clínico destes doentes.

### **1.1. Objetivos**

O principal objetivo desta dissertação consiste no estudo e desenvolvimento de uma metodologia que permita induzir mecanicamente micromovimentos na zona da fratura, de modo controlado, através de um sistema eletromecânico. Além disso, é fundamental a observação do comportamento desses micromovimentos no foco da fratura é, fundamental para este estudo, uma vez que é fulcral saber esse comportamento para a utilização desta estimulação.

### **1.2. Estrutura do trabalho**

A presente dissertação está repartida em cinco diferentes capítulos, sendo este a introdução, onde se realiza uma breve descrição do conteúdo, objetivos e enquadramento a serem abordados neste documento. De seguida, efetua-se uma revisão bibliográfica, capítulo 2, abrangendo todos os conceitos fundamentais de modo a enquadrar adequadamente o leitor ao tema em estudo. O terceiro capítulo é dedicado ao desenvolvimento experimental, apresentando a metodologia implementada para a obtenção dos resultados da aplicação do sistema eletromecânico a um fixador externo, para realização de estimulação óssea. No capítulo quatro, é efetuada a análise e discussão dos resultados. Por fim, no capítulo 5, são apresentadas as conclusões e considerações finais desta dissertação e, ainda, são feitas algumas sugestões para trabalhos futuros.



## **2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

Este capítulo consiste na introdução de conceitos fundamentais para o entendimento do conteúdo a analisar nos capítulos seguintes. Para que isso ocorra aprofundamente, não só o conceito de fixador externo e a sua aplicabilidade, mas também se analisa o mecanismo de regeneração de novo material ósseo e os métodos que possam aumentar a eficiência dessa regeneração no corpo humano.

O presente capítulo está dividido em cinco secções. A secção 2.1 descreve a constituição e propriedades do osso. Na secção seguinte, existe uma identificação dos tipos de fraturas. Na secção 2.3 é descrita a evolução temporal dos fixadores. Posteriormente, na secção 2.4, é explicado em que consiste o processo de regeneração óssea. E, por fim, na secção 2.5, são enumerados e definidos os vários exemplos de processos de estimulação induzida aplicáveis num osso, sendo dado mais ênfase à estimulação induzida por micromovimentos.

### **2.1. Estrutura do osso**

O esqueleto de um indivíduo adulto possui 206 ossos e, quando estes estão devidamente agrupados e funcionais, permitem o suporte e a proteção dos órgãos. Cada osso é um tecido vivo complexo constituído por inúmeras células, fibras de proteínas e sais minerais [1]. Além disso, possui uma forma sólida de tecido conjuntivo altamente especializado que permite adquirir três funções fundamentais: o fornecimento de uma estrutura rígida de modo a suportar o peso do corpo humano, a fixação dos músculos e dos tendões e, por fim, a proteção das partes moles do corpo [2]. É possível subdividir o esqueleto humano em dois, o esqueleto axial (80 ossos) e o apendicular (126 ossos). O primeiro é composto pelo tronco, pescoço e a cabeça, enquanto que o segundo é formado pelos membros superiores e inferiores [1]. O estudo desta dissertação será focado nos membros inferiores, ou seja, no esqueleto apendicular.

Os membros inferiores são fundamentais para a sustentação do peso corporal, para a locomoção e para manter o equilíbrio. Estes, na sua constituição, possuem três ossos principais: o fémur, a tíbia e a fíbula, denominando-se por ossos longos e, como o próprio

nome indica, são os ossos que apresentam tamanhos mais elevados em todo o corpo humano [2]. Para além disso, estes ossos têm a vantagem de possuírem uma taxa de crescimento e regeneração superior aos restantes [3]. Os ossos longos possuem um comprimento muito maior que a sua secção transversal e contêm duas zonas diferenciadas, visíveis na Figura 2.1, as extremidades (epífise) e um corpo (diáfise) que apresenta uma curvatura, conferindo assim uma maior resistência, e por isso um melhor comportamento aos esforços solicitados [2].

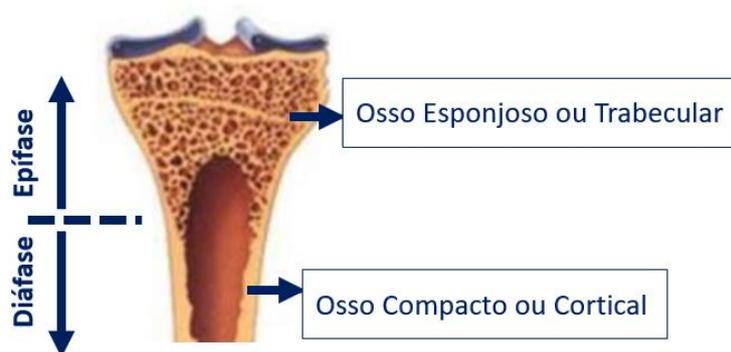


Figura 2.1. Classificação da matriz óssea, adaptado de [2].

A zona da diáfise é composta por tecido ósseo compacto, ao contrário da epífise que é essencialmente formada por tecido ósseo esponjoso [2]. Por esse motivo, o osso apresenta propriedades mecânicas distintas nas diferentes zonas, tendo estas sido estudadas em 1996 por Lowet *et al.* [4] e descritas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1. Propriedades do material ósseo, adaptado de [4] e [5].

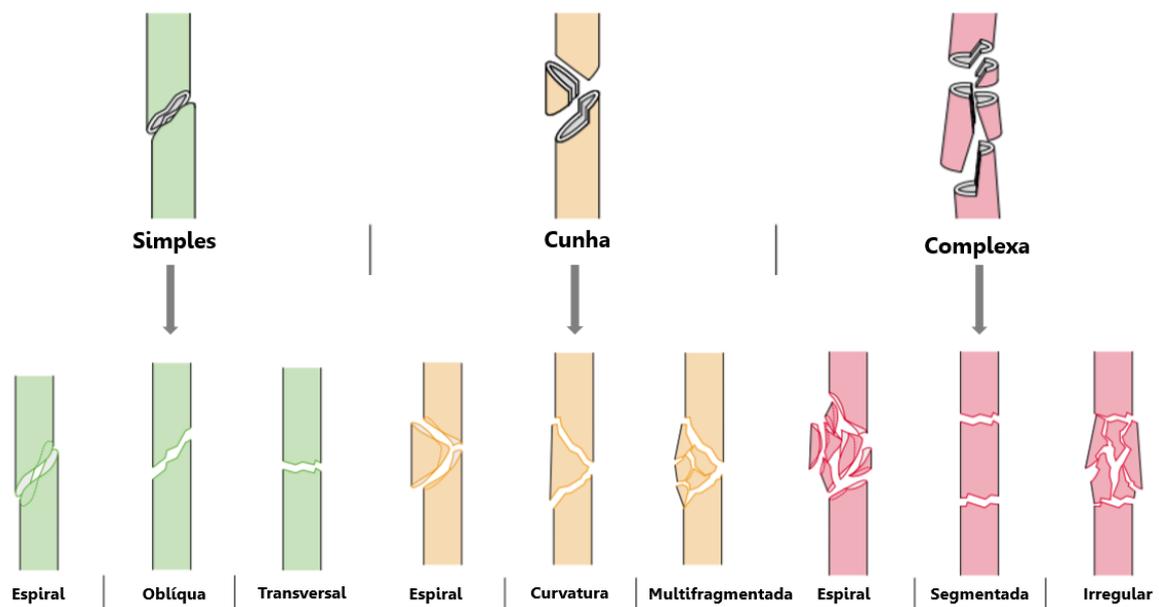
	Epífise	Diáfise
Densidade [ $\rho$ ]	300 kg/m <sup>3</sup>	1800 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de Young [E]	1,1 GPa	15 GPa
Coefficiente de Poisson [ $\nu$ ]	0,33	0,33

A tíbia será o osso longo que se irá testar neste estudo e onde serão introduzidos os micromovimentos no foco da fratura.

## 2.2. Fraturas

Sabe-se que um impacto inesperado, ou um excesso de carga solicitada num movimento, pode levar a uma fratura do osso, mesmo este tendo a estrutura rígida que lhe é

característica. Então, para avaliar e corrigir essa fratura é necessário estimar a quebra do osso. Porém, como qualquer osso pode ser fraturado em inúmeros locais, há a necessidade de orientar este estudo apenas para fratura da tíbia na zona da diáfise, que de acordo com a classificação AO/OTA, corresponde ao tipo 42. Os tipos de fraturas neste local podem ser observados na Figura 2.2. Nesta figura é possível observar a existência de três formas de fratura, a simples, em cunha e a complexa. O grau de complexidade do tratamento depende do número de fragmentos que surgirem da fratura. Quando o osso se quebra e divide em dois está-se perante uma fratura simples, enquanto que, quando este se distribui em vários fragmentos está-se perante uma fratura em cunha ou complexa, necessitando esta última de um tratamento mais complexo [6].



**Figura 2.2.** Tipos de fraturas na zona da diáfise de uma tíbia, adaptado de [6]

Ainda é possível fazer outra classificação do tipo de fraturas de modo a complementar a classificação de AO/OTA. De acordo com a *American Academy of Orthopaedic Surgeons* [7], uma fratura onde a quebra do osso, ou a causa da fratura, perfura a pele é denominada fratura exposta. Quando o osso se encontra alinhado ou ligeiramente deslocado denomina-se fratura estável. A forma de quebra permite subdividir a fratura em fratura transversal, a qual ocorre na horizontal, em fratura oblíqua, que apresenta um ângulo em relação a horizontal, em fratura em espiral onde a quebra é inclinada e é provocado por um excesso de esforço de torção, e, por fim, em fratura em fragmentos quando origina três ou mais fragmentos.

Para o tratamento de uma fratura é necessário imobilizar o membro e estabilizar a fratura e, para isso, é necessário selecionar, entre outras, uma das seguintes opções [2]:

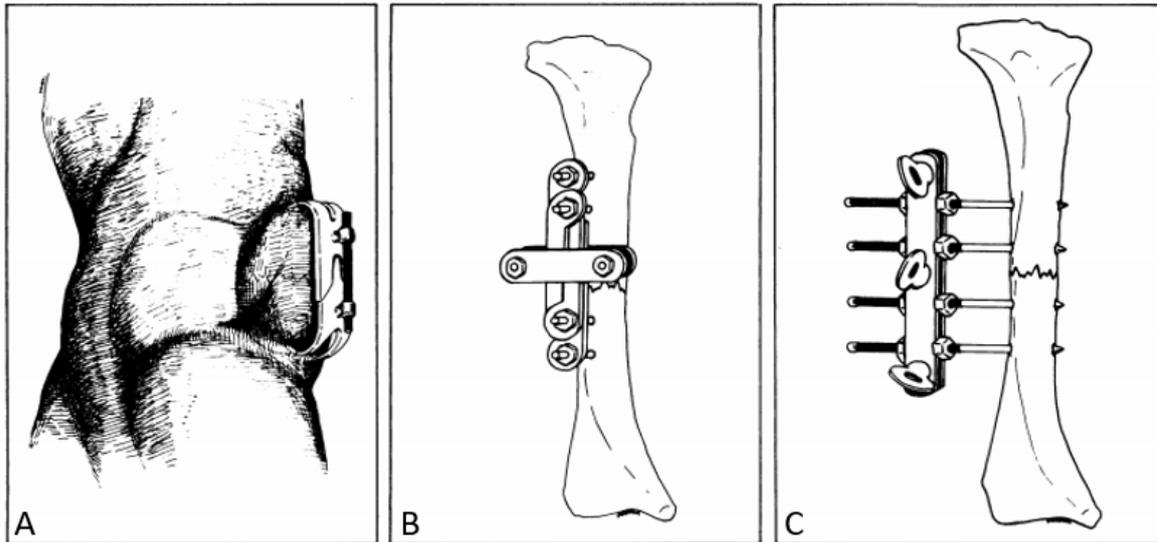
- Imobilização gessada – estabilização do foco da fratura com a aplicação de gesso na zona fraturada;
- Tração – aplicação de uma força constante para alinhar um ou mais ossos;
- Fixação interna – reposição dos fragmentos ósseos na posição normal, através da fixação com parafusos especiais ou placas 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 conectados com um mecanismo que, por sua vez, é responsável pela estabilização da fratura. Este mecanismo é denominado de fixador externo e vai ser explicado com mais detalhe no presente estudo, na secção do desenvolvimento experimental onde é possível ver a evolução que este mecanismo sofreu e a sua função.

### **2.3. Evolução do fixador externo**

De modo a obter um realinhamento ou alongamento ósseo correto recorre-se, frequentemente, à aplicação de fixadores externos. De acordo com Moss [8], um fixador externo caracteriza-se por ser um conjunto de vários componentes mecânicos interligados, de modo a manter a estabilidade e rigidez da estrutura óssea, reestabelecendo a mobilidade ao paciente. Estes são usados em situações de trauma, correções de deformidades, e em casos de artrodese (imobilização por fusão ou indução artificial de articulação óssea entre dois ossos por via cirúrgica [9][10]). Perante as outras hipóteses de fixação, a fixação externa tem como vantagem a simplicidade de aplicação, apresentar um mecanismo bastante ajustável e permitir um melhor tratamento e ajuste após a fixação [5][8].

Em 1843 Jean Francois Malgaigne desenvolveu um fixador externo para fraturas na patela (Figura 2.3 A), e a partir deste sugeriram inúmeros sistemas de fixação esquelética. Décadas após o aparecimento do primeiro fixador, simultaneamente, sem qualquer troca de informação, o americano, Clayton Parkhill, e o belga, Albin Lambotte, inventaram um sistema muito semelhante que utilizava pinos percutâneos conectados a uma estrutura

externa rígida, Figura 2.3 B e C respetivamente. Este mecanismo é a ideia base dos fixadores externos que ainda se usam na atualidade [2], [3], [5], [11].

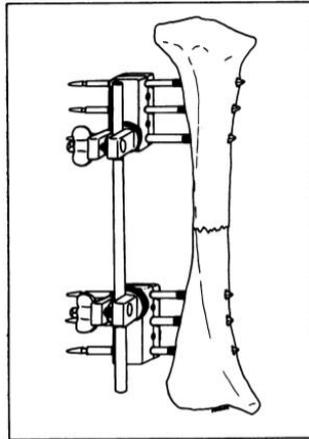


**Figura 2.3.** Fixadores externos: A- Malgaigne, B- Parkhill, C- Lambotte, adaptado de [11].

Na evolução do mecanismo de fixação externa, o italiano Codivilla observou, em 1905, um alongamento ósseo de 3 a 8 cm, mas com complicações que levaram a um número elevado de mortos. Dezasseis anos mais tarde, Vittorino Putti continuou com o trabalho de Codivilla e apercebeu-se da formação de novo osso no foco de fratura, sem necessidade de enxerto (distração óssea). Em 1927, Abbott descreveu um fixador externo, monoplanar e bilateral que provocava alongamento imediato, porém também este se traduziu num estudo com complicações para os pacientes [2].

A comunidade médica americana viu com ceticismo a utilização destes fixadores para o tratamento de fraturas, apesar de os países europeus publicarem bons resultados, as complicações inibiam a sua repetição [2].

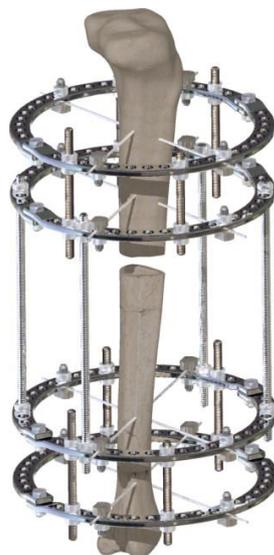
O fixador de Lambotte e a pesquisa de Otto Stader que realizou, com sucesso, um ensaio experimental *in vivo* em cães incentivaram o suíço Raoul Hoffman a expandir os conceitos deste tipo de cirurgia e a desenvolver, em 1938, um fixador externo unilateral que incluía um sistema deslizante ajustável que permitia a redução das fraturas, Figura 2.4 [11].



**Figura 2.4.** Fixador de Hoffman [11].

Anderson e Kawamura (1952 e 1968, respectivamente) demonstraram que Abbott estava equivocado, pois observaram resultados mais favoráveis com um alongamento gradual, contínuo ou em estágios.

O médico judeu Gavril Ilizarov começou, em 1949, os estudos de distração osteogénica (capacidade do osso em se regenerar num espaço criado em cirurgia) com lesionados da II guerra mundial na antiga União Soviética. Após estudar todos os métodos de tratamento de fraturas concluiu que um fixador deve respeitar a anatomia do osso, e para isso criou os fixadores circulares que utilizam fixação transóssea com fios de Kirschner. Durante os estudos, Ilizarov surpreendeu-se com osso neoformado no local onde iria colocar o excerto. Este fixador, Figura 2.5, ainda é muito usado na medicina atual devido a permitir uma adequada estabilidade, alongamento e correção das fraturas ou deformações [2].



**Figura 2.5.** Fixador circular de Ilizarov [12].

Mais tarde, os italianos Bastiani e Aldegheri desenvolveram fixadores externos monolaterais articulados, ou com trilhos, que obtinham os mesmos resultados que o fixador de Ilizarov. Estes fixadores são os sistemas de fixação mais versáteis, com montagens e configurações variáveis e facilmente aplicáveis, tornando-os fundamentais na aplicação em doentes sujeitos a casos urgentes de cirurgia [2].

Os fixadores quando aplicados por longos períodos de tempo apresentam elevados índices de infecção nas zonas próximas dos pinos, e atrasos na consolidação óssea. De modo a evitar esse atraso na cicatrização deve-se garantir que o fixador é devidamente colocado [2].

## **2.4. Regeneração do osso**

O ser humano, assim como outros animais, quando sofrem uma lesão possuem mecanismos naturais de restabelecimento à normalidade. O tecido ósseo comporta-se da mesma forma, quando fraturado regenera-se dando origem a novo osso e, mesmo não fraturado, renova-se continuamente ao longo da vida. Na cicatrização da fratura é produzido um novo osso que tende a repor as propriedades mecânicas que se observavam antes da lesão. Essas propriedades são restituídas através da cicatrização, primária ou secundária. A cicatrização primária envolve remodelação direta do osso cortical, sem qualquer formação de tecido externo (calo ósseo). A cicatrização secundária ocorre quando existe movimento interfragmentar das extremidades do osso fraturado, sendo este o processo mais comum de cicatrização natural das fraturas [13]. Esta cicatrização envolve um processo de diferenciação sequencial do tecido ósseo e, por esse motivo, é necessário garantir a estabilidade de todos os fragmentos, de modo a criar o calo ósseo. Com o tempo de cicatrização, ou seja, à medida que o calo fortalece, a movimentação interfragmentar diminui. A cicatrização secundária consiste em três etapas [13]:

- Inflamação;
- Reparação (formação de tecido de calo duro);
- Remodelagem (reabsorção do calo).

Na Figura 2.6, é possível analisar as etapas da cicatrização secundária referida. Quando o osso fratura, ocorre, no início, um estágio de inflamação. A zona da fratura fica muito débil e com hematoma. De imediato o organismo responde à perturbação de modo a restabelecê-la com a introdução de uma membrana de tecido denso que envolve por

completo os ossos (periósteos), que permitem a proliferação de células osteogênicas. Estas iniciam a reconstrução e reparação do osso. Inicialmente, ajudam no aparecimento de tecido fibroso de calo macio e, posteriormente, calo duro. Ainda promovem a regeneração óssea com formação de vasos sanguíneos, pontes ósseas e cartilagens. Por fim, ocorre o estágio de remodelagem que consiste no restauro das propriedades do osso e da sua funcionalidade [14].

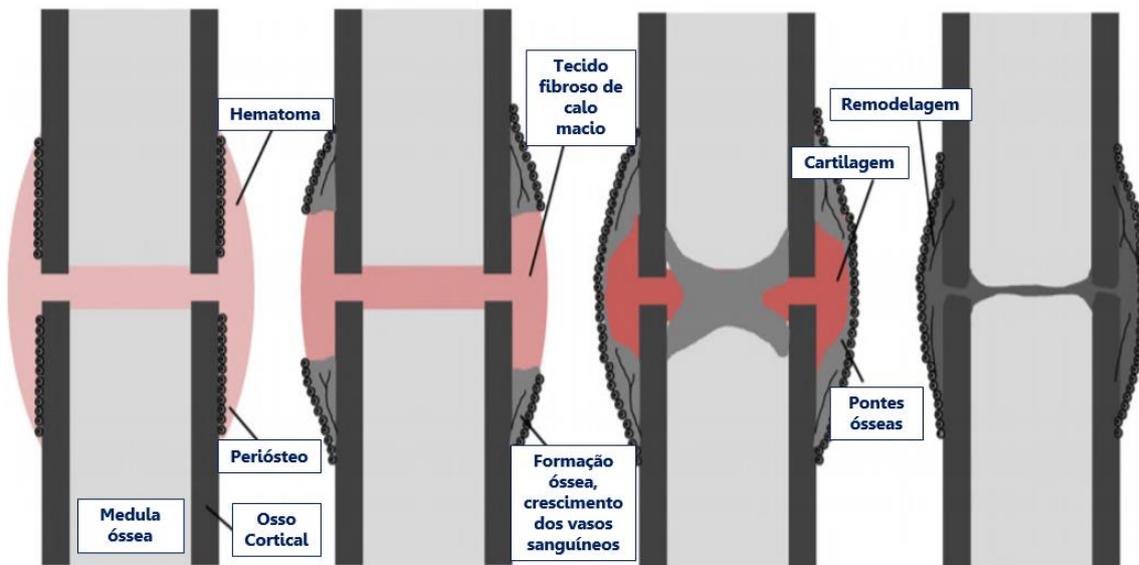


Figura 2.6. Processo de diferenciação sequencial do tecido ósseo da cicatrização secundária, adaptado de [13].

## 2.5. Estimulação induzida

A formação óssea tem uma relação direta com a atividade física, mesmo sendo relativamente reduzida. É possível observar essa relação em pacientes acamados ou com lesões na medula que contêm diminuições acentuadas da massa óssea. Este tipo de anomalias faz com que o tempo de regeneração óssea seja bastante inferior, em comparação com os pacientes sem estas restrições [15]. Por isso é que a estimulação induzida tem tanta importância quando há fratura de um membro que incapacita a mobilidade. Perante uma fratura de um osso longo deve existir estimulação para acelerar o processo de formação de calo ósseo, por forma a diminuir o tempo de recuperação. Este tempo de recuperação, segundo os estudos, pode-se reduzir entre quatro e cinco semanas [16], sendo insignificante a continuação deste processo por mais semanas do que as indicadas [17]. O mesmo é desejado quando indivíduos que sofrem de doenças, como o nanismo, procuram o



alongamento ósseo, em que a fratura do osso é provocada para que este regenere e cresça em ciclos repetitivos o mais rápido possível [2] [3].

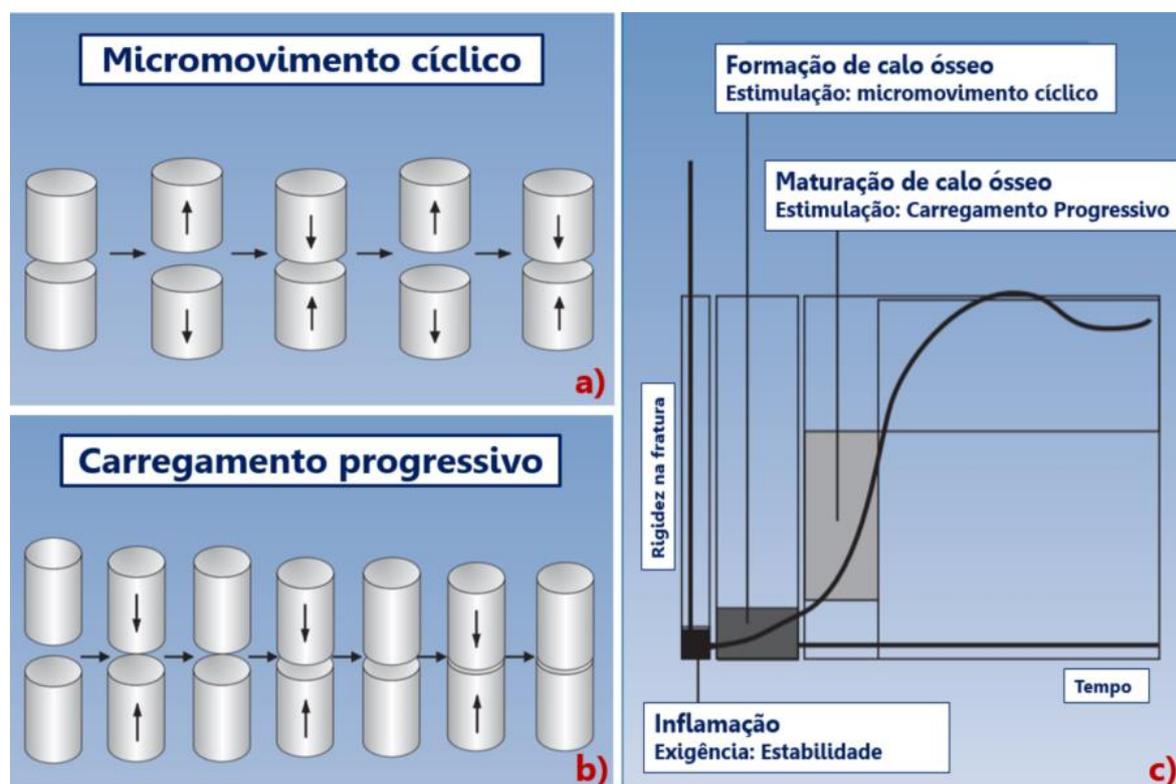
Dos métodos conhecidos de estimulação induzida salientam-se, entre outros, os que provocam efeitos positivos para a distração osteogénica, descritos por Carvalho *et al* [15] e por Gardner *et al* [18], e denominam-se:

- Estimulação elétrica – utilização da eletricidade e das propriedades elétricas do osso para reparação de fraturas, sem a necessidade de cirurgias;
- Estimulação por ultrassons – transmissão para o interior do corpo de ondas de pressão acústica de alta frequência capazes de gerar estímulos;
- Estimulação por LASER – aplicação de laser de baixa potência no tecido ósseo para provocar efeitos bioquímicos, bioelétricos e bioenergéticos;
- Estimulação através da marcha – o efeito de andar cria micromovimentos suficientes para estimular e desenvolver a formação de calo ósseo.

O efeito de caminhar ajuda a formação de calo ósseo, devido aos membros estarem sujeitos a solicitações de cargas. Estas provocam micromovimentos que ajudam no alongamento dos músculos e na estimulação da circulação nos membros inferiores. As solicitações provocam três movimentos distintos no foco da fratura: os movimentos axiais, os transversais e os angulares. Destes, o movimento que estimula a formação óssea e, por isso, o mais importante, é o movimento axial, sendo evitável a ocorrência dos restantes movimentos [2]. No caso de pacientes sem mobilidade a estimulação através da marcha de forma natural não é possível. Por essa razão, surge a **estimulação induzida por micromovimentos**, que consiste em simular os micromovimentos a que o paciente iria estar sujeito se pudesse realizar a marcha.

Esta simulação abrange duas diferentes deslocações que permite a consolidação correta o osso: a primeira consiste na repetição do ciclo da Figura 2.7 a), denominado micromovimento cíclico; a segunda deslocação consiste no fecho do distanciamento inicial da fratura, através de um carregamento progressivo, Figura 2.7 b). Estas provocam uma maturação e calcificação completa do calo externo [16]. Porém, estes movimentos não devem ser realizados simultaneamente. O micromovimento cíclico deve ser aplicado em primeiro lugar, seguido do carregamento progressivo. A Figura 2.7 c) indica a sequência de

aplicação desses movimentos em relação à rigidez que a fratura está a adquirir com o processo natural de regeneração óssea, e ao seu tempo de utilização [16].



**Figura 2.7.** Esquematização dos micromovimentos aplicado na fratura; a) micromovimento cíclico, b) carregamento progressivo e c) aplicação adequada desses micromovimentos, adaptado de [16].

Ainda existe muita controvérsia em relação aos valores da distância inicial da fratura e do sentido de aplicação dos micromovimentos. Em 1998, Wolf [19] indicou como distância inicial para a fratura o valor de 3 mm. Todavia, em 2001, Yamaji [17] realizou ensaios comparativos e chegou à conclusão que, afinal, a melhor distância inicial no foco da fratura era de 2 mm, sujeito a um estímulo de 0,7 mm por micromovimentos, usando um fixador externo de anel especial. Porém, de acordo com médicos especialistas em ortopedia que trabalham em cooperação com este estudo, indicam que os valores de referência que se deve implementar são 4 mm de distância inicial e promover estímulos de modo que permitam ter um deslocamento de, aproximadamente, 1 mm. Este último valor para os micromovimentos é, no entanto, consensual, já que foi inúmeras vezes usado experimentalmente e referido como valor ideal para se realizar uma estimulação adequada. Este valor de deslocamento pretendido foi usado em diversos trabalhos de Goodship e Kenwright [20], Ilizarov [21], Gardner *et al* [18] e também por Kenwright *et al* [22].

Da pesquisa efetuada não foi encontrado nenhum registo de patente /fabricantes de dispositivos de estimulação semelhantes ao que se pretende realizar neste estudo.

### 3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Neste capítulo são descritos os métodos e procedimento experimental usado no presente estudo. Na secção 3.1 descreve-se o fixador e a montagem utilizada. Na secção 3.2 é descrito o sistema eletromecânico que foi acoplado ao fixador externo. Na secção 3.3, apresentam-se os modelos desenvolvidos que se utilizam para ajudar a aplicar a estimulação induzida. De seguida, na secção 3.4, é descrito o processo de fabrico desse dispositivo projetado na secção anterior. Na secção seguinte é discutido qual o material que deve ser usado na produção da peça final. E, por fim, na secção 3.6, é explicado o procedimento experimental usado neste estudo.

#### 3.1. Fixador externo LSR – Orthofix®

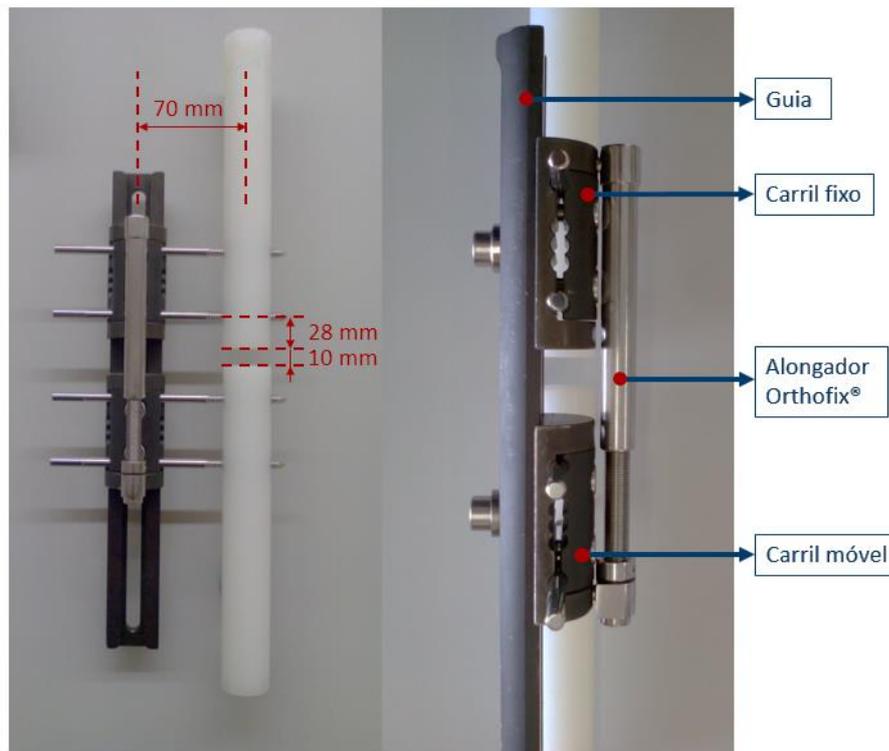
Segundo o fabricante Orthofix® [23], o fixador externo LRS (*Limb Reconstruction System*) melhorou consideravelmente as técnicas cirúrgicas em bloco operatório pois é facilmente aplicado, apresenta boa versatilidade, estabilidade e segurança nas correções necessárias. Este modelo é, essencialmente, usado para o tratamento de problemas como baixa estatura (nanismo), perda óssea, a não união do osso, fraturas abertas e deformidades angulares. Em contrapartida, não pode ser usado em pacientes com perturbações mentais, ou incapazes de seguirem as indicações de cuidados pós-operativos, com osteoporose severa, HIV positivo, diabetes severa e mal controlada e quando há suspeitas de sensibilidade ao material usado no fixador. Segundo Sá [3], o material das peças do fixador externo LRS é a liga de Alumínio 7075 T6 anodizada. Este fixador é constituído por duas peças principais, a guia e os carris. Ele é ligado ao osso através de pinos de Schanz, Figura 3.1, que têm como função a estabilização e fixação óssea. Estas peças podem apresentar inúmeras configurações devido à sua característica de adaptabilidade. Os carris são constituídos por dois elementos diferentes que, atuando em conjunto, permitem o aperto dos pinos de Schanz. Estes carris podem não possuir movimento em relação à guia, denominando-se carril fixo, ou possuir movimento e, então, é designado por carril móvel

(Figura 3.2). A escolha de possuir ou não movimento é realizada e controlada pela equipa médica.



**Figura 3.1.** Pinos de Schanz usados nesta montagem.

No presente estudo, para uma primeira aproximação da realidade, é utilizado um varão de nylon como elemento representativo da tíbia, visto que o varão de nylon tem propriedades mecânicas/dimensionais semelhantes às da tíbia. Este procedimento já foi realizado por Gardner *et al* [18]. Sá [3] usou a mesma metodologia tendo concluído que o osso fraturado podia ser simulado por dois varões de nylon de 200 mm de comprimento e 30 mm de diâmetro, sendo introduzido em cada varão dois pinos de Schanz de 6 mm de diâmetro. Neste trabalho, a distância entre os centros do fixador e do varão de nylon é de 70 mm, e o pino que se localiza mais perto do foco da fratura encontra-se a 28 mm desta zona, como se observa na Figura 3.2. Na montagem do fixador, Figura 3.2, é, ainda, considerado um alongador que irá permitir um deslocamento controlado dos carris móveis e, assim, alcançar o deslocamento para a estimulação que se pretende induzir.



**Figura 3.2.** Distâncias fundamentais para montagem do fixador e legenda dos respetivos componentes.

### 3.2. Sistema eletromecânico

A ideologia desenvolvida para este estudo consiste num sistema que permita induzir os micromovimentos, para isso, este mecanismo contém três elementos essenciais conectados: o hardware, a bateria e o motor. O hardware foi programado no *software* Arduíno num estudo paralelo a este. A bateria é recarregável e possui um diâmetro de 20 mm, um comprimento de 50 mm e uma voltagem de 4,2 V. O motor escolhido para o efeito foi o Planetary Gearhead GP 16, mais precisamente, o modelo 118187 com um diâmetro externo de 16 mm, uma redução de 850:1 e binário entre 0,1 e 0,3 Nm que permite movimento axial e controlado através do alongador. As restantes características do motor podem ser analisadas no anexo A. Este sistema foi limitado a 5 N de força que pode ser exercida sobre ele, quando este atinge esse valor, o motor interrompe o seu funcionamento. Esta característica foi implementada para que não exista nenhuma avaria no motor devido a uma solicitação excessiva. Este tem como plataforma de imposição dos micromovimentos do ciclo o *software* SerialPlot. Neste é possível indicar a velocidade e o deslocamento pretendidos (*inputs*) sendo obtida a evolução do deslocamento e intensidade da corrente em

função do tempo (outputs). Após a definição de todos os componentes do sistema eletromecânico é necessário desenvolver uma peça que permite o seu suporte.

### 3.3. Projeto CAD – Suporte

Perante a ideia de estimulação óssea através da consideração de um acoplador facilmente aplicável, houve a necessidade de criar um suporte compacto e de fácil manipulação. Para a criação desse suporte foram projetados modelos, no *software Autodesk Inventor*, que evoluíram para protótipos funcionais, sendo estas peças posteriormente aplicadas nos ensaios experimentais. Estes modelos foram projetados para conterem três elementos essenciais, um motor que induz os micromovimentos no fixador, uma bateria que permite fornecer energia ao motor, e um hardware que tem a finalidade de controlar os micromovimentos que se pretendem considerar e, ainda pequenos constituintes que ajudam na funcionalidade da peça final.

#### 3.3.1. Suporte do motor A

Inicialmente o modelo foi idealizado como um suporte para o motor que permitisse facilmente realizar a montagem no fixador, denominando-se suporte do motor A. Este suporte pode ser observado e analisado na Figura 3.3, assim como no apêndice A.

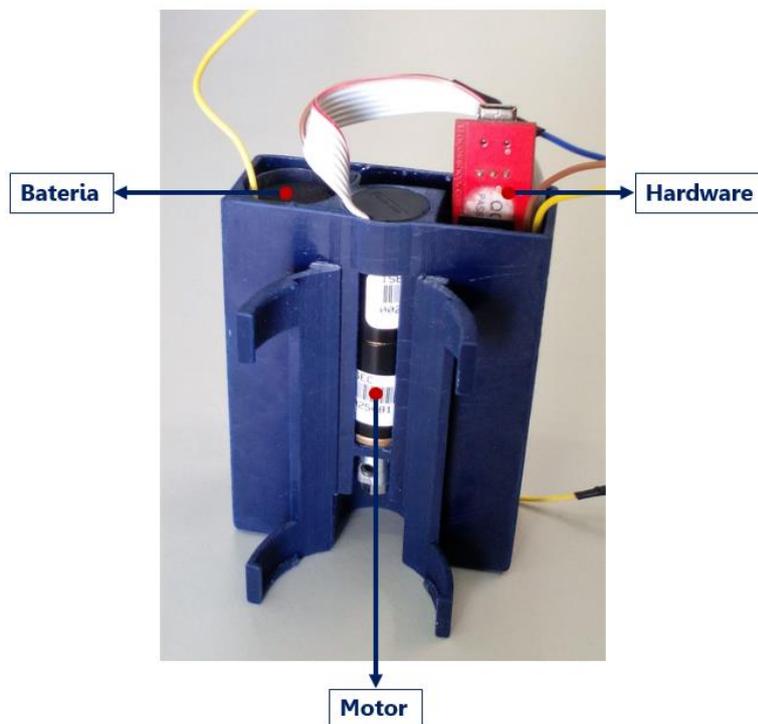


Figura 3.3. Suporte do motor A e indicação dos respectivos componentes.

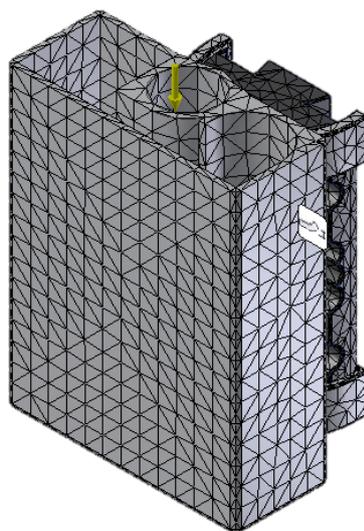
Esta peça foi projetada para funcionar como garra na parte superior do carril móvel do fixador, mais precisamente no elemento deslizante do carril e realizar a sua montagem simultaneamente com o alongador, como se observa na Figura 3.4. Esta é dividida em duas zonas: a zona de encaixe com o fixador; e a zona que contém os componentes de funcionamento.



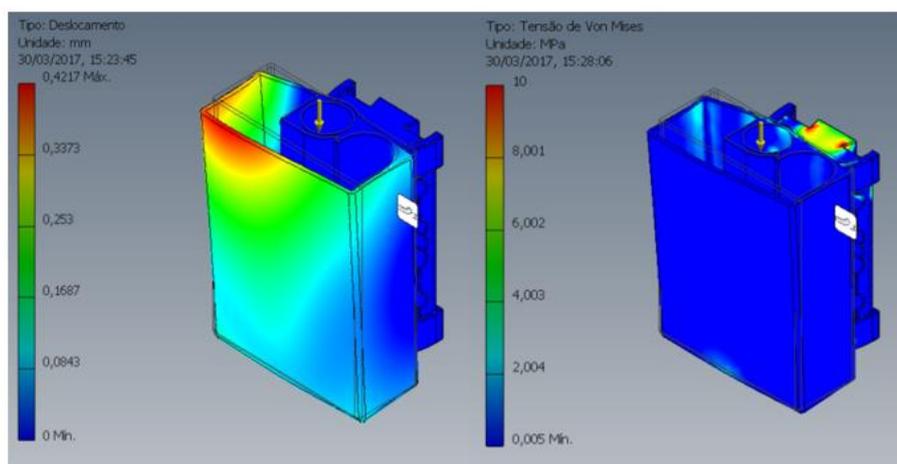
**Figura 3.4.** Montagem do suporte do motor A com o fixador externo.

A zona de montagem no fixador é vulnerável, pelo que caso fosse exercida uma determinada força ela poderia soltar-se, deixando assim, de executar a sua função.

De forma a analisar estruturalmente a peça projetada, como suporte do motor, foi efetuada uma simulação muito simplificada do modelo nas condições mais críticas. Foi realizada uma análise estática, aplicando uma força de 300N, no perfil exterior, que corresponde a, cerca de, 40% do peso médio considerado para um adulto (75kg) e com encastramento na superfície plana do carril. Esta análise foi efetuada recorrendo ao *software Autodesk Inventor*, módulo de análise de tensões. Realizou-se uma malhagem automática, usando os elementos do tipo tetraédricos, Figura 3.5. O material aplicado ao suporte foi um material polimérico ( $E=3,2 \text{ GPa}$ ,  $\nu=0,35$ ,  $\rho=1,021 \text{ g/cm}^3$ ). Analisando as tensões e o deslocamento, verificou-se que as tensões de von Mises não são superiores a 10 MPa e o deslocamento é inferior a 0,43 mm, Figura 3.6. Caso se pretenda realizar a peça em metal esses valores de tensão e deslocamento são ainda mais reduzidos. No entanto, como se pretende inicialmente realizar a peça por prototipagem rápida, o processo disponível apenas utiliza materiais poliméricos. Esta análise foi simplificada, posteriormente devia ser refinada a malha e aproximar as condições de fronteira à realidade. Conclui-se que, após análise, os valores obtidos são reduzidos logo o modelo permite executar a sua função sem problemas de fragilidade.



**Figura 3.5.** Malhagem e força aplicada antes da simulação no *Inventor*.

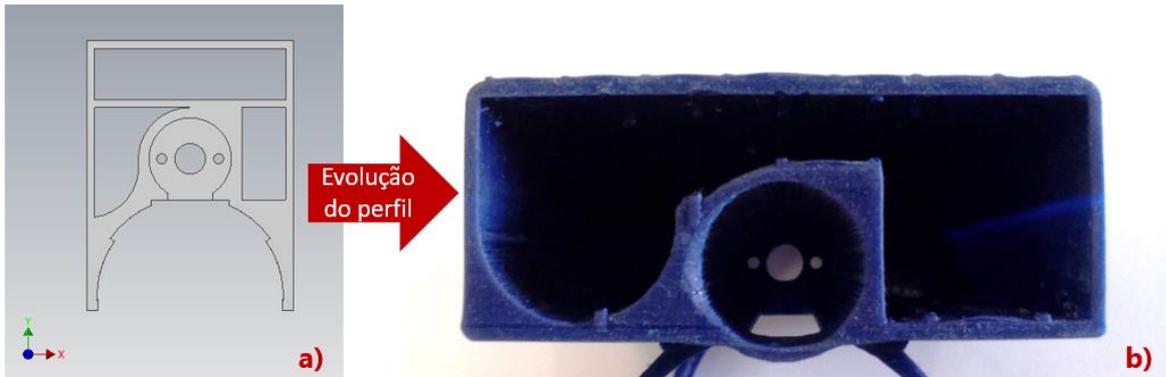


**Figura 3.6.** Simulações realizadas com suporte do motor A sendo um material polimérico

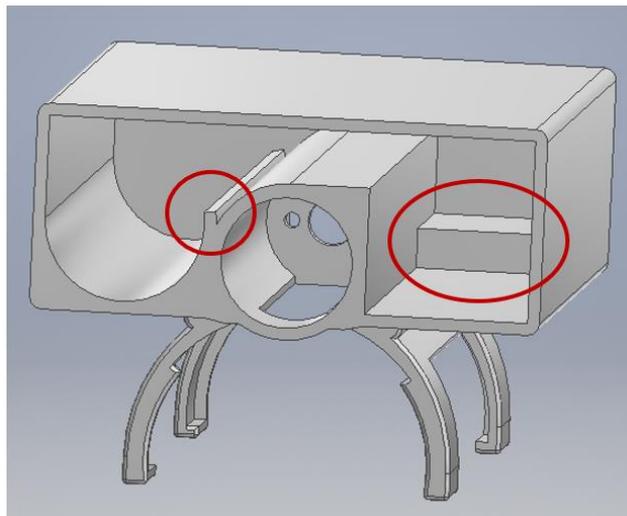
Ao longo da realização do suporte do motor A foram surgindo complicações, existindo a necessidade de otimizar algumas zonas da peça, para obter a peça final otimizada. Uma das evoluções foi o perfil da zona dos componentes, Figura 3.7. Devido à alteração frequente dos tamanhos da bateria e do hardware, o perfil foi reajustado algumas vezes chegando à solução final apresentada na Figura 3.7 b). Dentro da caixa existe um pormenor para fixar de forma eficaz a bateria e o hardware, como se observa na Figura 3.8, no apêndice A é possível visualizar todos os pormenores da peça. No lado oposto, está posicionada a zona de encaixe do alongador. Por esse motivo, apresenta uma geometria com a mesma dimensão que a entrada deste, assinalada na Figura 3.9 a). Na Figura 3.9 b) está indicada a



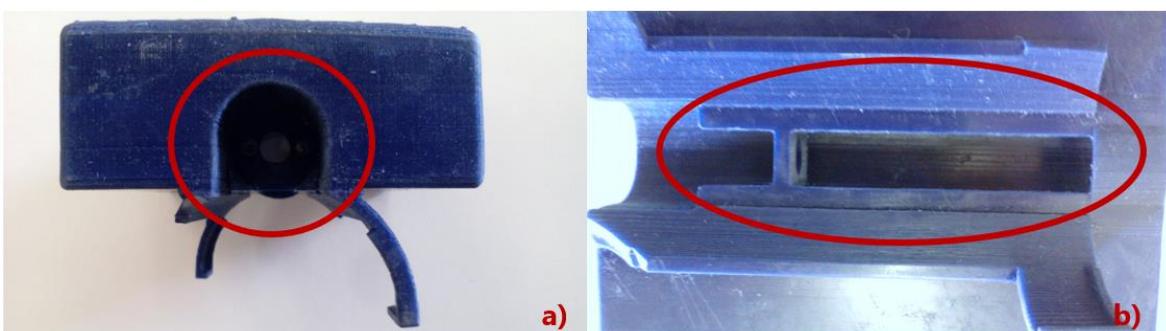
zona onde se localiza o motor e a peça acopladora do veio do motor e do alongador. Esta zona é aberta devido à necessidade de aperto do parafuso do acoplador, mas também à falta de espaço entre o carril e o motor chegando estes mesmo a tocarem-se.



**Figura 3.7.**Exemplo de uma otimização do perfil realizada neste estudo: a) perfil sem otimização; b) perfil final.

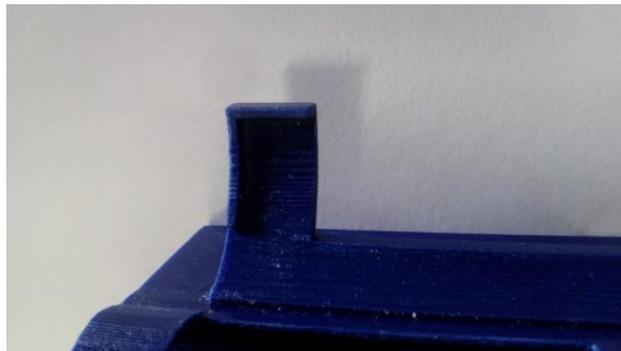


**Figura 3.8.** Detalhes de fixação de forma eficaz da bateria e do hardware.

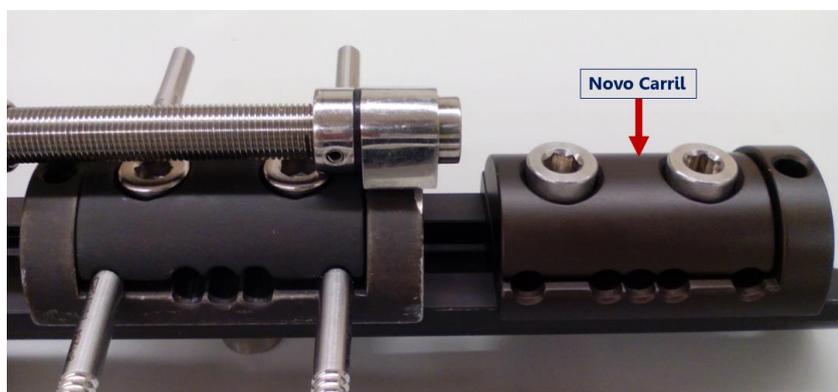


**Figura 3.9.**Detalhes da peça: a) Zona de ajuste do suporte com o alongador; b) Zona do motor.

Outro detalhe muito importante no suporte do motor A são as garras da zona de montagem com o fixador. Estas são reforçadas com umas alas nas extremidades que permitem que a peça quando colocada não se movimente, ver Figura 3.10. No entanto este suporte do motor tem algumas exigências a nível de fixação. Para ser possível a colocação deste no fixador, é necessário que um carril esteja livre para fixar o suporte, exigindo a existência de um carril no fixador para realizar esta fixação. A zona de apoio do suporte foi reforçada, visto que este possui somente um ponto de apoio, sendo o segundo o local da zona de fixação do alongador, Figura 3.11.

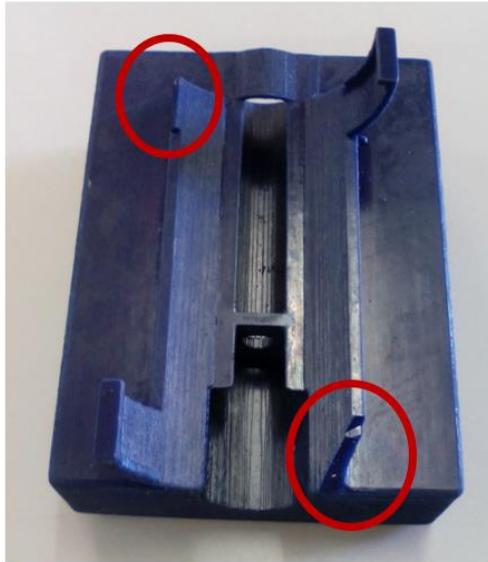


**Figura 3.10.** Detalhe das garras na zona de encaixe.



**Figura 3.11.** Carril introduzido devido à utilização do suporte do motor A.

Todavia, este não foi o único problema que surgiu. A peça apresentava uma fragilidade elevada levando à rotura das garras com solicitações de cargas reduzidas. Essa fragilidade e a reduzida espessura das garras levaram a que o suporte do motor A ficasse danificado apenas com a carga exercida para retirar a peça do carril. O suporte danificado pode ser observado na Figura 3.12.



**Figura 3.12.** Suporte do motor A danificado.

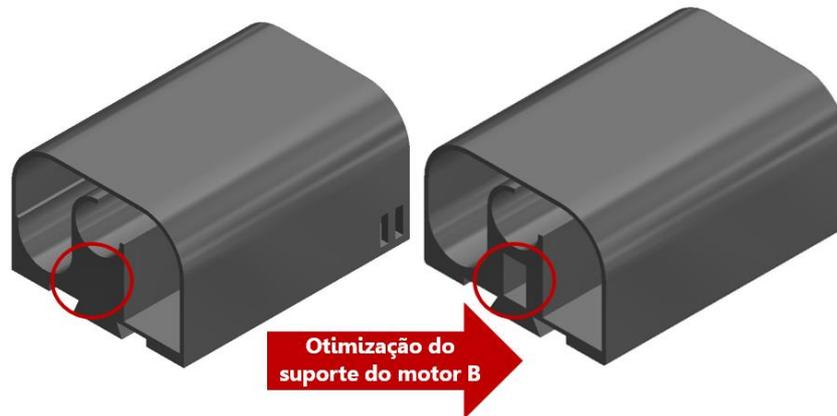
Estas desvantagens tornaram a peça não universal, disfuncional e à mercê de uma otimização à posteriori. Assim, foi necessário redefinir o suporte, tendo sido projetado e concebido um novo, designado por suporte do motor B.

### **3.3.2. Suporte do motor B**

Tendo em conta as desvantagens do modelo inicialmente criado, mencionadas na secção 3.3.1, existiu a necessidade de otimizar a peça para um modelo universal, mais resistente e mais prático na sua aplicação. Como o problema surgiu pela obrigatoriedade de o carril ser livre, então a segunda ideia convergiu para um modelo que aglomerasse tudo num só. Deste modo, deixa de existir o carril que foi introduzido apenas para segurar o suporte do motor A, e o novo suporte adquire a tarefa de deslizar sobre a guia do fixador.

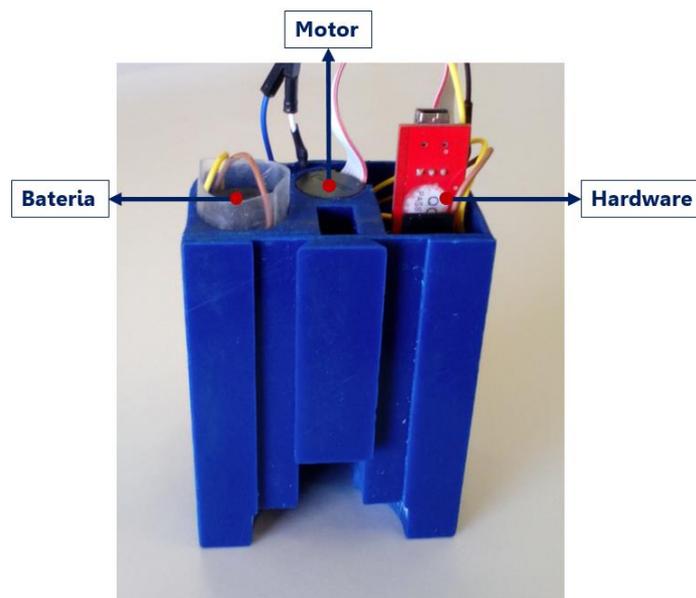
Com esta nova característica foi necessário criar um perfil reorganizado, relativamente aos componentes que permitem o seu funcionamento, e uma peça que apresente uma zona deslizante, exatamente igual à do carril, com tolerâncias muito exigentes. Após a otimização da posição relativa dos componentes, tais como o motor, a bateria e o hardware, efetuou-se medição do carril para permitir projetar o modelo CAD (*Computer Aided Design*). De seguida, com a peça pronta, realizou-se a prototipagem rápida do modelo, que é descrita na secção 3.4. Porém, devido a problemas de contração e dilatação no material, não foi possível realizar a montagem da peça na guia do fixador. As cotas da

peça real relativamente à projetada oscilavam  $\pm 0,5$  mm. Como solução resolveu-se, não só, reajustar algumas cotas, mas também, introduzir um furo quadrado, assinalado na Figura 3.13, que permitisse retirar material em determinada zona de forma a controlar o problema de contração e dilatação do material polimérico. Para além desta otimização, eliminou-se um detalhe nas laterais da peça que não era necessário. A otimização até agora referida pode ser observada na Figura 3.13.



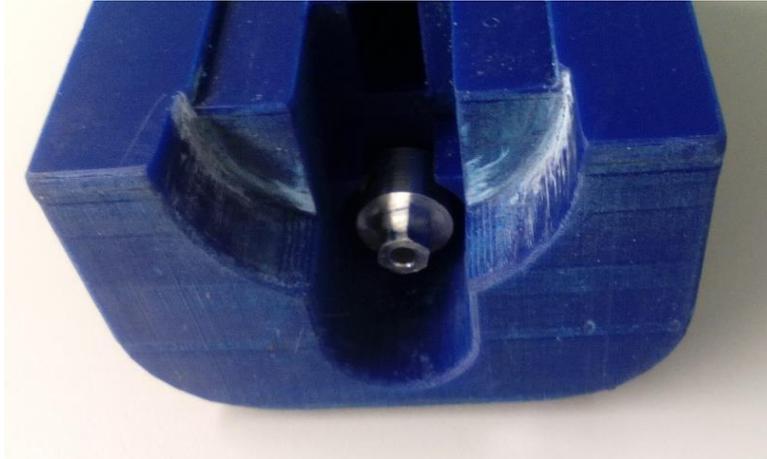
**Figura 3.13.** Otimização realizada no suporte do motor B

Após a implementação desta solução o suporte do motor B encontra-se em excelentes condições de funcionamento. Este suporte pode ser observado na Figura 3.14 e o desenho de fabrico no apêndice B.



**Figura 3.14.** Suporte do motor B e indicação dos respectivos componentes.

Ainda é necessário salientar alguns detalhes desta peça final. A zona de montagem com o alongador foi totalmente reformulada, Figura 3.15, permitindo uma montagem com ajustamento ao caril que contém o alongador de forma fácil. Também na Figura 3.15 pode-se observar uma região sem material, a seguir à zona de ajuste com o carril, esta foi introduzida para se conseguir realizar o aperto do parafuso do elemento que faz a ligação entre o motor e o alongador.



**Figura 3.15.** Zona de encaixe com o alongador do suporte do motor B.

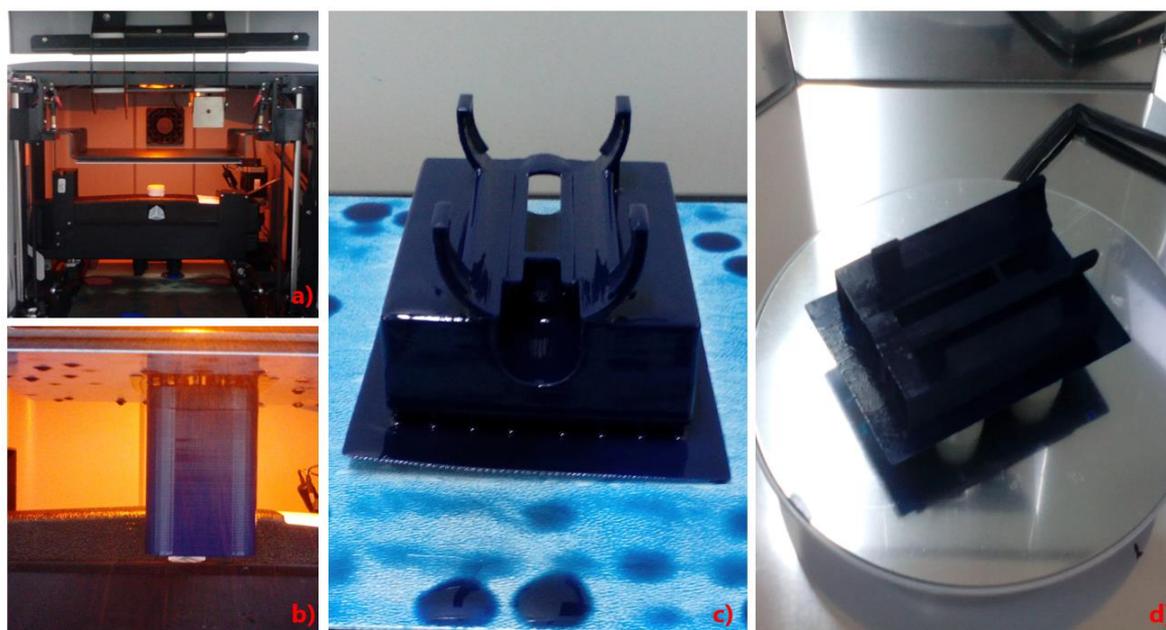
Também se conseguiu reduzir o comprimento e altura da peça, de forma a esta ficar mais compacta e mais leve. Além disso, dentro da peça existem várias estruturas criadas para fixar ou ajudar o funcionamento dos componentes. Por exemplo, as paredes acima do hardware e da bateria permitem que estes elementos não se movam, e a abertura lateral na zona do motor facilita a desmontagem. Estes pormenores podem ser analisados em mais detalhe no apêndice B, nos desenhos de fabrico.

### 3.4. Prototipagem rápida

Com o objetivo de obter uma peça no menor tempo possível recorre-se a processos de prototipagem rápida para a realização do modelo. Segundo o site Business Dictionary [24], prototipagem rápida consiste na produção de um modelo tridimensional a partir de um desenho CAD. São inúmeros os processos que permitem a criação de um protótipo. Neste caso usou-se uma impressora 3D, Project 1500 que usa, na sua impressão, o processo FTI (*Film Transfer Imaging*). Este processo, de acordo com a norma ASTM F2792-12 [25], pertence à classe *Vat Photopolymerization*, que é um dos sete processos de fabricação padronizados pela norma. Esta classificação ocorreu para aglomerar de forma

mais simplificada todos os processos existentes. A classe *Vat Photopolymerization* engloba todos os processos de fabricação de aditivos nos quais um fotopolímero líquido numa cuba é curado seletivamente por polimerização ativada por luz. Nas impressões realizadas para este estudo usou-se uma resina fotopolimerizável com coloração azul escuro, que é possível ver na Figura 3.16.

O produto pretendido é impresso na base invertida, Figura 3.16 a) e b), de acordo com o software da impressora, que cria automaticamente pontes de suporte para a impressão das zonas suspensas ou zonas com grandes extensões. Após acabar a impressão da peça, esta é sujeita a uma limpeza para retirar os excessos de resina fotopolimerizável, Figura 3.16 c). A limpeza é efetuada usando inicialmente um fluido especializado para o efeito e, posteriormente, uma lavagem por água destilada. Depois a peça é colocada numa estufa para sofrer o processo de cura por raios ultravioleta durante um intervalo de uma a duas horas, Figura 3.16 d). Por fim é necessário quebrar as pontes de suporte criadas pelo software de modo a deixar a peça funcional.



**Figura 3.16.** a) Impressora Project 1500 incluindo a base invertida, b) Resultado final após impressão, c) Suporte do motor A antes da limpeza, d) Suporte do motor A após a limpeza e colocada na estufa para o processo de cura.

### 3.5. Material para produção

Após otimização do protótipo e realização de vários ensaios que permitiram garantir que este estaria funcional, é importante pensar na possível produção do mesmo em série. Sabendo que o suporte do motor foi idealizado para aplicação médica, e que será

utilizado muito perto da superfície da pele, onde podem existir ferimentos devido à perfuração do osso pelos pinos de Schanz, a procura dos materiais foi limitada aos polímeros que apresentem biocompatibilidade. Além disso, como este componente pode estar em contacto com a pele, optou-se por limitar as hipóteses a um conjunto de materiais que possuem coeficiente de atrito reduzido, para que não ocorra elevada fricção com a pele, e assim permita melhoria no deslizamento sobre a guia, diminuindo a perda de movimento por atrito. Após pesquisa conseguiu-se delimitar a enorme gama de materiais para apenas dois que se considerou serem os adequados para esta aplicação. Os materiais poliméricos selecionados foram o PTFE e o PEUAPM.

O PTFE (politetrafluoretileno), mais conhecido por teflon, é uma substância inerte, com o coeficiente de atrito reduzido, não inflamável, sem toxicidade, com propriedades elétricas excelentes e resistente a temperaturas elevadas (250°C) [26]. Já o PEUAPM (polietileno de ultra alto peso molecular) é um polietileno de alta densidade, com baixo coeficiente de atrito, e as interações moleculares fortalecidas devido às cadeias extremamente longas que apresenta. Esta propriedade permite que ocorra transferência do esforço à cadeia originando um material duro e com uma resistência ao impacto excepcional [27]. Apenas com a informação descrita, conclui-se que a melhor opção é o PEUAPM devido à sua propriedade diferenciadora de resistência ao impacto, pois a resistência a temperaturas elevadas apresentada pelo PTFE não se traduz em vantagens para esta aplicação, visto que a temperatura de serviço será a temperatura ambiente. Como o suporte do motor B está localizado fora do corpo estará sujeito a impactos inesperados e, por esse motivo, é recomendado o uso do PEUAPM. Na Figura 3.17 observa-se algumas das propriedades destes materiais.

<b>A</b>		<b>B</b>		
Property	PTFE (unfilled)	Testes DIN, ASTM	Propriedades	Peso molecular ultra elevado (PEUAPM)
<b>PHYSICAL</b>				
Density (lb/in <sup>3</sup> )	0.078			
(g/cm <sup>3</sup> )	2.16			
Water Absorption, 24 hrs (%)	< 0.01	D(53479)	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	0,928-0,941
<b>MECHANICAL</b>				
Tensile Strength (psi)	3,900	D(53473)	Absorção de água 24h, 3mm de espessura (%)	< 0,01
Tensile Modulus (psi)	80,000			
Tensile Elongation at Break (%)	300			
Flexural Strength (psi)	No break	D(53455)	Resistência à tração (10 <sup>2</sup> Kgf/cm <sup>2</sup> )	2,8-4,2
Flexural Modulus (psi)	72,000	D(53455)	Alongamento na ruptura (%)	200/500
Compressive Strength (psi)	3,500	D(53457)	Módulo de flexão (10 <sup>4</sup> Kgf/cm <sup>2</sup> )	0,7-1,2
Compressive Modulus (psi)	70,000	D256 (ASTM)	Resistência ao impacto (Kg)	Não quebra
Hardness, Shore D	D50	D785 (ASTM)	Dureza Rockwell R	67
IZOD Notched Impact (ft-lb/in)	3.5			
<b>THERMAL</b>				
Coefficient of Linear Thermal Expansion (x 10 <sup>4</sup> in./in./°F)	7.5	D(52612)	Condutividade térmica (10 <sup>-4</sup> cal/s cm <sup>2</sup> °C/cm)	11,0
Heat Deflection Temp (°F / °C) at 264 psi	132 / 55	D(52328)	Expansão térmica linear (10 <sup>-4</sup> cm/°C)	15
Melting Temp (°F / °C)	635 / 335	D(53461)	Temperatura de deflexão (°C)	50
Max Operating Temp (°F / °C)	500 / 260			
Thermal Conductivity (BTU-in/ft <sup>2</sup> -hr-°F)	1.7			
(x 10 <sup>4</sup> cal/cm-sec-°C)	5.86	D542 (ASTM)	Índice de refração	—
Flammability Rating	V-O	D1003 (ASTM)	Transmitância (%)	—
<b>ELECTRICAL</b>				
Dielectric Strength (V/mil) short time, 1/8" thick	285			
Dielectric Constant at 1 MHz	2.1			
Dissipation Factor at 1 MHz	< 0.0002			
Volume Resistivity (ohm-cm)at 50% RH	> 10 <sup>18</sup>			

Figura 3.17. A – Propriedades do PTFE, adaptado de [28] ; B – Propriedades do PEUAPM, adaptado de [27].

Ainda sobre o PEUAPM, este polímero de alto desempenho possui elevada resistência à fadiga, à abrasão e a produtos quimicamente agressivos, como por exemplo, ácidos, solventes, entre outros [27]. Esta resistência aos produtos é importante, na medida em que, em ambiente hospitalar, os médicos recorrem a produtos agressivos, como por exemplo o álcool, usado em desinfecção e tratamento de feridas.

Este polímero devido ao seu peso molecular extremamente elevado apresenta, mesmo já fundido, uma alta viscosidade, tornando assim, impossível o processamento deste material, pelos métodos convencionais de injeção, sopro ou extrusão. O método normalmente utilizado para o processamento do PEUAPM é a moldagem por compressão [29].

Relativamente às aplicações médicas, este material polimérico é realmente uma boa escolha, pois já é utilizado nesta área, nomeadamente, no fabrico de próteses da anca e do joelho e na substituição de articulações lesadas do fémur, tíbia e rótula. Este material é essencial para restabelecer a forma e o alinhamento das articulações, promovendo a estabilidade e mobilidade ao paciente [27].



### 3.6. Ensaios experimentais

Como o objetivo é perceber o comportamento da indução de movimentos na zona da fratura, os ensaios experimentais focaram-se em avaliar o deslocamento que é transmitido na zona do foco da fratura.

Para que os ensaios experimentais traduzissem a realidade diária de um paciente acamado, foi efetuada uma montagem horizontal para o fixador, Figura 3.18, que consiste em apoiar as duas extremidades do fixador, garantindo que a parte superior do osso não se desloca. Desta forma a montagem é realista e perfeitamente aceitável como aproximação. São realizados ensaios de tração e compressão, o seu procedimento é descrito de seguida.

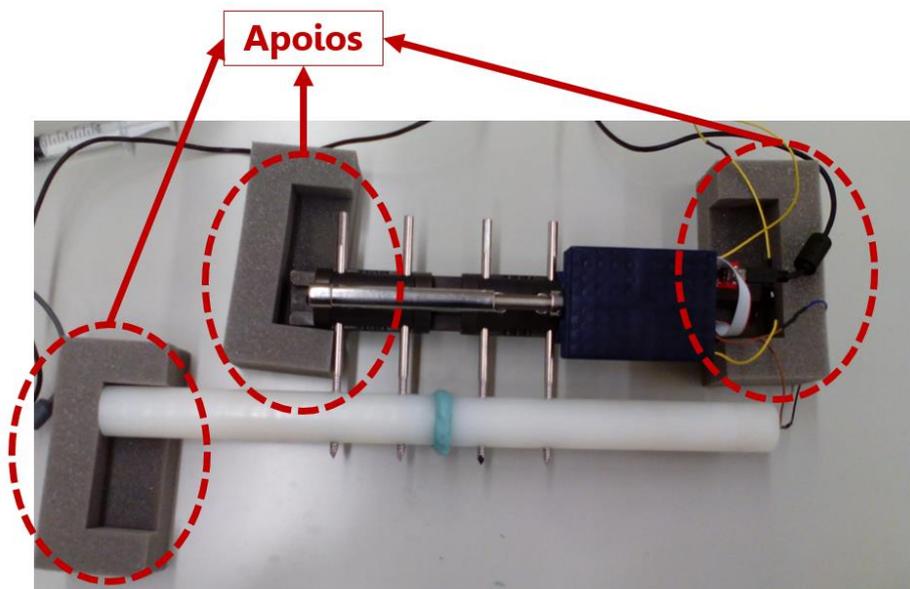


Figura 3.18. Montagem horizontal dos ensaios experimentais

#### 3.6.1. Ensaio à compressão

A ideia fundamental dos ensaios à compressão consiste na colocação de um material endurecível ao longo do tempo no foco da fratura, e introduzir no osso movimentos de compressão.

Para a realização deste procedimento foi necessária uma pesquisa por materiais que endurecessem com o tempo, mas que não permitissem a adesão ao material em contacto, dessa pesquisa surgiu a pasta de silicone dentário. Após vários testes para saber as quantidades adequadas, de forma a que a mistura da pasta permitisse uma compressão de 4 mm a uma velocidade de 2 mm/min sem atingir a força de 5N limitada pelo motor, concluiu-

se que a pasta de silicone devia ser constituída por 15 g de silicone dentário da Ergasil e por 1,5 ml de catalisador da Enersyl. O silicone da Ergasil contém uma dureza de 92 Shore A. A dureza Shore A é um método de avaliação da dureza superficial de polímeros ou elastómeros que recorre ao uso de um equipamento portátil da marca Teclock e modelo GS-719N [30]. Com a mistura pronta, esta é colocada no espaço de 10 mm considerado para a simulação da fratura do osso, e é imposto o deslocamento de 4 mm. São utilizados estes valores, em vez dos 4 mm de afastamento e 1 mm de estimulação, para facilitar as posteriores medições.

Estes ensaios foram realizados inicialmente no varão de nylon e posteriormente em osso artificial normalizado da marca Sawbones®. A operação de fratura do osso artificial e a fixação dos pinos no osso foram realizadas pela equipa médica especialista em ortopedia que acompanha o estudo. Isto provocou variações na distância entre os dois fragmentos, o que será explicado mais à frente na secção 3.6.3.2.

Foi usada uma placa de 10 mm de espessura que funcionou como calibre entre as duas superfícies do nylon, por forma a garantir o afastamento exato durante os ensaios, permitindo desta forma alguma repetibilidade entre ensaios. No caso do osso fraturado, como este, que tem variações no seu perfil, foi criado um molde para promover o afastamento de modo a permitir a repetibilidade e reprodutibilidade entre ensaios, diminuindo, assim, o erro. O molde mencionado é denominado por amostra inicial e as suas dimensões estão descritas na secção dos resultados.

Posteriormente, realizam-se os ensaios à compressão. Após um tempo de repouso e de endurecimento obrigatório, para que não ocorra deformações na superfície ao retirar a amostra, esta é retirada sendo registado o número da amostra e as zonas que serão, posteriormente, medidas com o micrómetro. Estas zonas são diferentes nas duas situações testadas e apresentam-se assinaladas nas secções 3.6.3.1 e 3.6.3.2.

Em síntese, o procedimento experimental a seguir para a realização dos ensaios experimentais à compressão são:

- 1º - Colocação de um afastamento no foco da fratura de 10 mm;
- 2º - Realização da pasta endurecedora;
- 3º - Colocação dessa pasta na zona do afastamento;
- 4º - Imposição, através do motor e do alongador, de uma compressão com um deslocamento de 4 mm;
- 5º - Repouso e endurecimento da pasta durante 10/15 min;

- 6º - Retirar a amostra da montagem;
- 7º - Identificação das amostras e zonas de medição;
- 8º - Realização das medições das amostras com um micrómetro.

O silicone e o catalisador quando misturados demoram um período de tempo a endurecer de, aproximadamente, 3 minutos, e é durante este tempo de cura que se pretende realizar o ensaio experimental, pois nesse período a pasta molda-se completamente ao simulador do osso quando é aplicada a compressão. Na Figura 3.19 é possível observar o esquema do ensaio experimental que se realizou. Porém, não se efetuou apenas um tipo de ensaios, como existiram otimizações houve a necessidade de repetir os ensaios para os diferentes casos. Em conformidade com o que já foi referido, o primeiro caso trata-se de uma compressão de 4 mm com varões de nylon, em substituição do osso que foi a primeira aproximação que se considerou no estudo. De seguida substituiu-se o nylon por um osso artificial mantendo nestes dois casos o mesmo suporte do motor (A). Por fim, com a otimização do suporte do motor realizou-se o ensaio anterior nas mesmas condições apenas substituindo o suporte do motor para o B. Resumindo os casos:

- Caso I: Compressão de 4 mm, varões de nylon e suporte do motor A;
- Caso II: Compressão de 4 mm, osso artificial e suporte do motor A;
- Caso III: Compressão de 4 mm, osso artificial e suporte do motor B.

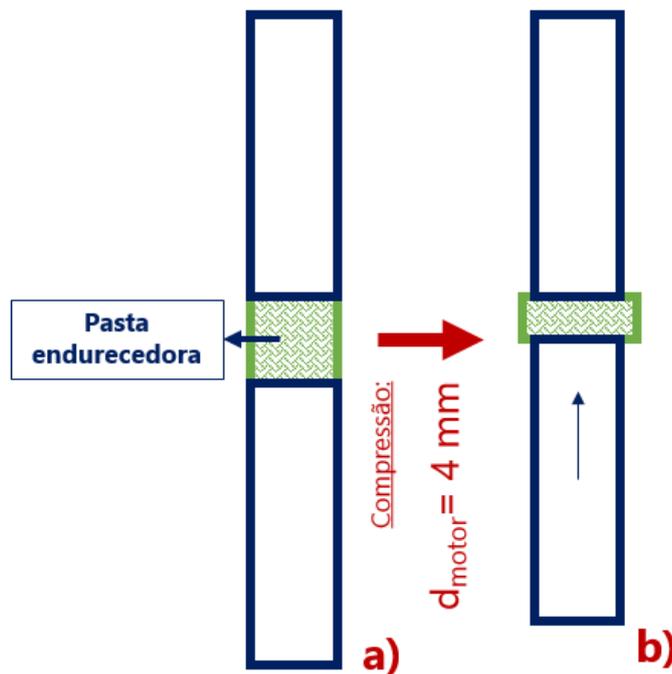


Figura 3.19. Esquema do ensaio de compressão de 4 mm: a) antes do ensaio; b) após o ensaio.

Após a compressão, e o tempo de endurecimento, a amostra é retirada da montagem e é analisada, realizando-se a medição das amostras.

### 3.6.2. Medição das amostras e cálculo do deslocamento na fratura ( $d_{fratura}$ )

Todas as medições foram realizadas uma hora após o ensaio. O material usado nas amostras possui uma grande estabilidade, por isso a forma de medição é considerada fidedigna. Das amostras que são fornecidas, pelo ensaio à compressão, para realizar a medição consegue-se apenas estimar a espessura que ela possui. Contudo, se for conhecido o posicionamento inicial pode-se efetuar o cálculo do deslocamento que ocorre na zona da fratura com esses valores. Sabendo que a espessura final da amostra é resultado da compressão pode-se concluir que o deslocamento na fratura ( $d_{fratura}$ ) é obtido pela diferença entre a distância inicial ( $d_i$ ) e a espessura da amostra final ( $d_f$ ), ou seja, esse deslocamento é dado pela equação (1):

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

Na Figura 3.20, é possível entender de uma melhor forma a equação (1), mas também compreender sentido físico do deslocamento da fratura.



**Figura 3.20.** Esquema das distâncias das amostras e explicação para obtenção do deslocamento da fratura.

Como se pretende fazer uma adequada análise da compressão na amostra decidiu-se dividi-la em diversas zonas, de forma a se retirar alguma conclusão pertinente com esses dados.

### 3.6.3. Zonas de medição da amostra e afastamento inicial

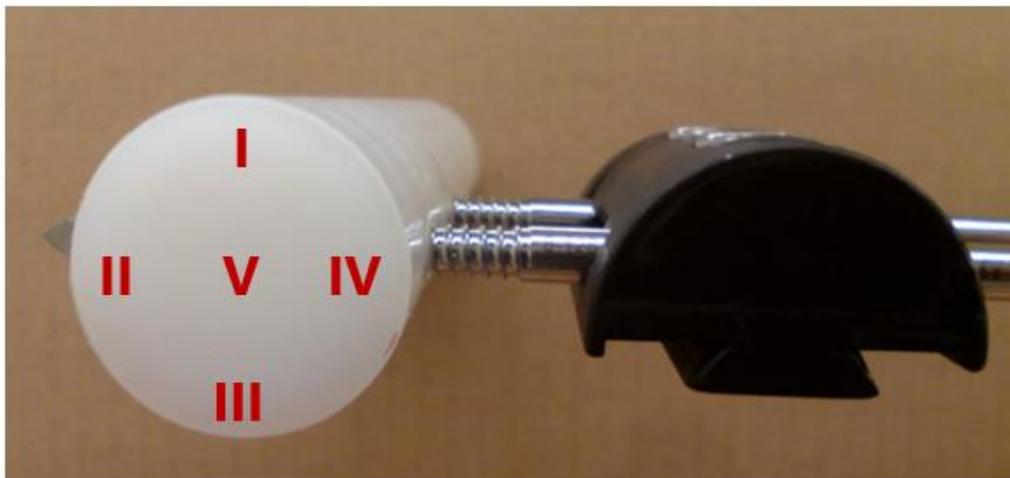
As zonas de medição variaram consoante o caso de substituição do osso utilizado, as quais serão indicadas posteriormente. O afastamento inicial é bastante simples para a simplificação dos varões de nylon, mas adquiriu alguma complexidade quando realizada a substituição pelo osso artificial. Todos os detalhes sobre as amostras encontram-se explicados nas subsecções seguintes.

#### 3.6.3.1. Amostras nos varões de nylon

Os varões de nylon possuem um perfil circular que foi dividido em cinco zonas distintas, estas podem ser observadas no exemplo de amostra da Figura 3.21. Uma melhor percepção da localização dessas zonas na realidade está apresentada na Figura 3.22.



**Figura 3.21.** Zonas de medição da amostra do varão de nylon.



**Figura 3.22.** Localização das zonas de medição no varão de nylon.

Os varões de nylon não apresentam oscilações na superfície do perfil, ou seja, a distância em todo o distanciamento da fratura é aproximadamente constante e, por esse motivo, é colocada uma placa rígida com espessura de, sensivelmente, 10 mm. Após uma medição mais precisa, através de um micrômetro, concluiu-se que o valor exato da espessura da placa é de 10,15 mm, sendo esse o valor que, a partir de agora, se terá em consideração para efetuar os cálculos, pois apresenta um valor mais realista, diminuindo o erro cometido. A placa utilizada para a definição do afastamento entre o varão de nylon pode ser observada na Figura 3.23.



**Figura 3.23.** Placa que serve para criar distanciamento inicial entre os varões de nylon

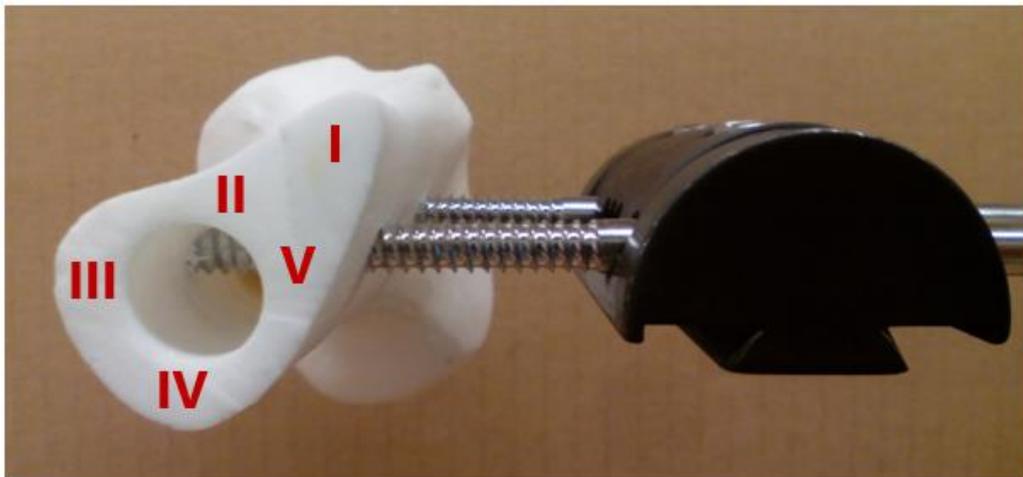
### 3.6.3.2. Amostras no osso artificial

Por outro lado, o osso artificial é uma cópia muito semelhante ao osso real e, por isso, apresenta um perfil muito idêntico a este, porém distinto do perfil anteriormente apresentado pelo varão de nylon que foi usado como primeira aproximação. Por este motivo

foram atribuídas cinco novas zonas de medição que podem ser observadas na Figura 3.24 e as suas localizações, em mais pormenor, na Figura 3.25.



**Figura 3.24.** Zonas de medição da amostra do osso artificial.



**Figura 3.25.** Localização das zonas de medição no osso artificial.

Além da diferença na geometria do perfil, existem oscilações entre as superfícies do osso. Médicos especialistas em ortopedia fraturaram o osso artificial e colocaram os pinos de Schanz, o que provocou uma proximidade à realidade, mas, por consequência, uma perda no rigor na montagem.

As oscilações entre as superfícies e o desalinhamento devido ao facto de o osso apresentar uma geometria muito particular podem ser notadas na Figura 3.26.



**Figura 3.26.** Oscilações das superfícies e o desalinhamento da montagem com o osso artificial.

Com a informação destas variações na zona da fratura torna-se fundamental que exista a divisão da amostra por zonas, pois irão apresentar valores iniciais e finais bastante diferentes, o que poderia levar a um erro significativo nos valores medidos. Além disso, estas variações levaram à não utilização da placa constante usada anteriormente, mas em permuta existiu a necessidade de criação de uma amostra inicial (molde) feita com a mesma pasta endurecedora. Este molde é conseguido colocando a pasta endurecedora no afastamento dos fragmentos do osso com uma distância de cerca de 10 mm, após endurecer, retira-se da montagem e elimina-se os excessos de material dos contornos e do centro da amostra, ficando um molde como o representado na Figura 3.27. Este molde foi colocado sempre no início de todos os ensaios, de forma a garantir o afastamento inicial entre ensaios.



**Figura 3.27.** Amostra Inicial (molde) do osso artificial.



### 3.6.4. Ensaio à tração

O objetivo do ensaio à tração consiste na colocação do material EVA (*Ethylene Vinyl Acetate*) na zona da fratura e induzir um movimento à tração de 4 mm. As siglas do material EVA derivam do inglês: *Ethylene Vinyl Acetate*, que em português se intitula acetato-vinilo de etileno, no entanto, conhecida popularmente, de modo a respeitar a sigla, por espuma vinílica acetinada. Apresenta como principais características a sua resistência, ser leve, flexível, moldável e aderente [31]. Estas duas últimas características são as mais importantes para este estudo, pois é necessária uma pasta que, não só seja facilmente moldável por forma a colocar no afastamento inicial, mas também aderente à superfície em contacto, de modo a permanecer na ligação quando for sujeita ao ensaio de tração.

A montagem do sistema, como se observa na Figura 3.28, é semelhante ao ensaio realizado à compressão, ou seja, extremidades apoiadas, representado a situação de acamados. Inicia-se o ensaio colocando a nova pasta, denominada EVA, no afastamento inicial do foco da fratura, afastamento este garantido através do molde (explicado na secção 3.6.3.2). De modo a obter uma melhor análise dos dados, colocou-se uma folha milimétrica atrás da zona da fratura para servir de referência e indicou-se as zonas limites permitindo observar o seu comportamento.

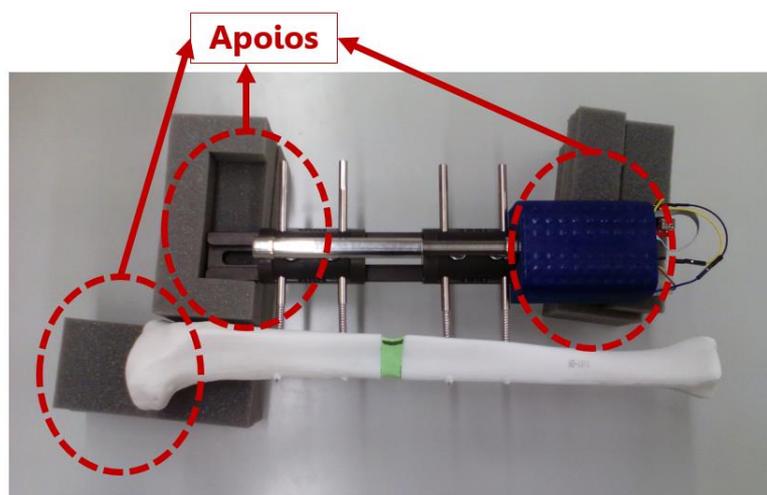


Figura 3.28. Montagem horizontal dos ensaios experimentais à tração.

Pretende-se realizar um estudo do deslocamento de uma tração de 4 mm, mas a forma de medição não é tão simples como a realizada nos ensaios à compressão. Para realizar a medição pensou-se em utilizar leituras de imagens, para isso acontecer realizou-se a

filmagem de todos os ensaios. O resultado destas filmagens é possível ser observado na secção 3.6.5 e no apêndice C.

Por fim, foi necessário deixar a pasta endurecer naturalmente, um processo que demora três dias. É indispensável deixar o EVA endurecer, pois, só assim, é possível realizar medições usando instrumentos convencionais, caso não se consiga realizar as medições através dos métodos de análise de imagens.

De modo simplificado, o procedimento experimental a seguir para os ensaios à tração são:

- 1º - Colocação do afastamento inicial de 10 mm, no foco da fratura, com o auxílio do molde (ou amostra inicial);
- 2º - Colocação do material EVA na simulação da fratura;
- 3º - Colocação da folha milimétrica por detrás da fratura;
- 4º - Marcação com um marcador preto dos limites superior e inferior do EVA;
- 5º - Colocação da máquina de filmar em funcionamento;
- 6º - Imposição, através do motor e alongador, de um movimento de tração de 4 mm;
- 7º - Após a realização do ensaio, deixar o material EVA endurecer (3 dias);
- 8º - Retirar a amostra da montagem e realizar a sua identificação;
- 9º - Realização das medições da amostra.

Foram realizados seis ensaios, como o esquematizado na Figura 3.29, sendo todos eles sujeitos as mesmas condições, ou seja, 4 mm de deslocamento, a uma velocidade de 2 mm/min. O aspeto das amostras desses ensaios pode ser visto na Figura 3.30. Como foi capturada a imagem de todo o ensaio pela máquina de filmar pode-se realizar a medição de duas formas: a primeira consiste em medir o afastamento manualmente e por isso denomina-se método de medição manual; o segundo consiste em realizar uma análise pelo *software* MATLAB e denomina-se método de medição por MATLAB.

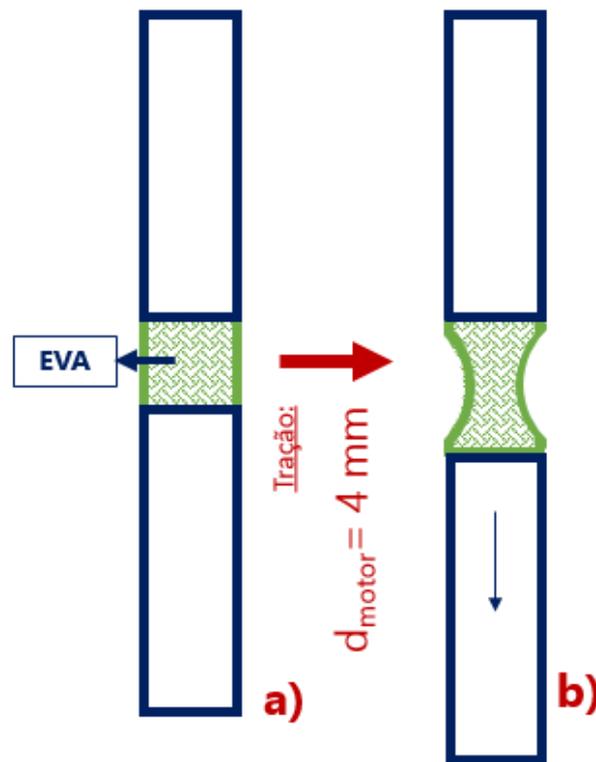


Figura 3.29. Esquema do ensaio à tração: a) antes do ensaio; b) depois do ensaio

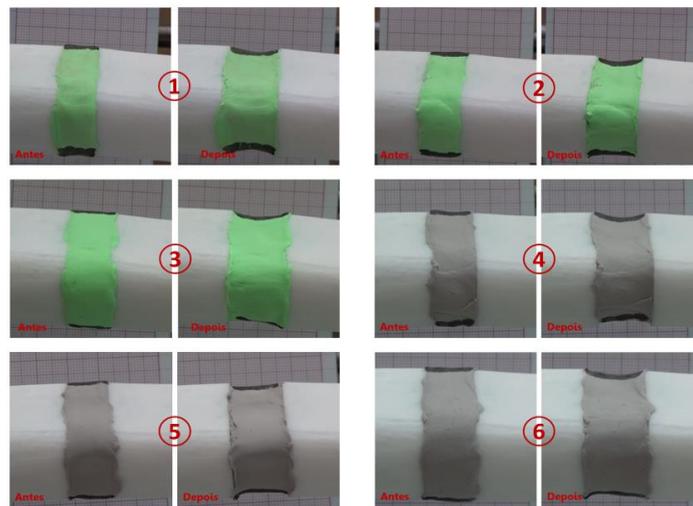


Figura 3.30. Amostras dos seis ensaios à tração realizados, antes e depois de aplicado o deslocamento de 4 mm

### 3.6.5. Medição do deslocamento do ensaio à tração pelo método de medição manual

Após a realização da filmagem do ensaio procede-se à captura da imagem do vídeo, imediatamente, antes e após o ensaio. Com essas imagens é possível observar as extremidades do osso no foco da fratura, ou então, os limites da amostra EVA. Identificando-

os, é possível criar uma reta horizontal de uma extremidade à outra. Essa reta vai possuir um comprimento que é fornecido pelo computador, Figura 3.31. Nessa figura, o primeiro *output* indica que a reta não apresenta inclinação, ou seja, é horizontal e o segundo *output* é o comprimento da reta. As unidades apresentadas (mm) não são valores das medidas reais, mas sim valores perante uma escala uniformizada pelo *software*. Porém, perfeitamente aceitáveis para realizar relações entre os valores reais e os medidos.

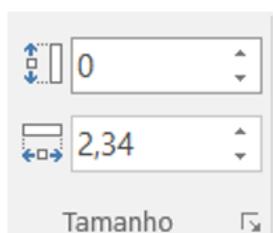


Figura 3.31. Local de indicação do comprimento da reta.

Efetua-se esta medição em cinco diferentes zonas da amostra e volta-se a repetir estas medições para a imagem após a tração, conforme está indicado na Figura 3.32.

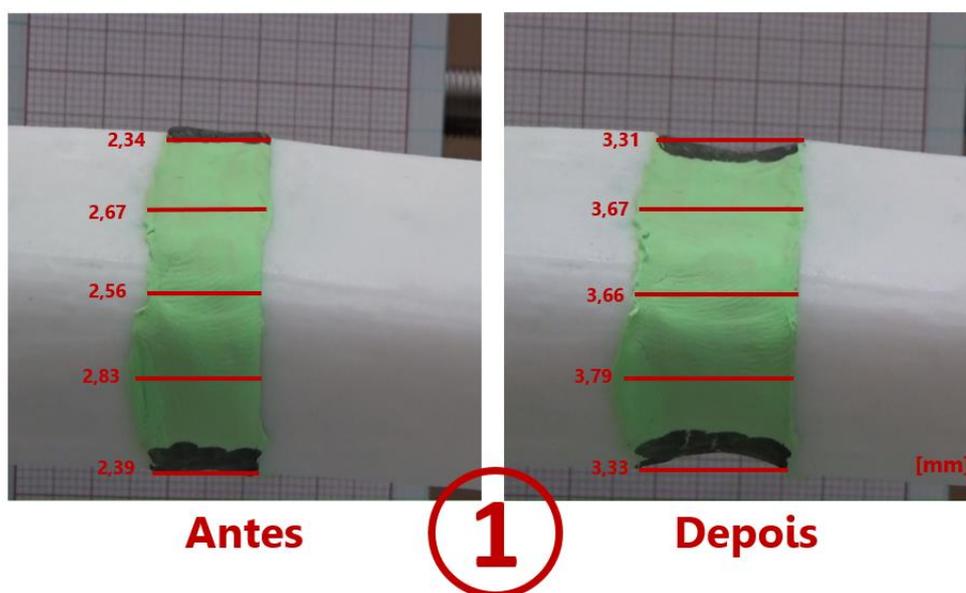


Figura 3.32. Ensaio nº 1 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração.

De seguida, faz-se o mesmo procedimento para todos os ensaios realizados, essas medições podem ser observadas no apêndice C, e calcula-se, para cada situação, a média das distâncias antes e depois do ensaio,  $\overline{m}_a$  e  $\overline{m}_d$  respetivamente.

## 4. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O conteúdo deste capítulo tem como base a realização do procedimento descrito no capítulo anterior. Serão apresentados os dados obtidos pelos ensaios que foram realizados, ou seja, o ensaio à compressão na secção 4.1 e o ensaio à tração na secção 4.2. Dentro destas secções, será também feita uma análise comparativa dos resultados obtidos pelas medições realizadas em cada ensaio.

### 4.1. Resultado dos Ensaio à compressão

Este ensaio consiste na compressão da pasta endurecida mencionada anteriormente. Esta pasta é colocada na distância entre os dois fragmentos do osso e é imposto o deslocamento de 4 mm pelo motor com uma velocidade de 2 mm/min. No caso I foi utilizado uma placa para criar-se o afastamento inicial, mas nos restantes casos foi usado uma amostra inicial. Após a realização desta amostra inicial (Figura 3.27) foi realizada a medição das suas dimensões nas diferentes zonas, Tabela 4.1. O valor de cada zona será a distância inicial dessa zona e, por isso, o valor  $d_i$  usado no cálculo.

**Tabela 4.1.** Espessuras da amostra inicial para cada zona da amostra

Amostra Inicial	
Zonas	$d_i$ [mm]
I	10,21
II	10,20
III	9,70
IV	9,83
V	9,79

Analisando a tabela das medições da amostra inicial (Tabela 4.1) é possível observar que existe uma oscilação nos valores das zonas com maior e menor espessura de cerca de 0,5 mm. Os valores aqui apresentados irão servir de referência para o cálculo do deslocamento na fratura no osso artificial com ajuda das medições realizadas na secção 4.1.1.2, 4.1.1.3 e 4.2.

#### 4.1.1. Tabelas de medições

Após a compressão, a amostra deixa de possuir a distância inicial. O valor da espessura atual é facilmente medido por um micrómetro (Figura 4.1) e é fundamental para saber o deslocamento no foco da fratura. Este aparelho de medição apresenta uma sensibilidade de  $\pm 0,01$  mm. Como se pretende realizar um estudo comparativo dos diferentes casos, realizaram-se vários ensaios à compressão e registaram-se os valores de espessura obtidos. Para se conseguir um número significativo de medições, diminuindo o erro, optou-se por produzir sempre, em todos os casos, seis amostras. Os dados das medições são apresentados nas subsecções seguintes.



Figura 4.1. Micrómetro usado para realizar as medições das espessuras das amostras.

##### 4.1.1.1. Caso I: varões de nylon e suporte do motor A

Neste caso, a aproximação ao osso é efetuada pela substituição com os varões de nylon que originam amostras circulares, estando as zonas mencionadas na Tabela 4.2, avaliadas após o ensaio, e representadas na Figura 3.21 e Figura 3.22 (Secção 3.6.3.1).

Tabela 4.2. Espessuras medidas das diferentes amostras em todas as zonas para o caso I.

		Amostras					
$d_f$ [mm]		1	2	3	4	5	6
Zonas	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

Como foi visto na secção 3.6.3.1, o afastamento inicial é considerado constante e, por esse motivo, a equação (1) simplifica para  $d_{fratura} = 10,15 - d_f$ . O valor deste deslocamento, assim como o valor do deslocamento médio das amostras para cada zona

encontram-se na Tabela 4.3. Realizando uma análise dos valores obtidos para este caso, conclui-se que o valor médio de deslocamento na zona da fratura para o caso I é de 3,47 mm.

**Tabela 4.3.** Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso I.

Zonas	Média por zona		Desvio Padrão	Coefficiente de variação	Deslocamento na fratura
	$d_f$ [mm]	$\sigma$ [mm]	$(\sigma/d_f) \times 100$ [%]	$d_{fratura} = 10,15 - d_f$	
I	6,50	0,22	3,43	3,65	
II	6,57	0,16	2,42	3,58	
III	6,85	0,20	2,87	3,30	
IV	6,73	0,30	4,44	3,42	
V	6,73	0,21	3,08	3,42	
<b>Média (<math>\overline{d_{frat(I)}}</math>):</b>				<b>3,47 mm</b>	
<b>Desvio padrão (<math>\sigma</math>):</b>				<b>0,14 mm</b>	
<b>Coefficiente de variação:</b>				<b>4,03%</b>	

#### 4.1.1.2. Caso II: osso artificial e suporte do motor A

No caso II substitui-se o nylon por osso artificial que apresenta uma geometria igual à real e, por isso, o perfil deixa de ser circular para adquirir uma forma mais complexa, com zonas de medição diferentes do primeiro caso, Figura 3.24 e Figura 3.25. Os valores das espessuras medidas pelo micrómetro, para este caso, encontram-se na Tabela 4.4.

**Tabela 4.4.** Espessuras medidas das diferentes amostras em todas as zonas para o caso II.

Zonas	Amostras						
	$d_f$ [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	

Nesta situação o afastamento inicial varia consoante a zona, e toma os valores da Tabela 4.1. Na Tabela 4.5 é possível ver as médias da espessura das amostras para cada zona do caso II. O deslocamento na zona do foco da fratura foi calculado pela equação (1), os valores calculados foram registados e observa-se que o valor médio é de 3,71 mm.

Tabela 4.5. Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso II.

Zonas	Média por zona	Desvio Padrão	Coefficiente de variação	Deslocamento na fratura
	$d_f$ [mm]	$\sigma$ [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
<b>Média (<math>\overline{d_{frat(II)}}</math>):</b>				<b>3,71 mm</b>
<b>Desvio padrão (<math>\sigma</math>):</b>				<b>0,07 mm</b>
<b>Coefficiente de variação:</b>				<b>2,00%</b>

#### 4.1.1.3. Caso III: osso artificial e suporte do motor B

No caso III pretende-se avaliar o efeito da alteração do suporte do motor mantendo o osso artificial, ou seja, o mesmo perfil da secção 3.6.3.2. Após a realização dos ensaios regista-se na Tabela 4.6 as espessuras finais medidas através do micrómetro. Posteriormente é realizada a média desses valores e calcula-se o deslocamento no foco da fratura da mesma forma que na secção anterior, Tabela 4.7. O deslocamento médio no caso III é de 3,63 mm.

Tabela 4.6. Espessuras medidas das diferentes amostras em todas as zonas para o caso III.

Zonas	$d_f$ [mm]	Amostras					
		1	2	3	4	5	6
I		6,68	6,71	6,46	6,48	6,13	6,20
II		6,94	6,81	6,77	6,65	6,34	6,39
III		6,30	6,29	6,18	6,16	5,88	6,07
IV		6,49	6,23	6,39	6,11	5,61	6,03
V		6,46	6,32	6,31	6,08	6,02	6,08

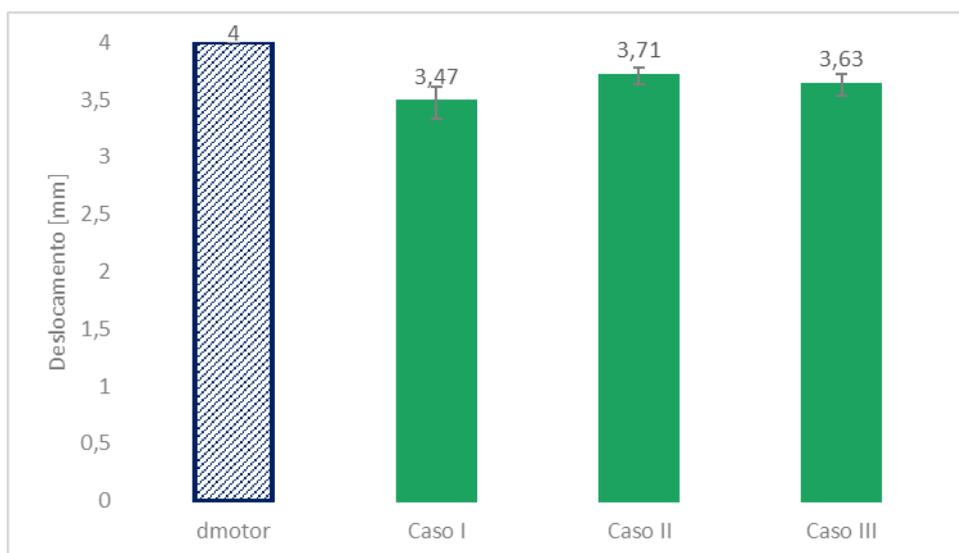


**Tabela 4.7.** Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso III.

<u>Média por zona</u>		<u>Desvio Padrão</u>	<u>Coefficiente de variação</u>	<u>Deslocamento na fratura</u>	
<b>Zonas</b>	<b>d<sub>f</sub> [mm]</b>	<b>σ [mm]</b>	<b>(σ/d<sub>f</sub>)x100 [%]</b>	<b>d<sub>fratura</sub>=d<sub>i</sub>-d<sub>f</sub></b>	
	<b>I</b>	6,44	0,24	3,71	3,77
	<b>II</b>	6,65	0,24	3,61	3,55
	<b>III</b>	6,15	0,16	2,54	3,55
	<b>IV</b>	6,14	0,31	5,08	3,69
	<b>V</b>	6,21	0,18	2,83	3,58
<b>Média (<math>d_{frat(III)}</math>):</b>				<b>3,63 mm</b>	
<b>Desvio padrão (σ):</b>				<b>0,10 mm</b>	
<b>Coefficiente de variação:</b>				<b>2,07%</b>	

#### 4.1.2. Gráfico comparativo entre os deslocamentos na fratura para cada caso e o deslocamento no motor

A partir dos valores obtidos da secção 4.1.1 e comparando os deslocamentos que o motor realizou (4 mm que foram impostos) e o deslocamento na zona do foco da fratura avaliado caso a caso (Figura 4.2). Observa-se que os valores médios para cada situação, estão abaixo do deslocamento do motor e tomam os valores de 3,47, 3,71 e 3,63 mm, ou seja, oscilam apenas 0,23 mm, sendo o caso I o que apresenta um deslocamento mais reduzido e o caso II o que apresenta o valor mais elevado.



**Figura 4.2.** Comparação entre o deslocamento do motor e os deslocamentos na fratura para os três casos em estudo.

### 4.1.3. Perda de deslocamento na zona da fratura

Sabendo que o deslocamento imposto foi de 4 mm pode-se prever a percentagem de deslocamento no foco da fratura que ocorreu, para cada caso, relativamente ao atribuído ao motor. Perante isto, determina-se essas percentagens usando a equação (2) tendo sido registadas na Tabela 4.8.

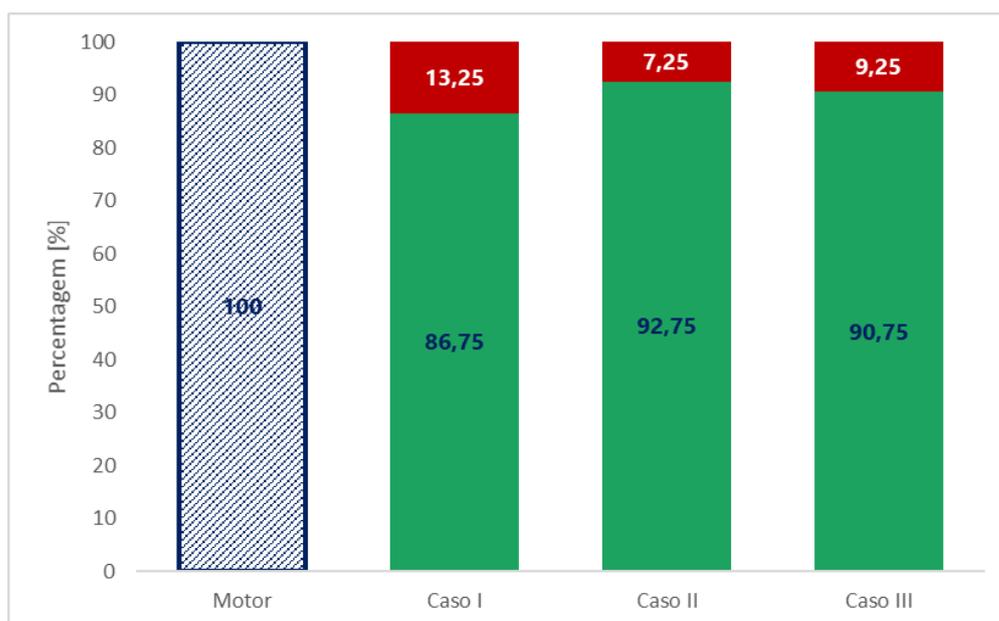
$$d_{\%}(i) = \frac{\overline{d_{frat(i)}}}{4} \times 100\% \quad (2)$$

A perda de movimento ( $p_m$ ) é considerada a diferença, em percentagem, 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)). Este conceito pode ser entendido melhor no gráfico da Figura 4.3.

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

**Tabela 4.8.** Cálculo das percentagens e perdas de movimento nos diferentes casos.

	<b>Deslocamento</b>	<b>Percentagem do deslocamento</b>	<b>Perda do movimento</b>
	$\overline{d_{frat(i)}} [mm]$	$d_{\%} [\%]$	$p_m(i) [\%]$
<b>Motor</b>	4	100	0
<b>Caso I</b>	3,47	86,75	13,25
<b>Caso II</b>	3,71	92,75	7,25
<b>Caso III</b>	3,63	90,75	9,25

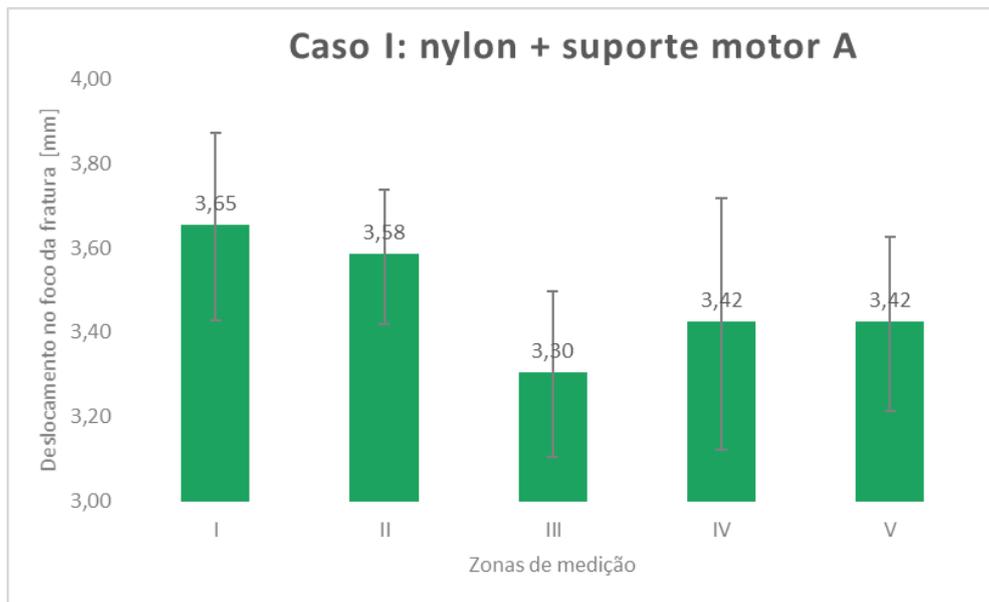


**Figura 4.3.** Comparação em percentagens dos deslocamentos ocorridos no foco da fratura relativamente ao deslocamento imposto no motor para cada caso em estudo.

A maior perda de movimento (13,25%) regista-se no caso I, tendo diminuído bastante, para 7,25%, quando se realizou a mudança do nylon para o osso artificial (caso II). O valor da perda de movimento volta a subir para o caso III (9,25%) e isso está diretamente ligado ao aumento do atrito entre a superfície da guia e do suporte do motor B.

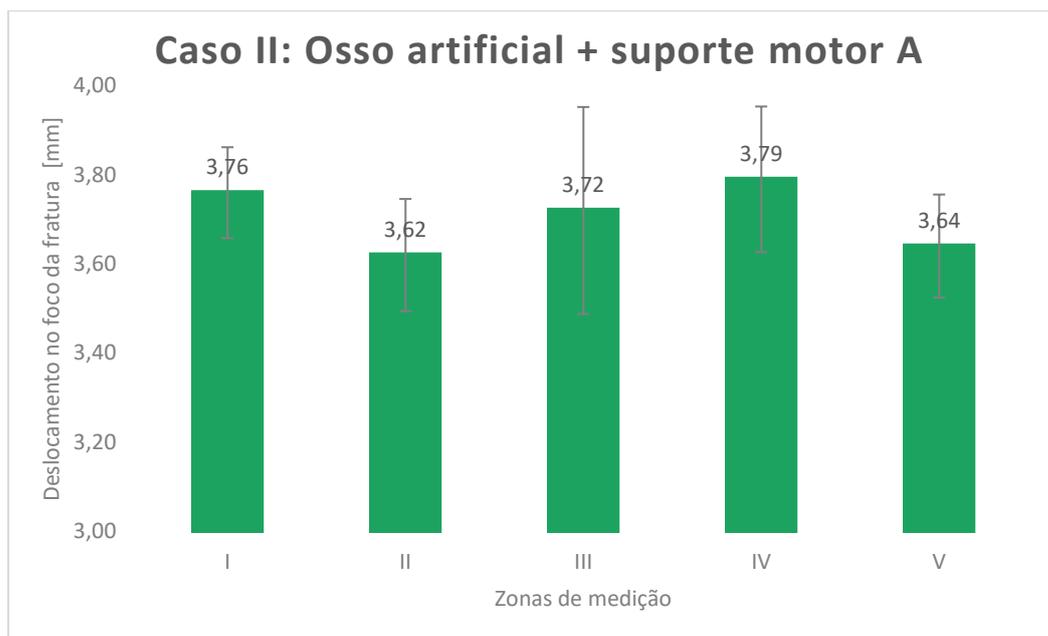
#### 4.1.4. Análise comparativa das zonas de medição em cada caso

Nos gráficos das Figura 4.4, Figura 4.5 e Figura 4.6 observa-se a variação do deslocamento no foco da fratura consoante a região na amostra.



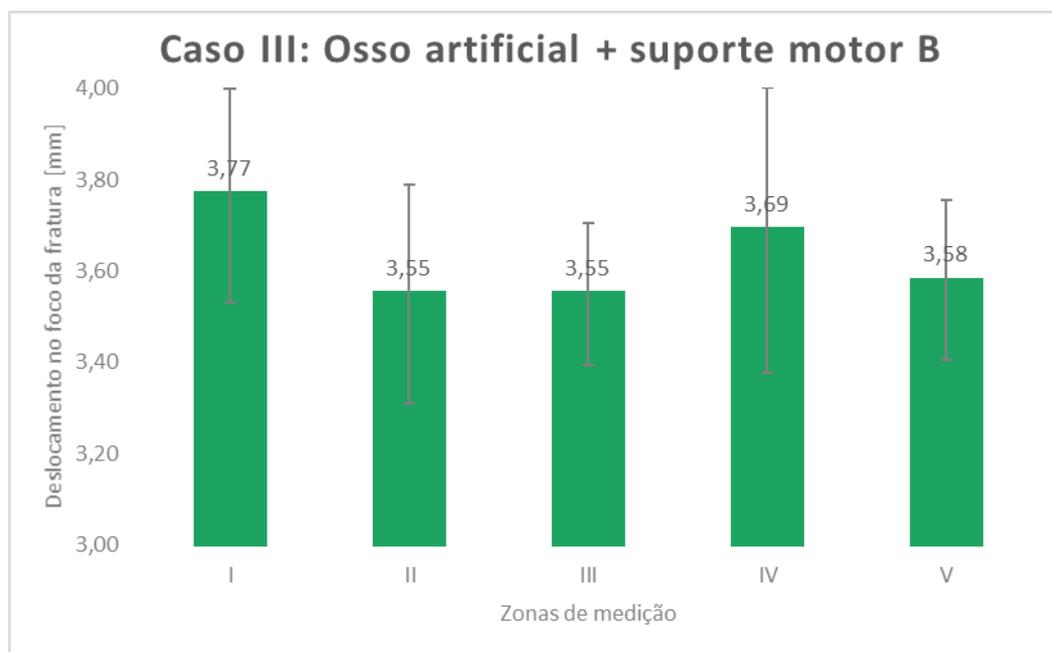
**Figura 4.4.** Comparação dos deslocamentos na fratura por zonas (Caso I).

Na Figura 4.4, é possível observar que a zona III (ver Figura 3.22) como sendo a zona que apresenta maior perda de movimento, ao contrário da zona I que apresenta menor perda de movimento, a que corresponde uma variação de cerca de 9,6% (0,35 mm) quando comparada as zonas I e III.



**Figura 4.5.** Comparação dos deslocamentos na fratura por zonas (Caso II).

Na Figura 4.5 compreende-se que todas as zonas apresentam valores muito semelhantes, sendo a variação de apenas 0,17 mm, entre as zonas II e IV, correspondendo a aproximadamente 4,5%. Contudo, a zona que apresenta o valor mais próximo do deslocamento imposto é a zona IV, sendo a zona II a que apresenta maior afastamento desse valor (ver Figura 3.25).



**Figura 4.6.** Comparação dos deslocamentos na fratura por zonas (Caso III).

Da Figura 4.6 observa-se que existe uma maior variação dos deslocamentos nas diferentes zonas relativamente ao caso anterior, de 0,22 mm, mas ainda assim inferior ao registado no caso I. Comparando o valor de maior deslocamento encontrado na zona I com o menor avaliado nas zonas II e III, determina-se uma variação de cerca de 5,8%. O caso III é muito semelhante ao caso anterior, contudo apresenta menores deslocamentos, isto deve-se ao aumento de atrito no deslizamento da guia, que no caso III é realizado pelo suporte do motor B.

## 4.2. Resultado dos Ensaios à tração

Esta experiência consiste num ensaio à tração com um deslocamento de 4 mm, tendo no foco da fratura o material EVA. O procedimento experimental e o modo de obtenção dos resultados destes ensaios já foram descritos nas secções 3.6.4 e 3.6.5

Os valores médios das medições realizadas encontram-se na Tabela 4.9. Esses valores apresentam uma elevada tolerância ( $\pm 0,5$  mm). A variação a que os valores medidos podem estar sujeitos faz com que o erro deste método possa ser muito elevado. Ainda na tabela referida, foi calculado o desvio padrão e o coeficiente de variação que permite eliminar valores discrepantes, caso o coeficiente de variação seja superior a 10%. No entanto, em todo este estudo (ensaio à compressão e à tração) isso nunca aconteceu.

**Tabela 4.9.** Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso II.

		<u>Média antes</u>	<u>Desvio padrão</u>	<u>Coefficiente de variação</u>	<u>Média depois</u>	<u>Desvio padrão</u>	<u>Coefficiente de variação</u>
		$\bar{m}_a$ [mm]	$\sigma$ [mm]	$(\sigma/\bar{m}_a) \times 100$ [%]	$\bar{m}_d$ [mm]	$\sigma$ [mm]	$(\sigma/\bar{m}_d) \times 100$ [%]
<b>Amostras</b>	<b>1</b>	2,56	0,20	7,87	3,55	0,22	6,14
	<b>2</b>	2,63	0,12	4,42	3,34	0,11	3,19
	<b>3</b>	3,08	0,15	4,76	3,85	0,16	4,05
	<b>4</b>	2,84	0,17	6,15	3,67	0,14	3,89
	<b>5</b>	2,90	0,17	5,70	3,76	0,16	4,36
	<b>6</b>	3,46	0,19	5,43	4,28	0,17	4,05

Sabendo que o molde usado já noutros ensaios, mede, em média, 9,95 mm, sendo esta a distância real no foco da fratura ( $e_r$ ), pois o molde foi inicialmente colocado na zona

do foco da fratura em todos os ensaios, é possível calcular a distância do espaço da fratura após o ensaio ( $e_f$ ), que é dada pela equação:

$$e_f(i) = \frac{e_r \times \overline{m_d}(i)}{\overline{m_a}(i)} = \frac{9,95 \times \overline{m_d}(i)}{\overline{m_a}(i)} \quad (4)$$

Pode-se assim calcular o deslocamento ocorrido no foco da fratura quando foram impostos os 4 mm pelo motor. Este valor é determinado pela diferença da distância antes e após o ensaio, ou seja:

$$\Delta e(i) = e_f(i) - e_r \quad (5)$$

Obtido este valor, já é possível, pelas equações (2) e (3), calcular os valores de percentagem do deslocamento e a perda de movimento tendo em consideração que  $\overline{d_{frat}(i)} = \Delta e$ . Os cálculos referidos anteriormente estão sintetizados na Tabela 4.10. Verifica-se que os valores de perdas de movimento oscilam 37,25%, entre a perda mais reduzida, verificada no ensaio número 1, e a perda mais elevada, verificada no ensaio número 6. Este valor é excessivamente elevado, principalmente quando comparado com os valores de perda de movimento do ensaio à compressão que não ultrapassa, no pior dos casos, os 14%. Estes valores tão discrepantes devem-se a erros cometidos nas medições. Como estas medições foram realizadas manualmente, por intuição visual do local que se pretende medir, e por se tratar de medições muito pequenas, o erro relativamente ao valor real é muito elevado. Um desses erros é a utilização de retas horizontais pois na realidade o osso apresenta uma inclinação nas imagens que se ignora pela complexidade de medição.

**Tabela 4.10.** Espessura média para cada zona e cálculo do deslocamento da fratura relativamente ao caso II.

		<u>Distância</u>	<u>Deslocamento</u>	<u>Percentagem</u>	<u>Perda do</u>
		<u>após</u>	<u>ocorrido (5)</u>	<u>do</u>	<u>movimento</u>
		<u>ensaio (4)</u>		<u>deslocamento</u>	
		$e_f$ [mm]	$\Delta e$ [mm]	$d_{\%}$ [%]	$p_m(i)$ [%]
Amostras	1	13,80	3,85	96,25	3,75
	2	12,64	2,69	67,25	32,75
	3	12,44	2,49	62,25	37,75
	4	12,86	2,91	72,75	27,25
	5	12,90	2,95	73,75	26,25
	6	12,31	2,36	59,00	41,00

Perante esta análise pode-se afirmar que este método para medir o deslocamento no ensaio de tração é completamente desadequado na aplicação deste estudo. E como o segundo método de leitura de imagens não foi efetuado podemos afirmar que o ensaio de tração não está corretamente analisado, ficando pendente a realização do método de medição por MATLAB.





## 5. CONCLUSÕES

Este estudo consistiu no desenvolvimento de um mecanismo que permitisse implementar uma estimulação induzida por micromovimentos através de um sistema eletromecânico. Analisou-se o comportamento dos micromovimentos impostos no foco da fratura, não só à compressão, mas também à tração. O fixador externo utilizado nesta dissertação é constituído por um alongador, uma guia e dois carris, sendo fixo ao osso através de quatro pinos de Schanz. Inicialmente o osso foi simulado por dois varões de nylon, mas, posteriormente, foi substituído por um osso artificial fraturado através de uma intervenção médica realizada pela equipa de médicos ortopedistas que colaborou com este estudo.

Antes de qualquer procedimento experimental, foram criados dois diferentes suportes do motor, intitulando-se por A e B. O primeiro a ser desenvolvido (suporte do motor A) conseguiu desempenhar as suas funções nos ensaios experimentais. No entanto, apresentava elevada fragilidade e, devido às imposições para o seu correto funcionamento, não era considerado prático e universal. Por esse motivo foi rejeitado e sujeito a otimizações. A evolução desse suporte conduziu ao suporte do motor B. Este é facilmente aplicado nos fixadores externos da mesma gama do que foi utilizado neste estudo. A zona de montagem no fixador deste suporte é fundamental pois realiza, adequadamente, o deslizamento na guia. Além disso, apresenta uma resistência às solicitações exteriores bastante superior, por se tratar de um bloco de material sem zonas mais frágeis e, ainda, ostenta uma reorganização na sua estrutura transformando-o num suporte mais compacto. Relativamente ao seu funcionamento nos ensaios experimentais, pode-se afirmar que não existiu qualquer problema em realizar qualquer ensaio, em que o motivo tenha sido a peça criada. Logo, o suporte B é a opção certa para criar os micromovimentos na estimulação induzida que se quer aplicar.

Perante a necessidade de estudar o comportamento dos micromovimentos, implementou-se uma montagem horizontal, que é realista pois os pacientes acamados irão possuir a perna em repouso, normalmente apoiada. De seguida, realizou-se dois tipos diferentes de ensaios experimentais: um ensaio à compressão e outro à tração. Ambos pretendiam avaliar o deslocamento que era transmitido para o foco da fratura. De acordo

com os resultados dos ensaios à compressão pode-se concluir que é, no caso I, onde se perde mais movimento, ou seja, o que apresenta um deslocamento na fratura mais reduzido. Ao contrário, o caso II apresenta o valor de deslocamento mais próximo dos 4 mm e, por isso, apresenta a menor perda do movimento imposto. As perdas são de 13,25% e 7,25%, respectivamente. Quando comparados os casos II e III, onde se mantém inalterado o osso artificial e muda-se o suporte do motor, pode-se concluir que há maior perda no caso III, ou seja, a perda de movimento aumentou com a otimização do suporte, que é algo não desejado. No entanto, é preferível ter um modelo de suporte mais resistente, universal e mais fácil de ser aplicado, do que um com menor perda do deslocamento. Este aumento da perda do movimento imposto para o caso III é devido ao aumento do atrito do suporte do motor B com a guia do fixador, pois está-se perante uma peça com maior comprimento e constituída por um material que apresenta menor deslizamento.

Relativamente aos ensaios à tração as conclusões são mais desfavoráveis, pois pode-se afirmar que o método de medição manual não é adequado para este fim e, por isso, os valores obtidos, não são fiáveis e não devem ser utilizados para retirar conclusões. O segundo método, denominado método de medição por MATLAB, não foi, ainda, possível de ser realizado, não existindo qualquer conclusão a retirar do mesmo.

## **5.1. Trabalhos futuros**

O estudo realizado foi um contributo significativo para a melhoria da aplicação de estimulação induzida para acelerar o processo de cicatrização óssea. No entanto, apesar do avanço na área ainda existem melhoramentos que podem ser analisados. De seguida serão mencionadas três sugestões de trabalhos que poderão ser realizados futuramente:

- 1- Realização da análise de imagens pelo software MATLAB;
- 2- Programar o hardware do motor para que ele realize corretamente os ciclos completos de estimulação que se pretende implementar. Este deve ainda possuir um input de fácil compreensão e lógico, já a pensar na comercialização deste mecanismo;
- 3- Por fim, é necessário estudar a veracidade desta estimulação por micromovimentos através do mecanismo criado neste estudo. Para isso, devia ser realizado um estudo in vivo em animais, de modo a afirmar os benefícios deste dispositivo.

---

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

- [1] T. Taylor, “Sketetal systems - labeled diagrams of the human skeleton.” [Online]. Available: <http://www.innerbody.com/image/skelfov.html>. [Accessed: 02-Mar-2017].
- [2] M. F. Paulino, “Desenvolvimento de metodologias de formação do calo ósseo em fraturas com tratamento baseado em sistemas de fixação externa.” Projecto de tese DEM-FCTUC, Coimbra, 2014.
- [3] M. Sá, “Avaliação Experimental de um Sistema Integrado de Fixação Óssea,” Dissertação de mestrado DEM-FCTUC, 2015.
- [4] G. Lowet, X. Dayuan, and G. Van der Perre, “Study of the vibrational behaviour of a healing tibia using finite element modelling,” *J. Biomech.*, vol. 29, no. 8, pp. 1003–1010, Aug. 1996.
- [5] D. Almeida, “Numerical and experimental evaluation of micromovements in an integrated system of bone fixation Avaliação numérica e experimental de micromovimentos num sistema integrado de fixação óssea,” Dissertação de mestrado DEM-FCTUC, 2016.
- [6] “AO/OTA Fracture Classification.” [Online]. Available: <https://aotrauma.aofoundation.org/Structure/education/self-directed-learning/reference-materials/classifications/Pages/ao-ota-classification.aspx>. [Accessed: 21-Mar-2017].
- [7] AAOS - American Academy of Orthopaedic Surgeons, “Femur Shaft Fractures (Broken Thighbone),” *OrthoInfo*, 2011.
- [8] D. P. Moss and N. C. Tejwani, “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.
- [9] “Joint Fusion Surgery for Arthritis.” [Online]. Available: <http://www.webmd.com/osteoarthritis/guide/joint-fusion-surgery>. [Accessed: 27-Mar-2017].
- [10] “arthrodesis.” [Online]. Available: <https://en.oxforddictionaries.com/definition/arthrodesis>. [Accessed: 27-Mar-2017].
- [11] W. R. Pontarelli, “External Fixation of Tibial Fractures,” *Iowa Orthop. J.*, vol. 2, p. 80, 1982.
- [12] A. R. Zamani and S. O. Oyadiji, “Theoretical and Finite Element Modeling of Fine Kirschner Wires in Ilizarov External Fixator,” *J. Med. Device.*, vol. 4, no. 3, p. 31001, Sep. 2010.
- [13] H. Isaksson, “Recent advances in mechanobiological modeling of bone

- regeneration,” *Mech. Res. Commun.*, vol. 42, pp. 22–31, Jun. 2012.
- [14] “regeneraçãoporformaçãodecaloósseo - luisbm1988.” [Online]. Available: <https://sites.google.com/site/luisbm1988/regeneraçãoporformaçãodecaloósseo>. [Accessed: 29-Jun-2017].
- [15] D. Cl Carvalho *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.
- [16] A. Goldberg MBBS, MRCS, MPharm, FFPM, J. Scott MA, and FRCS, “Orthofix External Fixation - Basic Considerations.”
- [17] T. Yamaji, K. Ando, S. Wolf, P. Augat, and L. Claes, “The effect of micromovement on callus formation,” *J Orthop Sci*, vol. 6, pp. 571–575, 2001.
- [18] T. N. Gardner, M. Evans, and J. Kenwright, “The influence of external fixators on fracture motion during simulated walking,” *Med. Brig. Phys*, vol. 18, no. 95, pp. 305–313, 1996.
- [19] S. Wolf *et al.*, “The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation,” *Clin. Biomech.*, vol. 13, no. 4–5, pp. 359–364, Jun. 1998.
- [20] A. E. Goodship and J. Kenwright, “The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures.,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 67, no. 4, pp. 650–5, Aug. 1985.
- [21] G. Kumar and B. Narayan, “The Tension-Stress Effect on the Genesis and Growth of Tissues: Part II. The Influence of the Rate and Frequency of Distraction,” in *Classic Papers in Orthopaedics*, London: Springer London, 2014, pp. 523–525.
- [22] J. Kenwright *et al.*, “Axial movement and tibial fractures. A controlled randomised trial of treatment.,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 73, no. 4, pp. 654–9, Jul. 1991.
- [23] “Orthofix Internacional - LRS ADVanced.” [Online]. Available: <http://web.orthofix.com/sites/Country/Intl/Products/Pages/LRS-ADVanced.aspx?catid=29>. [Accessed: 16-Mar-2017].
- [24] “What is rapid prototype? definition and meaning - BusinessDictionary.com.” [Online]. Available: <http://www.businessdictionary.com/definition/rapid-prototype.html>. [Accessed: 31-May-2017].
- [25] “F2792-12 - Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies,” *ASTM Int.*, 2013.
- [26] “PTFE - Teflon.” [Online]. Available: <http://www.polyanema.pt/pt/produtos/plasticos-de-engenharia/plasticos-de-uso-geral/ptfe---teflon.html>. [Accessed: 28-Jun-2017].
- [27] A. Carlos, “Polietilenos de ultra elevado peso molecular (UHMWPE) para aplicações biomédicas,” 2014.
- [28] “TYPICAL PROPERTIES of PTFE.” [Online]. Available: [http://catalog.wshampshire.com/Asset/psg\\_teflon\\_ptfe.pdf](http://catalog.wshampshire.com/Asset/psg_teflon_ptfe.pdf). [Accessed: 29-Jun-

- 2017].
- [29] F. M. B. Coutinho, I. L. Mello, L. C. De, and S. Maria, “Polietileno: Principais Tipos, Propriedades e Aplicações,” *Polímeros Ciência e Tecnol.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–13, 2003.
- [30] Instituto Pedro Nunes, “Ensaio de dureza Shore.” [Online]. Available: <https://www.ipn.pt/laboratorio/LEDMAT/ensaio/8>. [Accessed: 05-Jun-2017].
- [31] “E.V.A. - Design Mackenzie - Materiais.” [Online]. Available: <http://materiais-designmack.blogspot.pt/2015/09/eva.html>. [Accessed: 26-Jun-2017].



## ANEXO A

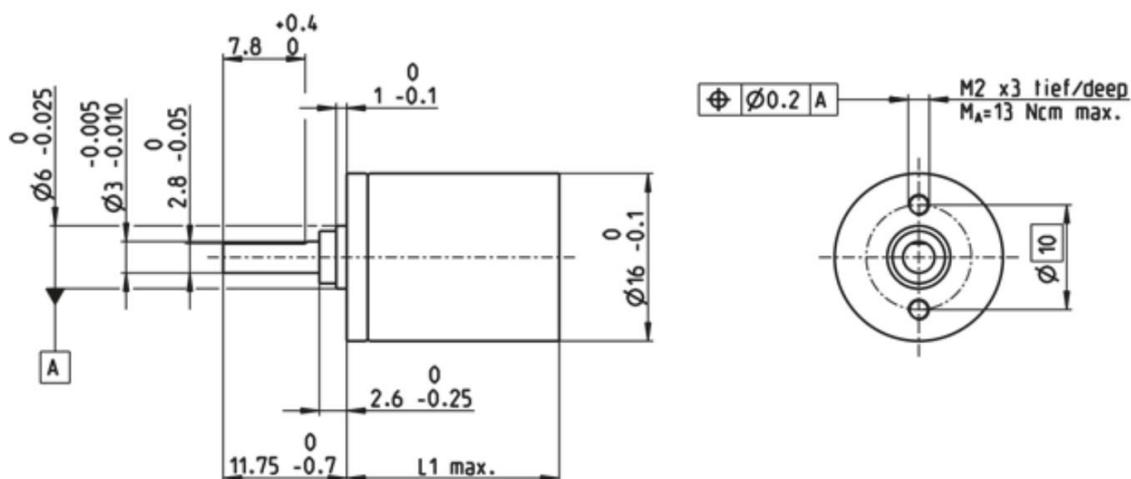


Figura An.1. Desenho das dimensões do motor

General information		
Gearhead type	GP	
Outer diameter	16 mm	
Version	Standard version	
Gearhead Data		
Reduction	850 : 1	
Absolute reduction	531441/625	
Max. motor shaft diameter	1.5 mm	
Number of stages	4	
Max. continuous torque	0.25 Nm	
Max. intermittent torque	0.375 Nm	
Direction of rotation, drive to output	=	
Max. efficiency	65 %	
Average backlash no load	2.4 °	
Mass inertia	0.05 gcm <sup>2</sup>	
Gearhead length (L1)	26.3 mm	
Max. transmittable power (continuous)	0.37 W	
Max. transmittable power (intermittent)	0.46 W	
Technical Data		
Radial play	max. 0.06 mm, 6 mm from flange	
Axial play	0.02 - 0.1 mm	
Max. radial load	20 N, 6 mm from flange	
Max. axial load (dynamic)	8 N	
Max. force for press fits	100 N	
Max. continuous input speed	8000 rpm	
Max. intermittent input speed	8000 rpm	
Recommended temperature range	-15...+100 °C	
Extended temperature range	-30...+100 °C	
Number of autoclave cycles	0	
Product		
Weight	31 g	

Figura An.2. Características do motor





# APÊNDICE A

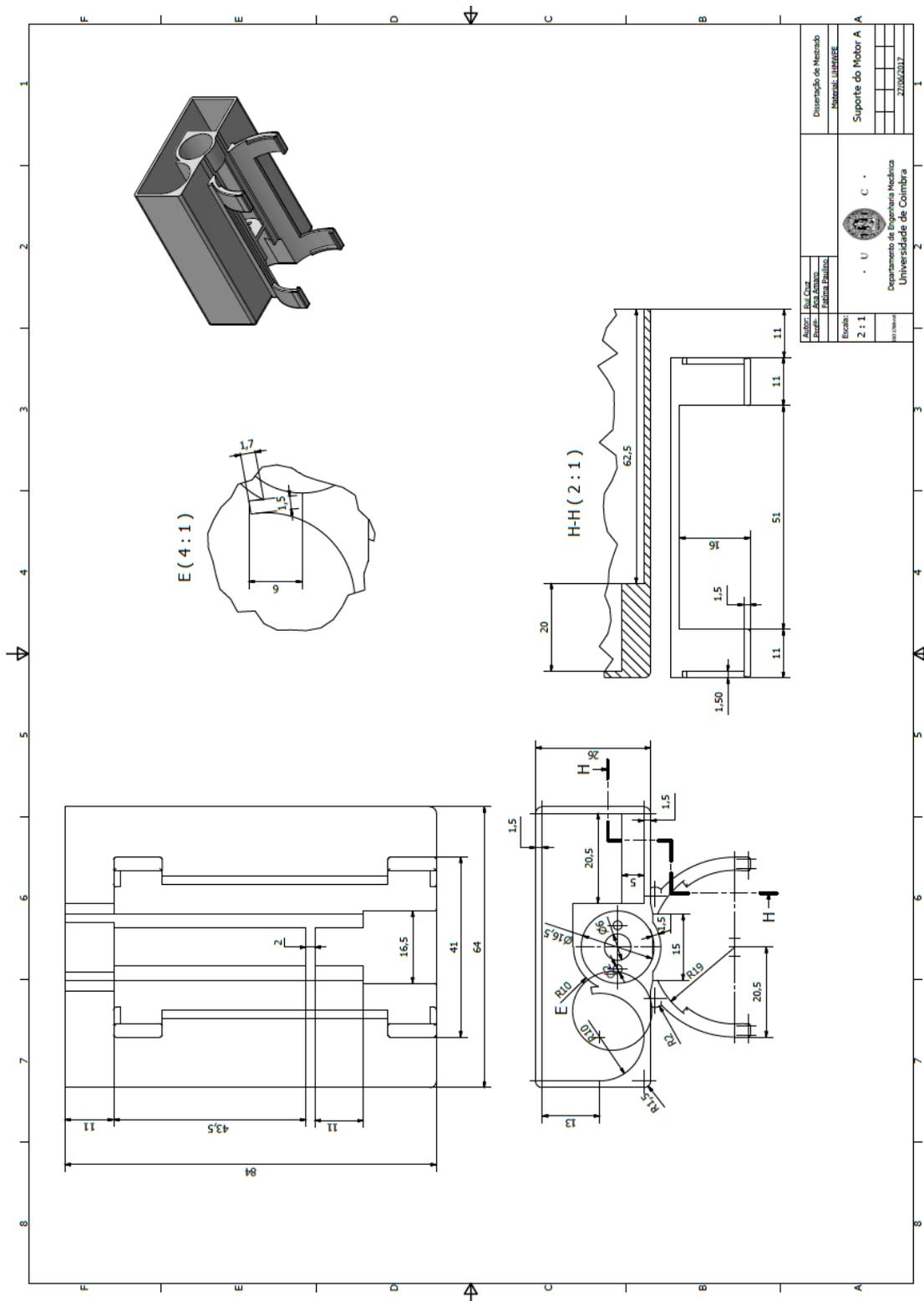


Figura Ap.1. Desenho 2D do suporte do motor A.







## APÊNDICE C

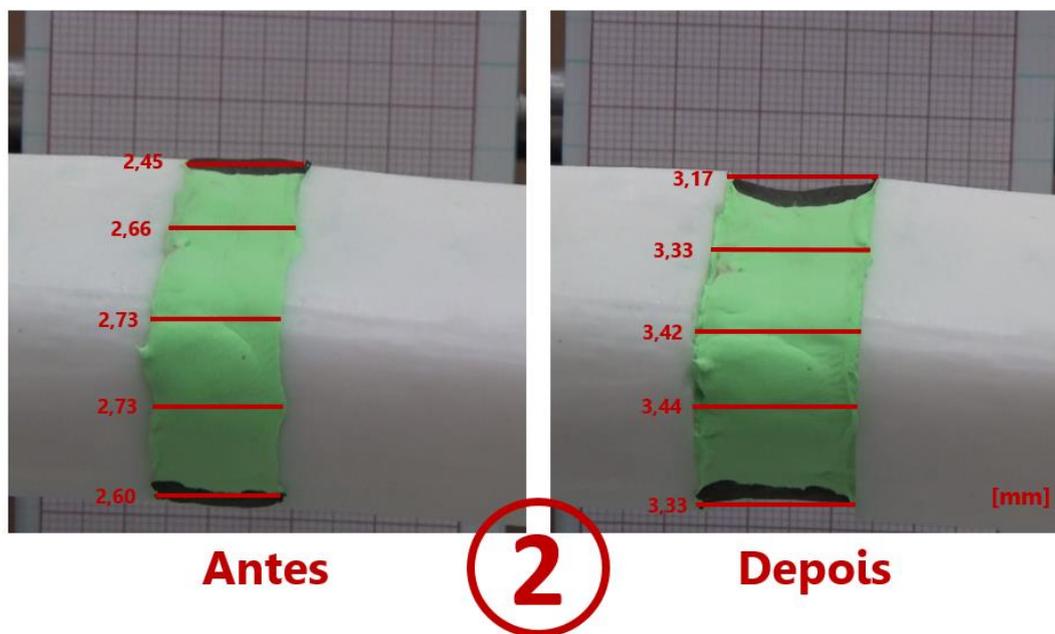


Figura Cp.1. Ensaio nº 2 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração.

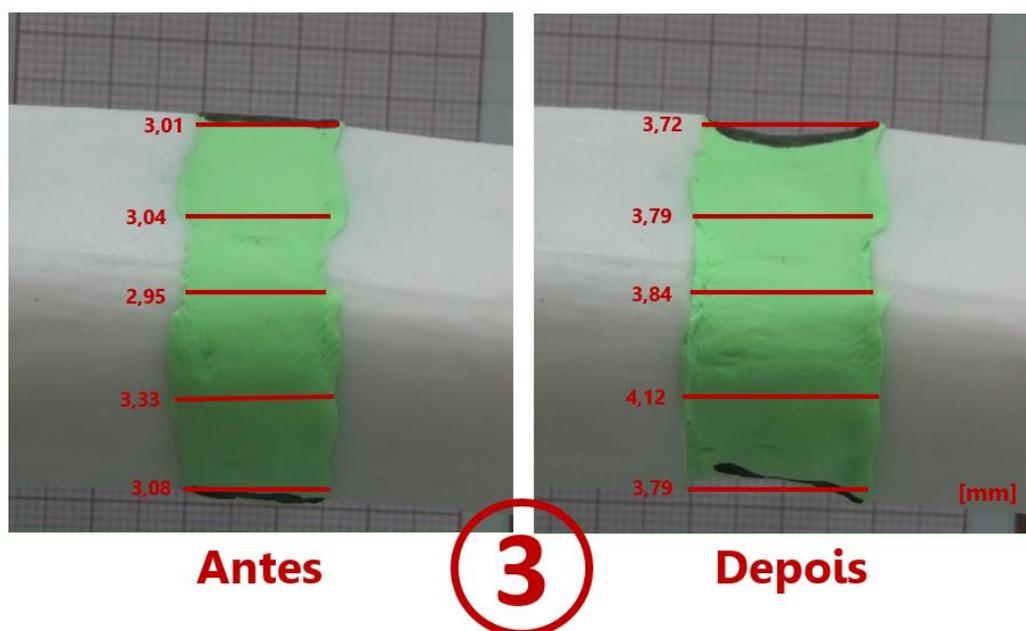


Figura Cp.2. Ensaio nº 3 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração.

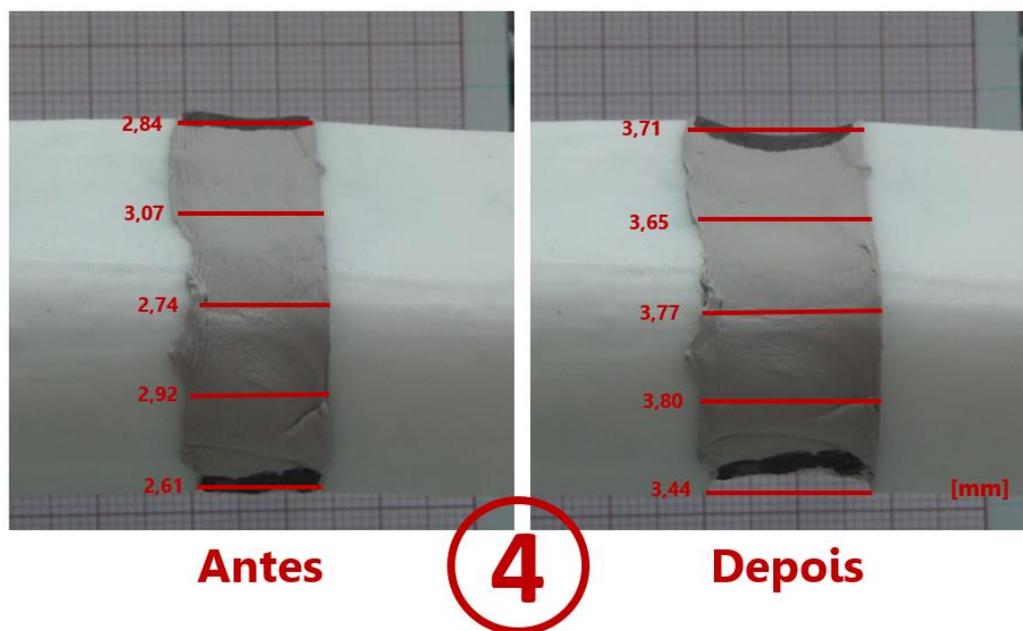


Figura Cp.3. Ensaio nº 4 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração.

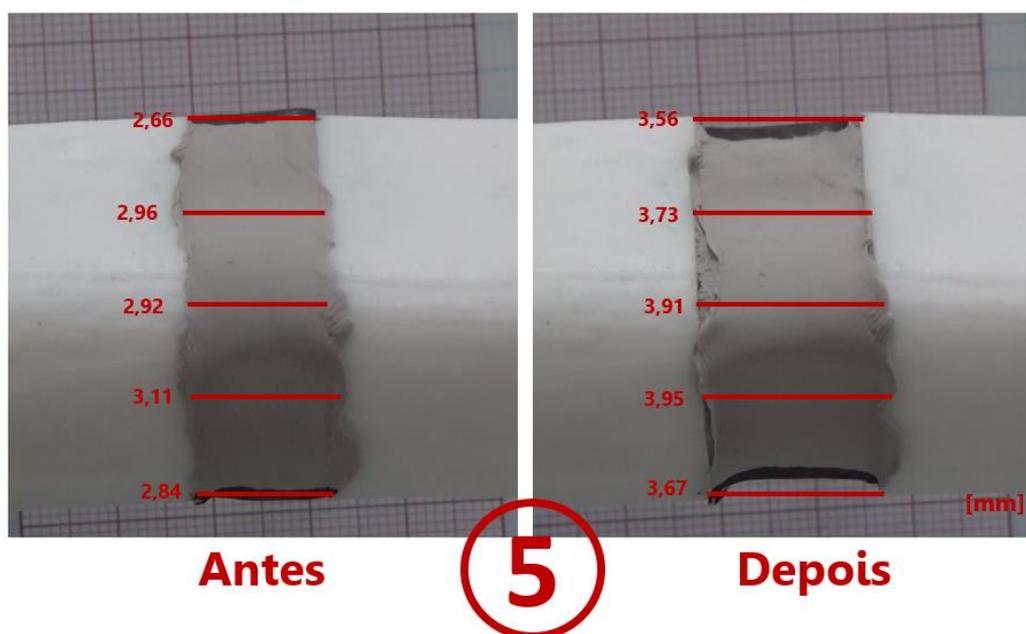


Figura Cp.4. Ensaio nº 5 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração.

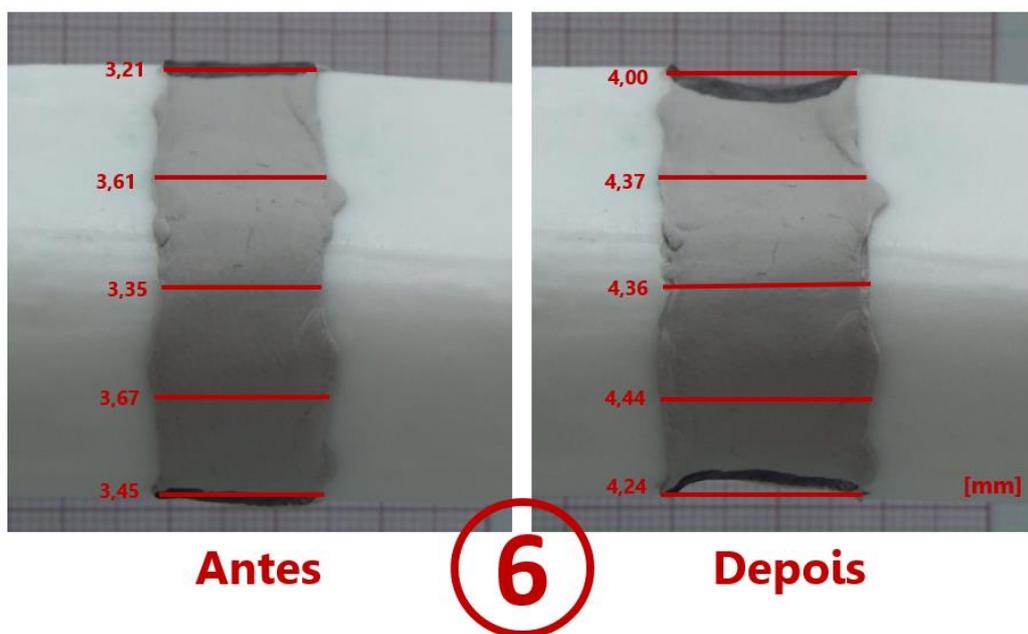


Figura Cp.5. Ensaio nº 6 com as medições já efetuadas antes e depois do deslocamento à tração.