

1 2 9 0



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Maria de Fátima da Costa Paulino

**DESENVOLVIMENTO DE METODOLOGIAS DE
CONSOLIDAÇÃO DO CALO ÓSSEO E DE
REABSORÇÃO ÓSSEA RECORRENDO A SISTEMAS DE
FIXAÇÃO EXTERNA E FIXAÇÃO INTERNA**

Tese no âmbito do Doutoramento em Engenharia Mecânica na área de Integridade Estrutural orientada pela Prof.^a Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro, Dr.^a Inês Maria Spencer Balacó e pelo Prof. Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro e apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

Maio de 2020

Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

Desenvolvimento de Metodologias de Consolidação do Calo Ósseo e de Reabsorção Óssea Recorrendo a Sistemas de Fixação Externa e Fixação Interna

Maria de Fátima da Costa Paulino

Tese de Doutoramento na área científica de Integridade Estrutural orientada pela Prof.^a Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro, Dr.^a Inês Maria Spencer Balacó e Prof. Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro e apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.

Maio de 2020



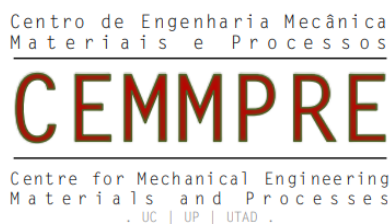
UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

A investigação apresentada nesta tese foi realizada no *CEMMPRE*, Centro de Engenharia Mecânica, Materiais e Processos da Universidade de Coimbra.

Teve colaboração do Laboratório de Biomecânica Aplicada (LBA) do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra pertencente ao Instituto de Investigação Aplicada do Politécnico de Coimbra.

O desenvolvimento deste trabalho de investigação decorreu em colaboração com uma equipa de médicos da Ortopedia Pediátrica do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra.

O trabalho apresentado foi apoiado por uma bolsa de doutoramento da Fundação para a Ciência e Tecnologia (*FCT*) concedida à autora (SFRH / BD / 137648 / 2018).



Ao Mário, Sofia e Nuno

Agradecimentos

À minha família, meu marido Mário, minha filha Sofia e meu filho Nuno que estiveram sempre a meu lado e me apoiaram e incentivaram a terminar esta caminhada.

À minha orientadora Prof.^a Doutora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro, pelo apoio incondicional, pela paciência, motivação, exigência ética e rigor científico que sempre me foi inculcando! Muito obrigada!

Ao meu orientador Prof. Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro, pelo apoio, motivação, disponibilidade e aconselhamento em todo este trabalho. Muito obrigada!

À Dra. Inês Balacó minha orientadora da área da medicina ortopédica, o meu muito obrigado por estar sempre disponível para esclarecimento a nível técnico.

À Maria Augusta Neto pela sua visão e todas as conversas construtivas que tivemos que permitiram muita evolução ao longo deste trabalho!

Ao Prof. Doutor José Maria Cirne pela sua preocupação e palavras de incentivo ao longo deste tempo. Ao Prof. Doutor Rogério Leal pelo espaço de trabalho que me concedeu e pelas palavras de incentivo. Do grupo de professores de 'Estrutural', ainda falta destacar alguém que já não se encontra entre nós, mas tenho de lhe fazer referência pois, foram os seus ensinamentos que me ajudaram a nunca desistir, obrigado Prof. Doutor Nuno Rilo!

Quero deixar também um agradecimento à Dra. Cristina Alves, todo o seu apoio e esclarecimento a nível ortopédico, conducente à melhoria dos trabalhos.

Agradeço ao meu pai e à minha mãe pela educação, valores transmitidos e apoio. Saliento o auxílio do meu pai na maquinação de alguns componentes para os ensaios efetuados.

A todos os colegas do DEM pelo apoio e motivação, em especial os do grupo de integridade estrutural, evidenciando os mais próximos de mim que sempre me motivaram para a conclusão deste trabalho.

Obrigada Marta Oliveira pela motivação, esclarecimento e disponibilidade!

Ao Fernando Antunes pela motivação das palavras ao longo destes anos!

Ao Prof. Doutor José Domingos com o qual trabalhei diretamente noutras situações, mas que sempre me motivou e incentivou ao longo deste trabalho.

Ao Prof. Doutor Altino Loureiro pelas suas palavras de incentivo!

À Ana Messias e ao Vítor Maranha, todo o apoio ao longo destes tempos de confinamento.

A todos o meu MUITO OBRIGADA!

Resumo

A mobilidade do ser humano é um dos aspetos importantes para uma boa qualidade de vida. A perda desta mobilidade, seja por acidentes diários, problemas congénitos ou outro tipo de doença, pode dificultar, ou mesmo impedir a realização de várias atividades quotidianas. Na ocorrência de uma fratura óssea, situação frequente e associada a diversos tipos de atividade, é necessário recorrer à sua estabilização, de modo a que a sua capacidade de regeneração garanta a recuperação do indivíduo. Em caso de lesão ou no contexto de osteotomias, é importante promover a regeneração óssea de forma correta e no menor tempo possível. Só após a fase de consolidação óssea o paciente pode retomar a sua vida de forma próxima do normal.

A garantia de um tratamento adequado pode passar pelo recurso a sistemas de fixação interna e / ou externa, seja no tratamento de fraturas ósseas, em situações que envolvam osteotomias para correção de deformidades, ou em procedimentos combinados associados a patologias mais complexas, como por exemplo em problemas oncológicos. Os fixadores externos possuem um campo de utilização muito vasto, podendo ser utilizados para correção de deformidades, estabilização, alongamento e transporte ósseo. Após a estabilização das fraturas, é importante promover a estimulação óssea. Sabe-se atualmente que a introdução de micromovimentos no local da fratura estimula o crescimento mais rápido do osso. Neste contexto, foi desenvolvido um sistema eletromecânico, para acoplar a um fixador externo, que permite a automatização dos micromovimentos, garantindo um alongamento diário em múltiplos passos. Este sistema eletromecânico garante a introdução dos micromovimentos em pacientes com fraca, ou nenhuma, mobilidade, permitindo a melhoria nos procedimentos associados à sua recuperação. Além disso, a funcionalidade

observada neste sistema sugere a sua aplicabilidade em qualquer paciente, de forma a reduzir o tempo de recuperação. Outra característica importante associada ao conceito em torno deste sistema eletromecânico envolve a possibilidade de vir a ser utilizado para identificar a evolução na recuperação do paciente, tendo por base o consumo de energia do micromotor.

As placas de osteossíntese, frequentemente utilizadas para reconstruções oncológicas com aloenxertos, estabilização de osteotomias e em determinadas situações de regeneração óssea, foram os sistemas de fixação interna abordados neste estudo. Regra geral, e dependendo da situação em tratamento, é aplicada uma só placa. No entanto, tem vindo a crescer o interesse em torno das melhorias promovidas pela colocação de uma segunda placa de osteossíntese com posicionamento ortogonal relativamente à primeira, havendo poucos estudos biomecânicos em torno desta questão. Assim, este trabalho envolve também uma abordagem comparativa entre a utilização de uma ou duas placas no contexto de uma osteotomia do fémur.

Os resultados são apresentados e discutidos, pretendendo ser uma contribuição para os avanços no domínio da biomecânica ortopédica.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica Ortopédica, Fixadores Externos, Placas de Osteossíntese, Regeneração Óssea.

Abstract

Human mobility is one of the crucial aspects of a good quality of life. The loss of this mobility, whether due to daily accidents, congenital problems or another type of disease, can make it difficult or even prevent the performance of various activities of daily activities. When a bone fracture occurs, a frequent situation and associated with different types of activity, it is necessary to stabilize it, so that its regeneration capacity guarantees the individual's recovery. In case of injury or in the context of osteotomies, it is important to promote bone regeneration correctly and in the shortest possible time. Only after the bone healing phase the patient can resume his next normal life.

In order to guarantee an adequate treatment it is necessary in many situations to use internal and / or external fixation systems, either in the treatment of bone fractures, in situations involving osteotomies to correct deformities, or in combined procedures associated with more complex pathologies, such as example in cancer problems. External fixators have a very wide field of use and can be used to correct deformities, stabilize and bone transport. After fracture stabilization, it is important to promote bone stimulation. It is now known that the micromovements introduction at the fracture site stimulates faster bone growth. Thus, an electromechanics system was developed, attached to external fixator, that allows the automation of micromovements, ensuring daily lengthening in several stages. This electromechanical system guarantees the introduction of micromovements in patients with few or non-mobility, allowing improvement in the procedures associated with their recovery. In addition, the functionality observed in this system suggests its applicability to any patient, in order to reduce recovery time. Another essential characteristic associated with the concept of the electromechanical system

involves the possibility of being used to identify the evolution of the patient's recovery, based on micromotor energy consumption.

The osteosynthesis plates, often used for allograft cancer reconstructions, osteotomy stabilization and in bone regeneration situations, were the internal fixation systems addressed in this study. Generally, and depending on the situation being treated, a single plate is applied. However, interest in the improvements promoted by the placement of a second orthogonal osteosynthesis plate has been growing, with few biomechanical studies on this issue. So, this study also involves a comparative approach between the use of one or two osteosynthesis plates, in the context of a femur osteotomy.

The results of this work are presented and discussed, intending to be a contribution to the advances in the field of orthopedic biomechanics.

KEYWORDS: *Orthopedic Biomechanics, External Fixator, Osteosynthesis Plates, Bone Regeneration.*

Índice

Agradecimentos.....	i
Resumo	iii
Abstract.....	v
Índice	vii
Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas.....	xix
Simbologia e Siglas	xxi
1 Introdução	1
2 Anatomia do Fémur e Tíbia – Visão Biomecânica.....	5
2.1 O Esqueleto Humano	5
2.2 Características Mecânicas da Estrutura Óssea	10
2.3 Fraturas Ósseas e Osteotomia.....	13
2.4 Regeneração Óssea	16
2.4.1 Estimulação Óssea	18
3 Sistemas de Fixação Óssea.....	25
3.1 Fixação Externa	26
3.2 Fixação Interna	37
4 Fixadores Externos	43
4.1 Introdução.....	43
4.2 Modelos Tíbia – Fixador Externo.....	45
4.2.1 Modelo Anatômico Tíbia - Fixador Externo <i>Orthofix</i> ® (AN).....	45

4.2.2	Modelo Simplificado Tíbia - Fixador Externo <i>Orthofix</i> ® (PA6)	48
4.3	Sistema Eletromecânico.....	50
4.4	Estudo Experimental.....	54
4.4.1	Modelo Experimental.....	54
4.4.2	Montagem Experimental	56
4.4.3	Osteotomia e Materiais para Simulação do Osso Regenerado	57
4.4.4	Montagem Experimental com Simulação de Osso Regenerado e Avaliação dos Deslocamentos	62
4.5	Resultados Experimentais	63
4.5.1	Consumo de Corrente do Micromotor em Vazio	64
4.5.2	Ensaio - Micromotor/Plataforma Horizontal com Silicone <i>Putty</i>	65
4.5.3	Ensaio - Micromotor/Plataforma Horizontal com material <i>Sawbones</i> ®	70
4.5.4	Rigidez na Osteotomia - Consumo de Energia no Micromotor	86
4.6	Estudo Numérico.....	89
4.6.1	Modelos Numéricos	90
4.6.2	Resultados Numéricos.....	94
4.6.3	Comparação Numérico - Experimental.....	99
4.7	Discussão	101
4.7.1	Estimulação Mecânica	102
4.7.2	Rigidez do Osso Regenerado – Consumo de Energia no Micromotor	102
4.7.3	Alongamento e Transporte Ósseo.....	103
5	Fixadores Internos	105
5.1	Introdução	106

5.2	Modelo Fémur - Placas de Osteossíntese.....	108
5.3	Estudo Numérico Comparativo Uma / Duas Placas	113
5.3.1	Estudo Comparativo no Posicionamento de Uma Placa	113
5.3.2	Estudo Comparativo no Posicionamento de uma Segunda Placa.....	119
5.3.3	Estudo Comparativo Uma Placa (0°) – Duas Placas (0° / 90°)	122
5.3.4	Modelo Numérico Otimizado	124
5.3.5	Resultados Numéricos	130
5.4	Avaliação Experimental.....	135
5.4.1	Montagem Experimental	135
5.4.2	Avaliação Experimental com Extensometria.....	138
5.4.3	Avaliação Experimental com Correlação de Imagem.....	142
5.5	Discussão.....	147
6	Conclusões e Desenvolvimentos Futuros	149
	Bibliografia	153
	Apêndice 1 (diâmetro do varão PA6).....	165
	Apêndice 2 (Modelos em Estudo).....	167
	Apêndice 3 (Seleção do Silicone)	171
	Anexo A – Plano tratamento <i>Orthofix</i> [®]	175
	Anexo B – Características motor <i>Maxon</i> [®]	177
	Anexo C – Características dos materiais <i>Sawbones</i> [®]	179

Índice de Figuras

Figura 2.1– Posição anatômica, (Drake <i>et al.</i> , 2005).	6
Figura 2.2– Planos anatômicos de referência, (McLester & Pierre, 2008).....	6
Figura 2.3– Movimentos do esqueleto Humano, (Hansen & Lambert, 2007).....	7
Figura 2.4– Movimentos anatômicos-membros inferiores (Magee, 2008; McLester & Pierre, 2008).....	8
Figura 2.5– Visualização das fases de um ciclo de marcha,(Magee, 2008):.....	8
Figura 2.6– Esqueleto Axial e Apendicular, (Bontrager & Lampignano, 2015; Drake <i>et al.</i> , 2005).....	9
Figura 2.7 – Classificação anatômica do fêmur (a) e da tíbia (b).	10
Figura 2.8– Composição da matriz óssea, (Drake <i>et al.</i> , 2005).	11
Figura 2.9 – Classificação macroscópica da matriz óssea, (Muhonen, 2008).	11
Figura 2.10 – Tíbia e Fêmur sintéticos, da marca <i>Sawbones</i> [®]	13
Figura 2.11– Visualização de imagens de Raio X com exemplos de fixação externa (A) e interna (B, C), (Tian <i>et al.</i> , 2019).....	14
Figura 2.12 – Fratura exposta e os vários tipos de tratamento interno (Ribeiro <i>et al.</i> , 2014).....	15
Figura 2.13 – Nanismo, alongamento ósseo (Tuffi, 2014).	16
Figura 2.14 - Processo de consolidação óssea, (Tian <i>et al.</i> , 2019).	17
Figura 2.15 – Esquema do processo de crescimento ósseo, (Pivonka & Dunstan, 2012). ..	19
Figura 2.16– Esquema dos micromovimentos sequenciais, (Goldberg <i>et al.</i> , 2004).....	22
Figura 2.17 – Esquema das cargas progressivas, (Goldberg <i>et al.</i> , 2004).....	23
Figura 3.1 – Classificação dos sistemas de fixação, (Betts & Müller, 2014).	25

Figura 3.2 – Primeiros fixadores externos. (a) <i>Malgaigne</i> , (b) <i>Parkhill</i> , (c) <i>Lambotte</i> , (Pontarelli, 1982).	27
Figura 3.3 - Fixador monolateral (<i>Raoul Hoffman</i> , 1940-1950).	28
Figura 3.4 - Fixador monolateral (<i>Charnley</i> , 1948), (Pontarelli, 1982).....	28
Figura 3.5 - Fixador circular <i>Ilizarov</i> , (<i>Zamani & Oyadiji</i> , 2010).....	29
Figura 3.6 – Tipos de fixadores externos (<i>Solomin</i> , 2012).	30
Figura 3.7 – Fixador externo de <i>De Bastian's</i> , (<i>Bisaccia et al.</i> , 2016).	31
Figura 3.8 – Tipos de fixadores, (<i>Caja et al.</i> , 1995; <i>Martin et al.</i> , 2013).....	32
Figura 3.9 – Tipos de configurações do fixador externo linear, A- Unilateral, B- Bilateral, C- Multiplanar(Quadilateral), D- Multiplanar (configuração Delta), E- Circular, F- Híbrido. (https://Musculoskeletalkey.Com/Principles-and-Complications-of-External-Skeletal-Fixation/ ; Pontarelli, 1982).	34
Figura 3.10 – Pinos para estabilização, (<i>Moss & Tejwani</i> , 2007).	35
Figura 3.11 - Fios de <i>Kirschner</i> , e tipos de pontas dos fios <i>Kirschner</i> ,(<i>Martin et al.</i> , 2013).	36
Figura 3.12 – Fixadores monoplanares <i>Orthofix</i> [®] . (a) <i>LRS Advanced</i> ; (b) <i>LRS Pediatric</i> .36	
Figura 3.13 – Placa em fratura distal da tíbia (a), (<i>Perren</i> , 2002) e do fêmur (b) (<i>Nyary & Scammell</i> , 2017).	37
Figura 3.14 – Aplicação de parafusos para estabilização da fratura, (<i>Perren</i> , 2002).....	38
Figura 3.15 – Aplicação de hastes intramedular, (<i>Maimaitiyiming et al.</i> , 2015; <i>Nyary & Scammell</i> , 2017).	38
Figura 3.16 – Aplicação de fios, (<i>Meena et al.</i> , 2017).....	39
Figura 3.17 – Placa de <i>Danis</i> , (<i>Uhthoff et al.</i> , 2006).....	40
Figura 3.18 – Evolução da fixação interna, (<i>Uhthoff et al.</i> , 2006).....	40
Figura 3.19 – Placa de compressão dinâmica (DCP), (<i>Synthes</i> , [®]).....	41

Figura 3.20 – Placa de compressão dinâmica contacto limitado (LC-DCP), (<i>Synthes</i> , [®]).	42
Figura 3.21 – Placa de compressão com bloqueio (LCP), (<i>Synthes</i> , [®]).	42
Figura 4.1 - Modelo anatómico tíbia – fixador externo.....	46
Figura 4.2 - Modelo simplificado tíbia – fixador externo <i>Orthofix</i> [®] .	48
Figura 4.3 - Sistema eletromecânico acoplado ao fixador <i>Orthofix</i> [®]	50
Figura 4.4 - (a) <i>Hardware</i> do sistema eletromecânico; (b) Circuito esquemático de ligação da placa <i>DRV8801</i> ³	52
Figura 4.5 - Motor DC, (Maxon, 2014) e Encoder,(Maxon, 2019).	52
Figura 4.6 - (a) Interface de recolha de dados <i>Azande</i> [®] ,	53
Figura 4.7 – Modelo experimental simplificado, componentes e montagem final.....	55
Figura 4.8 - Componentes fixos e móveis do fixador.	55
Figura 4.9 - Plataforma de ensaio horizontal com o modelo simplificado.....	56
Figura 4.10 - Plataforma de ensaio horizontal com o modelo anatómico da tíbia.....	57
Figura 4.11 - Tipos de silicone da marca <i>Coltene</i> [®]	58
Figura 4.12 – Exemplos de ensaios experimentais às misturas de silicone de adição:	59
Figura 4.13 - Montagem horizontal aplicando material da <i>Sawbones</i> [®] na osteotomia com o comparador.	62
Figura 4.14 – Consumo de energia do micromotor (CEMotor) em vazio.....	64
Figura 4.15 – Medição de deslocamento na osteotomia.....	65
Figura 4.16 – Deslocamento / tipo de ensaio.....	66
Figura 4.17 - Consumo de energia do micromotor [<i>mA</i>],	68
Figura 4.18 – Relação entre o deslocamento no alongador e o deslocamento imposto no micromotor:	69
Figura 4.19 – Montagem experimental com modelo simplificado / <i>Sawbones</i> [®]	71

Figura 4.20 – Exemplo de deslocamento na osteotomia usando os materiais <i>Sawbones</i> [®] 10 (<i>SI0</i>) e	72
Figura 4.21 – Variação do deslocamento com a rigidez do material na osteotomia, modelo (<i>PA6</i>).....	73
Figura 4.22 – Variação do deslocamento com a rigidez do material na osteotomia, modelo (<i>AN</i>).....	73
Figura 4.23 – Consumos de energia pelo micromotor variando o material <i>Sawbones</i> [®] , <i>PA6</i> , no movimento de avanço e recuo.....	75
Figura 4.24 – Consumos de energia pelo micromotor variando o material <i>Sawbones</i> [®] , <i>AN</i> , no movimento de avanço e recuo.	76
Figura 4.25 –Relação entre CEMotor e tipo de material <i>Sawbones</i> [®] na osteotomia.....	77
Figura 4.26 – Consumo de corrente com variação do material, para o <i>PA6</i> e <i>AN</i>	79
Figura 4.27 – Consumo de corrente com distâncias diferentes em avanço, <i>PA6</i> e <i>AN</i>	80
Figura 4.28 - Consumo de corrente com distâncias diferentes em recuo.....	85
Figura 4.29 – Variação do CEMotor com a rigidez do material na osteotomia.	86
Figura 4.30 – Variação no consumo da corrente elétrica com a rigidez do material na osteotomia.....	89
Figura 4.31 – Tipo de elemento ‘3D-Solid’, <i>ADINA</i> [®]	90
Figura 4.32 – Visualização dos modelos de elementos finitos: a) Simplificado (<i>PA6</i>); (b) Anatómico (<i>AN</i>).	91
Figura 4.33 – Visualização da malha no modelo numérico (<i>PA6</i>).....	92
Figura 4.34 – Visualização da malha no modelo numérico (<i>AN</i>).	92
Figura 4.35 – Visualização das superfícies de contacto: a) Modelo simplificado (<i>PA6</i>);	93
Figura 4.36 – Distribuição do deslocamento <i>YY</i> ao longo da superfície na osteotomia, <i>PA6</i>	95

Figura 4.37 – Distribuição do deslocamento YY ao longo da superfície na osteotomia, AN	96
Figura 4.38 – Localização do deslocamento máximo na interface da osteotomia com o osso.....	96
Figura 4.39 – Distribuição das forças de contacto no <i>clamp</i> móvel, modelo simplificado.	97
Figura 4.40 – Distribuição das forças de contacto no <i>clamp</i> móvel, modelo anatómico..	97
Figura 4.41 – Tensão efetiva nos modelos numéricos para S_{20d2} . (a) PA6 , (b) AN	99
Figura 4.42 – Relação entre rigidez na osteotomia e deslocamento na osteotomia.	101
Figura 5.1 – Falha da placa de osteossíntese aplicada no fémur, (Kumar <i>et al.</i> , 2019)..	106
Figura 5.2 – Aplicação de duas placas de osteossíntese em aloenxertos,(a) (Aponte-Tinao & Ayerza, 2015) e (b) (Bus, 2018) capítulo 8.	107
Figura 5.3 – Modelo fémur placas de osteossíntese.....	109
Figura 5.4 – Componente (a) trabecular e (b) cortical do modelo do fémur.	110
Figura 5.5 – Eixos principais do fémur, (Lopes, 2014).....	111
Figura 5.6 – Modelo tridimensional das placas de osteossíntese, sem compressão.	111
Figura 5.7 – Modelo tridimensional simplificado de placas de compressão dinâmica de osteossíntese.....	112
Figura 5.8 – Parafuso de fixação simplificado.....	112
Figura 5.9 – Modelo geométrico uma placa de osteossíntese, e corte na zona de fixação dos parafusos.....	114
Figura 5.10 – Condições de fronteira e carga aplicada a modelo de elementos finitos com uma placa simplificada.	115
Figura 5.11 – Malha de elementos finitos do modelo com uma placa simplificada.	116

Figura 5.12 – Localização dos nós na superfície de contacto da zona de osteotomia do fémur.	117
Figura 5.13 – Variação da pressão de contacto ao longo dos nós com valores de pressão não nulos.....	118
Figura 5.14 – Comparação entre pressão de contacto do modelo uma placa variando o posicionamento da placa ao longo do fémur.	119
Figura 5.15 – Modelo de duas placas simplificadas. (a) Condições de fronteira e carregamento.	120
Figura 5.16 - Número de sensores de pressão de contacto que registam valores não nulos, para o modelo duas placas simplificadas.	121
Figura 5.17 – Comparação entre pressão de contacto na zona da osteotomia. (a) modelo uma placa simplificada,.....	122
Figura 5.18 – Modelos numéricos estudados em <i>ADINA</i> [®] (a) modelo uma placa; (b) modelo duas placas.	125
Figura 5.19 – Posicionamento dos parafusos na placa de 8 furos.	126
Figura 5.20 – Posicionamento do bloco para aplicação de carga no fémur.	126
Figura 5.21 – Sequência de aperto dos parafusos. (a) modelo uma placa; (b) modelo duas placas.	128
Figura 5.22 – Aplicação de deslocamentos nulos, nos modelos: (a) modelo uma placa; (b) modelo duas placas.	128
Figura 5.23 – Detalhes da malha aplicada ao modelo de elementos finitos.....	130
Figura 5.24 – Distribuição dos deslocamentos na direção <i>Y</i> , nos modelos: (a) modelo uma placa, (b) modelo duas placas.....	130

Figura 5.25 – Distribuição dos deslocamentos na espessura da placa de oito furos: a) deslocamento horizontal e b) deslocamento vertical, no modelo de uma placa; c) deslocamento horizontal e d) deslocamento vertical, no modelo de duas placas. ...	131
Figura 5.26 – Distribuição das tensões de <i>von Mises</i> nos parafusos. (a) modelo uma placa, (b) modelo duas placas.	132
Figura 5.27 – Tensão de <i>von Mises</i> nos dois modelos em estudo.....	133
Figura 5.28 – Distribuição da tensão de <i>von Mises</i> na espessura da placa de oito furos.	133
Figura 5.29 – Forças de contacto entre as superfícies da osteotomia. (a) modelo uma placa, (b) modelo duas placas.	134
Figura 5.30 – Montagem Experimental.....	136
Figura 5.31 – Posicionamento dos extensómetros lineares e roseta nos modelos.	139
Figura 5.32 –Placa de aquisição de dados (a), Chassis (b).....	140
Figura 5.33 – Interface programa <i>Labview</i> [®] . (a) Modelo uma placa. (b) Modelo duas placas.	140
Figura 5.34 – Montagem experimental do <i>VIC</i> (a) e placa referência (b).....	143
Figura 5.35 – Deslocamentos segundo a direção horizontal na lateral das placas de 8 furos.....	144
Figura 5.36 – Evolução do deslocamento <i>u</i> (horizontal) ao longo da placa.....	144
Figura 5.37 – Evolução do deslocamento vertical na placa de oito furos.	145
Figura 5.38 – Deformações na placa de oito furos. (a) deformação principal máxima, (b) deformação principal mínima.	146
Figura 5.39 – Deformação de <i>von Mises</i> na placa de oito furos.	147
Figura A1.1 – Exemplo de secção da tibia (a), secção de <i>PA6</i> (b).	165
Figura A2.1- Definição do modelo 1 em estudo.....	167
Figura A2.2 -Ensaio experimental no modelo 1.	168

Figura A2.3- Definição do modelo 2 em estudo.....	169
Figura A2.4- Modelo 2, experimental.....	170
Figura A3.1 - Valores de dureza <i>Shore A</i> nas várias composições do silicone <i>Putty</i>	171
Figura A3.2 - Valores de dureza nas várias composições do silicone <i>Putty Super Soft</i> ..	172

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 – Características mecânicas do osso cortical e trabecular (Duda <i>et al.</i> , 2001; Roseiro <i>et al.</i> , 2014).....	12
Tabela 4.1 - Propriedades mecânicas do osso trabecular e cortical da tíbia <i>Sawbones</i> [®] e dos componentes de fixação.	47
Tabela 4.2 - Propriedades mecânicas da poliamida, <i>PA6</i>	49
Tabela 4.3 – Propriedades mecânicas do silicone <i>Putty</i>	59
Tabela 4.4 – Características mecânicas dos materiais da <i>Sawbones</i> [®] , (<i>Sawbones</i> [®] , 2019).	60
Tabela 4.5 - Propriedades dos materiais usados na osteotomia / fases do osso regenerado,	61
Tabela 4.6 – CEMotor e percentagem de deslocamento na osteotomia.....	67
Tabela 4.7 – Deslocamento imposto / deslocamento no alongador(sem material na osteotomia).....	69
Tabela 4.8 – Tempo de ensaio/ material.....	77
Tabela 4.9 – Registo da intensidade de corrente máxima e mínima.	78
Tabela 4.10 – Materiais / deslocamento na osteotomia para distância imposta de 2 mm. 82	
Tabela 4.11 – Material (<i>Sawbones</i> [®] 20) /deslocamentos / deslocamento na osteotomia... 83	
Tabela 4.12 – Materiais / Consumo corrente elétrica no micromotor.....	84
Tabela 4.13 – Relação entre rigidez do material na osteotomia e o referido na literatura.88	
Tabela 4.14 – Deslocamento médio e máximo (em <i>YY</i>) na interface da osteotomia.	94
Tabela 4.15 – Forças de contacto máximas na interface do <i>clamp</i> móvel.	98

Tabela 4.16 – Deslocamento máximo na interface osteotomia – osso: comparação entre modelo numérico e resultados experimentais.....	100
Tabela 5.1 - Valores máximos e médios de pressão de contacto para o modelo uma placa.	118
Tabela 5.2 - Valores máximos e médios de pressão de contacto relativamente ao modelo duas placas.....	121
Tabela 5.3 – Testes de normalidade calculados a partir do <i>software SPSS</i> [®]	123
Tabela 5.4 – Testes de esfericidade obtidos no <i>SPSS</i> [®]	124
Tabela 5.5 – Tensões principais nas placas de oito furos nos dois modelos.	135
Tabela 5.6 – Propriedades dos extensómetros.....	138
Tabela 5.7. Tensões principais e de <i>von Mises</i> em cada roseta e tensões lineares em cada extensómetro.....	141
Tabela A1.1 – Propriedades das seções da tíbia <i>Sawbones</i> [®]	166
Tabela A3.1 - Dureza dos vários materiais (silicone e poliuretano).....	172
Tabela A3.2 - CEMotor durante o ensaio compressão-tração-compressão.	173
Tabela A3.3 – Propriedades mecânicas do silicone <i>Putty</i> (12/8).	174

Simbologia e Siglas

CEMotor – Consumo de energia pelo motor

D_{ost} – deslocamento na osteotomia

$\varepsilon_{1,2}$ – Deformação principal máxima e mínima

$\sigma_{1,2}$ – Tensões principais

$\sigma_{von\ Mises}$ – Tensão de *von Mises*

$\varepsilon_{A,B,C}$ – Deformação na roseta extensométrica a 0°, 45° e 90°

$\varepsilon_{vonMises}$ – Deformação de *von Mises*

ν – Coeficiente de *Poisson*

Abreviaturas

A – Alongador

ASTM – *American Society for Testing and Materials*

AISI – *American Iron and Steel Institute*

AN – Modelo Anatômico

CAD – *Computer Aided Design*

CHUC – Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

DGP – Placa de Compressão Dinâmica

DIC – Correlação Digital de Imagem

DC – *Direct Current* (corrente contínua)

LC DCP – Placa de Compressão Dinâmica de Contacto Limitado

LCP – Placa de Compressão Fechada

LASER – *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*

LRS – *Limb Reconstruction System*

PA6 – Poliamida (material polimérico) - modelo simplificado

L1P-S – Extensómetro **L**inear no modelo **1** Placa aplicado na zona **S**uperior da osteotomia

L1P-I – Extensómetro **L**inear no modelo **1** Placa aplicado na zona **I**nferior da osteotomia

L2P-S – Extensómetro **L**inear no modelo **2** Placas aplicado na zona **S**uperior da osteotomia

L2P-I – Extensómetro **L**inear no modelo **2** Placas aplicado na zona **I**nferior da osteotomia

R1P8 – Extensómetro **R**oseta aplicado no modelo **1** Placa, na placa de **8** furos

R2P8 – Extensómetro **R**oseta aplicado no modelo **2** Placas, na placa de **8** furos

R2P6 – Extensómetro **R**oseta aplicado no modelo **2** Placas, na placa de **6** furos

RC – *Rail + Clamps*

RCp – *Rail + Clamps+ pinos*

FPA6 – Fixador + modelo simplificado **PA6**

FPA6P - Fixador + modelo simplificado **PA6** + *Putty*

1 Introdução

A vida, pela sua natureza, está associada a atividades físicas, seja em contexto profissional ou de lazer, como por exemplo em rotinas de casa, atividades laborais ou na prática de desporto. O ser humano necessita de atividade física para garantir o adequado funcionamento do seu corpo, e de todos os sistemas que o compõem. De entre as diversas estruturas do corpo humano, o esqueleto é essencial no contexto das atividades quotidianas, onde se inclui a marcha, considerado um movimento primordial.

O esqueleto humano é constituído por um conjunto alargado de ossos, cada um com as particularidades e funções determinadas pela funcionalidade que constitui o corpo humano. O osso é um tecido vivo, em contínua remodelação, adaptando-se e criando uma estrutura otimizada como forma de suporte das cargas a que frequentemente se encontra sujeito, ou na reparação de eventuais lesões. É, normalmente, no contexto das atividades humanas, que ocorrem as lesões, habitualmente causadas por situações traumáticas. Além das situações traumáticas, também os defeitos ósseos, tais como os associados a problemas de pseudoartroses ou infeções, podem necessitar de intervenção médico-cirúrgica para promover a sua correção.

Estes tratamentos estão a cargo da medicina na especialidade de Ortopedia, realizando os procedimentos cirúrgicos necessários, com garantia de segurança e eficácia imprescindíveis. Sempre que considerado indispensável, o ortopedista recorre a dispositivos mecânicos de apoio, onde se incluem os sistemas de fixação, que garantam a necessária estabilização óssea, de modo a promover a capacidade de regeneração do osso, essencial à consolidação, com objetivo da retoma da atividade normal.

Dependendo da gravidade da situação traumática ou congénita, o tratamento pode ser efetuado por meios mais conservadores, como as talas gessadas, gesso fechado ou ligaduras elásticas. No entanto, quando há indicação de tratamento cirúrgico, normalmente é necessária a utilização de sistemas de fixação, interna ou externa, dependendo da situação da experiência do cirurgião, e dos meios disponíveis. Os sistemas de fixação externa, habitualmente designados como fixadores externos, são utilizados desde há muito tempo, tendo evoluído a partir dos anos 40 do século passado, após a II grande guerra. Os sistemas de fixação interna tiveram também uma forte evolução com o desenvolvimento das particularidades das placas de fixação e respetivos parafusos.

O presente trabalho envolve um conjunto de estudos associado a sistemas de fixação externa e interna. A descrição do trabalho realizado está dividida em seis capítulos. Após uma introdução ao tema de trabalho, e contextualização do seu interesse em termos biomecânicos, este capítulo (1), o capítulo 2 descreve um enquadramento ao nível anatómico dos elementos estruturais do corpo humano considerados no estudo. Neste é caracterizada a estrutura óssea, sendo descritas as suas propriedades mecânicas e morfológicas. Tendo em conta o envolvimento do trabalho, definem-se também os conceitos de osteotomia, regeneração óssea e estimulação óssea.

Como o trabalho desenvolvido envolve a utilização de sistemas de fixação externa e interna, o capítulo 3 apresenta uma breve descrição histórica destes dispositivos, descreve o que os distingue, o seu princípio de funcionamento e quais as suas principais aplicações. No alinhamento do trabalho, e na sequência do enquadramento feito aos fixadores externos, o capítulo 4 descreve o estudo realizado em torno da utilização de um fixador *LRS Orthofix*[®]. Esta parte do trabalho está associada ao comportamento estrutural deste fixador e à sua utilização no contexto de alguns tratamentos em que pode ser aplicado. Sabe-se que a introdução de micromovimentos na zona da osteotomia é essencial ao processo de

regeneração óssea, e que estes estão associados, por exemplo, à capacidade de deambular. No entanto, no caso de pacientes acamados, ou com mobilidade reduzida, este procedimento não é simples de implementar e pode mesmo atrasar, ou condicionar, o tratamento do paciente, fazendo com que a sua recuperação seja mais longa que o desejável. Com o objetivo de contribuir para a melhoria da capacidade de tratamento deste tipo de pacientes, apresenta-se neste capítulo o desenvolvimento de um sistema eletromecânico que, associado ao fixador *LRS Orthofix*[®], pode contribuir para a introdução controlada de micromovimentos na zona da osteotomia. Ainda no contexto deste sistema eletromecânico, expõe-se a metodologia usada, assim como os principais resultados, que evidenciam o potencial de desenvolvimento e utilização futura deste tipo de dispositivo, não só para a introdução dos micromovimentos alocados à recuperação do paciente, bem como para a identificação do estado da consolidação óssea com resistência capaz de suportar o peso do corpo.

O capítulo 5 apresenta a abordagem e os resultados em torno da utilização de placas de osteossíntese, nomeadamente no estudo biomecânico e da sua utilização associada à simulação de uma osteotomia na diáfise do fémur. Tendo em conta os estudos e descrições clínicas presentes na literatura, os estudos biomecânicos aqui descritos pretendem ser uma contribuição para uma melhor compreensão quanto à utilização de uma ou duas placas de osteossíntese, em situações que o possam justificar, com base na análise da integridade estrutural e comportamento das mesmas. Este trabalho, que inclui o estudo do melhor posicionamento da placa ou das placas de osteossíntese, tendo em conta as limitações anatómicas, envolve um modelo numérico e outro experimental, cujo desenvolvimento é descrito e os resultados apresentados e discutidos.

Por fim, no capítulo 6, são apresentadas as conclusões retiradas com a realização deste trabalho, assim como as propostas de trabalhos a desenvolver futuramente.

Como complemento, apresentam-se alguns apêndices, que descrevem desenvolvimentos preliminares, que conduziram à obtenção dos modelos descritos no trabalho, bem como alguns anexos.

2 Anatomia do Fémur e Tíbia – Visão Biomecânica

Os trabalhos desenvolvidos nesta tese pretendem contribuir, no contexto da engenharia, para um melhor conhecimento de alguns aspetos biomecânicos associados ao tratamento em osteotomias. Tendo em conta que são abordados neste estudo os principais ossos longos do corpo humano, nomeadamente a tíbia e o fémur, considera-se importante deixar um registo com enquadramento dos aspetos anatómicos associados a estes ossos, assim como alguns conceitos que envolvem a osteotomia do osso, e o seu processo de regeneração. Este capítulo descreve, numa versão simplificada, alguns dos principais aspetos, tidos como importantes para a compreensão do trabalho desenvolvido.

2.1 O Esqueleto Humano

O corpo humano é um sistema complexo, constituído por vários subsistemas que trabalham, e contribuem, em conjunto para o funcionamento do organismo humano. O sistema esquelético é um destes sistemas, formado principalmente por ossos, cartilagens, ligamentos e tendões, tendo como função a sustentação do corpo humano, a sua movimentação, e a proteção do mesmo, nomeadamente a impactos. Paralelamente, o sistema muscular, composto pelos diversos músculos do corpo humano, complementa o sistema esquelético garantindo a sua proteção e estabilidade, a sustentação corporal e harmonização dos movimentos do corpo.

A visualização e explicitação dos elementos estruturais do esqueleto humano é normalmente, definida a partir da sua posição anatómica (Drake *et al.*, 2005; Pocock *et al.*, 2018), Figura 2.1. A posição anatómica considera o indivíduo em posição vertical e estática, com os dois

braços (membros superiores) estendidos e as palmas da mão viradas para a frente. Esta posição considera também que as duas pernas (membros inferiores) se encontram encostadas, paralelas e voltadas para a frente, assim como o rosto, que além de estar para a frente tem o olhar numa só direção, (Drake *et al.*, 2005; Hansen & Lambert, 2007; Pocock *et al.*, 2018).

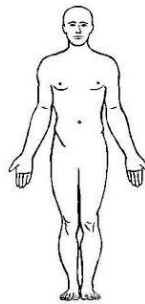


Figura 2.1– Posição anatômica, (Drake *et al.*, 2005).

A posição anatômica permite a definição de três planos de referência, perpendiculares entre si: sagital, que divide o corpo em parte direita e esquerda; frontal ou coronal, que divide o corpo em parte anterior e posterior; transversal, que divide o corpo em parte superior e inferior. Esta nomenclatura é usada em termos de descrição anatômica do corpo humano, Figura 2.2.

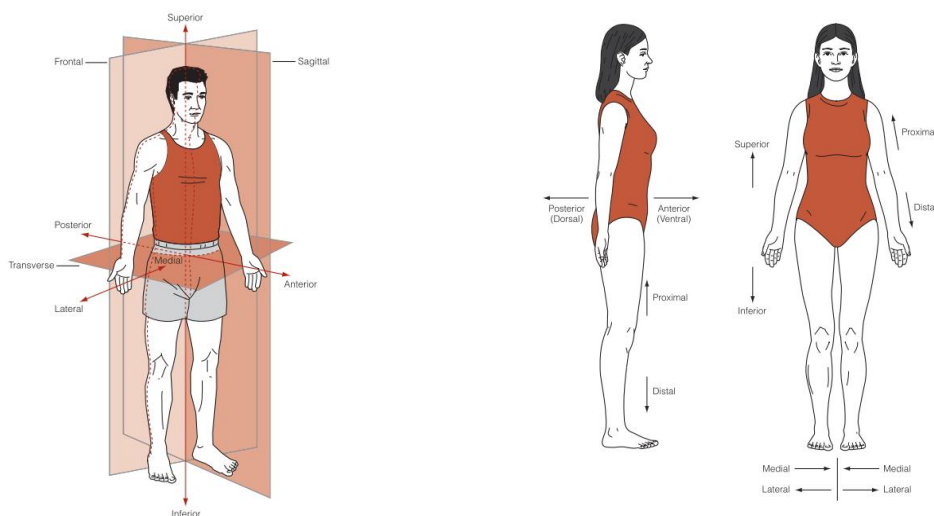


Figura 2.2– Planos anatômicos de referência, (McLester & Pierre, 2008).

Refira-se no esquema de codificação anatômica as direções anterior (ventral) e posterior (dorsal), assim como os termos distal e proximal, todos relacionados com o posicionamento nas extremidades do corpo, tal como se representa na Figura 2.2. Por fim, os termos superior e inferior são referentes à posição abaixo ou acima de uma determinada estrutura, (Drake *et al.*, 2005; Hansen & Lambert, 2007; McLester & Pierre, 2008; Pocock *et al.*, 2018)

Os movimentos do esqueleto humano são garantidos pela combinação do sistema esquelético com o sistema muscular, intervindo também o sistema articular, constituído pelas articulações e tecido conjuntivo que garantem a ligação entre os ossos. A Figura 2.3. ilustra os principais movimentos de referência do corpo humano.

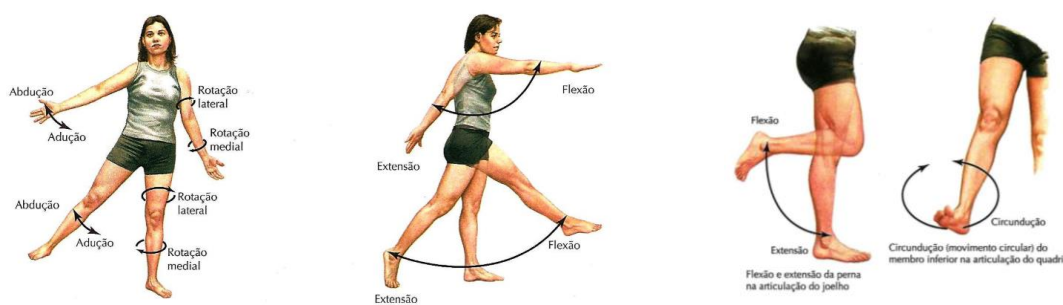


Figura 2.3– Movimentos do esqueleto Humano, (Hansen & Lambert, 2007).

Os membros inferiores do corpo humano desempenham um papel crucial em movimentos de grande amplitude, suportando e transmitindo forças nas atividades quotidianas, tais como andar, correr, subir e descer escadas, levantar, entre outras. Na Figura 2.4 mostram-se os principais movimentos anatómicos de referência dos membros inferiores.

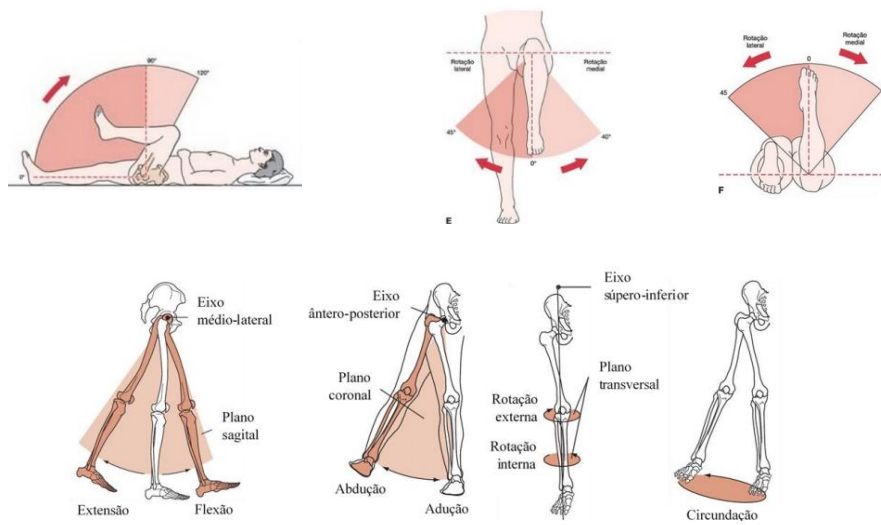


Figura 2.4– Movimentos anatômicos-membros inferiores (Magee, 2008; McLester & Pierre, 2008).

A marcha humana é um dos movimentos primordiais do corpo humano, podendo subdividir-se em duas fases: a de apoio ou sustentação e a de balanço. A fase de apoio, como o próprio nome induz, permite o apoio enquanto se mantém a estabilidade de sustentação do peso do corpo (Figura 2.5 a). A fase de balanço envolve o levantamento do pé do solo, posteriormente o avanço do membro e preparação do próximo passo (Figura 2.5 b).

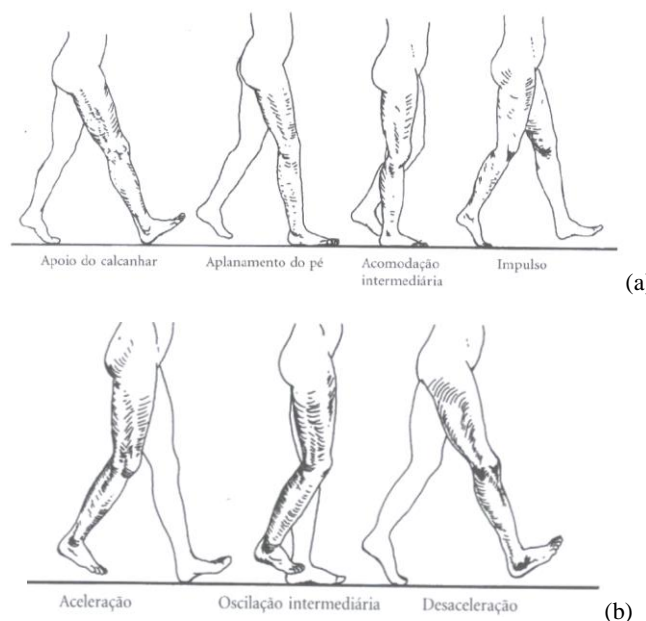


Figura 2.5– Visualização das fases de um ciclo de marcha,(Magee, 2008):

(a) Sustentação; (b) Balanço.

O esqueleto humano é constituído por 206 ossos e cartilagens articuladas que, em conjunto com os músculos, formam sistemas de alavanca que permitem o movimento dos membros, como já descrito anteriormente. O esqueleto humano pode ser dividido em duas partes, designadas como esqueleto axial composto pelos ossos da cabeça, pescoço e tronco, e esqueleto apendicular composto pelos ossos dos membros superiores e inferiores, Figura 2.6.

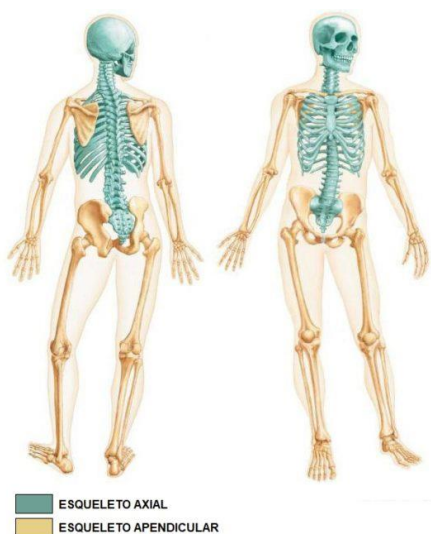


Figura 2.6– Esqueleto Axial e Apendicular, (Bontrager & Lampignano, 2015; Drake *et al.*, 2005).

Os ossos longos têm duas extremidades designadas por epífises, proximal e distal, e uma estrutura central denominada por diáfise. Esta classificação anatómica pode ser visualizada na Figura 2.7 para o fémur e a tíbia, ossos abordados no presente estudo.

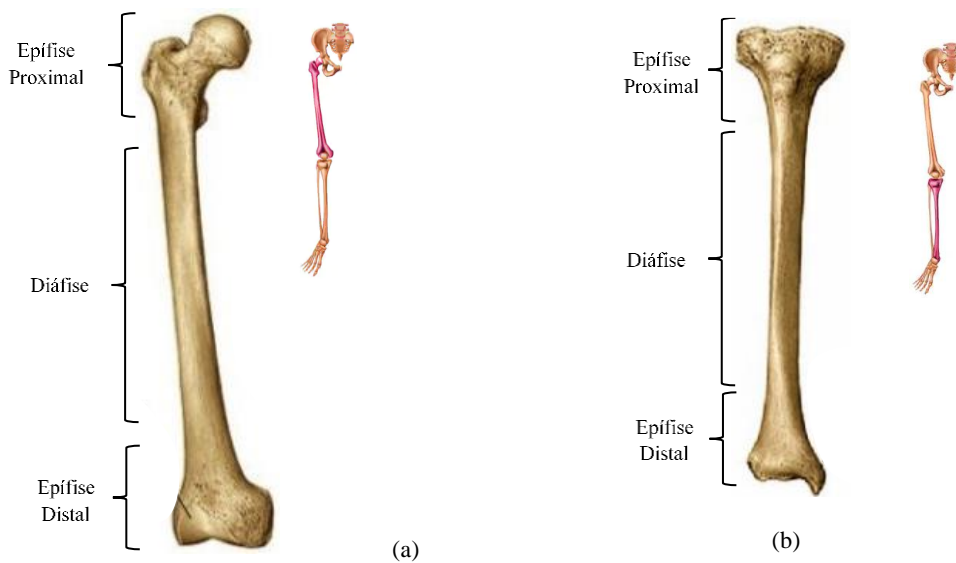


Figura 2.7 – Classificação anatômica do fêmur (a) e da tíbia (b).

2.2 Características Mecânicas da Estrutura Óssea

O osso é um tecido vivo, continuamente em remodelação, adaptando-se e criando uma estrutura otimizada como forma de suporte das cargas a que habitualmente se encontra sujeito, ou na reparação de eventuais lesões. A estrutura óssea é constituída por uma parte orgânica e outra parte inorgânica, composta por iões de fosfato e cálcio, formando cristais de hidroxiapatite. O tecido ósseo é formado por células e material extracelular calcificado. As células que compõe a matriz óssea são: osteócitos - células ósseas maduras; osteoblastos - células produtoras da parte orgânica da matriz óssea e osteoclastos - células de maior dimensão, móveis e responsáveis pela regeneração de tecido ósseo, (Drake *et al.*, 2005; Nyary & Scammell, 2017), Figura 2.8.

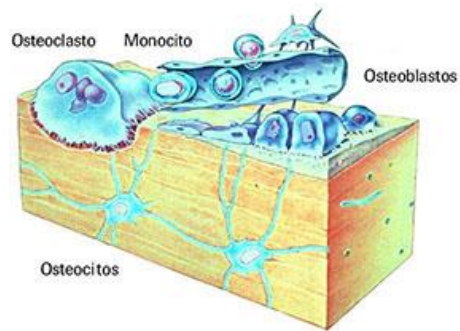


Figura 2.8– Composição da matriz óssea, (Drake *et al.*, 2005).

A classificação macroscópica do tecido ósseo é baseada apenas no critério histológico, e considera duas variantes: tecido ósseo compacto ou denso, e tecido ósseo esponjoso, lacunar ou reticulado, (Muhonen, 2008), como se observa na Figura 2.9, a qual ilustra uma parte da tíbia em corte. O osso compacto possui uma estrutura densa com elevada resistência mecânica, conferindo-lhe funções de proteção enquanto que comparativamente, o osso esponjoso, sendo menos denso, apresenta menor resistência mecânica. O osso esponjoso tem uma estrutura porosa desempenhando principalmente funções metabólicas, além de características mecânicas importantes, como por exemplo a absorção de vibrações.

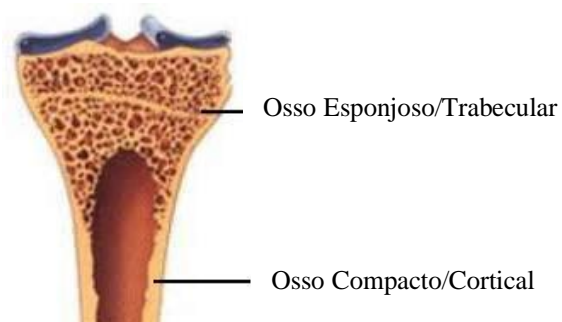


Figura 2.9 – Classificação macroscópica da matriz óssea, (Muhonen, 2008).

Apesar do seu aspeto aparentemente inerte, os ossos são estruturas dinâmicas, crescem, remodelam-se e mantêm-se ativos durante toda a vida do organismo. Assim, o tecido ósseo participa num contínuo processo dinâmico de remodelação, produzindo osso novo e

degradando osso velho, (Senekovic,2014). Por isso, o osso é tipicamente um material com características anisotrópicas, (Cai *et al.*, 2019; Doblare & Garcia, 2002). Esta consideração é fundamental em diversos estudos, como por exemplo quando envolvem a regeneração óssea (Jacobs *et al.*, 1989; Martinez *et al.*, 2006; Mercuri *et al.*, 2016; Mohaghegh *et al.*, 2014; Peyroteo *et al.*, 2019). No entanto, a maioria dos estudos biomecânicos, envolvendo os ossos longos, têm sido baseados em modelos que aproximam o tecido ósseo como linear elástico, isotrópico e homogêneo. Diversos autores têm-se dedicado à identificação destas características mecânicas, tanto em osso humano, como em osso de diversos animais. A Tabela 2.1 apresenta as principais características mecânicas do osso cortical e trabecular, consideradas neste trabalho, e que têm como referência os trabalhos realizados por (Duda *et al.*, 2001; Roseiro *et al.*, 2014).

Tabela 2.1 – Características mecânicas do osso cortical e trabecular (Duda *et al.*, 2001; Roseiro *et al.*, 2014).

	Cortical	Trabecular
Massa Específica [kg/m^3]	1800	300
Módulo de Young [GPa]	17	0,7
Coefficiente de Poisson	0,3	0,2

O conhecimento das características mecânicas do tecido ósseo tem permitido o desenvolvimento de modelos sintéticos dos principais ossos do corpo humano, importantes no contexto de diversos estudos biomecânicos. Os resultados que têm vindo a ser obtidos permitem concluir que os modelos sintéticos são uma excelente forma de implementar ensaios numéricos e experimentais, sendo uma boa aproximação dos modelos *in-vivo*. Estes modelos têm sido desenvolvidos com base em geometrias bem definidas, que separam o osso cortical do osso trabecular, e que integram materiais com características isotrópicas. Este

trabalho considera dois desses modelos, um da tíbia e outro do fémur. Estes modelos foram cientificamente validados por vários autores, (Cristofolini *et al.*, 2013; Cristofolini & Viceconti, 2000; García-Aznar *et al.*, 2007; Mohaghegh *et al.*, 2014; Nakatsuchi & Tsuchikane, 1996) como recurso para realização de estudos experimentais e numéricos. Os modelos de tíbia e fémur de quarta geração da marca *Sawbones*[®], observam-se na Figura 2.10.



Figura 2.10 – Tíbia e Fémur sintéticos, da marca *Sawbones*[®].

2.3 Fraturas Ósseas e Osteotomia

O corpo humano é habitualmente exposto a várias solicitações mecânicas que, em muitos casos, conduzem a situações extremas, podendo mesmo levar a elevadas cargas de impacto. Este é o caso de vários desportos, como por exemplo o futebol, onde a fratura óssea da tíbia é descrita como uma das lesões mais comuns (Chang *et al.*, 2007).

A ocorrência de fraturas ósseas pode acontecer em variadas situações da vida humana. Na maioria das situações traumáticas, especialmente em fraturas provocadas por acidentes, são necessários procedimentos médico-cirúrgicos para o seu tratamento adequado. Nestas situações, a estabilização é fundamental com recurso a sistemas de fixação cirúrgicos, internos ou externos. A Figura 2.11 ilustra a utilização de um sistema de fixação externa

(fixador externo) para estabilizar uma fratura na zona da diáfise da tíbia, e exemplos de fixação interna recorrendo a placas na diáfise distal do fêmur, (Tian *et al.*, 2019).

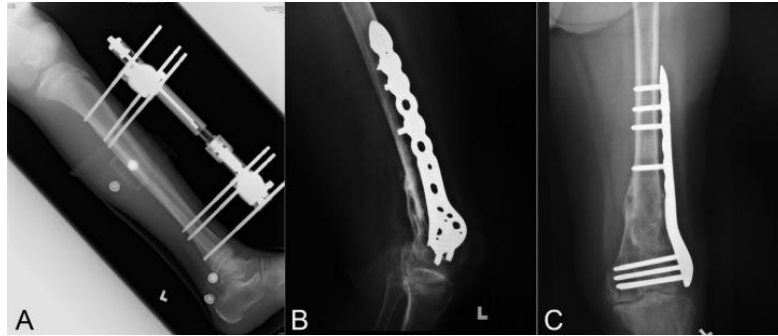


Figura 2.11– Visualização de imagens de Raio X com exemplos de fixação externa (A) e interna (B, C), (Tian *et al.*, 2019).

Quando ocorre uma fratura exposta com vários fragmentos, estes devem ser primeiro reposicionados anatomicamente para garantir o alinhamento. Este procedimento pode necessitar de dispositivos mecânicos de fixação, como parafusos, placas de osteossíntese, hastes intramedulares, fixadores externos, ou outros, que garantam a necessária estabilização das estruturas ósseas. O clínico pode conjugar vários tipos de fixação, dependendo da gravidade da fratura, dos meios disponíveis para utilização, assim como da abordagem cirúrgica e a sua experiência. A título de exemplo, a Figura 2.12 ilustra alguns dos procedimentos descritos para o tratamento de uma fratura exposta na diáfise de uma tíbia.

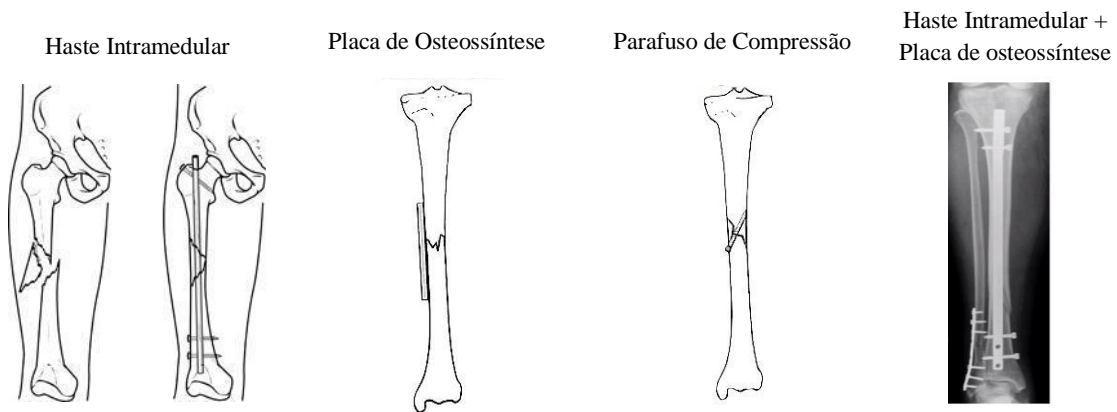


Figura 2.12 – Fratura exposta e os vários tipos de tratamento interno (Ribeiro *et al.*, 2014).

Além das indicações cirúrgicas para tratamento das lesões traumáticas, há indicações cirúrgicas de desvios ou deformidades ósseas de outras etiologias. Estas podem ser congénitas, secundárias a infeções ou tumores ósseos, e as cirúrgias necessárias para corrigir podem implicar determinados cortes planeados e controlados no osso (osteotomias), extração parcial ou total do osso, ou aplicação de aparelhos que promovam a regeneração e crescimento ósseo. Nestas últimas situações o procedimento cirúrgico pode envolver o recurso ao transporte de parte do osso para outras posições, ou a substituição do segmento ósseo removido por enxerto ósseo correspondente. Os enxertos ósseos podem ser provenientes do próprio paciente, ou provenientes do banco de osso.

Também nestas cirurgias reconstrutivas é necessário proceder à estabilização dos diferentes tipos de montagem, quer seja a através de sistemas de fixação externa (como os fixadores externos), ou sistemas de fixação interna (como as placas de osteossíntese).

Nas situações com indicação para alongamento do comprimento dos membros, como em pacientes com nanismo, deformações ou assimetrias significativas dos membros inferiores, procede-se frequentemente à aplicação de um sistema de fixação externa.

Normalmente, o processo inicia-se com aplicação do fixador externo de modo a manter a estabilização dos topos ósseos após a osteotomia que é feita de seguida. Depois procede-se

à osteotomia do osso na zona previamente definida. Passado o tempo considerado adequado, normalmente entre o 7º e 10º dia, inicia-se o processo de distração óssea. Neste período o sistema aplicado deve permitir manter o alinhamento da zona da osteotomia, com o movimento relativo entre as duas partes do osso seccionado, possibilitando, assim, o crescimento gradual de osso novo. Na Figura 2.13 apresentam-se alguns exemplos clínicos de alongamento ósseo em situações de nanismo.



Figura 2.13 – Nanismo, alongamento ósseo (Tuffi, 2014).

2.4 Regeneração Óssea

O tecido ósseo, à semelhança de outros tecidos vivos, possui mecanismos de defesa quando surge alguma lesão. Na ocorrência de uma fratura é desencadeado um processo de reparação do tecido ósseo, habitualmente designado por consolidação. Este processo inicia-se imediatamente após uma fratura acidental, ou osteotomia cirúrgica, após o rompimento dos vasos sanguíneos. Como resultado desta rotura são espontaneamente libertados agentes químicos para auxiliar na indução da consolidação óssea (Ribeiro *et al.*, 2014). A consolidação óssea, definida como a união mecânica dos fragmentos ósseos, é o resultado de um processo fisiológico que permite a restauração estrutural do tecido ósseo, e a recuperação da função de resistência óssea. Este processo, considerado dinâmico, passa

inicialmente pelo crescimento do calo ósseo mole, de seguida o calo ósseo duro, e só depois a remodelação óssea. Na Figura 2.14 está representada, esquematicamente, uma classificação que ilustra quatro fases de consolidação óssea, (Neri, 2012; Tian *et al.*, 2019). O processo dinâmico de regeneração óssea está relacionado com ações dos osteoclastos e osteoblastos, já identificados anteriormente. A fase inicial é considerada uma fase anabólica entre atividades das células inflamatórias. Após esta fase, é formado um tecido fibrocartilágneo adjacente à linha da fratura. Posteriormente, ocorre o processo de ossificação endocondral do tecido fibroso já formado, esta matriz sofre mineralização e consequentemente, redução do volume ocupado.

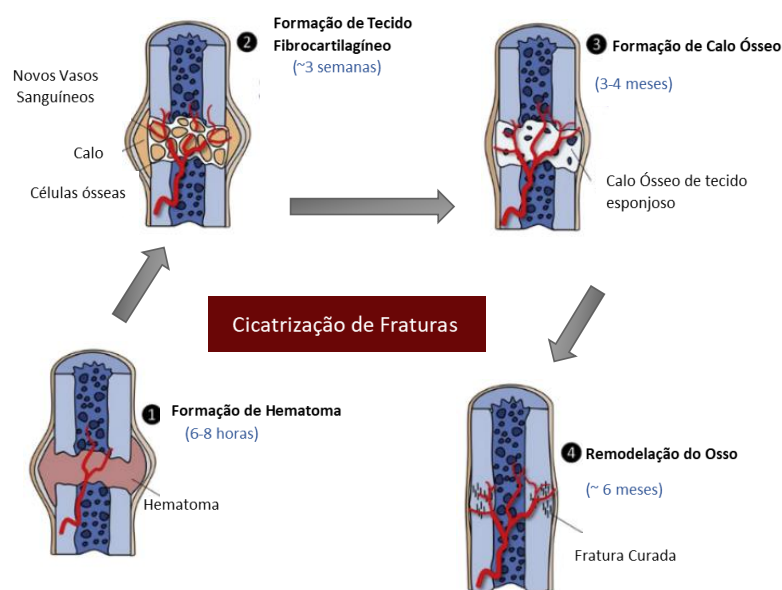


Figura 2.14 - Processo de consolidação óssea, (Tian *et al.*, 2019).

A remodelação óssea é a última fase da regeneração óssea, é uma fase relativamente longa, que pode começar cerca de 6 meses após a fratura e durar até 1 e 2 anos, (Tian *et al.*, 2019), dependendo de vários fatores, onde se inclui a idade do paciente, o tipo de fratura, o local no osso e tipo de osso fraturado. Muitos autores têm estudado a remodelação óssea,

particularmente na definição de modelos que a possam descrever e simular. Por exemplo, (Papastavrou *et al.*, 2020) desenvolveram modelos que pretendem descrever a influência do estímulo mecânico e da idade na regeneração óssea. Ainda neste domínio de investigação, vários autores tentam compreender a influência do tipo de fixação na zona da fratura no processo de remodelação óssea, sendo a ideia já generalizada que uma fixação muito rígida no local da fratura é desfavorável para este processo, (Miramini *et al.*, 2016; Zhang *et al.*, 2016).

2.4.1 Estimulação Óssea

Consolidação com estabilidade do foco da fratura era um conceito presente anteriormente na literatura, que pressupunha a ausência de movimentos no foco da fratura ou da osteotomia, sendo importante minimizar as tensões e os deslocamentos possíveis (Hente *et al.*, 2004; Kim *et al.*, 2011). No entanto, este conceito de estabilização total contradiz as evidências atuais de que a aplicação de carga controlada na zona da osteotomia promove o aparecimento de micro deslocamentos, sendo estes benéficos para a rápida consolidação do osso. Esta evidência foi demonstrada por vários autores (Goodship & Kenwright, 1985; Heigele & Claes, 1998; Kenwright *et al.*, 1991), sendo comprovada por alguns autores (Bartnikowski *et al.*, 2016; Glatt *et al.*, 2016, 2017; Kenwright *et al.*, 1991) através de testes *in vivo*.

O aumento da massa óssea está relacionado com a atividade física. A diminuição de massa óssea observada em pacientes acamados, e pacientes com lesões medulares, comprovam a grande influência do estímulo biofísico sobre o esqueleto.

O esqueleto humano é sensível aos estímulos físicos e ambientais, e responde a estes através de alterações tanto na massa óssea, como na sua arquitetura, (Carvalho *et al.*, 2002). Assim, a estimulação mecânica é importante na formação do calo ósseo, diminuindo o tempo de

imobilização e necessidade de permanência dos sistemas de fixação no paciente. O processo de aplicação de carga para a estimulação da zona do calo ósseo deve ocorrer somente nas designadas fase 2 e 3 (fase de reparação), representadas na Figura 2.15. A definição destas fases durante o processo de crescimento ósseo tem sido considerada por vários autores, (Ghiasi *et al.*, 2017; Nyary & Scammell, 2017; Pivonka & Dunstan, 2012).

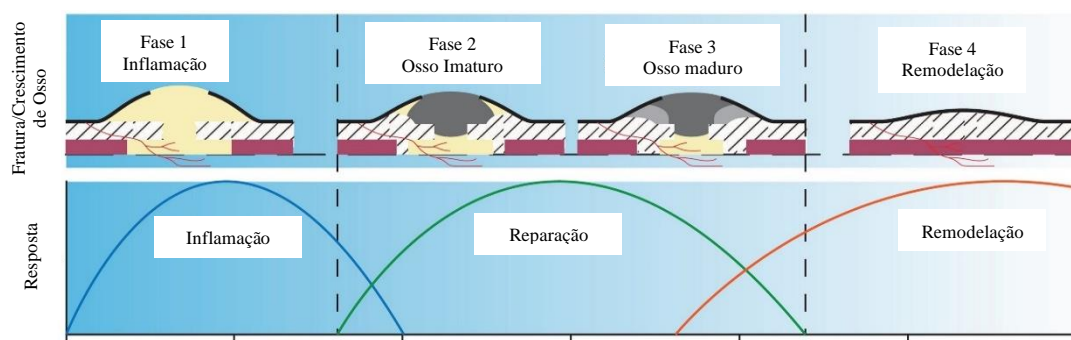


Figura 2.15 – Esquema do processo de crescimento ósseo, (Pivonka & Dunstan, 2012).

Estimulação Induzida

As deformações induzidas, sejam mecânicas, elétricas ou de outro tipo, são importantes para o aumento da massa óssea, pois estimulam as células, o que torna o esqueleto mais forte e resistente às contínuas sobrecargas impostas por atividades diárias e desportivas. A literatura indica vários métodos não farmacológicos, incluídos nos designados métodos de estimulação induzida, tais como os ultra-sons pulsados de baixa intensidade, a estimulação elétrica e o LASER. Por exemplo, Carvalho *et al.* (Carvalho *et al.*, 2002), publicaram um trabalho de pesquisa sobre o tipo de indução no calo ósseo, para garantir o aumento da rapidez de formação do calo ósseo. Estes autores sugerem a possibilidade de utilização de três tipos de indução, nomeadamente: indução por estimulação elétrica, usada desde o início do século XX, aproveitando as propriedades elétricas do osso; indução por ultra-sons, uma

forma de energia mecânica por ondas de pressão acústica de alta frequência; indução por LASER, onde é usada uma radiação laser de Hélio-Neon (He-Ne) de baixa intensidade.

Com o conhecimento da importância da estimulação para a recuperação das fraturas, diversas marcas de fixadores começaram a desenvolver os mesmos já com dinamizador, como é o caso da *Orthofix*[®], como será descrito no capítulo 3.

Estimulação Através da Marcha

Uma das habituais decisões clínicas no pós-tratamento consiste em motivar o paciente para encetar o processo de caminhada. De facto, além de ser importante para o paciente iniciar a sua mobilidade, o simples movimento de caminhar é relevante para a formação do calo ósseo, apesar de se exercerem esforços não unicamente axiais. Gardner *et al.* (Gardner, *et al.*, 1996) comprovaram que os micromovimentos do simples caminhar, são benéficos no tratamento. Neste estudo os referidos autores usaram um transdutor ligado ao indivíduo durante as caminhadas.

A marcha é considerada uma estimulação determinante no contexto da formação do calo ósseo. Introduce carga sobre os membros, que ajuda ao alongamento dos músculos e estimula a circulação, principalmente nos membros inferiores. Sendo o osso um tecido vivo adaptativo, que desenvolve a sua estrutura em função da resposta às solicitações mecânicas, e ao metabolismo, a formação do osso é parcialmente regulada pela quantidade de deformação que lhe é imposta. Regra geral, maior deformação leva a uma maior ativação dos osteoblastos, (Chao & Inoue, 2003; Wolf *et al.*, 1998). Consequentemente, os ossos tornam-se mais resistentes. A ausência de deformação óssea torna-os mais fracos, portanto, o estímulo através da marcha é essencial para induzir uma resposta óssea local e, assim,

proporcionar o crescimento e remodelação do calo ósseo de um modo mais rápido (Wolf *et al.*, 1998).

Numa situação de fratura, ou osteotomia, num osso longo, a marcha pode introduzir três tipos de esforços no foco da fratura: axiais, corte e torção. A componente axial é a única que contribui para a formação de calo ósseo. Os restantes esforços devem ser evitados, já que podem conduzir à rotura das estruturas ósseas em formação. Vijayakumar *et al.* em 2006 (Vijayakumar *et al.*, 2006) sugeriram que o paciente pode iniciar a marcha solicitando o membro fraturado com uma carga controlada, introduzindo um afastamento máximo até 1 mm no foco da fratura, para dar início à formação do calo ósseo. Estes autores indicam que passado 4 a 6 semanas deve haver repouso para estabilização do calo ósseo.

A modelação, e a remodelação, do calo ósseo são reguladas pela interação entre fatores genéticos, influências bioquímicas e hábitos de vida, tais como a nutrição. A nutrição interfere no comportamento das células ósseas, e fatores reguladores envolvidos no crescimento e manutenção do sistema esquelético. Assim, uma alimentação equilibrada pode ajudar na prevenção de doenças ósseas, como a osteoporose. Por outro lado, a subnutrição pode aumentar o risco de quedas, as quais por sua vez podem gerar fraturas com mais facilidade devido à existência de ossos mais frágeis.

Estimulação Mecânica com Sistemas de Fixação

Vários autores têm vindo a estudar o efeito da estimulação mecânica do calo ósseo a partir de sistemas de fixação. Num estudo experimental em ovelhas realizado por Goodship & Kenwright, (Goodship & Kenwright, 1985), os autores verificaram que pequenos movimentos numa fase inicial após a osteotomia ajudam à formação de um calo ósseo de qualidade. Neste estudo, a osteotomia induzida é comprimida sequencialmente, como se

mostra na Figura 2.16 através da aplicação de movimentos sequenciais. Estes autores concluíram que é importante a existência de um ‘gap’ entre as duas partes do osso para promover o crescimento do mesmo.

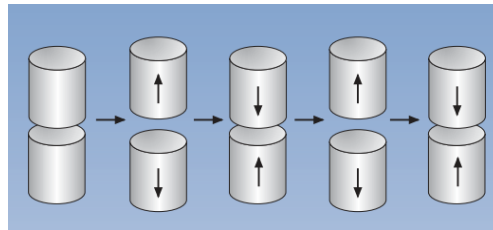


Figura 2.16– Esquema dos micromovimentos sequenciais, (Goldberg *et al.*, 2004).

Mais tarde Ilizarov *et al.* (Ilizarov *et al.*, 1989) realizaram vários estudos sobre distração osteogénica, aplicando este método à tibia canina. Estes autores concluíram que a distração ótima para ocorrer um bom crescimento ósseo é de 1 *mm* por dia. A distração osteogénica é um método que estimula a neoformação de tecido ósseo entre dois topos de um osso, através da aplicação de uma força linear lenta e progressiva.

Em 1991 (Kenwright *et al.*, 1991) usaram um cilindro pneumático acoplado a um sistema de fixação externo para introduzir o movimento axial no calo ósseo. A atuação deste cilindro foi testada em vários indivíduos, tendo os autores verificado que este deve ser acionado durante um determinado período de tempo todos os dias. De acordo com os referidos autores, o paciente deve executar uma sessão de 20 *min/dia*, com movimentos aplicados a uma frequência de 0,5 *Hz* para obter um deslocamento axial de 1 *mm* por dia.

Em 1995, Richardson *et al.* (Richardson *et al.*, 1995) realizaram um estudo para avaliar o efeito da dinamização em pacientes tratados com fixador axial dinâmico, concluindo que a quantidade de movimento está relacionada com a carga aplicada e a rigidez do foco da

fratura. Estes autores sugerem que o fixador e os pinos atuem como uma mola, exercendo micromovimentos interfragmentares, sendo esses movimentos cíclicos e progressivos.

Mais tarde, Claes *et al.* (Claes *et al.*, 1995) efetuaram uma osteotomia transversa no osso de ovelha deixando um ‘gap’ de 0,6 mm. De seguida estabilizaram-na com um anel fixador que integrava um sistema telescópico para controlo do alongamento necessário. A dinamização da fratura foi efetuada por dois cilindros com mola. Do estudo realizado os referidos autores concluíram que os movimentos devem ser muito curtos, para que ocorra um correto crescimento do calo ósseo, e sugerem que o processo deve demorar aproximadamente nove meses, aconselhando que os ‘gaps’ iniciais introduzidos no osso sejam pequenos.

O encerramento de uma osteotomia é promovido com a aplicação de cargas cíclicas. No entanto, de acordo com alguns autores, estas cargas inicialmente devem ser mais elevadas, sendo gradualmente reduzidas à medida que a osteotomia se vai encerrando (Richardson *et al.*, 1994). Segundo (Kenwright *et al.*, 1991) este processo tem a designação de ‘dinamização da fratura’. A Figura 2.17 apresenta esquematicamente o tipo de carga progressiva a aplicar consoante a distância da fratura. Inicialmente existe um ‘gap’ no foco da fratura, posteriormente é aplicada uma carga axial com determinado valor, este valor de carga vai reduzindo à medida que a distância no foco da fratura vai diminuindo.

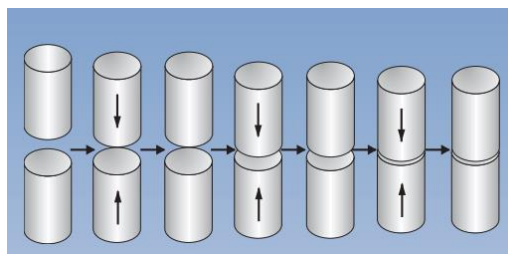


Figura 2.17 – Esquema das cargas progressivas, (Goldberg *et al.*, 2004).

Devido ao interesse de dinamização das fraturas por forma a diminuir o tempo de formação do calo ósseo, a marca comercial *Orthofix*[®] (Meyrueis & A Cazenave, 2004), desenvolveu especificamente um fixador externo, que permite a aplicação destas cargas usando um sistema com uma montagem de um parafuso alongador. Este tipo de fixador é designado por 'Fixador Axial Dinâmico' e permite obter uma estrutura rígida para posterior aplicação de cargas exteriores. Nos testes efetuados por Richardson *et al.* (Richardson *et al.*, 1994). estes concluíram que com a aplicação deste fixador, e realizando a dinamização da fratura, ou da osteotomia, os pacientes conseguiam a aplicação de cargas axiais superiores, mas sobretudo a redução do tempo de formação do calo ósseo.

Wolf e a sua equipa (Wolf *et al.*, 1998) verificaram que a rapidez na consolidação de fraturas através de movimentos interfragmentares, é uma situação restrita para fraturas estabilizadas, mas flexíveis.

Uma das formas de obtenção dos movimentos interfragmentares é através da descarga da carga parcial ou total controlada, e da baixa rigidez de fixação, obtida pelo desbloqueio de uma das partes do fixador.

Ao conseguir acelerar o processo de consolidação, especialmente em doentes com limitação das mobilidades e incapazes para realizarem marcha, haveria benefícios no tempo total de tratamento, e na probabilidade de aparecimento de infeções ou outras complicações nos pacientes.

3 Sistemas de Fixação Óssea

Quando ocorre uma fratura, ou quando é induzida uma osteotomia para tratamento de deformidades ou patologias ósseas, esta deve ser estabilizada de forma promover da uma correta consolidação e regeneração do osso. Esta estabilização pode ser efetuada por várias metodologias e recorrendo a diferentes sistemas de fixação, que se podem dividir em externos ou internos, tal como se pode observar em exemplos esquemáticos representados na Figura 3.1 (Betts & Müller, 2014).

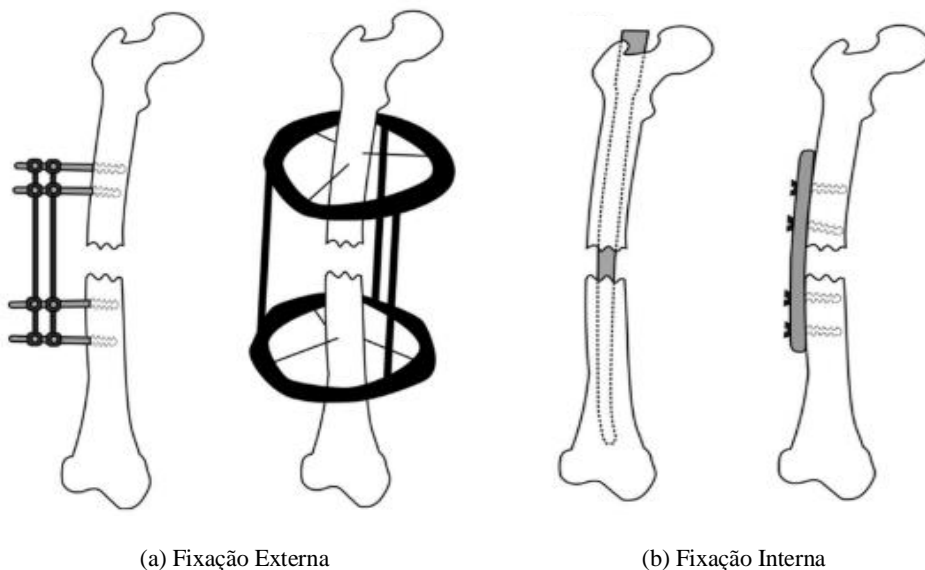


Figura 3.1 – Classificação dos sistemas de fixação, (Betts & Müller, 2014).

Este trabalho envolve a utilização, em contexto numérico e experimental, dos dois tipos de sistemas de fixação. Assim, neste capítulo enquadram-se os principais sistemas de fixação interna e externa usados em Ortopedia. Destacam-se em particular os destinados a ossos longos do corpo humano, que são os considerados neste trabalho, nomeadamente o fixador

externo unilateral *LRS (Limb Reconstruction System)* da marca *Orthofix*[®] e as placas de osteossíntese, usadas em algumas patologias.

3.1 Fixação Externa

Quando ocorre uma fratura dos membros inferiores na sequência, por exemplo, de um acidente, a escolha da metodologia para estabilização das fraturas depende do tipo de fratura, dos meios disponíveis para o tratamento, e da experiência do cirurgião. Regra geral, os fixadores externos são sistemas económicos e de fácil aplicação, sendo um método bastante usado para o tratamento de fraturas expostas, principalmente em pacientes com risco de outras complicações, (Burgers *et al.*, 2011). Os fixadores externos são usados tanto em situações de fraturas acidentais, como na correção de deformidades ou defeitos ósseos, (Johnson *et al.*, 2007; Lin *et al.*, 2004; Tuttle *et al.*, 2009), assim como no tratamento de pseudoartroses e infeções, (Bisaccia *et al.*, 2016).

Segundo Moss & Tejwani (Moss & Tejwani, 2007), os fixadores externos são um conjunto de componentes mecânicos, interligados, de modo a manter a estabilidade e rigidez da estrutura óssea, determinante para a boa cicatrização das lesões ósseas, (Bartnikowski *et al.*, 2016; Glatt *et al.*, 2016, Glatt *et al.*, 2017).

Os fixadores externos são dispositivos de fixação versáteis, pois possibilitam diversos tipos de montagens e configurações.

A história dos fixadores externos remonta a 400 a.C. num sistema de fixação usado por *Hipócrates* para tratar uma fratura da tíbia, (Bisaccia *et al.*, 2016). No entanto, a primeira descrição de um fixador foi feita por *Emsberry* em 1831, antes de começarem a ser aplicados, em 1843, por *Jean François Malgaigne*, (Bisaccia *et al.*, 2016) um Francês que desenvolveu um fixador externo para fraturas na patela (Figura 3.2(a)). Décadas após o aparecimento do

primeiro fixador, *Clayton Parkhill* (USA, 1897), (*Bisaccia et al.*, 2016; *Parkhill*, 1897) e *Albin Lambotte* (Bélgica, 1902), (*Bucholz et al.*, 2007), inventaram um sistema muito semelhante que recorria a pinos percutâneos conectados a uma estrutura externa rígida, Figura 3.2 (b) e (c). Este tipo de montagem representou um importante avanço para o tratamento de fraturas ósseas.

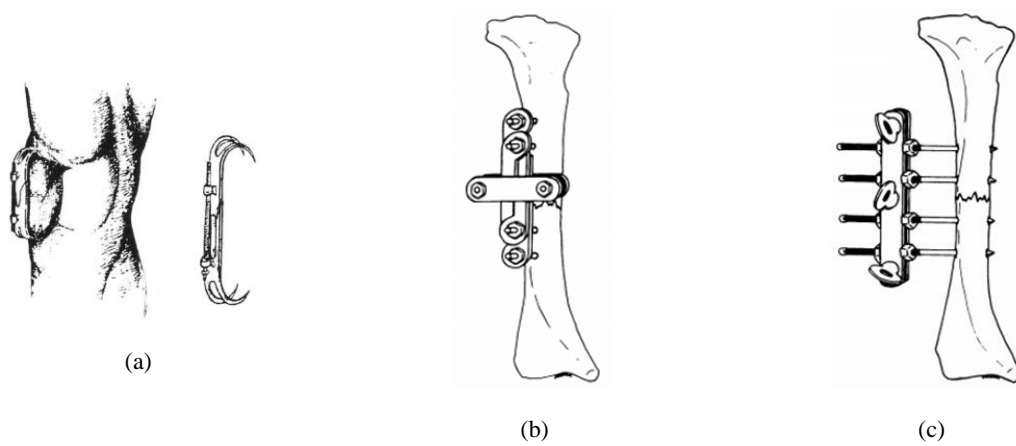


Figura 3.2 – Primeiros fixadores externos. (a) *Malgaigne*, (b) *Parkhill*, (c) *Lambotte*, (*Pontarelli*, 1982).

Em 1927, *Abbott* descreveu um fixador externo, monoplanar e bilateral que provocava alongamento imediato, apesar de evidenciar diversas complicações para os pacientes, (*Lowet et al.*, 1996).

Os desenvolvimentos no fixador de *Lambotte* e a pesquisa de *Otto Stader* (*Bisaccia et al.*, 2016), que realizaram com sucesso um ensaio experimental em contexto veterinário, incentivaram o suíço *Raoul Hoffman* a expandir os conceitos deste tipo de cirurgia e a desenvolver, em 1938, um fixador externo unilateral, Figura 3.3, que incluía um sistema deslizante ajustável que permitia a redução das fraturas, (*Pontarelli*, 1982; *Seligson*, 2015). Este era um fixador mais estável e de fácil montagem, sendo correntemente aceite pela comunidade ortopédica, representando o início dos fixadores, tal como se conhecem nos dias de hoje.

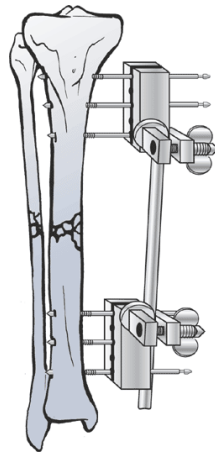


Figura 3.3 - Fixador monolateral (Raoul Hoffman, 1940-1950).

Charnley em 1948 introduziu um fixador externo para a artrodeose das articulações, o qual possui uma estrutura de compressão simples (Figura 3.4), conseguindo aumentar bastante a taxa de fusão do joelho, e diminuir o tempo de consolidação, (Pontarelli, 1982; Silva, 2005).

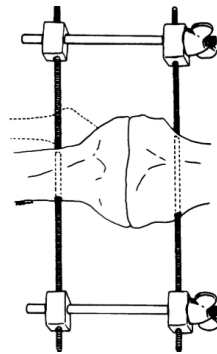


Figura 3.4 - Fixador monolateral (Charnley, 1948), (Pontarelli, 1982).

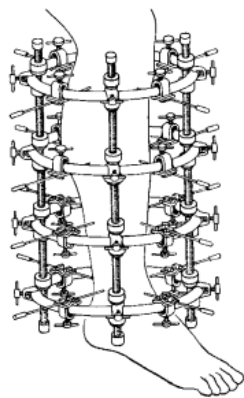
Os estudos de distração osteogénica (capacidade do osso em se regenerar num espaço criado cirurgicamente) foram iniciados por *Mendoza* em 1950 e *Ilizarov* a partir de 1951, tendo como base a necessidade de tratamento a soldados lesionados na II guerra mundial. *Ilizarov* efetuou vários estudos associados aos métodos que existiam para o tratamento de fraturas, concluindo que o tratamento ideal deveria respeitar a anatomia do osso e a integridade do

tecido ósseo. Assim, começou a usar fixadores circulares que utilizavam a fixação transóssea com fios de *Kirschner*. Na Figura 3.5 pode observar-se o fixador circular de *Ilizarov*, sendo este ainda bastante usado nos dias de hoje, dado permitir a adequada estabilidade nos alongamentos, bem como a correção de fraturas ou deformações multidirecionais.

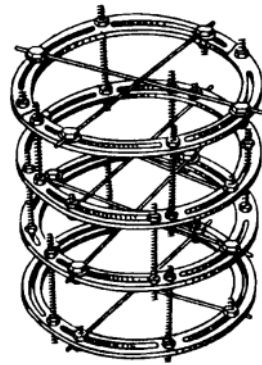


Figura 3.5 - Fixador circular *Ilizarov*, (Zamani & Oyadiji, 2010).

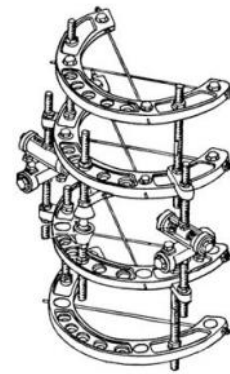
Nos anos 70 do século XX *Kalnberz* (Solomin, 2012), tentou melhorar este tipo de fixador externo de *Ilizarov*, criando um fixador com mais sistemas de suporte. Este novo fixador tinha a particularidade de ter anéis de fibra de vidro transparentes, e hastes de titânio flexíveis ou rígidas. Nesta mesma altura surgiu também o fixador de *Demianov*, já com os pinos em aço, mas com a estrutura em alumínio, o que permitiu diminuir o peso do fixador. Pequenas variantes neste tipo de fixadores (*Volkov, Tkachenko, Sivash and Taylor*), Figura 3.6, foram surgindo até aos dias de hoje, existindo neste momento uma gama grande de tipos de fixadores externos.



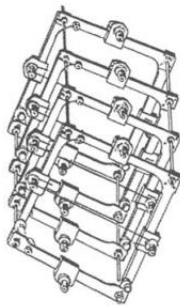
Kalnberz



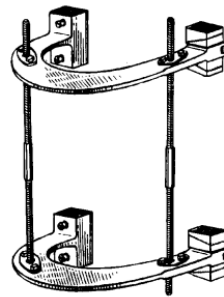
Demianov



VolKov- Oganesyan



Tkachenko



Sivash



Taylor

Figura 3.6 – Tipos de fixadores externos (Solomin, 2012).

Também nos anos 70, *De Bastiani*, (Bisaccia *et al.*, 2016; Burny & Bougois, 1972), desenvolveu um fixador axial dinâmico, que ficaria conhecido como o monofixador, Figura 3.7. *De Bastiani* propôs com este fixador o conceito de dinamização, baseado no princípio de que o osso se repara a si próprio.

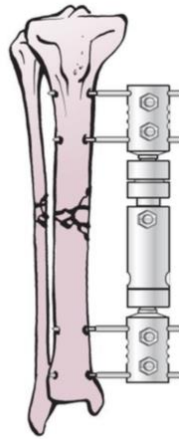


Figura 3.7 – Fixador externo de *De Bastian's*, (Bisaccia *et al.*, 2016).

Os fixadores foram sofrendo pequenas alterações a nível de estrutura, no entanto uma das grandes diferenças foi a alteração do material, existindo atualmente muitas estruturas constituídas essencialmente por materiais compósitos.

De acordo com *Briggs & Chao* (Briggs & Chao, 1982) e *Huiskes & Chao* (Huiskes & Chao, 1986) o crescimento ósseo depende da configuração geométrica do fixador. Segundo *Caja et al.* (Caja *et al.*, 1995), para que o crescimento ósseo ocorra corretamente é importante garantir a estabilidade mecânica dos fixadores.

Os sistemas de fixação externa são indicados para situações específicas em cirurgia ortopédica. Contudo, quando utilizados por longos períodos, podem ter complicações, nomeadamente infeção, em particular nas zonas de ligação entre o pino e o osso, perda da redução do alinhamento e atraso na consolidação, com a consequente necessidade de enxertia óssea. Segundo *Roseiro et al.* (Roseiro *et al.*, 2014), para evitar que ocorra atraso na cicatrização, deve-se garantir que o fixador seja devidamente aplicado.

O sucesso na utilização de fixação externa depende do respeito pelos fatores que promovem o mecanismo de união, da rigidez do dispositivo selecionado para a fixação, da configuração

da fratura, da precisão da redução da fratura, e da possibilidade de atividade funcional (Chao, 2007).

Em 1995, Caja *et al.* (Caja *et al.*, 1995) sugeriram uma classificação dos fixadores tendo em conta a sua aparência. Assim, os fixadores foram classificados em dois grandes grupos: lineares e circulares. O primeiro grupo envolve a aplicação de elementos de fixação em planos, com ligação ao osso através de pinos de fixação. O segundo grupo envolve a aplicação em mais do que dois planos de referência, com ligação ao osso através de fios. No entanto, apareceram combinações de utilização de pinos e fios. Deste modo, Caja *et al.* (Caja *et al.*, 1995) sugeriram uma classificação em fixadores lineares (*Hoffmann-Vidal, Orthofix*), circulares (*Ilizarov, Montice- Spinelli*), e híbridos (*Montice- Spinelli*), tendo cada um desempenho mecânico específico, Figura 3.8. Estes autores indicam que cada tipo de fixador é adequado a situações específicas, dependendo do tipo de tratamento a realizar.

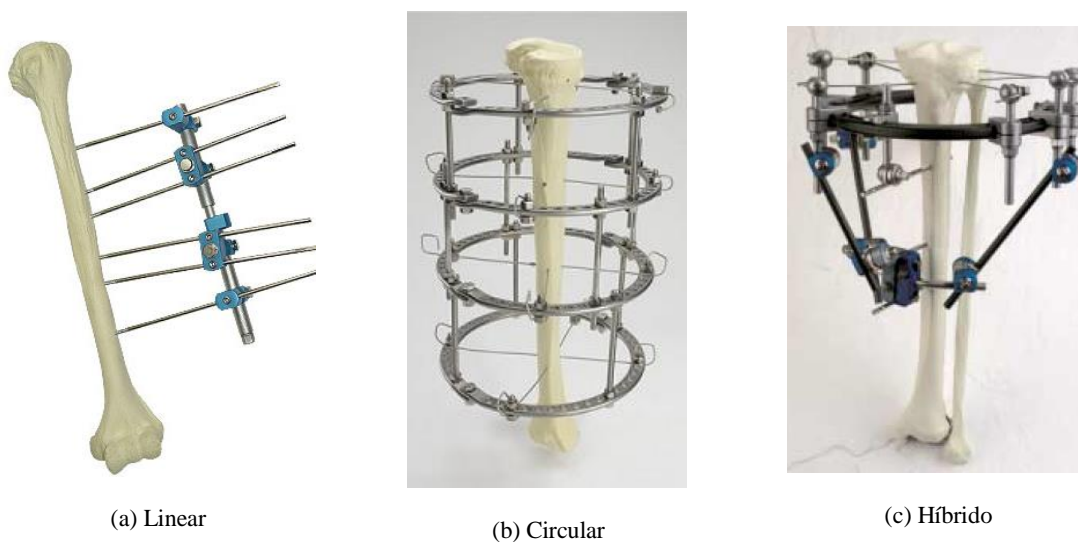


Figura 3.8 – Tipos de fixadores, (Caja *et al.*, 1995; Martin *et al.*, 2013).

Por forma a respeitar o formato do osso, os pinos ou fios de transfixação usados nos sistemas de fixação são normalmente aplicados formando ângulos retos ou oblíquos.

Behrens e Johnson, nos anos 90 do século XX (*Silva, 2005*), definiram os fixadores como uniplanares e biplanares em relação aos planos frontal e sagital. Estes podem ainda ser unilaterais ou bilaterais e, tendo em conta a disposição dos elementos no espaço, uniplanares ou multiplanares. Uma classificação mais abrangente pode ser definida de acordo com a proposta de, (*Fragomen & Rozbruch, 2007; Pontarelli, 1982*), Figura 3.9:

Unilateral – A montagem unilateral recorre a uma barra lateral que amarra dois ou mais pinos de fixação ao osso através de uniões. É a configuração mais simples, incluindo-se o fixador de *Lambotte, Stader e Hoffman*;

Bilateral - A montagem bilateral recorre a uma barra rígida em ambos os lados do mesmo plano. A barra, através de uniões, fixa os pinos transósseos que neste caso atravessam o osso em ambos os lados;

Multiplanar – Este tipo de fixação recorre a barras com pinos de fixação em vários planos. É normalmente usada para aumentar a estabilidade da montagem.

Anel completo ou incompleto – A montagem em anel recorre a barras transversais que envolvem o membro em tratamento. Os pinos são fixos ao osso e conectados aos anéis circulares em várias localizações. No caso de o anel envolver completamente o membro, considera-se uma montagem de anel completo.

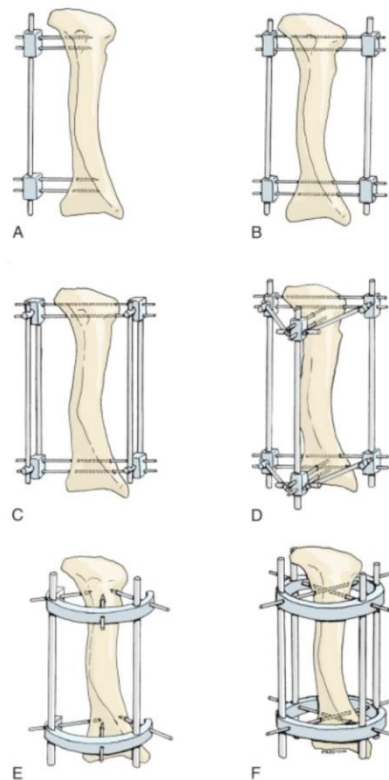


Figura 3.9 – Tipos de configurações do fixador externo linear, A- Unilateral, B- Bilateral, C- Multiplanar(Quadilateral), D- Multiplanar (configuração Delta), E- Circular, F- Híbrido.

(<https://Musculoskeletalkey.Com/Principles-and-Complications-of-External-Skeletal-Fixation/>; Pontarelli, 1982).

Apesar de existirem outros tipos de solução, os fixadores externos ainda possuem grande aplicação, principalmente quando a fixação interna não for adequada à patologia em causa, (Tejwani *et al.*, 2015). O correto suporte por parte do fixador externo é importante para um bom processo de cicatrização (Vijayakumar *et al.*, 2006).

Independentemente do fixador externo utilizado, todos os sistemas apresentam três grupos principais: de fixação ao osso (pinos roscados, fios de *Kirschner*); de sustentação longitudinal (roscados ou veios lisos) e de; elementos ligantes (fechos e anéis parciais ou totais).

Os pinos, ou fios, são aplicados de modo percutâneo, atravessando os tecidos moles até ao osso. Podem ser do tipo *Schanz* ou *Steinman*, (Moss & Tejwani, 2007), tal como se observa

na Figura 3.10. Os pinos de *Schanz* têm uma ponta roscada para fixação ao osso trabecular, enquanto que os de *Steinman* são lisos e tem uma ponta biselada com duas laterais cortantes.



Figura 3.10 – Pinos para estabilização, (Moss & Tejwani, 2007).

Os pinos de *Schanz* podem ser auto-roscantes (situação mais comum), não necessitando neste caso de furação prévia do osso. O material usado na sua construção pode ter superfície polida ou revestida a hidroxiapatite, que promove a osteointegração do pino, reduzindo a probabilidade de este se soltar ao longo do tratamento. O tipo de rosca e revestimento do pino diminuem também o aquecimento do osso durante a sua colocação, prevenindo, assim, o aparecimento de necrose térmica localizada. Os pinos de *Steinman* podem ter a ponta biselada, e são roscados na zona central para garantir a fixação no osso. Estes pinos são normalmente aplicados em montagens uniplanares-bilaterais. Os diâmetros comerciais dos pinos de *Schanz* e *Steinman* variam normalmente entre 2 mm e 6 mm. Estes pinos são normalmente produzidos em aço inoxidável AISI 316L.

Os fios de ligação mais utilizados são do tipo *Kirschner*, Figura 3.11, finos e rígidos. Normalmente em aço inoxidável AISI 316L, ou liga de titânio TAV (Ti-6Al-4V), podem ser produzidos em diâmetros entre 0,6 mm e 3 mm, e ter comprimento entre 70 mm e 400 mm. Apresentam uma extremidade pontiaguda helicoidal ou triangular, por forma a serem colocados por via cutânea. A utilização deste tipo de fios é vasta, podendo ser usados

isoladamente, ou como componente de um sistema de fixação externa, como, por exemplo, no fixador de *Ilizarov*.



Figura 3.11 - Fios de *Kirschner*, e tipos de pontas dos fios *Kirschner*, (Martin *et al.*, 2013).

A evolução dos sistemas de fixação externa conduziu ao aparecimento de uma grande variedade de soluções disponibilizadas atualmente no mercado. De entre os sistemas atuais, destacam-se aqui os fixadores da marca *Orthofix*[®], empresa fundada em 1980 por De Bastiani, e que tem desempenhado um papel relevante no contexto da sua utilização. Referem-se em particular o *LRS Advanced* e o *LRS Pediatric*, que se apresentam na Figura 3.12, que são os considerados neste trabalho.

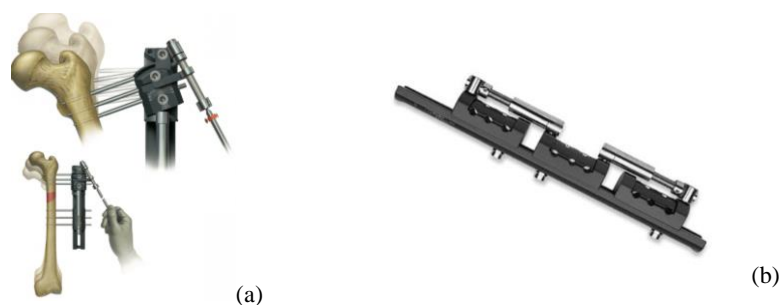


Figura 3.12 – Fixadores monoplanares *Orthofix*[®]. (a) *LRS Advanced*; (b) *LRS Pediatric*.

O *LRS Advanced* é um fixador modular monolateral que pode ser usado em contextos de alongamento ósseo, perda óssea, fraturas expostas, problemas de não-união e deformidades

angulares. O *LRS Pediatric* é usado em situações semelhantes às descritas para o *LRS Advanced*, mas de dimensão inferior, sendo indicado para utilização em crianças.

3.2 Fixação Interna

Os sistemas de fixação interna são habitualmente usados em procedimentos cirúrgicos para estabilizar e unir as extremidades de fragmentos ósseos, garantindo o alinhamento adequado. Regra geral, estes componentes mecânicos podem ser divididos em placas, parafusos, hastes e fios.

Placas - As placas são fixas internamente aos fragmentos ósseos através de parafusos, e podem ser deixadas no local ao longo da vida do paciente. A Figura 3.13 mostra uma fixação com recurso a uma placa.

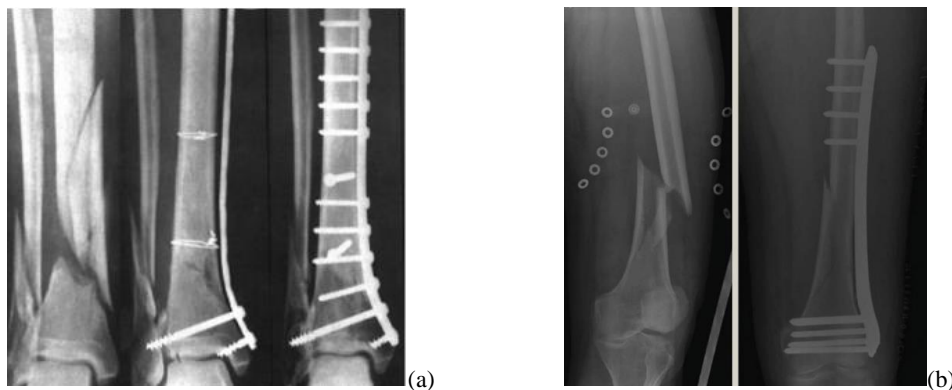


Figura 3.13 – Placa em fratura distal da tibia (a), (Perren, 2002) e do fémur (b) (Nyary & Scammell, 2017).

Parafusos - Os parafusos são elementos mecânicos muito utilizados em fixação interna. Podem ser usados de modo isolado, sendo de várias dimensões e tipo, para cada aplicação. Também são normalmente utilizados como elementos de ligação em outros sistemas de fixação interna, Figura 3.13 e Figura 3.14.



Figura 3.14 – Aplicação de parafusos para estabilização da fratura, (Perren, 2002).

Hastes – As hastes são elementos estruturais habitualmente aplicadas de modo intramedular em ossos longos. As hastes são um método de estabilização introduzido por *Gerhard Küntscher* em meados do século XX, sendo muito usadas até hoje, (Küntscher, 1958). Com uma forte evolução tecnológica, as hastes são fixas ao osso nas suas extremidades, através de parafusos de fixação, como se observa na Figura 3.15.



Figura 3.15 – Aplicação de hastes intramedular, (Maimaitiyiming *et al.*, 2015; Nyary & Scammell, 2017).

Fios e Pinos – Os fios de fixação são normalmente usados em ossos cujos fragmentos, pela sua dimensão, não permitem a utilização de parafusos, exemplo da Figura 3.16. Em várias situações, são utilizados em conjunto com outros sistemas de fixação interna.



Figura 3.16 – Aplicação de fios, (Meena *et al.*, 2017).

De entre os vários métodos de fixação interna destaca-se nesta descrição as placas de osteossíntese, por serem as consideradas nos estudos. As primeiras placas de osteossíntese foram desenvolvidas no final do século XIX, sendo conhecidas por placas de *Lane*, (Uthoff *et al.*, 2006). Apesar do interesse suscitado, estas placas apresentavam problemas ao nível de corrosão, tendo sido pouco aplicadas. No início do século XX, *Lambotte*, (Uthoff *et al.*, 2006) melhoraram a placa relativamente à corrosão, mantendo-se contudo problemas de resistência mecânica. A meio do século XX, *Eggers* (Uthoff *et al.*, 2006) desenvolveram uma placa com orifícios que permitiam o movimento das cabeças dos parafusos de fixação, de modo a compensar a reabsorção óssea nas extremidades dos fragmentos. No entanto, esta placa também teve pouco sucesso, devido à fraca resistência mecânica e instabilidade na fixação.

De modo a contornar o problema de instabilidade e diminuir o tempo de recuperação, *Danis* em 1949, (Uthoff *et al.*, 2006), desenvolveu uma placa que permitia exercer compressão com um parafuso de aperto lateral, prevenindo o movimento interfragmentário e aumentando a estabilidade da fixação, (Figura 3.17).



Figura 3.17 – Placa de *Danis*, (Uthhoff *et al.*, 2006).

Este conceito influenciou todos os modelos de placas posteriores. *Bagby* e *Janes* alteraram os orifícios de fixação das placas permitindo compressão através do aperto dos próprios parafusos, (Uthhoff *et al.*, 2006). A partir da técnica de compressão estática de *Bagby* e *Janes*, *Schenk* e *Willenegger*, em 1967, desenvolverem o conceito de placa de compressão dinâmica (DCP) com furos ovais para permitir a compressão. Os furos com a geometria oval, permitem posicionar os parafusos de forma excêntrica, tornando assim possível a compressão interfragmentária, (Muller *et al.*, 1991). Apesar desta placa ser designada de compressão dinâmica, ela permite uma compressão única, introduzida uma vez.

A Figura 3.18 apresenta um resumo histórico na evolução das placas de fixação interna.

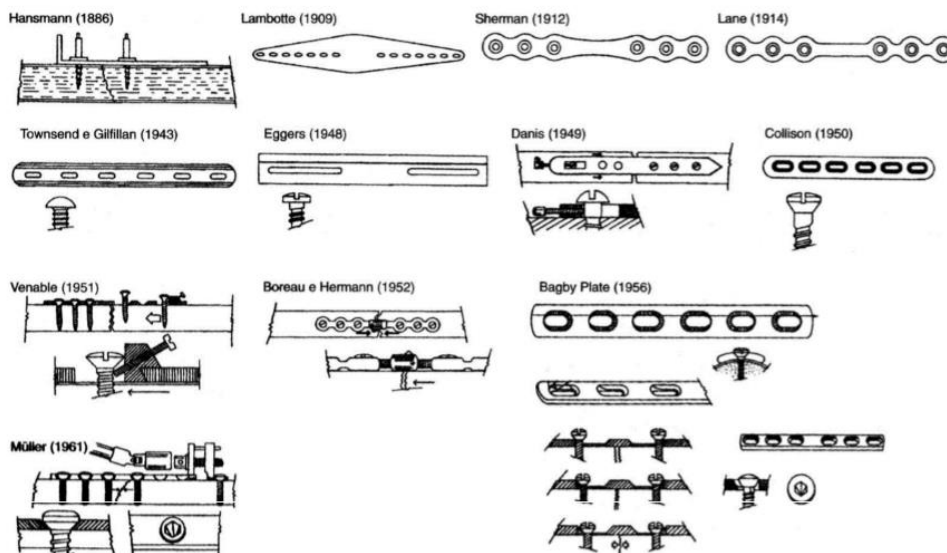


Figura 3.18 – Evolução da fixação interna, (Uthhoff *et al.*, 2006).

As placas de osteossíntese são normalmente constituídas por uma liga metálica que garante a resistência e rigidez mecânica adequadas às solicitações que sejam alvo, mantendo ao longo da sua utilização a biocompatibilidade com o corpo humano. Habitualmente são produzidas em liga de titânio ou em aço inox AISI 316L. Recentemente, a evolução dos materiais tem conduzido ao aparecimento de placas de osteossíntese em materiais compósitos, melhorando as suas características mecânicas, (Kim *et al.*, 2011; Li *et al.*, 2020; Wagner, 2003).

Atualmente, o mercado disponibiliza diversas soluções de placas de osteossíntese como elementos de fixação interna para estabilização óssea. Existem placas anatómicas que se adaptam às irregularidades da forma do osso, principalmente na zona de transição entre a epífise e a diáfise. Das placas de compressão, salientam-se três tipos principais: de compressão dinâmica tipo DCP, de compressão dinâmica de contacto limitado tipo LC-DCP e de compressão com bloqueio tipo LCP (placa compressão fechada), (Miller & Goswami, 2007), diferindo genericamente na área de contacto e forma de fixação.

Tal como referido atrás, a placa DCP possui furos ovais que permitem a compressão das partes quando se realiza o aperto dos parafusos. Este tipo de placa (Figura 3.19) permite diversas aplicações, desde o tratamento de fraturas a outras patologias que necessitem de compressão entre as partes, (Synthes[®], 2016; Wagner, 2003). Normalmente este tipo de placa pode ser removido ao fim de 15 a 18 meses, (Muller *et al.*, 1965).



Figura 3.19 – Placa de compressão dinâmica (DCP), (Synthes[®]).

No seguimento da utilização da placa tipo DCP, foi desenvolvida uma evolução da mesma (LC-DCP) (Figura 3.20), (Uthhoff *et al.*, 2006), designada por placa de compressão dinâmica com contacto limitado. Esta placa possui uma superfície de contacto com o osso em cerca de 50% menor do que a placa DCP, favorecendo a circulação sanguínea na zona da lesão onde a placa é comprimida pelos parafusos.



Figura 3.20 – Placa de compressão dinâmica contacto limitado (LC-DCP), (Synthes,®).

A placa de compressão com bloqueio (LCP), Figura 3.21, é caracterizada pela elevada estabilidade angular em combinação com a compressão interfragmentar. Esta placa é muito usada devido à sua elevada versatilidade relativamente à combinação de furos, e pela aplicação de parafusos de bloqueio roscados.



Figura 3.21 – Placa de compressão com bloqueio (LCP), (Synthes,®).

4 Fixadores Externos

Os sistemas de fixação externa são ainda muito usados em procedimentos cirúrgicos em ortopedia. A percepção do comportamento mecânico destes sistemas, assim como o desenvolvimento de mecanismos que possam representar ferramentas de melhoria na sua utilização, são aspetos importantes e enquadrados na investigação aplicada em biomecânica. Este capítulo descreve os trabalhos desenvolvidos a partir de um fixador externo da marca *Orthofix*[®], habitualmente utilizado em vários procedimentos cirúrgicos. Além do estudo do seu comportamento mecânico, com recurso a ferramentas numéricas e experimentais, apresenta-se o desenvolvimento de um sistema eletromecânico, acoplável ao fixador, que poderá vir a ser utilizado em vários contextos nomeadamente em situações em que o paciente se encontre com limitações de mobilidade própria.

4.1 Introdução

Apesar dos fixadores externos estarem a ser substituídos por outros dispositivos de fixação interna em diversos tipos de tratamento, estes sistemas de fixação externa continuam a ser ainda utilizados, em vários procedimentos cirúrgicos, tal como tratamento de fraturas expostas, no alongamento e transporte ósseo. Tal como descrito no ponto 3.1, os sistemas de fixação externa estabelecem a ligação entre o osso fragmentado, permitem a transferência de carga entre as partes e, reduzem os movimentos inter-fragmentares promovendo um ambiente favorável à cicatrização óssea (Cunningham, 2001). De facto, os micromovimentos no foco da fratura são determinantes para promover o crescimento do calo ósseo e controlar a regeneração óssea (Hente *et al.*, 2004).

Estes micromovimentos são habitualmente promovidos pela atividade física do paciente, que é aconselhado a fazer carga de modo controlado. É durante a locomoção, quando o paciente apoia o pé, que se promove a transferência de carga para o foco da fratura, promovendo, assim, os micromovimentos necessários à regeneração do osso. Contudo, este processo de introdução dos micromovimentos só é possível em indivíduos com capacidade de deambular. De facto, no caso de pacientes acamados ou com mobilidade reduzida, este modo natural não acontece, e pode dificultar a regeneração óssea, aumentando assim o tempo de tratamento. Nestes casos, a possibilidade de recorrer a um dispositivo biomecânico, que permita a introdução controlada de micromovimentos no foco da fratura pode ser determinante na reabilitação destes pacientes, reduzindo o tempo de recuperação. No contexto dos procedimentos cirúrgicos que envolvam a formação de regenerado ósseo, a identificação de consolidação óssea com resistência capaz de suportar o peso do corpo é importante, pois permitirá definir o momento em que os sistemas de fixação podem ser retirados. Esta identificação é feita normalmente com recurso a equipamento com emissão de radiação, como por exemplo radiografias simples, densitometrias ou tomografias. Assim, o desenvolvimento de ferramentas que permitam a identificação precoce desta fase de consolidação, com a diminuição de radiação, assume um claro interesse de aplicabilidade no âmbito da recuperação do paciente.

Este capítulo descreve o desenvolvimento de testes, e resultados, a partir de um sistema eletromecânico, que pretende contribuir para as duas necessidades atrás referidas: introdução de micromovimentos e identificação mais precoce da fase de consolidação do osso regenerado.

Além disso, o sistema eletromecânico que se apresenta pode também vir a desempenhar um papel importante numa utilização em contexto de alongamento ósseo, já que pode substituir a introdução manual do alongamento pelo paciente, automatizando este processo.

O protótipo do sistema eletromecânico que se apresenta está desenvolvido para utilização conjunta com um sistema de fixação externa monoplanar da marca *Orthofix*[®]. No entanto, o conceito que se apresenta é extrapolável para outro tipo de fixadores externos em que se verifique movimento linear.

4.2 Modelos Tíbia – Fixador Externo

Os desenvolvimentos que se apresentam consideram a simplificação de uma osteotomia da tíbia na sua zona central da diáfise, estabilizada com recurso a um fixador externo unilateral LRS (*Limb Reconstruction System*) da marca *Orthofix*[®], indicado numa ampla variedade de situações, tal como descrito no capítulo 3. Tendo como base este sistema de fixação externa, foram implementados dois modelos: um com características anatómicas, que recorre à geometria 3D de uma tíbia, outro apoiado numa geometria simplificada da tíbia. Ambos os modelos se baseiam no conjunto sistema de fixação-osso, não sendo considerados os tecidos moles.

4.2.1 Modelo Anatómico Tíbia - Fixador Externo *Orthofix*[®] (AN)

A Figura 4.1 ilustra o modelo do conjunto tíbia-fixador externo com características anatómicas.

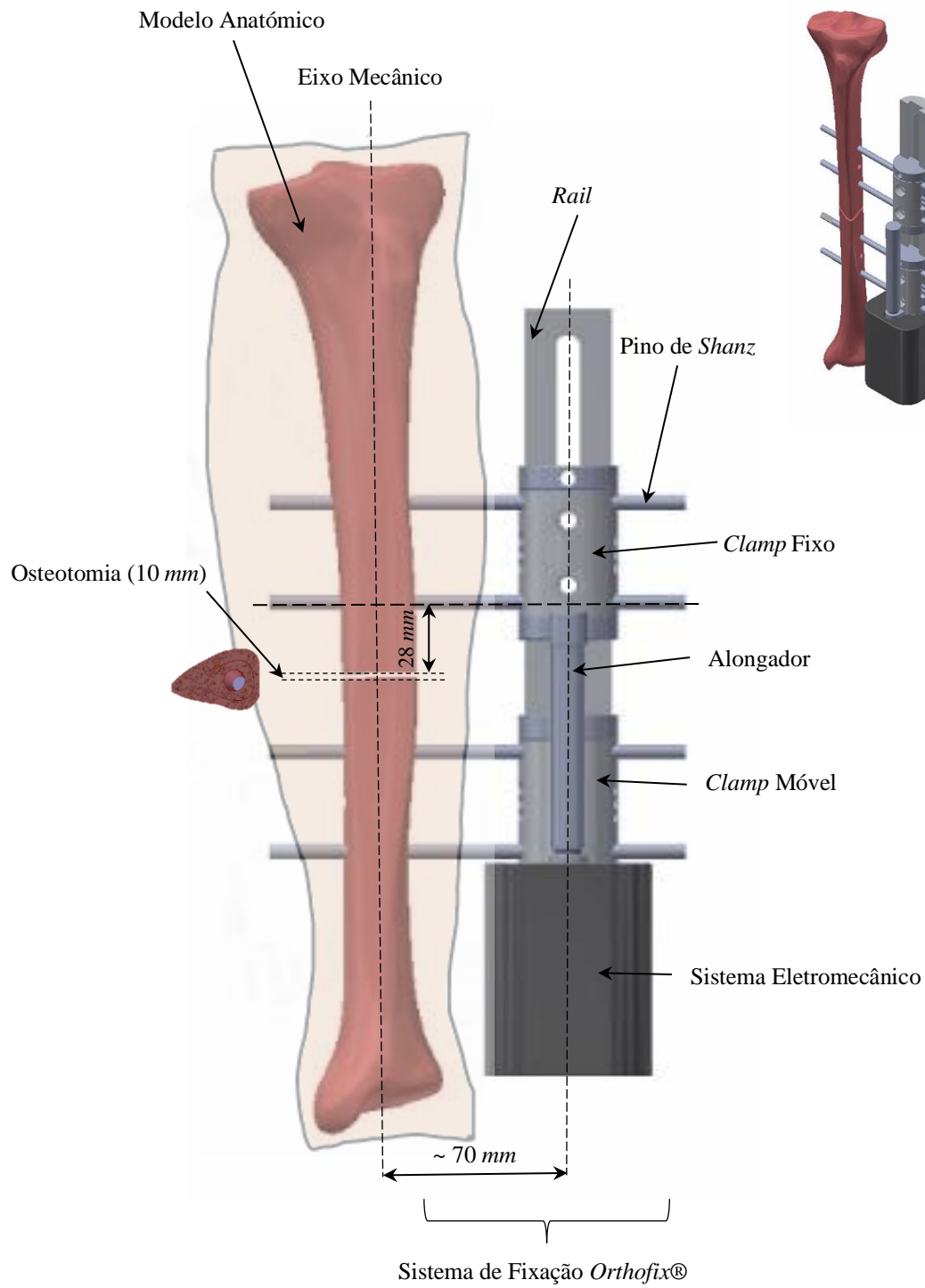


Figura 4.1 - Modelo anatómico tíbia – fixador externo.

Neste modelo é utilizada uma tíbia de quarta geração da marca *Sawbones*[®], cuja geometria tem a referência CAD #3401. O modelo considera as características mecânicas do osso cortical e trabecular como isotrópicas, tal como se apresenta na Tabela 4.1.

Ao modelo tridimensional da tíbia foi acoplado o fixador unilateral considerado, da marca *Orthofix*[®], e também o sistema eletromecânico que se descreve na secção 4.3. A geometria dos componentes mecânicos do fixador foi obtida por procedimentos de engenharia inversa, sendo considerados em liga de alumínio anodizado 7075 T6 (Sá, 2015)¹. A ligação entre o fixador e o osso é feita através de pinos de *Schanz* de 6 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento, habitualmente utilizados em pacientes adultos, em aço AISI 316L. A Tabela 4.1 apresenta as características mecânicas destes materiais.

Tabela 4.1 - Propriedades mecânicas do osso trabecular e cortical da tíbia *Sawbones*[®] e dos componentes de fixação.

Designação	Massa Volúmica [kg/m ³]	Módulo de <i>Young</i> [GPa]	Coefficiente de <i>Poisson</i>
Osso Trabecular, (Duda <i>et al.</i> , 2001)	300	0,7	0,20
Osso Cortical, (Duda <i>et al.</i> , 2001)	1800	17,0	0,30
Fixador <i>Orthofix</i> [®] LRS (AISI 7075 T6) ,(ASM International, 1998)	2810	72,0	0,33
Pinos de <i>Schanz</i> (AISI 316L), (ASM International, 1998)	8027	200,0	0,27

No presente estudo considera-se uma osteotomia perpendicular ao eixo mecânico do osso com uma abertura de 10 mm. O eixo do fixador está posicionado a uma distância de aproximadamente 70 mm do eixo mecânico da tíbia. Esta distância foi considerada com

¹ Dissertação de Mestrado, sob orientação da autora, com o título ‘Avaliação Experimental de um Sistema Integrado de Fixação Óssea’, realizada por Maria Margarida Lourenço e Sá, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra em julho de 2015.

base nos resultados de um trabalho experimental com vista à otimização do posicionamento dos pinos no mesmo sistema de fixação ², (Amaro *et al.*, 2019; R. Silva, 2017). Esta distância permite considerar o meio termo entre a aplicação do fixador numa criança e num adulto, observando a existência de tecidos moles para um adulto médio. A distância do pino de *Schanz* mais próximo da osteotomia é de 28 mm, esta informação foi considerada na sequência da troca de ideias com a equipa médica de apoio ao trabalho.

4.2.2 Modelo Simplificado Tíbia - Fixador Externo *Orthofix*® (PA6)

A Figura 4.2 ilustra o modelo simplificado do conjunto tíbia – fixador considerado neste estudo. Neste modelo, a tíbia anatómica substituída por um varão de poliamida, (PA6).

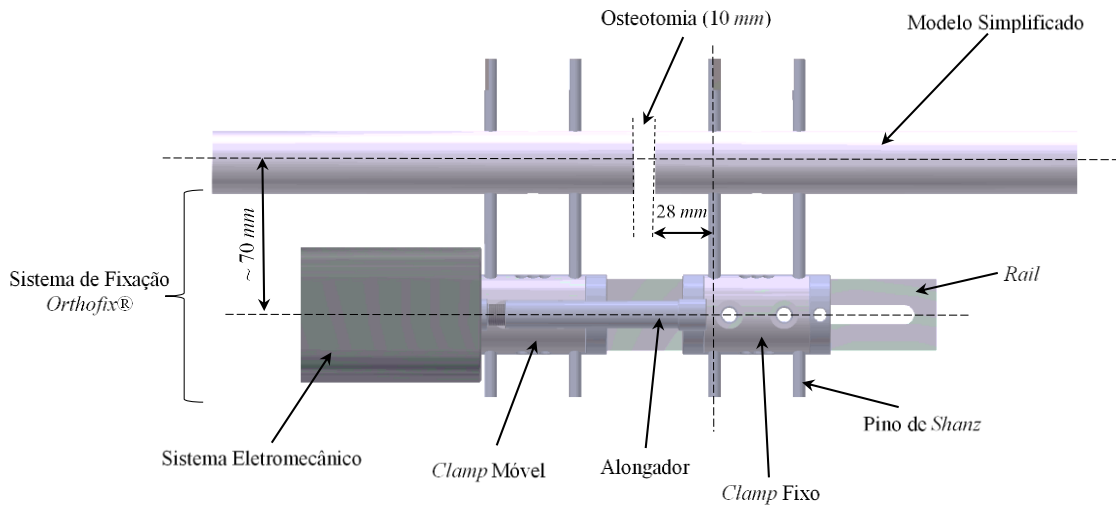


Figura 4.2 - Modelo simplificado tíbia – fixador externo *Orthofix*®

² Dissertação de Mestrado, sob orientação da autora, com o título ‘Estudo experimental comparativo do posicionamento dos componentes estruturais de um fixador externo’, realizada por Ricardo José Gomes Da Silva, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra em julho de 2017.

A substituição do modelo anatómico da tíbia por varão de poliamida (*PA6*), tem vindo a ser utilizada por vários autores (Gardner *et al.*, 1996; Padovec *et al.*, 2017; Sá, 2015). O recurso a esta simplificação permite uma fácil implementação do modelo, sendo adequado para uma análise preliminar. O modelo simplificado contempla dois varões de *PA6* com 30 mm de diâmetro e 200 mm de comprimento, onde é simulada uma osteotomia na zona central, tal como representado na Figura 4.2. Refira-se que também a norma *ASTM F1541-02*, publicada em junho de 2002 (ASTM, 2014), recomendada para ensaios nos vários tipos de fixadores, sugere a utilização de varão como geometria aproximada da tíbia. A Tabela 4.2 apresenta as características mecânicas do *PA6*.

Tabela 4.2 - Propriedades mecânicas da poliamida, *PA6*.

Designação	Massa Volúmica [kg/m ³]	Módulo de <i>Young</i> [GPa]	Coefficiente de <i>Poisson</i>
<i>PA6</i> , (ASM International, 1998)	1130	3,0	0,39

O afastamento do eixo do fixador relativamente ao varão de *PA6*, assim como a distância do pino de *Schanz* mais próximo da osteotomia são iguais às consideradas no modelo anatómico. A escolha da configuração designada por ‘AC-70’ teve como referência um estudo experimental comparativo do posicionamento dos componentes num fixador externo², (R. Silva, 2017). Neste estudo foram avaliadas diversas configurações, tendo o afastamento de 70 mm entre o fixador e o osso, codificado como configuração AC-70, evidenciado a rigidez adequada à utilização do fixador (Amaro *et al.*, 2019).

4.3 Sistema Eletromecânico

O sistema eletromecânico desenvolvido integra uma unidade de motorização e controlo eletrónico, acondicionada numa caixa³ projetada para o efeito, (Cruz, 2017). O sistema é acoplado à extremidade do *clamp* móvel do fixador, sendo o veio do motor acoplado ao parafuso sem-fim do alongador. O motor possui na sua extremidade um terminal sextavado, que engrena no alongador, permitindo o movimento axial do parafuso sem-fim que faz parte do alongador. Os componentes principais do sistema eletromecânico, estão representados na Figura 4.3.

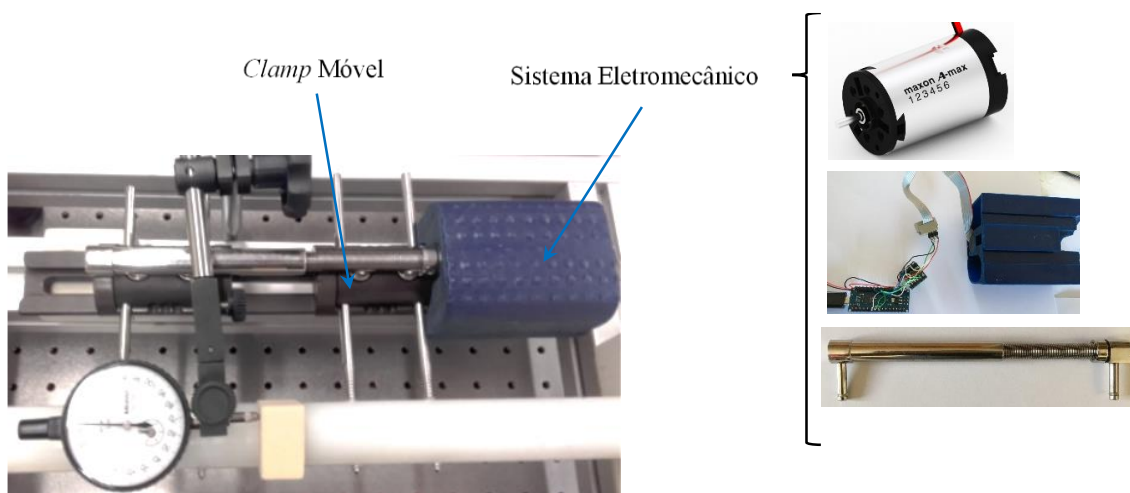


Figura 4.3 - Sistema eletromecânico acoplado ao fixador Orthofix®.

O sistema é composto por um micromotor da marca *Maxon*[®], com a referência *A-max 16, Precious Metal Brushes CLL, 2 Watt*, com diâmetro de 16 mm, que garante a indução do movimento axial, assim como o bloqueio de movimento, se o *clamp* móvel estiver solto. O

3 Dissertação de Mestrado, sob orientação da autora, com o título ‘Avaliação experimental da indução de micromovimentos para estimulação óssea, promovidos por um sistema eletromecânico acoplado a um fixador externo’, realizada por Rui Pedro Ferreira da Cruz, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra em julho de 2017.

micromotor é controlado através de uma unidade de comando desenvolvida na plataforma de programação *Arduino*[®]. O sistema eletromecânico é acionado eletronicamente podendo ser alimentado através de cabo ou de bateria, sendo também utilizado um *Encoder MR Type M, 32 CPT, 2/3 Channels* para o controlo posicional.

Além do micromotor, o *hardware* do sistema é composto por uma placa *Arduino*[®], uma placa de controlo *DRV8801* e todos os componentes de alimentação e transporte de sinal, nomeadamente os condutores elétricos e as baterias. A Figura 4.4 mostra a visualização destas placas e do circuito esquemático de ligação. A placa *DRV8801* da marca *Texas Instruments*[®] permite o controlo bidirecional de um micromotor *DC* em ponte, podendo ser implementado o circuito esquemático apresentado na Figura 4.4. A placa pode fornecer uma corrente contínua até 1 A, tolerando correntes de pico que poderão, por alguns segundos, alcançar valores de 2,8 A. Para alimentar o micromotor serão necessários 2 condutores ligados à placa *DRV8801*, que vão receber uma tensão de 12 V, entre os terminais “*VMM*” e “*GND*”. A passagem de corrente elétrica entre a placa e o micromotor é realizada através dos pinos “motor +” e “motor- “. Desta forma é possível o controlo do arranque, paragem, aceleração, desaceleração e deslocamento do micromotor.

Importa referir que o *software* de programação da placa *Arduino*[®] e o esquema elétrico da placa *DRV8801* foram desenvolvidos num trabalho realizado no âmbito da unidade curricular de projeto, da licenciatura em engenharia eletromecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (Tomás e Vargas, 2018)⁴.

4 ‘Estimulação Óssea Induzida por Micromovimentos’, Projeto da licenciatura em Engenharia Electromecânica. Instituto Politécnico de Coimbra – ISEC, 2018. Trabalho realizado pelos alunos Diogo Tomás e Jorge Vargas, com supervisão dos docentes Fernando Moita, do Departamento de Engenharia Electrotécnica e Luis Roseiro do Departamento de Engenharia Mecânica.

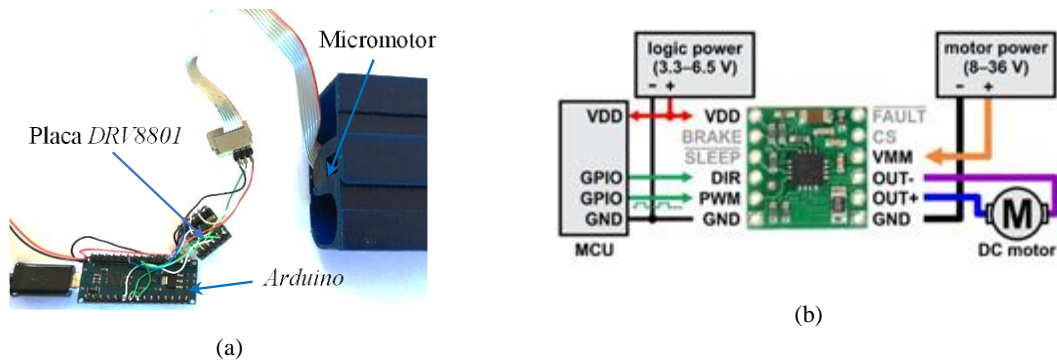


Figura 4.4 - (a) *Hardware* do sistema eletromecânico; (b) Circuito esquemático de ligação da placa *DRV8801* ³.

O micromotor (Figura 4.5) é alimentado através de uma bateria de 12 V, tendo uma velocidade de rotação máxima de aproximadamente 12 *rpm* para este valor de tensão. É possível consultar as restantes características do micromotor no Anexo B. Ao micromotor é acoplado um *encoder*, Figura 4.5 (b), que permite recolher dados relativamente à posição instantânea de fecho ou abertura do alongador, em comparação com o estado inicial do mesmo. Deste modo, é possível controlar variáveis como posição, ciclos de movimento, deslocamento e frequência. O controlo destas variáveis tem como base um conjunto discreto de posições, de 0 (posição inicial) a 27200 (posição de uma volta completa).

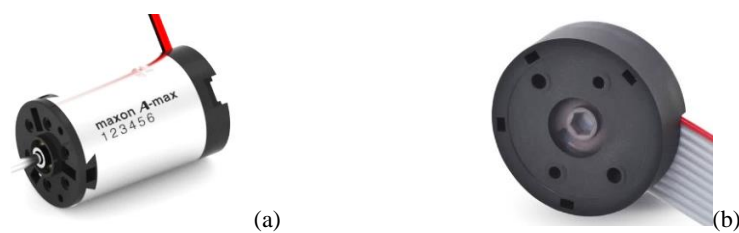


Figura 4.5 - Motor DC, (Maxon, 2014) e Encoder,(Maxon, 2019).

O *software* desenvolvido integra uma interface implementada através do programa *Azande*® e permite alterar alguns parâmetros, tal como velocidade e posição do motor, como se observa na Figura 4.6 (a). O sistema *Azande*®, permite, ainda o controlo de um

dispositivo incorporado, transmitindo informação entre o *hardware* e o *software*, e pode registar graficamente a evolução de um ou mais parâmetros em função do tempo, Figura 4.6 (b).

O programa implementado possibilita selecionar o tipo de movimento: abertura (movimento de recuo) ou fecho (movimento de avanço), escolher a velocidade linear do movimento, a distância a percorrer e o número de repetições a realizar.

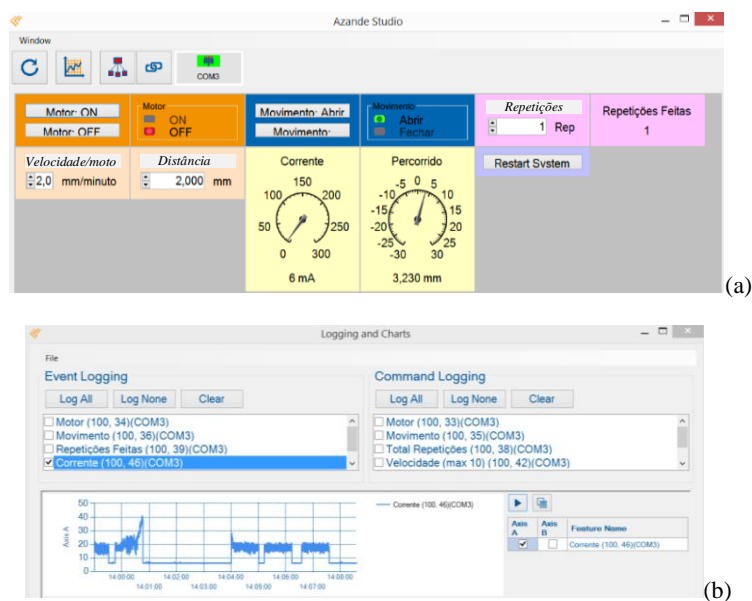


Figura 4.6 - (a) Interface de recolha de dados Azande[®],

(b) Registo de consumo de corrente ao longo do tempo.

Após a definição do tipo de movimento a efetuar é possível controlar a distância percorrida pelo alongador, a qual pode ser utilizada para extrapolar para o deslocamento na osteotomia. Além disso, pode ser selecionada a opção para visualizar graficamente a evolução temporal de corrente consumida pelo motor durante o movimento. Quando for acionado, o micromotor necessita de uma fonte de alimentação para garantir que possui energia suficiente para promover a rotação do veio e, assim, acionar o movimento linear do alongador. Este movimento tem associada uma resistência mecânica, que depende de vários

fatores, nomeadamente do atrito de deslizamento entre as várias superfícies, mas principalmente da resistência oferecida na osteotomia, um dos parâmetros a avaliar no presente estudo. Assim, o consumo de corrente do motor está diretamente relacionado com a resistência mecânica, podendo ser estrategicamente aproveitado para o controlo de diversos parâmetros. De facto, este aspeto é determinante no contexto do sistema desenvolvido. Após calibração do sistema eletromecânico, este pode ser acoplado ao modelo simplificado, ou ao modelo da tíbia anatómica, de modo a obter uma relação entre o deslocamento no *clamp* do fixador e o deslocamento na osteotomia. Deste modo é possível encontrar-se uma relação entre a rigidez do material na zona da osteotomia, e a energia que é necessária fornecer ao motor para garantir esse movimento.

4.4 Estudo Experimental

Este subcapítulo descreve a metodologia experimental considerada para a implementação do sistema eletromecânico desenvolvido. O posicionamento, e fixação dos elementos estruturais dos modelos, foram executados pela equipa médica de apoio a este trabalho, em contexto clínico simulado.

4.4.1 Modelo Experimental

Os componentes que compõem o fixador uniplanar *LRS* da *Orthofix*[®], permitem várias configurações devido à sua adaptabilidade, Figura 4.7. Os *clamps* são compostos por duas peças diferentes que permitem os apertos dos pinos de *Schanz*.

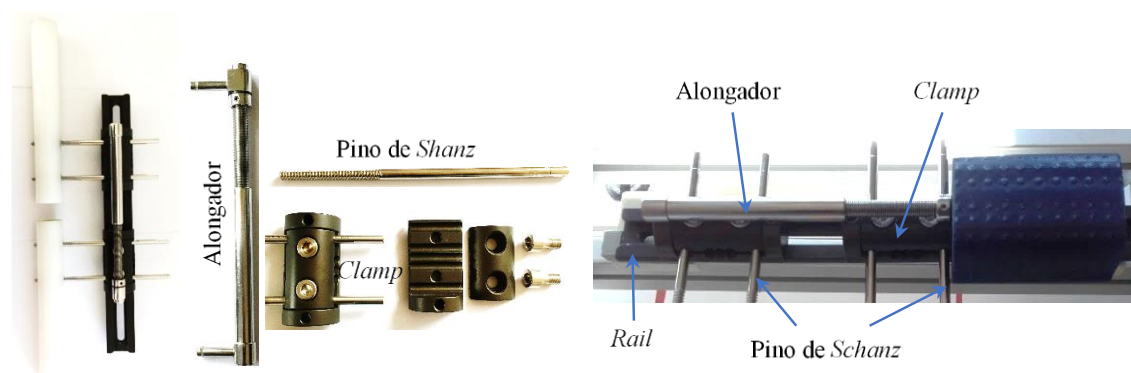


Figura 4.7 – Modelo experimental simplificado, componentes e montagem final.

Nesta montagem experimental são colocados dois *clamps* sobre o *rail* do fixador, um deles fixo e o outro móvel, Figura 4.8. Este tipo de fixador permite realizar uma fixação inicial e, posteriormente, colocar um dos *clamps* móvel e, assim, promover o movimento interfragmentar necessário na estimulação e/ou alongamento/transporte ósseo (Claes & Heigele, 1999; Duda *et al.*, 2001; Epari *et al.*, 2006; Goodship *et al.*, 1998; Goodship & Kenwright, 1985; Kenwright *et al.*, 1991; Vetter *et al.*, 2010).

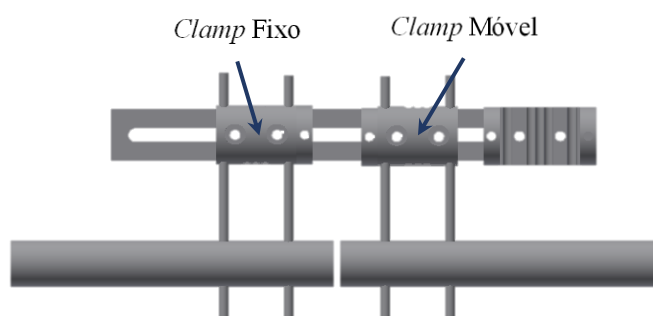


Figura 4.8 - Componentes fixos e móveis do fixador.

4.4.2 Montagem Experimental

O procedimento experimental incluiu o desenvolvimento de uma plataforma de suporte para os dois modelos considerados, construída em perfil de alumínio da marca *Minitec*[®] (30x30), que permite o ajuste posicional dos vários componentes. Esta estrutura de suporte para os testes pretende replicar de modo simplificado o posicionamento do membro inferior na posição horizontal. Inclui um apoio fixo, que representa a posição na zona de ligação com o joelho, e um apoio simples, que traduz a ligação com o pé, tendo função de guiar o movimento axial introduzido no conjunto.

As Figura 4.9 e Figura 4.10 apresentam a plataforma de ensaio para os dois modelos considerados, onde é possível identificar o posicionamento do fixador e do sistema eletromecânico, bem como os dois apoios para ancoragem do modelo simplificado e da tibia anatómica, respetivamente.

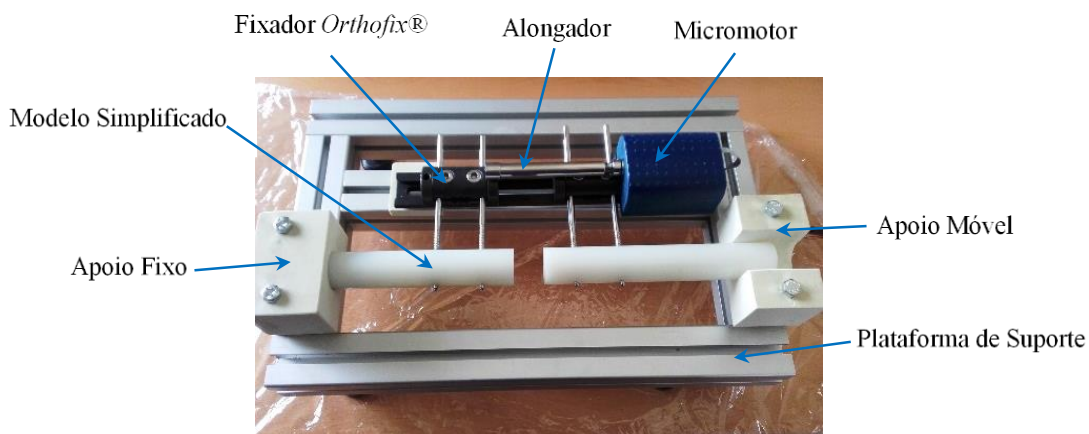


Figura 4.9 - Plataforma de ensaio horizontal com o modelo simplificado.

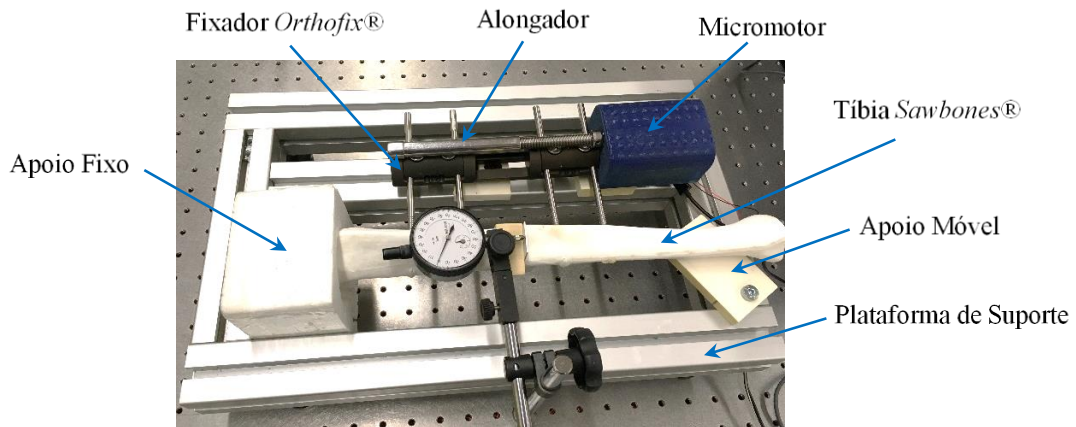


Figura 4.10 - Plataforma de ensaio horizontal com o modelo anatómico da tíbia.

4.4.3 Osteotomia e Materiais para Simulação do Osso Regenerado

A dimensão padrão da osteotomia (10 mm) foi garantida através de um calibre dimensional. A representação da Figura 4.9 e da Figura 4.10 mostra esta simulação da osteotomia numa fase inicial, isto é, sem a formação de osso regenerado. Esta situação permite implementar vários estudos associados à identificação do comportamento mecânico do conjunto fixador-osso, tal como será apresentado à frente. Estes estudos são importantes no contexto do sistema de fixação, no entanto, importa compreender o seu comportamento nas várias fases de desenvolvimento do osso regenerado. Deste modo, foram seleccionados e testados dois grupos de materiais, designados por ‘Silicone de Adição’ e ‘Blocos de Material *Sawbones*[®]’ em que a diferença nas suas características mecânicas, em especial na rigidez (que se traduz no módulo de *Young* à compressão), pretende representar as várias fases do crescimento do osso.

Silicone de Adição

O primeiro tipo de material utilizado é o silicone de adição da marca *Coltene*[®], com facilidade de manipulação, tendo-se optado pela identificação como *Putty* e o *Super Putty*, em que as suas características variam com a mistura (Figura 4.11).



Figura 4.11 - Tipos de silicone da marca *Coltene*[®].

(a) Silicone *Putty*, (b) Silicone *Putty Super Soft*.

Foram consideradas diversas misturas homogêneas, de acordo com as especificações do fabricante. Para cada mistura foram preparados os provetes para os ensaios mecânicos de tração e flexão (pelo menos 5 para cada teste), bem como para a avaliação da dureza, Figura 4.12. Os dois primeiros ensaios foram realizados com recurso à máquina de teste universal *Shimadzu AG-10* equipada com uma célula de carga de 5 kN associada ao *software TRAPEZIUM X*, utilizando o procedimento descrito na norma ASTM D638. Para avaliação da dureza recorreu-se ao equipamento *Instron - IRHD Automatic Operating Stand, Model:903*, segundo a norma ASTM-D2240 (ISO 686). Todos os ensaios foram realizados à temperatura ambiente.

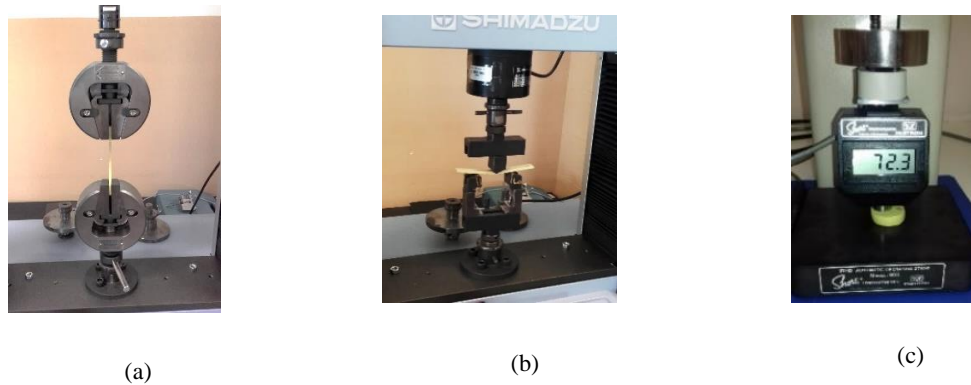


Figura 4.12 – Exemplos de ensaios experimentais às misturas de silicone de adição:

(a) – tração; (b) – flexão em 3 pontos; (c) - dureza.

Uma descrição mais detalhada das misturas testadas, dos procedimentos experimentais seguidos, cálculos efetuados e resultados pode ser encontrada no Apêndice 2. Dos ensaios realizados concluiu-se que a mistura com a composição 12 g de base e 8 g de catalisador seria a mais adequada para os ensaios experimentais, porque é a mistura que tem um desvio padrão mais baixo com dureza mais elevada. A Tabela 4.3 apresenta as principais características mecânicas obtidas para esta mistura.

Tabela 4.3 – Propriedades mecânicas do silicone *Putty*.

	Dureza [Shore A]	Resistência à Flexão [MPa]	Módulo de <i>Young</i> (Flexão) [MPa]	Tensão limite de Tração [MPa]	Módulo de <i>Young</i> (Tração) [MPa]
Silicone <i>Putty</i>	72 ($\pm 0,4$)	0,39 ($\pm 0,041$)	4,90 ($\pm 0,551$)	1,79 ($\pm 0,048$)	8,94 ($\pm 0,919$)

Blocos de Material *Sawbones*[®]

O segundo grupo de materiais considerado no estudo envolveu a escolha e preparação de blocos da marca *Sawbones*[®], (*Sawbones*[®], 2019), com massas específicas diferentes. De acordo com a marca, e seguindo o trabalho de diversos autores, estes materiais permitem simular de modo aproximado as características mecânicas no osso regenerado nas várias fases de crescimento do calo ósseo (Tan *et al.*, 2018), reproduzindo a variação de rigidez do calo ósseo. O material selecionado tem a designação indicada na Tabela 4.4, e possui

dimensões normalizadas, podendo ser aplicado na osteotomia para a realização de ensaios de avanço. Com estes ensaios pretende-se avaliar a capacidade do material quando sujeito a solicitações à compressão.

As propriedades dos materiais selecionados apresentam-se na Tabela 4.4, estando apresentados os dados do fabricante no Anexo C.

Tabela 4.4 – Características mecânicas dos materiais da *Sawbones*[®], (*Sawbones*[®], 2019).

Designação <i>Sawbones</i> [®]	Massa Específica [g/cm ³]	Resistência à Tração [MPa]	Módulo de <i>Young</i> (Tração) [GPa]	Resistência à Compressão [MPa]	Módulo de <i>Young</i> (Compressão) [GPa]	Coefficiente de <i>Poisson</i>
Block, Solid Foam, 10PCF (<i>Sawbones</i> [®] _10)	0,16	2,1	0,086	2,2	0,058	0,3
Block, Solid Foam, 15PCF (<i>Sawbones</i> [®] _15)	0,24	3,7	0,173	4,9	0,123	0,3
Block, Solid Foam, 20PCF (<i>Sawbones</i> [®] _20)	0,32	5,6	0,284	8,4	0,210	0,3
Block, Solid Foam, 30PCF (<i>Sawbones</i> [®] _30)	0,48	12,0	0,592	18,0	0,445	0,3
Block, Solid Foam, 40PCF (<i>Sawbones</i> [®] _40)	0,64	19,0	1,0	31,0	0,759	0,3
Block, Solid Foam, 50PCF (<i>Sawbones</i> [®] _50)	0,80	27,0	1,469	48,0	1,148	0,3

Os materiais da *Sawbones*[®] selecionados para simular o osso regenerado possuem uma rigidez, (rigidez expressa em módulo de *Young* à compressão), entre o tecido fibroso, o osso imaturo e o osso maduro, tal como se pode observar na Tabela 4.5. A Tabela 4.5 apresenta o valor da rigidez referido pelo fabricante *Sawbones*[®], comparando com as características ósseas das várias fases. Esta designação para as várias fases de regeneração óssea foi usada por vários autores (Ghiasi *et al.*, 2018; Zhao *et al.*, 2019) quando criaram modelos matemáticos para representar a forma de crescimento do calo ósseo. Estas propriedades já tinham sido usadas em alguns modelos numéricos (Isaksson *et al.*, 2006;

Lacroix & Prendergast, 2002). A *Sawbones*[®] indica a utilização destes materiais como alternativa ao osso cadavérico, por possuírem propriedades semelhantes, (*Sawbones*[®], 2019).

Tendo em conta estudos identificados na bibliografia aberta e as indicações da equipa médica de apoio ao trabalho, no caso de alongamento ósseo, devem-se introduzir micromovimentos (*Ghiasi et al.*, 2018; *Li et al.*, 2018) no foco da fratura alguns dias após cirurgia (10 a 12 dias), ou seja, quando o osso apresentar uma rigidez na ordem de 8 *MPa*, para acelerar a consolidação do regenerado. No caso de tratamento de uma fratura primária os micromovimentos devem ser introduzidos na fase de formação de calo ósseo. A partir desta posição, e até à constituição do osso maduro, osso com rigidez de cerca de 6000 *MPa*, os micromovimentos controlados podem ser introduzidos e serão benéficos para a aceleração da formação do osso regenerado. A Tabela 4.5 mostra estas duas fronteiras, em relação aos materiais *Sawbones*[®] considerados neste trabalho.

Tabela 4.5 - Propriedades dos materiais usados na osteotomia / fases do osso regenerado, (*Sawbones*[®], 2019; *Zhao et al.*, 2019).

	Rigidez [<i>MPa</i>]	
Tecido Fibroso	0,2	
<i>Sawbones</i> [®] 10	58	} Estimulação
<i>Sawbones</i> [®] 15	123	
<i>Sawbones</i> [®] 20	210	
<i>Sawbones</i> [®] 30	445	
<i>Sawbones</i> [®] 40	759	
Ossso Imaturo	1000	
<i>Sawbones</i> [®] 50	1148	
Ossso Maduro	6000	
Ossso Cortical	20000	

4.4.4 Montagem Experimental com Simulação de Osso Regenerado e Avaliação dos Deslocamentos

A montagem experimental final, que inclui a introdução do anel de silicone, ou material da *Sawbones*[®], a simular o osso regenerado, assim como a avaliação dos deslocamentos na osteotomia é apresentada na Figura 4.13 para o caso da versão com a tíbia simplificada. A avaliação do deslocamento na osteotomia, quando o movimento é induzido pelo micromotor, foi feita através de um comparador analógico da marca *Mitutoyo*[®], com uma precisão de medição de 1 μm , com a ponta de medição posicionada numa das faces do bloco da *Sawbones*[®]. Para calibração da plataforma de ensaio, foram realizados ensaios preliminares avaliando o deslocamento na zona da osteotomia, sem material, isto é, em vazio.

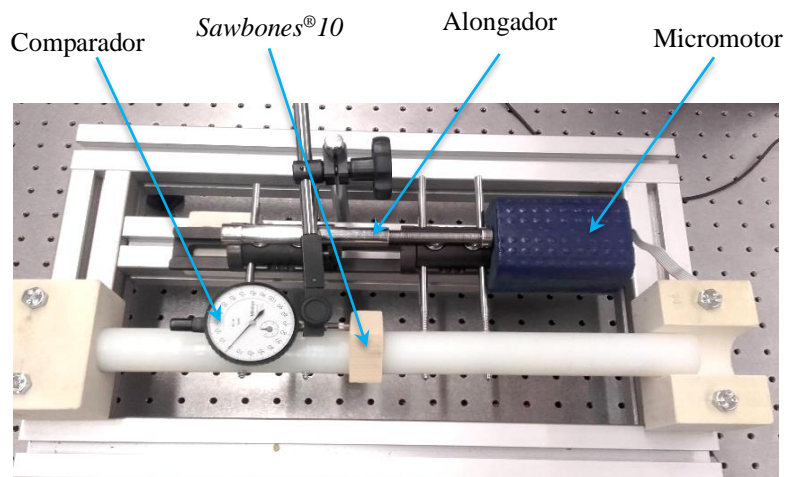


Figura 4.13 - Montagem horizontal aplicando material da *Sawbones*[®] na osteotomia com o comparador.

Este tipo de montagem permite avaliar a influência de aplicação de micromovimentos com deslocamentos impostos, para os diversos materiais aplicados na osteotomia, fixando a velocidade de avanço do micromotor em 2 mm/min , já usada anteriormente, (Hente *et al.*,

2004). Pretende-se avaliar o consumo de energia pelo micromotor (CEMotor) em situação de movimentos de avanço e recuo do material, de modo a obter uma relação entre a intensidade de corrente consumida pelo micromotor e a rigidez do material considerado. Os ensaios de avanço e recuo permitem avaliar a resposta do material a solicitações de compressão e tração, respetivamente.

Para os dois tipos de materiais foram realizados pelo menos cinco ensaios, de modo a garantir a repetibilidade e reprodutibilidade dos mesmos. Foram seleccionados três deslocamentos (1 mm; 1,5 mm; 2 mm), a impor na osteotomia, e avaliadas as curvas de tendência de cada tipo de material, bem como o CEMotor para cada ensaio. Os valores das distâncias seleccionadas encontram-se dentro das margens referidas por vários autores, que afirmam que devem ser aplicados movimentos de 1 mm por dia para a realização de estimulação, por forma a diminuir o tempo de recuperação (Claes *et al.*, 1997; Duda *et al.*, 2001; Gardner *et al.*, 1996; Kenwright *et al.*, 1991; Miramini *et al.*, 2016; Sigurdson *et al.*, 2011; Wehner *et al.*, 2010).

4.5 Resultados Experimentais

Esta secção descreve os resultados experimentais obtidos nas diversas simulações. Em primeiro lugar apresenta-se a caracterização do consumo do motor (CEMotor) em situação de vazio, assim como o comportamento com o silicone *Putty* na zona de osteotomia. Estes resultados preliminares foram realizados com recurso ao modelo simplificado. Posteriormente, apresentam-se os resultados com a introdução dos vários materiais da *Sawbones*[®], sendo que neste caso foram feitas simulações com os dois modelos, simplificado e anatómico da tíbia.

4.5.1 Consumo de Corrente do Micromotor em Vazio

O movimento do micromotor foi inicialmente caracterizado através de um conjunto de ensaios de avanço (**A**) e de recuo (**R**) em vazio, isto é, sem qualquer restrição ao seu movimento. A grandeza selecionada para caracterizar o micromotor foi CEMotor, quando o micromotor é colocado em movimento. A Figura 4.14 apresenta o consumo de energia ao longo do tempo (intensidade de corrente elétrica em mA), quando é realizado um movimento conducente ao avanço (2 mm) e ao recuo (2 mm), apresentando picos máximos de 21 mA e 17 mA , respetivamente. Estes ensaios foram realizados com o modelo simplificado, com uma velocidade de avanço constante, fixada em 2 mm/min .

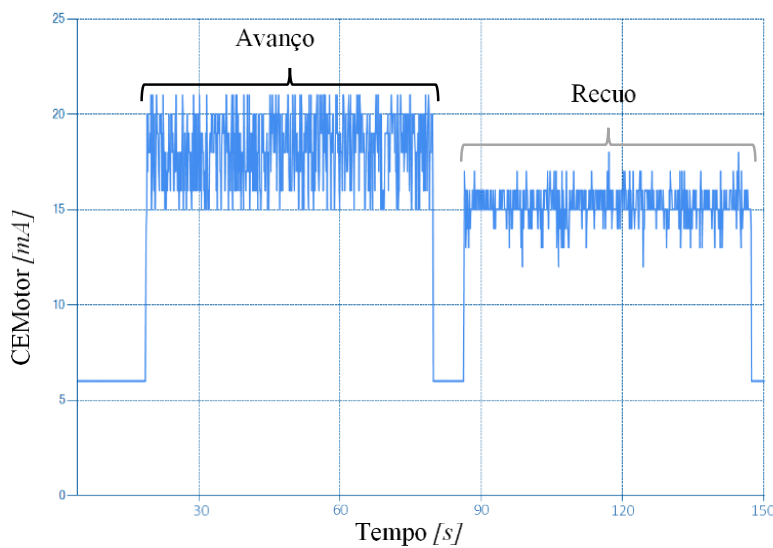


Figura 4.14 – Consumo de energia do micromotor (CEMotor) em vazio.

4.5.2 Ensaio - Micromotor/Plataforma Horizontal com Silicone *Putty*

Após a caracterização do CEMotor do micromotor em vazio, foram realizados testes introduzindo o silicone *Putty* na zona da osteotomia, por forma a oferecer alguma resistência ao movimento. Estes testes foram executados com recurso ao modelo simplificado colocado na montagem horizontal e, utilizando o comparador para avaliar o deslocamento na osteotomia, tal como se representa na Figura 4.15.

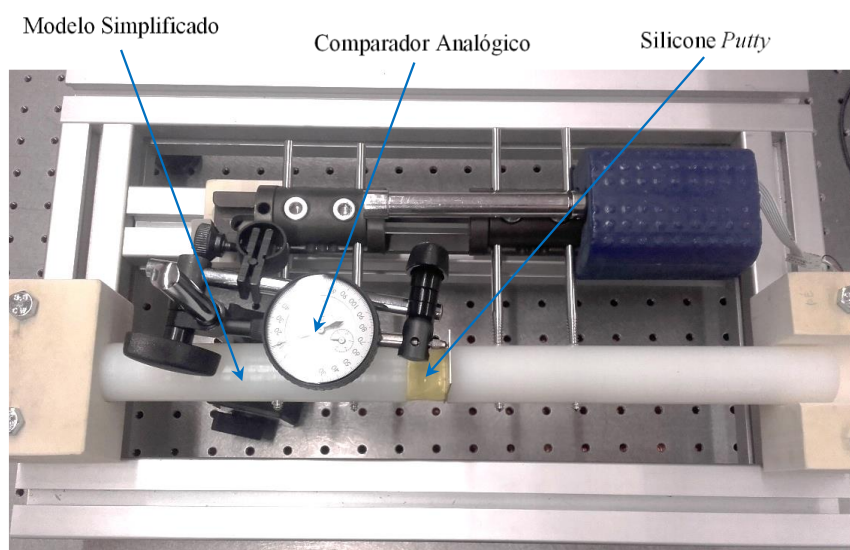


Figura 4.15 – Medição de deslocamento na osteotomia.

Os testes foram efetuados sempre pelo mesmo operador, em mais de cinco aquisições por cada caso, com imposição de uma velocidade de 2 mm/min , em conformidade com a velocidade utilizada para a avaliação do consumo de corrente do micromotor em vazio.

Para a realização destes testes foram consideradas as seguintes variantes:

A – Alongador: Apenas o alongador é considerado na montagem;

RC - *Rail* + *Clamps*: A montagem inclui o *rail* e os *clamps*;

RCp - *Rail* + *Clamps* + pinos: A montagem inclui o *rail*, os *clamps* e os pinos;

FPA6 – Fixador + PA6: A montagem inclui o fixador completo e o osso simplificado em PA6.

FPA6P – Fixador + PA6 + Putty: A montagem inclui o fixador completo, o osso simplificado em PA6 e silicone Putty colocado na osteotomia.

Os resultados estão representados na Figura 4.16, onde se apresenta a média do deslocamento máximo registado no comparador, assim como o respetivo desvio padrão.

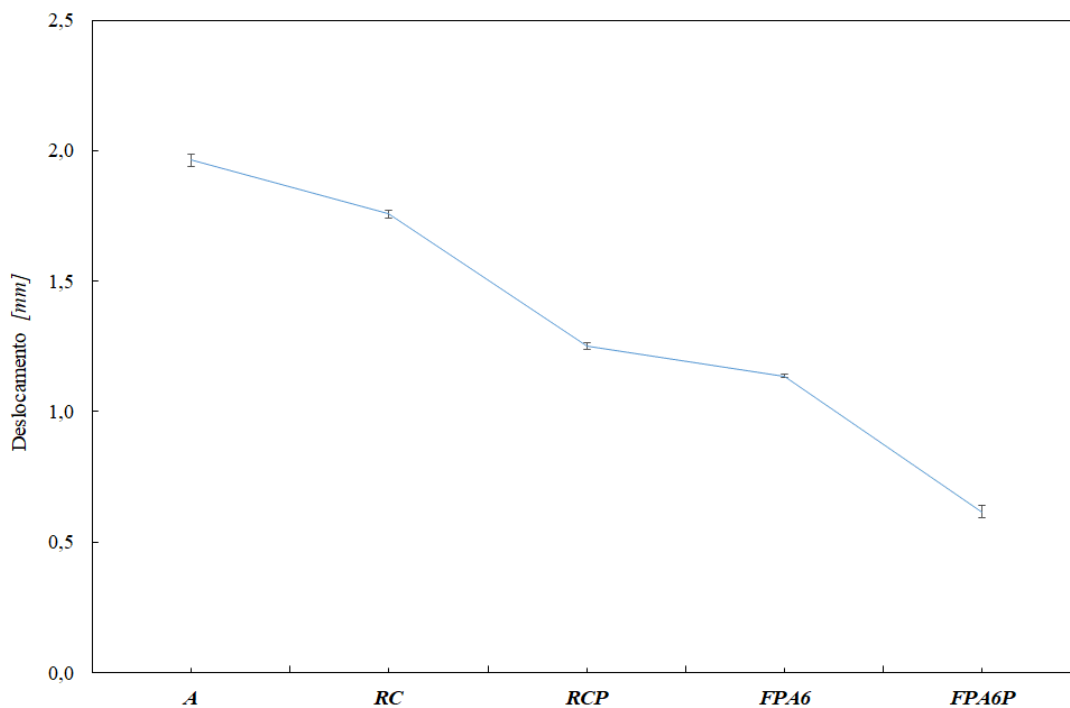


Figura 4.16 – Deslocamento / tipo de ensaio.

É possível observar que, à medida que são acrescentados componentes ao conjunto, o deslocamento da osteotomia diminui, devido ao aumento de atrito entre as superfícies em contacto, tal como descrito em (Amaro *et al.*, 2019). O atrito entre os componentes do fixador favorece o movimento de flexão do conjunto, que leva à diminuição do deslocamento na osteotomia. Quando se adiciona material na osteotomia, neste caso silicone Putty, este deslocamento também diminui.

Os resultados apresentados na Tabela 4.6 permitem avaliar quantitativamente o CEMotor em situação de avanço e recuo (2 mm), em cada uma das situações anteriormente descritas, bem como a percentagem do deslocamento imposto no micromotor (2 mm) que é transferida para a osteotomia (comparador).

Tabela 4.6 – CEMotor e percentagem de deslocamento na osteotomia.

	Deslocamento na Osteotomia $D_{ost} [mm]$	Avanço $CEMotor_{(max)} [mA]$	Recuo $CEMotor_{(max)} [mA]$	$[D_{ost} / 2] \cdot 100$ [%]
<i>A</i>	1,96 ($\pm 0,025$)	22	17	98%
<i>RC</i>	1,76 ($\pm 0,015$)	25	20	88%
<i>RCp</i>	1,25 ($\pm 0,013$)	22	17	63%
<i>FPA6</i>	1,14 ($\pm 0,006$)	25	20	57%
<i>FPA6P</i>	0,62 ($\pm 0,025$)	43	30	31%

A Figura 4.17 apresenta o CEMotor, comparando duas situações: *FPA6* e *FPA6P*. Observa-se que no caso do *FPA6* o CEMotor é constante quando se efetua avanço ou recuo, com um valor médio de 15 mA no caso do recuo e 20 mA para o avanço. No entanto, o consumo mostra uma tendência exponencial à medida que se realiza o avanço ou recuo, devido à adição de componentes ao conjunto total.

Na Figura 4.17 (b) verifica-se que, como existe uma rigidez na osteotomia, o micromotor aumenta o seu consumo até o deslocamento imposto ser alcançado. Contudo, quando realizado o movimento de recuo existe um ‘pico’ inicial para vencer o contacto devido ao atrito entre o *clamp* e o *rail* do fixador, sendo que após curto período o consumo estabiliza. Isto significa que quando se realiza avanço o consumo aumenta relativamente a uma situação de recuo, dado que o contacto entre as superfícies diminui.

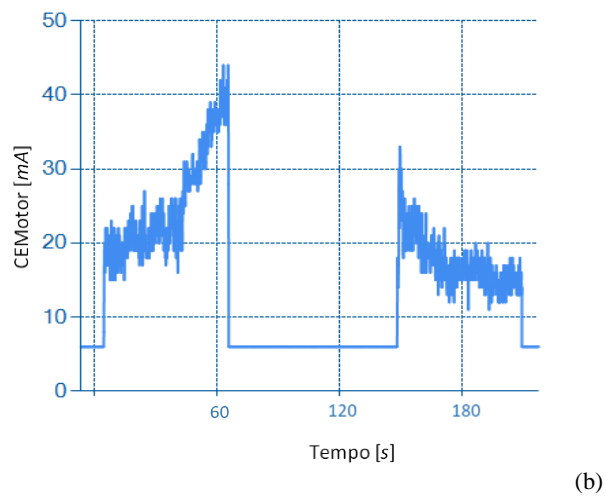
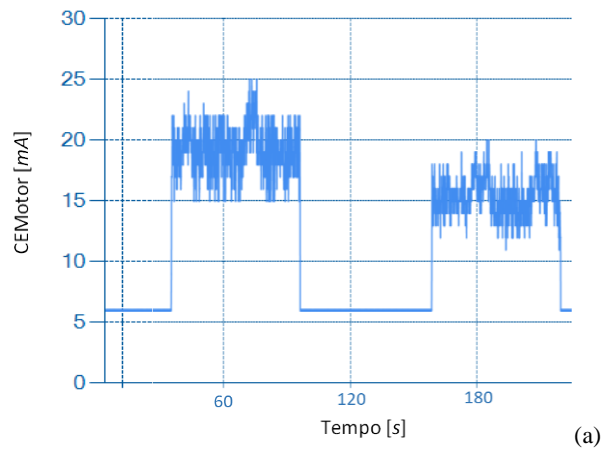


Figura 4.17 - Consumo de energia do micromotor [mA],

(a) FPA6, (b) FPA6P.

Na Tabela 4.7 são apresentados os valores médios do deslocamento medido no alongador, considerando a velocidade de avanço do micromotor de 2 mm/min . Foram ainda considerados deslocamentos impostos entre $0,5\text{ mm}$ e 2 mm . O deslocamento no alongador foi avaliado com o comparador, posicionado na extremidade do alongador e sem material na osteotomia.

Tabela 4.7 – Deslocamento imposto / deslocamento no alongador(sem material na osteotomia).

Avanço do micromotor	Deslocamento imposto [mm]	Deslocamento no alongador [mm]	Desvio Padrão
v=2 mm/min	0,5	0,47	0,0036
	1,0	0,99	0,0022
	1,5	1,44	0,0104
	2,0	1,96	0,0248

O deslocamento que ocorre no alongador quando se varia o deslocamento imposto no micromotor seguiu uma tendência linear, Figura 4.18. A reta de tendência, obtida por regressão linear permite prever o deslocamento no alongador quando se impõe qualquer tipo de deslocamento no micromotor, sabendo que se obtém uma perda de 2% devido ao atrito existente entre as superfícies da rosca do alongador. Quando é adicionado o *clamp* ao conjunto, *RC* (Figura 4.18), o comportamento continua a ser linear, apesar do deslocamento diminuir devido ao aumento das perdas por atrito.

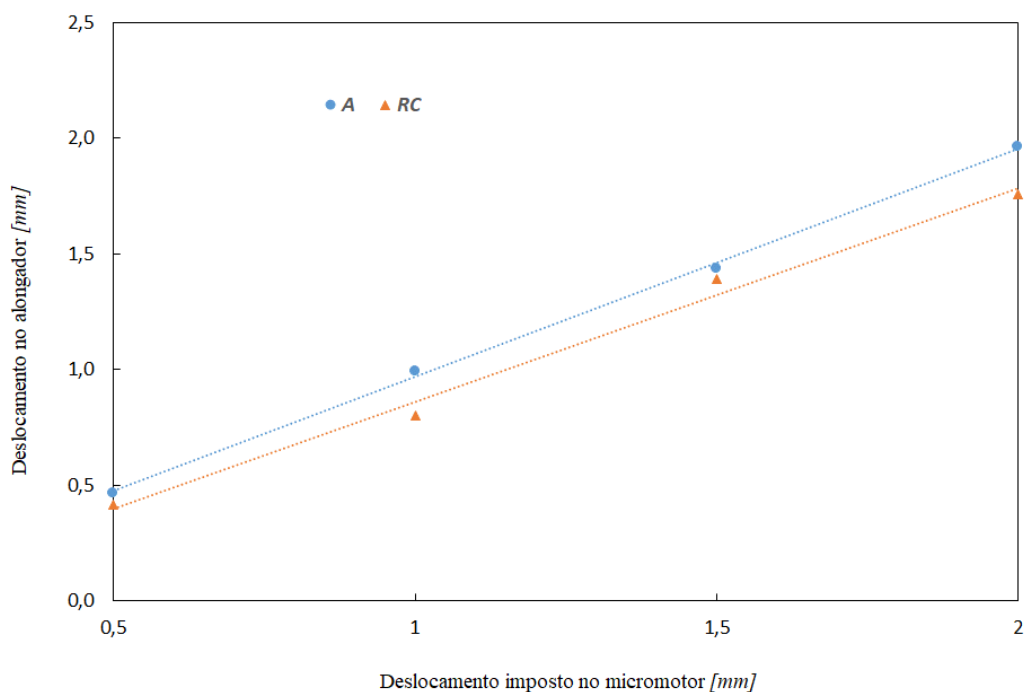


Figura 4.18 – Relação entre o deslocamento no alongador e o deslocamento imposto no micromotor:

A – Alongador e *RC* - Rail + Clamps.

Estes resultados mostram uma perda entre 20% e 30% do CEMotor, consequência das forças de atrito entre as superfícies de contacto, nomeadamente entre as superfícies dos filetes das roscas do alongador, e entre as superfícies do *clamp* móvel e o *rail* do fixador. Além disso, o efeito de flexão do conjunto altera a linearidade do movimento de compressão e tende a ampliar o efeito das perdas, o que está em conformidade com (Bisaccia *et al.*, 2016).

Quando é adicionado material na osteotomia (silicone *Putty*), o deslocamento é aproximadamente 31% do valor imposto no micromotor. Contudo, é interessante salientar que apesar de o deslocamento interfragmentar diminuir, o valor de CEMotor atinge um valor máximo de 40 mA.

4.5.3 Ensaios - Micromotor/Plataforma Horizontal com material *Sawbones*[®]

No seguimento dos testes iniciais, e da interpretação dos resultados obtidos com o silicone *Putty*, foram implementados os ensaios com os diferentes materiais da *Sawbones*[®], com o intuito de se simular o osso regenerado. Neste caso foram implementados ensaios experimentais, tanto com o modelo simplificado (*PA6*), como com o modelo anatómico (*AN*) da tibia. A montagem horizontal e o comparador da secção 4.5.2 foram utilizados para avaliar o deslocamento na osteotomia, tal como se apresenta na Figura 4.19.

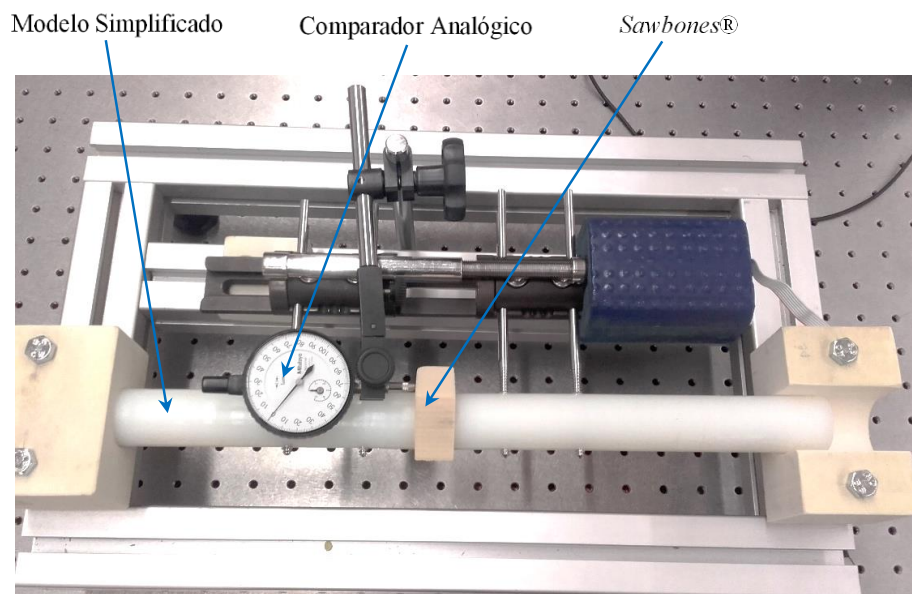


Figura 4.19 – Montagem experimental com modelo simplificado / *Sawbones*®.

O deslocamento do alongador quando se varia o deslocamento imposto no micromotor segue uma tendência linear. A Figura 4.20 apresenta este comportamento linear, comparando os materiais *Sawbones*®10 (*S10*) e *Sawbones*®20 (*S20*), tanto para a montagem simplificada (*PA6*), como para a montagem com a tíbia anatómica (*AN*). Observa-se que o declive da reta do material *Sawbones*®10 é superior quando comparado com o *Sawbones*®20. Estes resultados mostram que, tal como esperado, quanto mais rígido for o material, menor será o deslocamento da osteotomia nas mesmas condições de ensaio, isto é velocidade, potência do micromotor e deslocamento imposto.

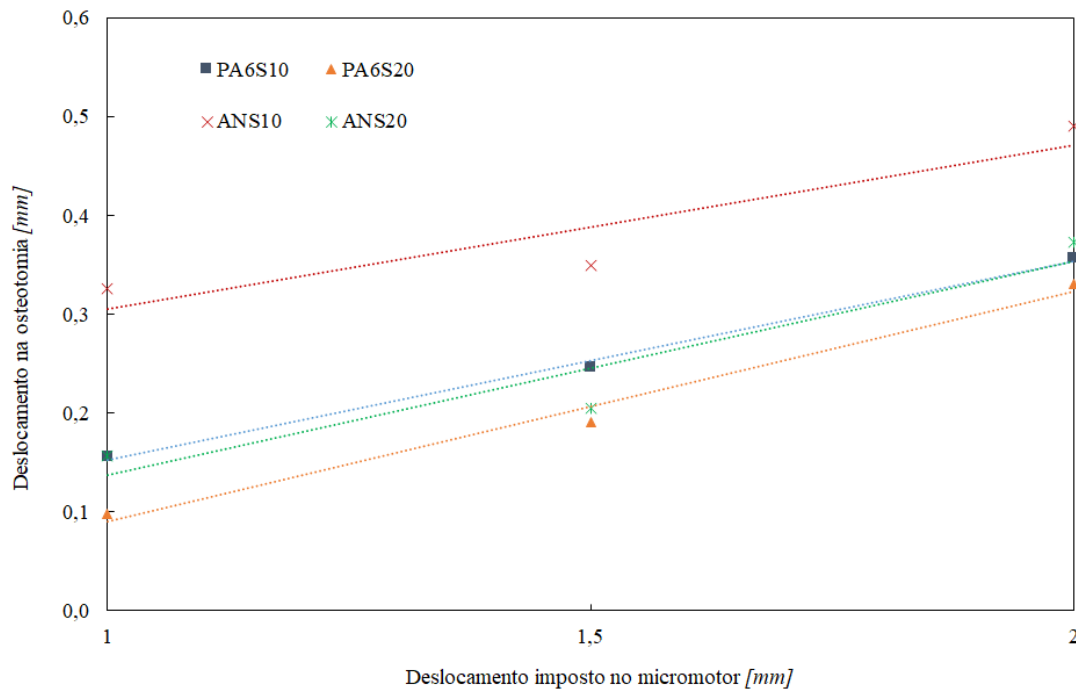


Figura 4.20 – Exemplo de deslocamento na osteotomia usando os materiais *Sawbones*[®]10 (S10) e *Sawbones*[®]20 (S20) nos dois modelos.

Comparando o comportamento dos vários tipos de material *Sawbones*[®] (10, 15, 20, 30, 40, 50), Figura 4.21 para o modelo simplificado (PA6), e Figura 4.22 para o modelo anatómico (AN), observa-se que o deslocamento na osteotomia diminui com o aumento da densidade do material, isto é, o deslocamento na osteotomia diminui com o aumento da rigidez do material da osteotomia, o que está em linha com os resultados obtidos com o silicone *Putty*. Observa-se, ainda, que para os materiais menos rígidos, o declive da reta nos ensaios com imposição de deslocamento de 1,5 mm é superior ao declive para 2 mm. No entanto, para os materiais mais rígidos o consumo é semelhante, visto que, com o aumento de rigidez do material é mais difícil realizar o deslocamento.

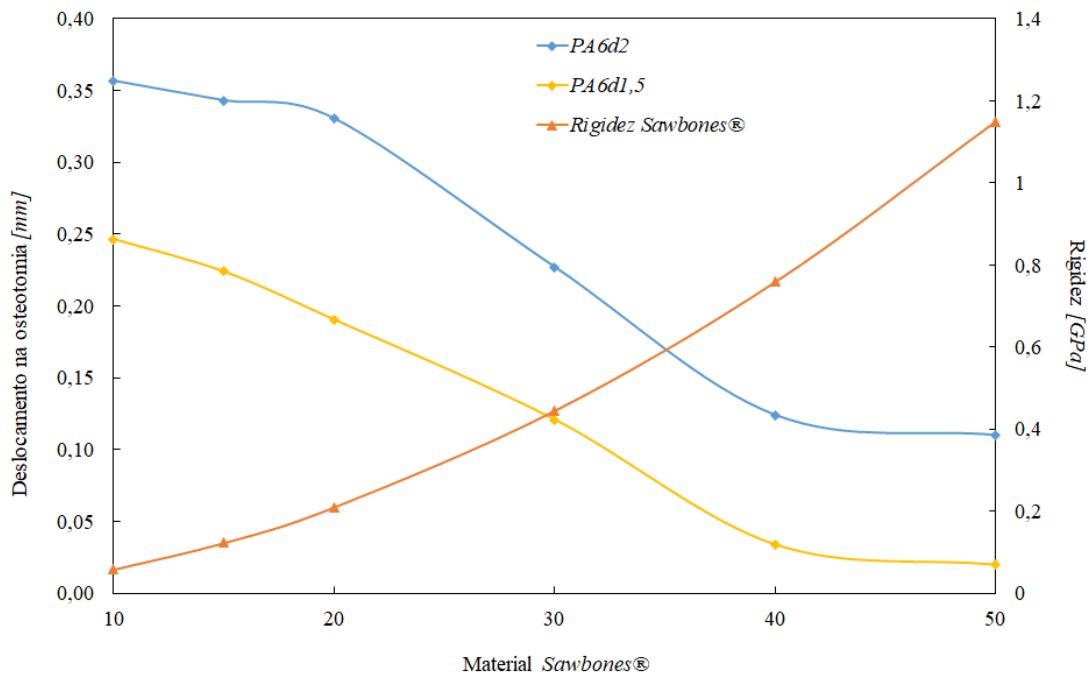


Figura 4.21 – Variação do deslocamento com a rigidez do material na osteotomia, modelo (PA6).

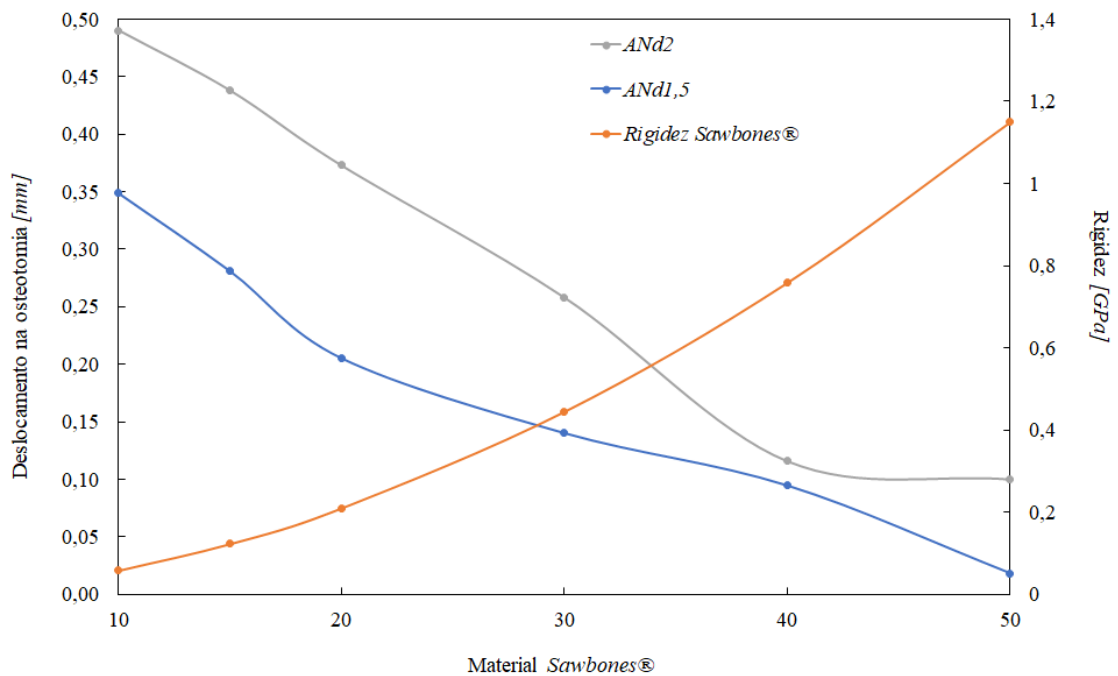


Figura 4.22 – Variação do deslocamento com a rigidez do material na osteotomia, modelo (AN).

Estes resultados permitem confirmar que à medida que a rigidez da osteotomia aumenta, a descarga da força entre o osso e o fixador é diferente, estando em linha com o trabalho de (Glatt *et al.*, 2016, Glatt *et al.*, 2017; Li *et al.*, 2018).

Os resultados relativos ao consumo de energia pelo micromotor estão ilustrados, nas Figura 4.23 e Figura 4.24 para o modelo simplificado e para o modelo anatómico, respetivamente.

A observação destas curvas mostra que existem variações no consumo de energia pelo micromotor, embora as curvas de consumo sejam semelhantes.

De salientar que em avanço (2 mm) o consumo tem um máximo de 75 mA para o material *Sawbones*[®]10 (Figura 4.23) e 90 mA para o material *Sawbones*[®]20. O mesmo acontece no recuo com um máximo de 58 mA e 70 mA para *Sawbones*[®]10 e *Sawbones*[®]20, respetivamente.

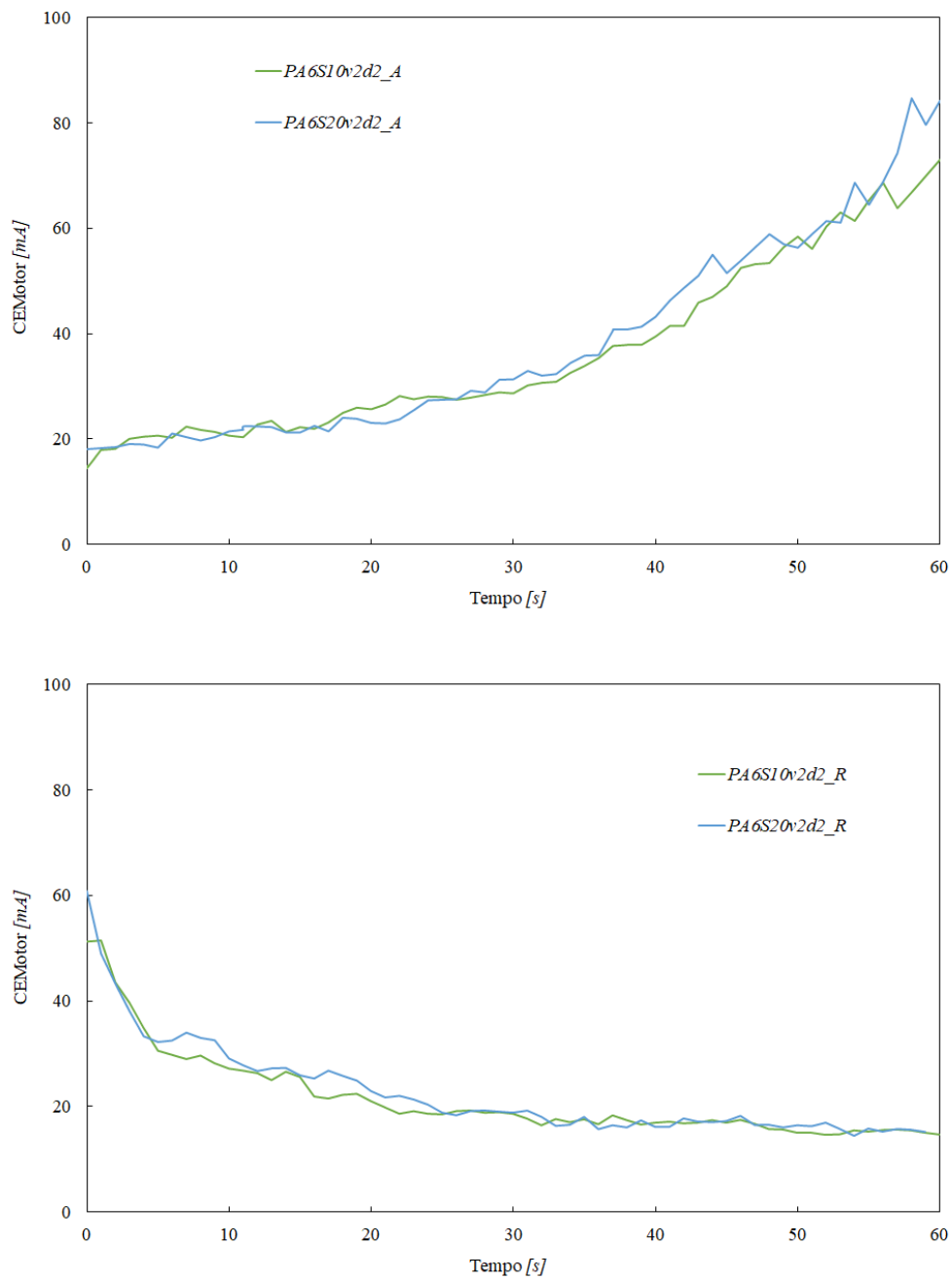


Figura 4.23 – Consumos de energia pelo micromotor variando o material *Sawbones*[®], **PA6**, no movimento de avanço e recuo.

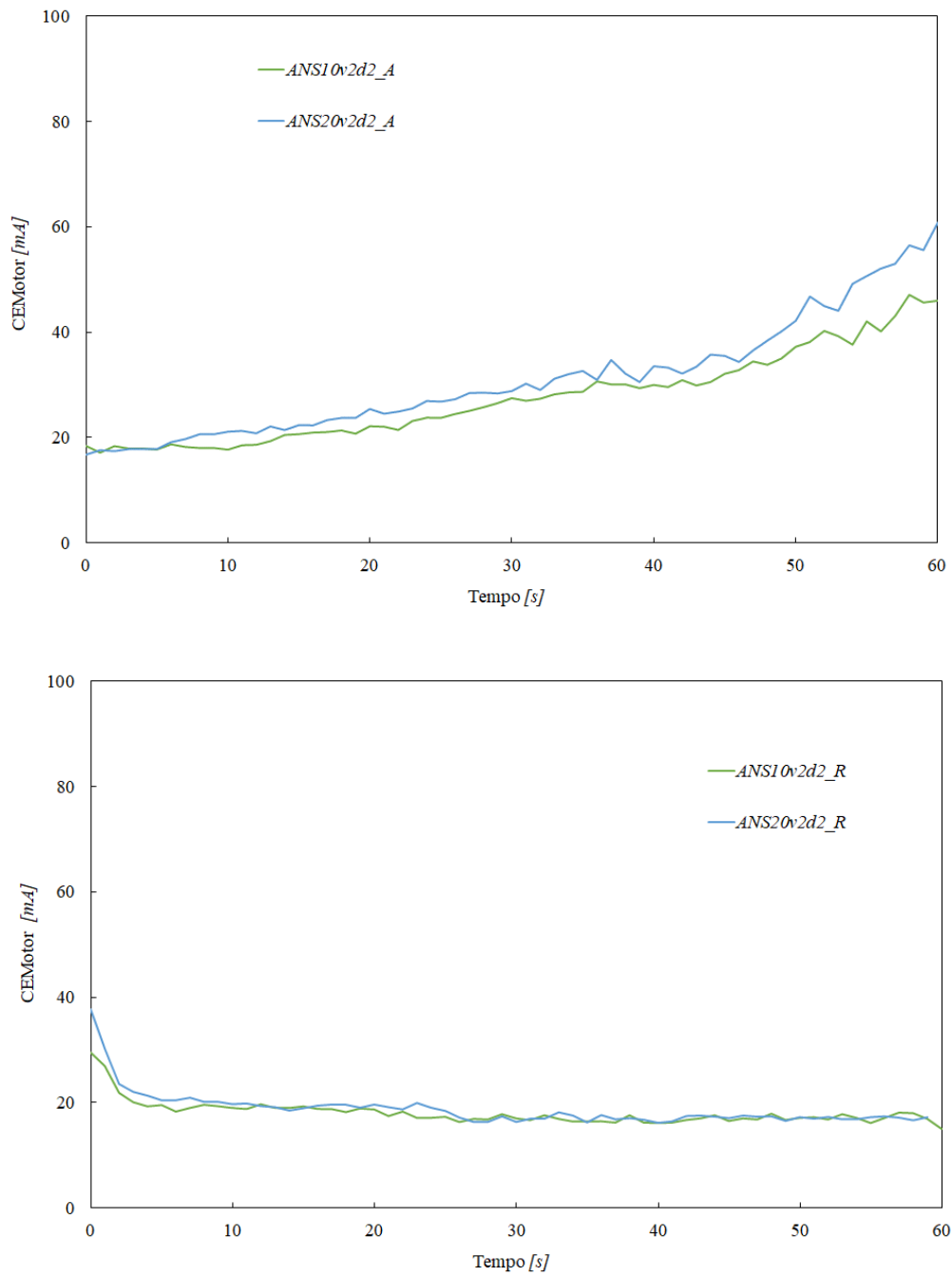


Figura 4.24 – Consumos de energia pelo micromotor variando o material *Sawbones*[®], AN, no movimento de avanço e recuo.

Na Figura 4.25 observa-se que o consumo de energia do micromotor é superior para o caso do movimento de avanço quando comparado com o movimento de recuo. Contudo, o declive das retas é semelhante, embora aumente ligeiramente no avanço.

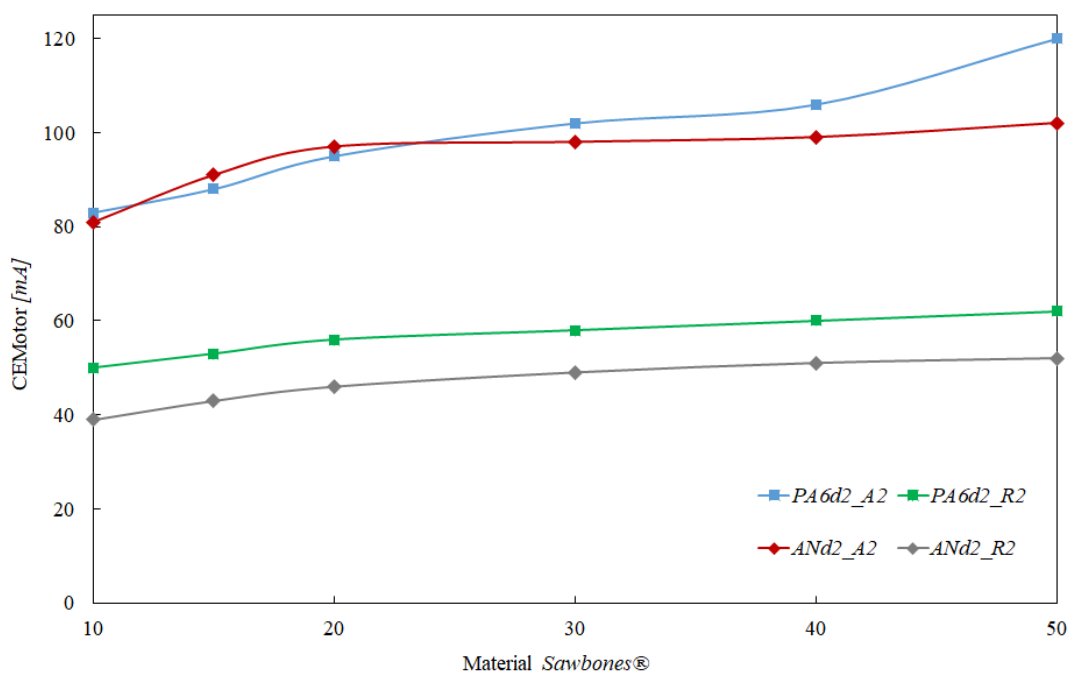


Figura 4.25 –Relação entre CEMotor e tipo de material *Sawbones*® na osteotomia.

No sentido de verificar a relação entre o consumo de energia do micromotor, e o material colocado na zona de osteotomia, foi registado o tempo necessário para atingir o deslocamento pretendido, considerando que o passo da rosca do parafuso acoplado ao fixador é de 1 mm, e a velocidade imposta de 2 mm/min. Os ensaios realizados e respetivos tempos, são apresentados na Tabela 4.8, sendo os valores iguais para o modelo simplificado e anatómico. Os resultados da Tabela 4.8 mostram que se pode obter o tempo despendido em cada movimento do micromotor, conhecendo a velocidade imposta, assim como o deslocamento pretendido.

Tabela 4.8 – Tempo de ensaio/ material.

$v = 2\text{mm/min}$	tempo (s)		
	2 mm	1,5 mm	1 mm
<i>Sawbones</i> ®10, <i>Sawbones</i> ®15, <i>Sawbones</i> ®20, <i>Sawbones</i> ®30, <i>Sawbones</i> ®40, <i>Sawbones</i> ®50	61	45	31

Na apresentação dos próximos resultados é considerada a seguinte notação:

$$\{PA6 ; AN\} S_i v_j d_k \quad (4.1)$$

onde **PA6** e **AN** identificam o modelo considerado. O índice *i* pode assumir os valores 10, 15, 20, 30, 40, 50 e representa o tipo de material *Sawbones*[®], o índice *j* representa a velocidade imposta no micromotor e o índice *k* o deslocamento imposto no micromotor (1; 1,5; 2).

Os valores máximos de consumo da intensidade de corrente pelo micromotor ao longo dos vários ensaios são apresentados na Tabela 4.9. Da Tabela 4.9 verifica-se que o valor máximo aumenta com a rigidez do material. O valor máximo de consumo de corrente foi obtido a partir de todos os dados recolhidos para cada ensaio. O material *Sawbones*[®]20, apresenta um aumento de 12,6% de intensidade de corrente, mas, quando se recorre ao *Sawbones*[®]40 o aumento é de cerca de 10,4%, relativamente ao *Sawbones*[®]20.

Tabela 4.9 – Registo da intensidade de corrente máxima e mínima.

	CEMotor _(max) [mA]	CEMotor _(min) [mA]
PA6S _{10V2d2}	83	13
PA6S _{20V2d2}	95	15
PA6S _{40V2d2}	106	15
ANS _{10V2d2}	81	15
ANS _{20V2d2}	97	15
ANS _{40V2d2}	99	15

Na Figura 4.26 observa-se que é possível relacionar a rigidez do material colocado na osteotomia para simular o estado do calo ósseo, com o consumo de energia do micromotor. Os resultados permitem indicar que quanto menos rígido é o material na osteotomia, menor será o consumo de energia do micromotor. As curvas de cada material, possuem leis muito

semelhantes, podendo indicar que o comportamento entre os vários materiais aplicados na osteotomia, possui uma tendência linear quando se varia o deslocamento.

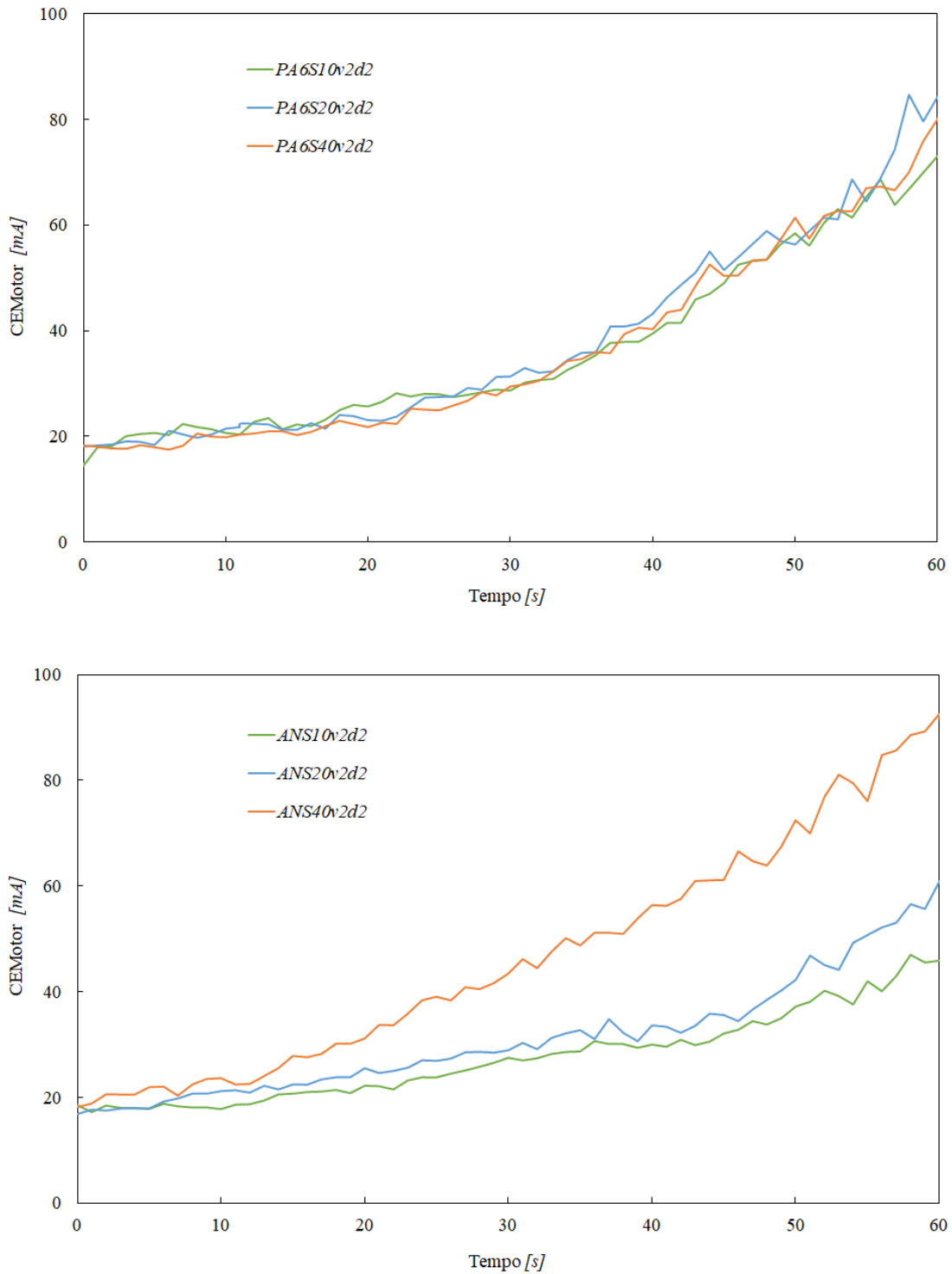


Figura 4.26 – Consumo de corrente com variação do material, para o PA6 e AN.

Na Figura 4.27 é apresentada a variação da intensidade de corrente consumida pelo micromotor, considerando o mesmo tipo de material na osteotomia, mas com a alteração do deslocamento imposto.

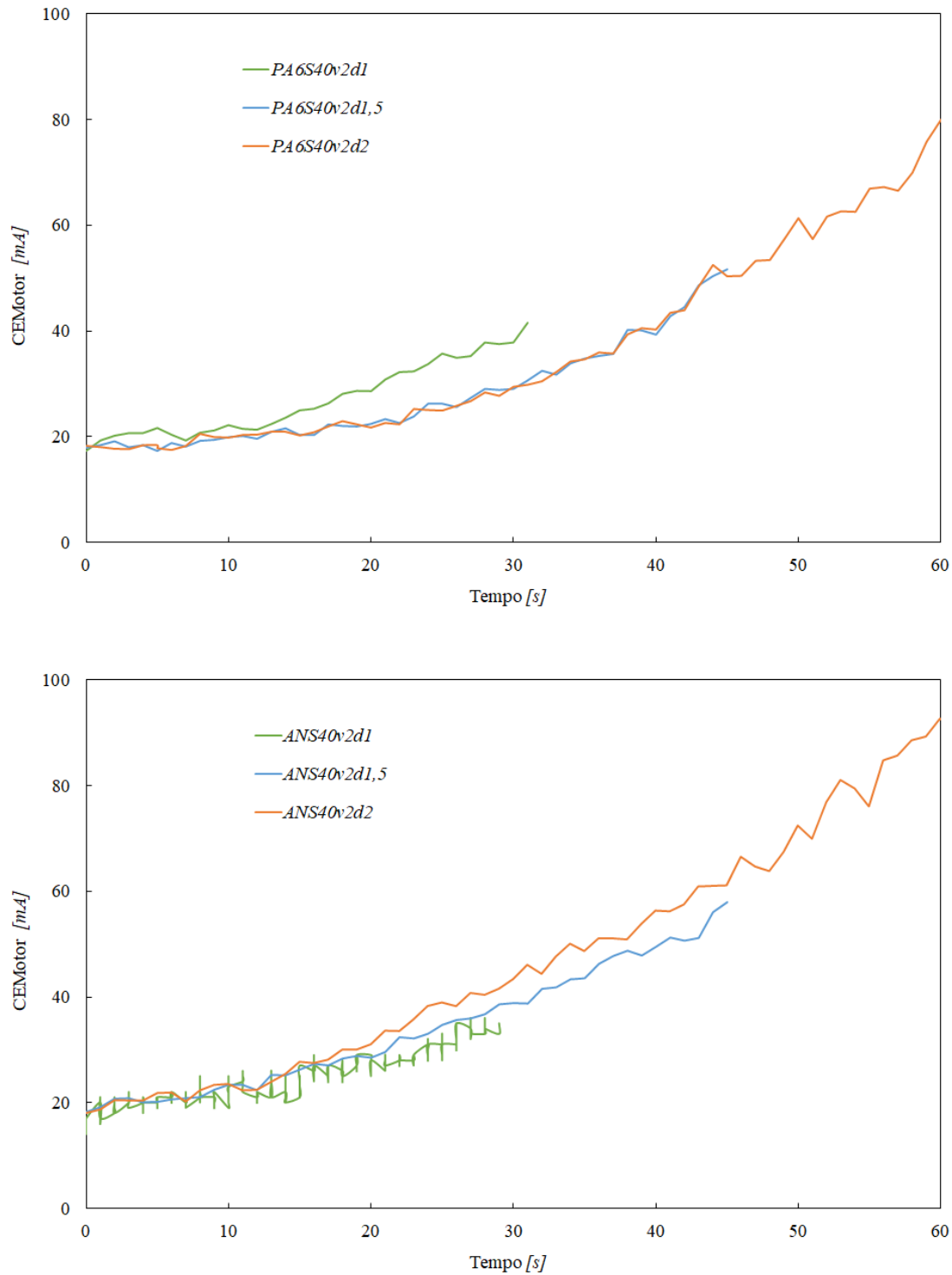


Figura 4.27 – Consumo de corrente com distâncias diferentes em avanço, PA6 e AN.

Da análise da Figura 4.27 pode-se afirmar que a inflexão das curvas é sempre do mesmo tipo, variando somente o termo que indica a maior ou menor inclinação da curva. Conclui-se que para os deslocamentos de valores mais elevados o valor do declive da curva é mais acentuado do que para a deslocamentos de 1 *mm*. Relativamente ao consumo máximo de corrente pelo micromotor, este consumo aumenta com a rigidez do material na osteotomia. O valor do consumo de intensidade de corrente aumenta 25% quando se compara o material *Sawbones*^{®40}, entre a distância de 1 *mm* para 1,5 *mm*, mas amplia 46% quando se passa de um deslocamento de 1,5 para 2 *mm*. Ao impor um deslocamento de 2 *mm* no micromotor, para um material mais rígido (*Sawbones*^{®40}), obtém-se um movimento de apenas 0,012 *mm* na osteotomia, visto que a rigidez do material aumenta, pelo que o deslocamento diminui.

Os materiais selecionados para simular o crescimento do calo ósseo têm rigidez superior ao tecido fibroso, ponto a partir do qual se pode iniciar o processo de carga no osso, (Ghiasi *et al.*, 2017). O processo de aplicação de carga deve ocorrer somente nas fases 2 e 3 de regeneração óssea, que são as fases de reparação, já mencionadas no capítulo 2.

No entanto, devido ao efeito da distância do fixador, ao atrito e ao aumento de componentes no conjunto, não se consegue atingir a globalidade do deslocamento imposto. No caso da Tabela 4.10 para materiais com menor valor de rigidez, e a partir da imposição de deslocamento de 2 *mm* no parafuso sem-fim, somente 18% do deslocamento imposto é transferido para a osteotomia, no caso do material *Sawbones*^{®10}. Esta percentagem de deslocamento é calculada comparando o deslocamento medido na osteotomia com o deslocamento imposto no micromotor.

Tabela 4.10 – Materiais / deslocamento na osteotomia para distância imposta de 2 mm.

	Deslocamento na osteotomia [mm]	% deslocamento
PA6S_{10v2d2}	0,36	18%
PA6S_{15v2d2}	0,34	17%
PA6S_{20v2d2}	0,33	17%
PA6S_{30v2d2}	0,23	12%
PA6S_{40v2d2}	0,12	6%
PA6S_{50v2d2}	0,11	6%
ANS_{10v2d2}	0,49	25%
ANS_{15v2d2}	0,44	22%
ANS_{20v2d2}	0,37	19%
ANS_{30v2d2}	0,26	13%
ANS_{40v2d2}	0,12	6%
ANS_{50v2d2}	0,10	5%

Vários autores, (Goodship & Kenwright, 1985; Kenwright *et al.*, 1991; Tufekci *et al.*, 2018), defendem que a estimulação do calo ósseo de 1 mm por dia é benéfico para acelerar o processo de cicatrização.

Na Tabela 4.11 é possível verificar que a variação do deslocamento imposto para o mesmo tipo de material não altera a relação de transferência de deslocamento. A percentagem de deslocamento na osteotomia é maior para os materiais com menor rigidez, mas quando usado o *Sawbones*[®]40, material que possui rigidez superior, o deslocamento na osteotomia é bastante reduzido, o que significa que à medida que o calo ósseo vai consolidando, o deslocamento necessário a ser imposto é menor.

Tabela 4.11 – Material (*Sawbones*[®]20) /deslocamentos / deslocamento na osteotomia.

	Deslocamento na osteotomia [mm]	% deslocamento
<i>PA6S</i> _{20V2d2}	0,33	17%
<i>PA6S</i> _{20V2d1,5}	0,19	13%
<i>PA6S</i> _{20V2d1}	0,10	10%
<i>ANS</i> _{20V2d2}	0,37	19%
<i>ANS</i> _{20V2d1,5}	0,21	14%
<i>ANS</i> _{20V2d1}	0,16	16%

A partir destes resultados é possível afirmar-se que impondo um deslocamento no parafuso sem-fim do fixador de 5 mm, obter-se-ia, aproximadamente, 0,9 mm de deslocamento na osteotomia, para o caso do material da osteotomia, calo ósseo, ter uma rigidez semelhante ao material *Sawbones*[®]10.

Para além do estudo do avanço foi efetuado o registo do CEMotor durante o processo de recuo. As curvas obtidas, sobre o CEMotor tem comportamento oposto às do ensaio de avanço. A equação da curva obtida para os vários materiais é semelhante, assim como o tempo necessário para realizar este movimento de recuo, Figura 4.28. Neste caso, as condições de ensaio foram impor a velocidade de 2 mm/min, e efetuar um deslocamento no parafuso sem-fim de 2 mm, o que se traduz num tempo para a realização de cada ensaio de, aproximadamente, 60 s. O consumo máximo de energia tem valores diferentes consoante o material que está colocado na osteotomia, mas atinge o mínimo de sensivelmente 15 mA para todos os materiais colocados na osteotomia, Tabela 4.12.

Tabela 4.12 – Materiais / Consumo corrente elétrica no micromotor.

	$CE_{Motor(max)} [mA]$	$CE_{Motor(min)} [mA]$
PA6S _{10V2d2}	83	15
PA6S _{20V2d2}	95	15
PA6S _{40V2d2}	110	15
ANS _{10V2d2}	81	15
ANS _{20V2d2}	97	15
ANS _{40V2d2}	99	15

De igual modo ao movimento de avanço, o movimento de recuo possui equações de aproximação, Figura 4.28, muito semelhantes para o mesmo deslocamento e materiais diferentes.

O valor de intensidade de corrente no caso do movimento de recuo é baixo, por isso foi só comparado o valor variando os tipos de material, mas para um deslocamento imposto de 2 mm.

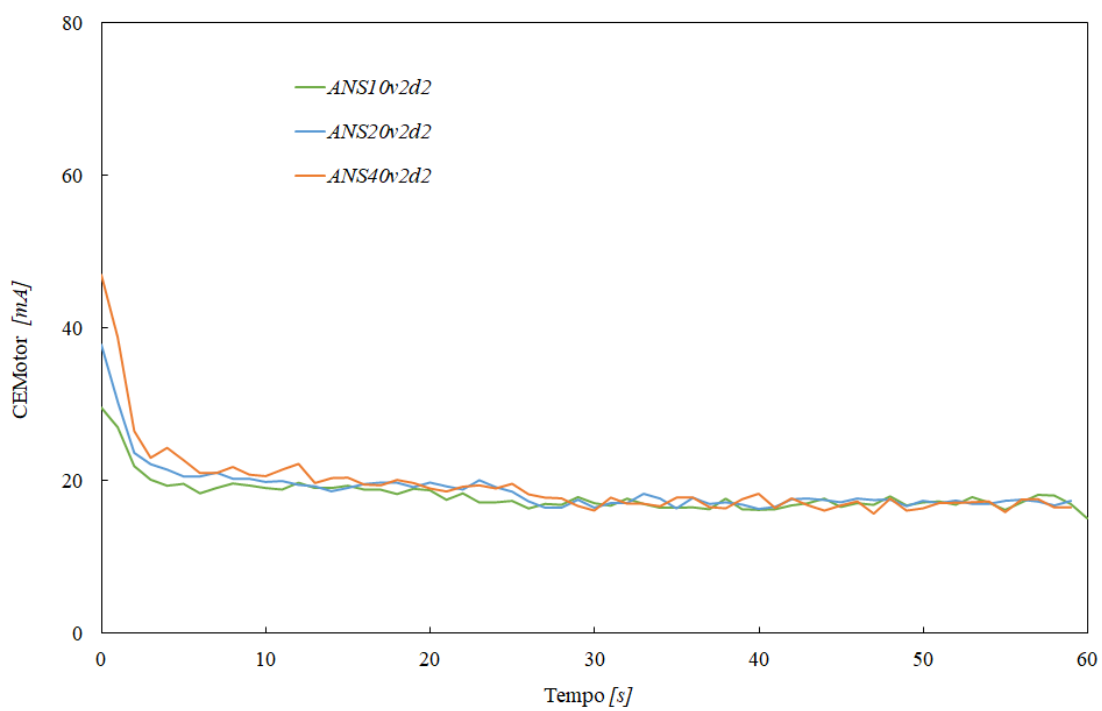
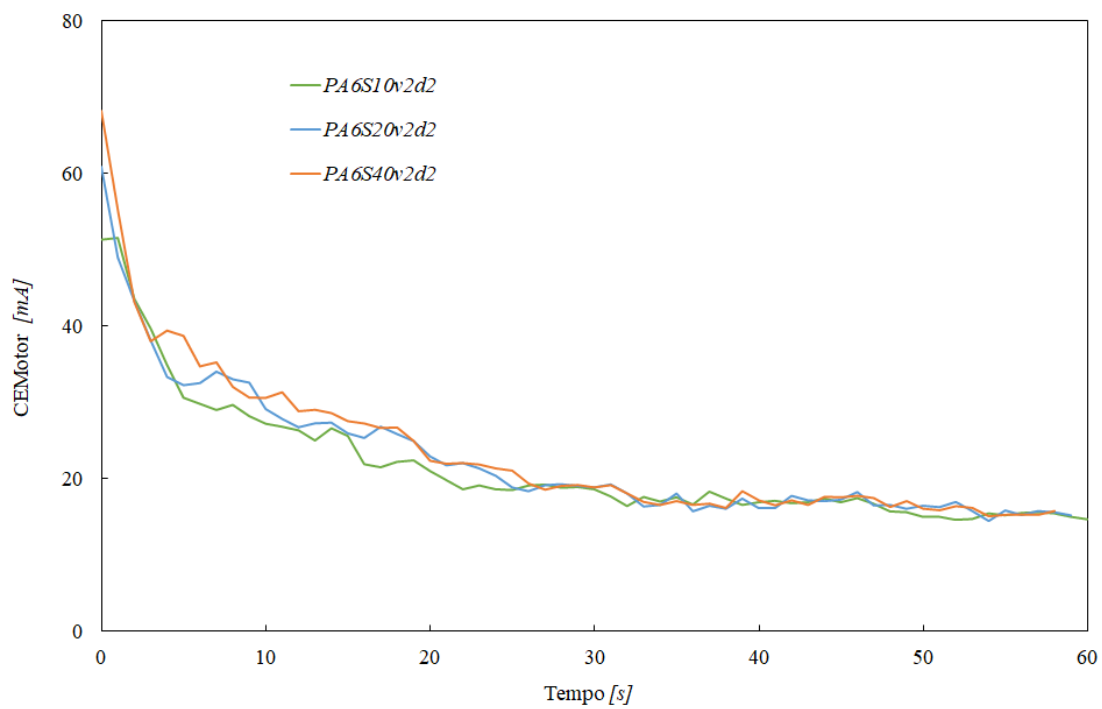


Figura 4.28 - Consumo de corrente com distâncias diferentes em recuo.

4.5.4 Rigidez na Osteotomia - Consumo de Energia no Micromotor

Os resultados mostram uma relação entre a rigidez na osteotomia e o consumo de energia no micromotor. Para as condições de ensaio consideradas, isto é, imposição do deslocamento de 2 mm com velocidade avanço de 2 mm/min, a Figura 4.29 permite obter uma estimativa para a rigidez na osteotomia em função do CEMotor, particularmente na fase inicial de cicatrização em que há um aumento mais acentuado de rigidez.

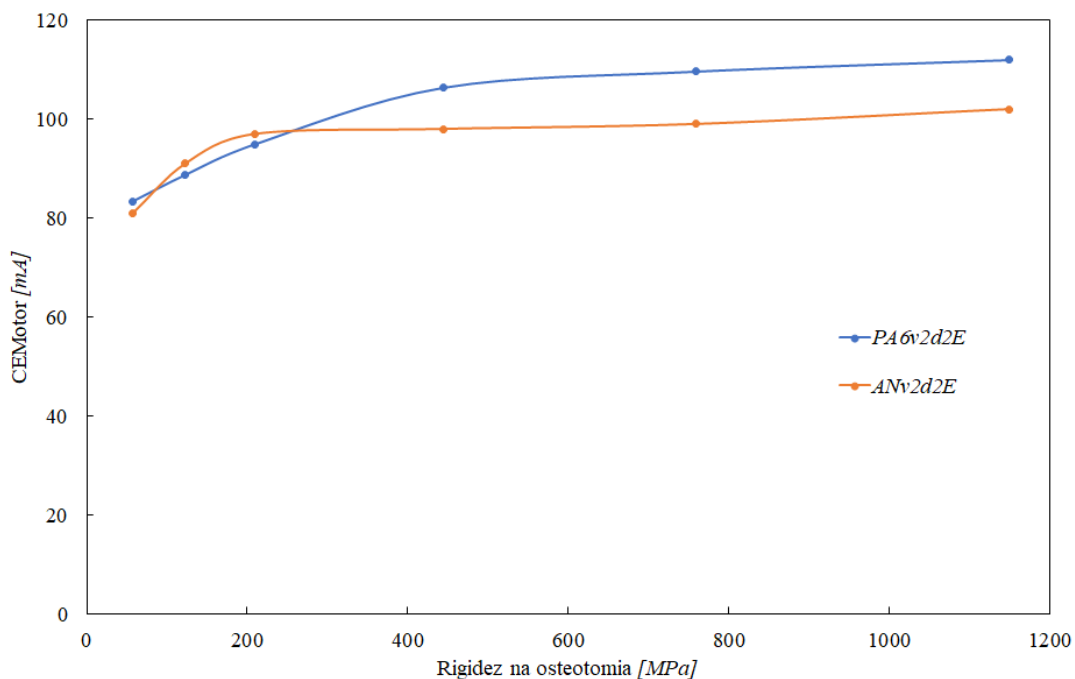


Figura 4.29 – Variação do CEMotor com a rigidez do material na osteotomia.

De facto, a observação das curvas expostas na Figura 4.29, mostra uma fase inicial em que a relação entre a variação no CEMotor está claramente associada à variação da rigidez na osteotomia. Posteriormente, observa-se uma estabilização, com pequenas variações de consumo de energia. Este resultado pode ser justificado devido ao tipo de micromotor utilizado, atingindo o ponto de saturação na fase inicial da estabilização.

Desta forma, conhecendo a intensidade de corrente que o micromotor necessita, consegue-se prever a rigidez que o calo ósseo apresenta, com o intuito de fornecer ao profissional de saúde uma indicação do estado do osso regenerado, evitando o recurso a radiação na realização dos exames médicos necessários para fazer essa avaliação.

De acordo com indicações da equipa médica que acompanhou este trabalho, a introdução de carga com vista aos micromovimentos pode ser realizada entre o designado tecido fibroso e osso imaturo, denominação usada por diversos autores para caracterização da rigidez do calo ósseo, (Ghiasi *et al.*, 2018; Lacroix & Prendergast, 2002; Zhao *et al.*, 2019), estando o calo ósseo na fase de regeneração como se verificou na Figura 2.15, segundo (Pivonka & Dunstan, 2012). Em 2018, Li *et al.*, através de um modelo matemático caracterizaram as diversas fases de desenvolvimento do calo ósseo até ao final do processo de cura do osso, (Li *et al.*, 2018).

Na Tabela 4.13 apresentam-se os dados da rigidez do calo ósseo ao longo do seu crescimento, relacionando-a com a designação do tipo de osso e localizando a rigidez do material usado para os ensaios experimentais. Nos dias assinalados pela caixa de cor azul está localizado o tempo aceitável para estimulação óssea de forma controlada. Tendo em conta os resultados, é possível estimar o consumo de corrente no micromotor, estabelecendo, assim, uma relação que se apresenta na última coluna da Tabela 4.13.

Tabela 4.13 – Relação entre rigidez do material na osteotomia e o referido na literatura.

Dias	Rigidez [MPa] (Li <i>et al.</i> ,2018)	Designação (Ghiasi <i>et al.</i> , 2018)	Designação <i>Sawbones</i> ®	Consumo de Corrente [mA]			
8	6,6	Tecido fibroso					
12	8,25						
16	14,85						
20	23,10						
24	42,90						
28	75,90				<i>Sawbones</i> ®10	81	
32	128,70				<i>Sawbones</i> ®15	91	
36	166,65				<i>Sawbones</i> ®20	95	
40	303,60					97	
44	442,20				<i>Sawbones</i> ®30	98	
48	623,70				<i>Sawbones</i> ®40	99	
52	858,00					99	
56	1151,70				Osso Imaturo	<i>Sawbones</i> ®50	102
60	1516,35						102
64	1961,85						
68	2498,10						
72	3136,65						
76	3894,00						
80	4778,40						
84	5806,35	Osso Maduro					
88	6992,70						
92	8352,30						
96	9900,00						
100	9901,65	Osso Cortical					
120	9901,65						

O gráfico da Figura 4.30 estabelece, para o modelo anatómico da tíbia, a relação entre a rigidez do calo ósseo, os dias de recuperação associados à sua evolução e a intensidade de

corrente expectável, para o micromotor considerado no presente estudo, com as características já identificadas.

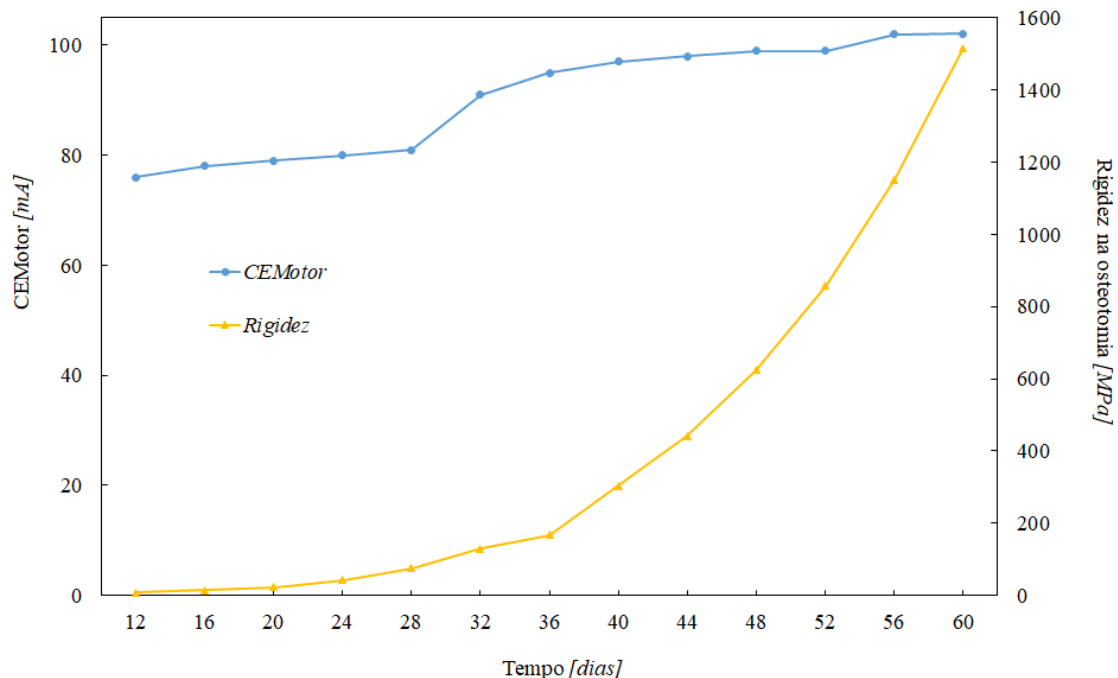


Figura 4.30 – Variação no consumo da corrente elétrica com a rigidez do material na osteotomia.

4.6 Estudo Numérico

Os resultados experimentais apresentados anteriormente permitiram uma observação do comportamento do conjunto do fixador externo com os dois modelos de tibia, simplificado e anatómico. Este comportamento teve por base uma imposição de deslocamento no *clamp* móvel, e tal como se pode observar, seria importante estudar o comportamento mecânico do conjunto fixador-osso. Assim, foram implementados dois modelos numéricos de elementos finitos, representativos dos ensaios experimentais efetuados, com o objetivo de analisar, tanto o comportamento dos vários elementos estruturais, como em particular o da zona da osteotomia.

4.6.1 Modelos Numéricos

Os modelos numéricos de elementos finitos tiveram como base o descrito nas Figura 4.1 e Figura 4.2, onde são consideradas duas geometrias para a modelação da tibia: geometria anatómica e, geometria simplificada. Em ambas as situações foi respeitado que, a osteotomia tem uma dimensão de 10 mm em função do que foi efetuado para a avaliação de desempenho do micromotor, com características mecânicas aproximadas às das várias fases do osso regenerado.

Os modelos de elementos finitos foram implementados no software *ADINA*[®] e consideram elementos ('*3D-Solid*'), sólidos hexaédricos regulares não estruturados, com 8 nós e 3 graus de liberdade por nó (Figura 4.31), correspondentes aos deslocamentos nos 3 eixos ortogonais.

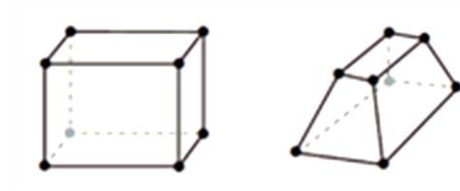


Figura 4.31 – Tipo de elemento '*3D-Solid*', *ADINA*[®].

A Figura 4.32 contém os dois modelos numéricos de fixação externa que replicam as condições dos ensaios experimentais. Estes modelos numéricos baseiam-se no conceito de uma estimulação efetuada num paciente com mobilidade reduzida, com apoio na zona do pé e fixação na zona do joelho, sendo o deslocamento imposto no *clamp* móvel do fixador. Tendo em conta as condições experimentais em que foi imposto o deslocamento na

osteotomia, entendeu-se como suficiente a implementação de um modelo com análise quase-estática.

Os modelos consideram a restrição dos 3 graus de liberdade nas regiões representadas no lado equivalente ao joelho, e a restrição no eixo XX e ZZ na zona do pé, permitindo somente o movimento axial.

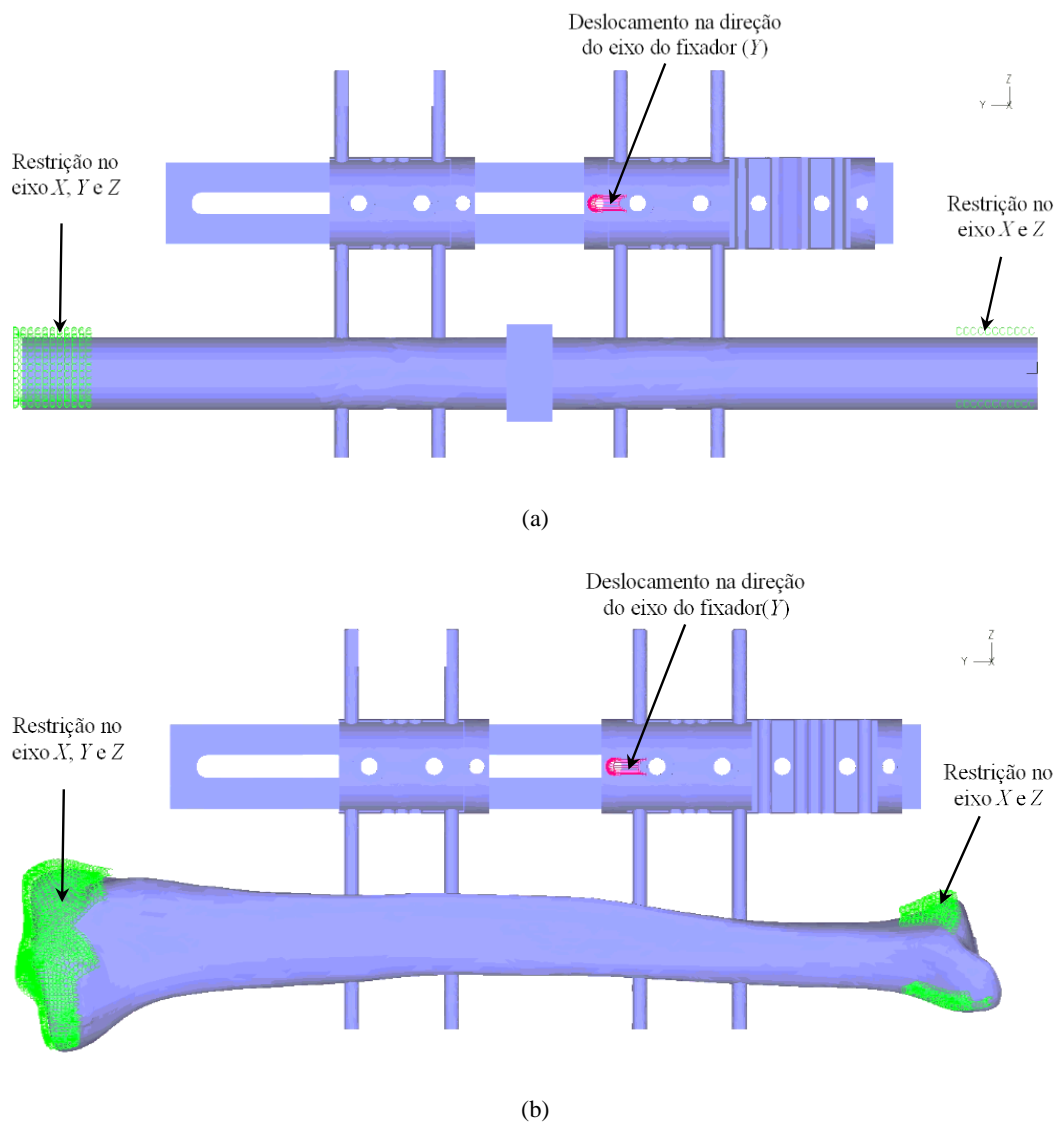


Figura 4.32 – Visualização dos modelos de elementos finitos: a) Simplificado (PA6); b) Anatómico (AN).

Na preparação dos modelos foi realizado um estudo de convergência ao nível das tensões e dos deslocamentos. Esta análise de convergência baseou-se em estudos anteriores onde

foi utilizado o elemento finito tetraédrico de 10 elementos (Amaro *et al.*, 2019) e, que conduziu a uma dimensão de elemento a variar entre 1 mm e 3 mm, correspondendo a 272075 elementos no modelo PA6 e 373624 elementos no modelo AN. As Figura 4.33 e Figura 4.34 apresentam uma visualização da malha de elementos finitos nos dois modelos.

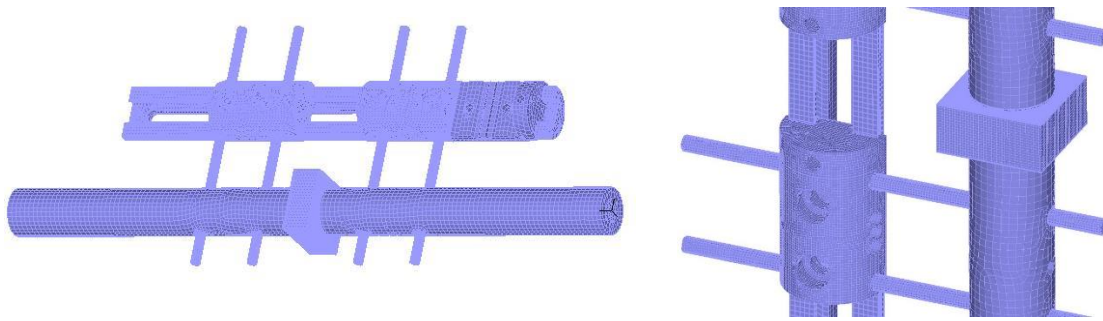


Figura 4.33 – Visualização da malha no modelo numérico (PA6).

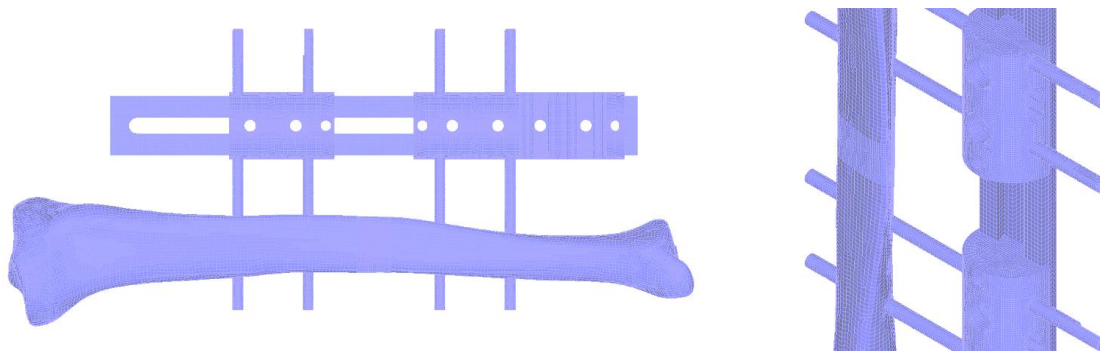


Figura 4.34 – Visualização da malha no modelo numérico (AN).

A modelação do contacto entre as várias superfícies garante a continuidade de material entre as faces de ligação do osso e o material da osteotomia, assim como, entre os pinos e o osso. Pese embora a ligação entre o *clamp* fixo e o *rail* seja feita através de um parafuso, de modo a simplificar o modelo, optou-se por considerar também aqui um contacto que permite a continuidade de material. De igual modo, as superfícies de contacto entre os pinos e os *clamps* garantem essa continuidade.

Nas restantes superfícies em contacto considera-se a possibilidade de existir movimento relativo entre as superfícies envolvidas no contacto, no entanto o atrito não é considerado. A Figura 4.35 ilustra os vários contactos em que foi garantida a continuidade de material, assim como, os três contactos que permitem movimento relativo.

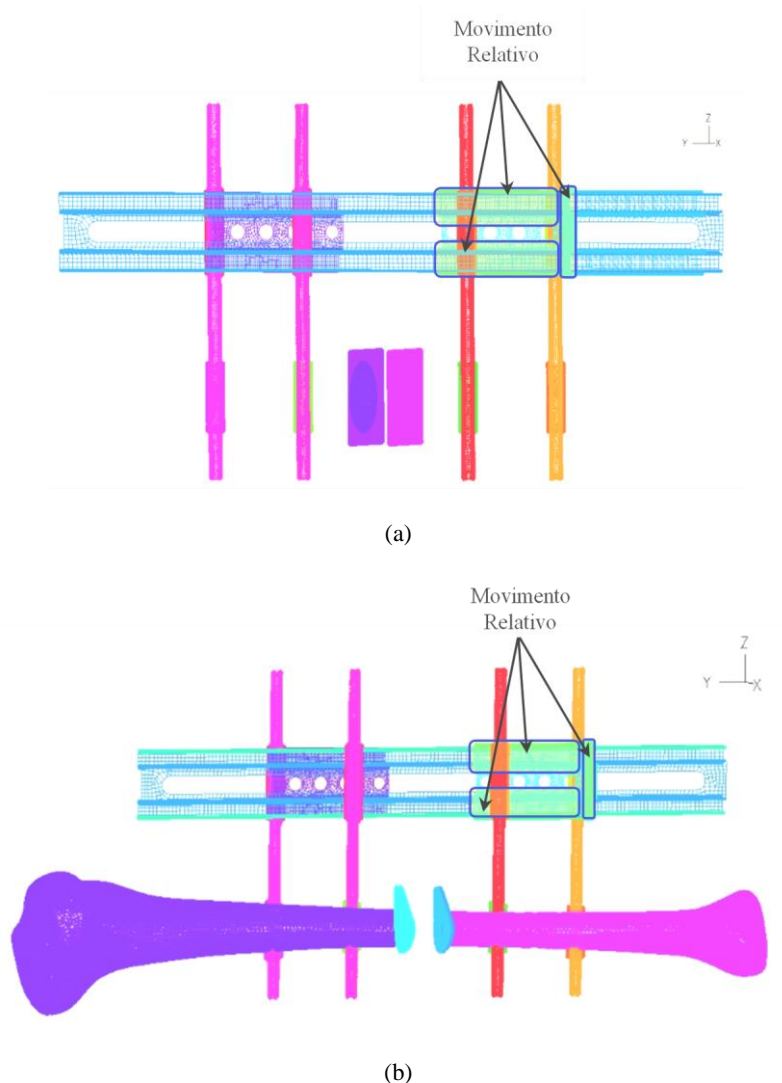


Figura 4.35 – Visualização das superfícies de contacto: a) Modelo simplificado (PA6);
(b) Modelo anatómico (AN).

As características mecânicas consideradas nos vários elementos estruturais do modelo são as apresentadas nas Tabela 4.1, Tabela 4.2 e Tabela 4.4. Em ambos os modelos o deslocamento de 2 mm é imposto na superfície correspondente ao orifício do *clamp* móvel onde é acoplado o alongador, tal como representado na Figura 4.32.

4.6.2 Resultados Numéricos

Foram consideradas nas simulações todas as variantes de materiais da *Sawbones*[®], cujas características mecânicas se podem visualizar na Tabela 4.4. A primeira análise baseia-se na distribuição dos deslocamentos na osteotomia, considerando a secção de interface entre o material da osteotomia e o osso (parte móvel). É ponderado o deslocamento na direção do eixo do fixador (*YY*), por ser o mais relevante no contexto da análise efetuada. A Tabela 4.14 expõe o valor médio dos deslocamentos nesta direção, considerando todos os nós na interface, tanto para o modelo *PA6* como para o *AN*. Complementarmente, apresenta-se também o valor do deslocamento máximo na mesma interface. Tal como seria de esperar, é possível observar que à medida que a rigidez do material na osteotomia aumenta, diminui o deslocamento na osteotomia, com um comportamento semelhante para ambos os modelos.

Tabela 4.14 – Deslocamento médio e máximo (em *YY*) na interface da osteotomia.

Material osteotomia	Deslocamento médio em <i>YY</i> [mm]	Deslocamento máximo <i>YY</i> [mm]
<i>PA6S_{10d}2</i>	0,35	0,49
<i>PA6S_{15d}2</i>	0,30	0,43
<i>PA6S_{20d}2</i>	0,29	0,38
<i>PA6S_{30d}2</i>	0,20	0,29
<i>PA6S_{40d}2</i>	0,12	0,18
<i>PA6S_{50d}2</i>	0,11	0,16
<i>ANS_{10d}2</i>	0,55	0,59
<i>ANS_{15d}2</i>	0,48	0,52
<i>ANS_{20d}2</i>	0,42	0,46
<i>ANS_{30d}2</i>	0,30	0,34
<i>ANS_{40d}2</i>	0,14	0,17
<i>ANS_{50d}2</i>	0,11	0,14

A Figura 4.36 e a Figura 4.37 apresentam a distribuição dos deslocamentos segundo o eixo do fixador (YY) nas interfaces de contacto, entre o material da osteotomia e o osso, para ambos os modelos. Pode-se observar que a distribuição varia com a rigidez do material, sendo que a uniformidade dos deslocamentos vai diminuindo à medida que a rigidez aumenta. Esta distribuição sugere que a estimulação será mais difícil de implementar à medida que a regeneração óssea ocorre.

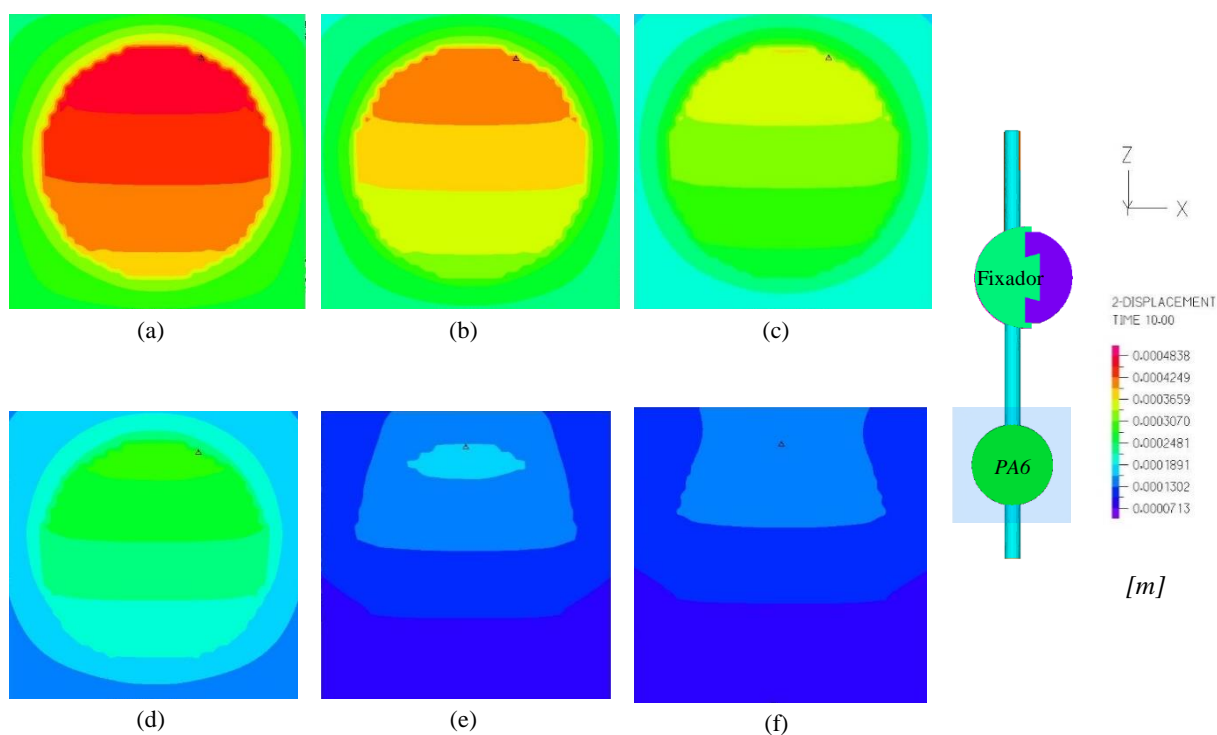


Figura 4.36 – Distribuição do deslocamento YY ao longo da superfície na osteotomia, **PA6**.

(a) PA6S_{10d2}; (b) PA6S_{15d2}; (c) PA6S_{20d2}, (d) PA6S_{30d2}; (e) PA6S_{40d2}; (f) PA6S_{50d2}

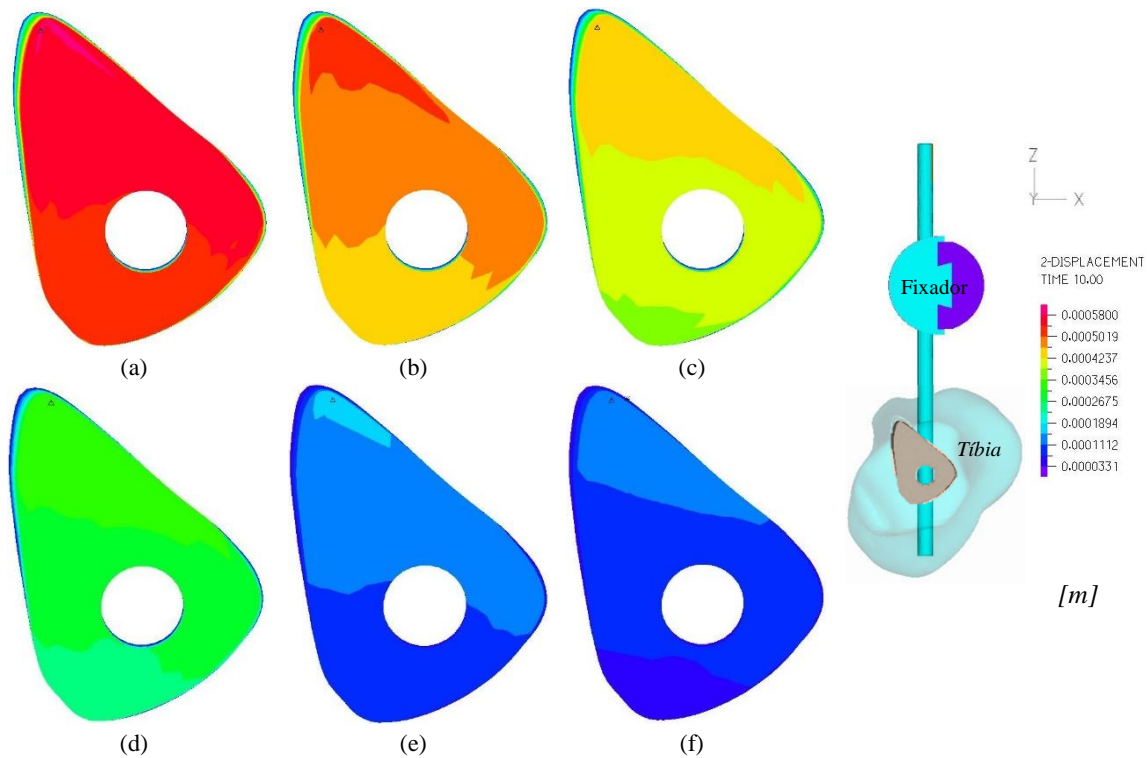


Figura 4.37 – Distribuição do deslocamento YY ao longo da superfície na osteotomia, AN .

(a) ANS_{10d2}; (b) ANS_{15d2}; (c) ANS_{20d2}; (d) ANS_{30d2}; (e) ANS_{40d2}; (f) ANS_{50d2}.

De salientar, que o ponto onde a magnitude do deslocamento é máximo ocorre na mesma região para os vários materiais introduzidos na osteotomia, sendo esta a zona lateral mais próxima do fixador, onde está a ser aplicado o movimento, como se verifica na Figura 4.38.

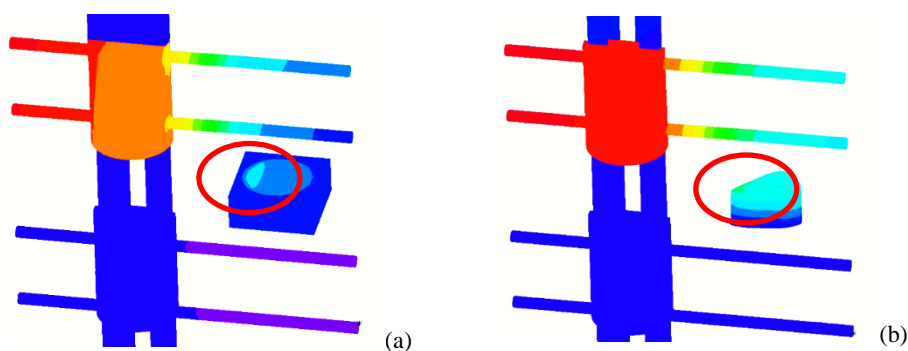


Figura 4.38 – Localização do deslocamento máximo na interface da osteotomia com o osso.

Um dos aspetos relevantes para a implementação dos modelos de elementos finitos envolve a compreensão do comportamento do conjunto fixador – osso. As Figura 4.39 e Figura 4.40 apresentam, como exemplo, a distribuição das forças de contacto entre as superfícies do

clamp móvel e o *rail*, mostrando que as mesmas não possuem uma distribuição uniforme ao longo do eixo. Este facto confirma a existência de movimentos transversais no conjunto, tal como referido por alguns autores (Amaro *et al.*, 2019; Betts & Müller, 2014; Zhao *et al.*, 2019).

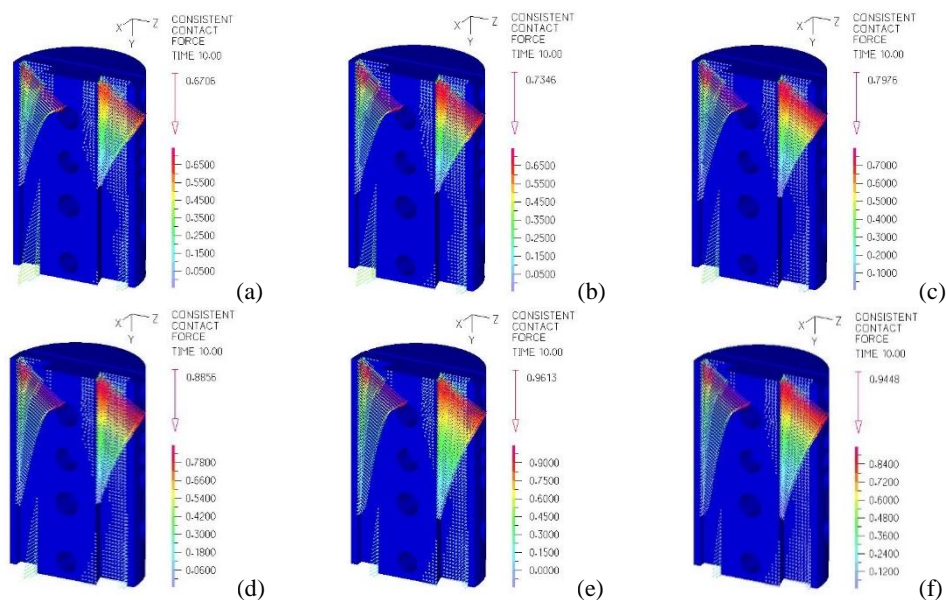


Figura 4.39 – Distribuição das forças de contacto no *clamp* móvel, modelo simplificado.

(a) PA6S10d2; (b) PA6S15d2; (c) PA6S20d2; (d) PA6S30d2; (e) PA6S40d2; (f) PA6S50d2

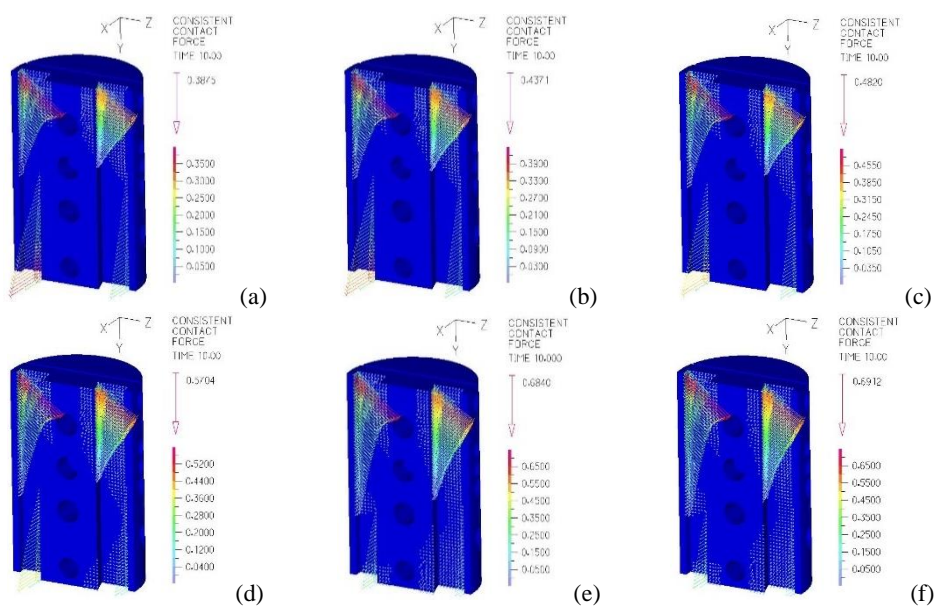


Figura 4.40 – Distribuição das forças de contacto no *clamp* móvel, modelo anatómico.

(a) ANS10d2; (b) ANS15d2; (c) ANS20d2; (d) ANS30d2; (e) ANS40d2; (f) ANS50d2

Os resultados da Tabela 4.15, retirados pela análise das Figura 4.39 e Figura 4.40, sugerem a existência de uma relação linear entre o deslocamento na interface da osteotomia e a rigidez.

Tabela 4.15 – Forças de contacto máximas na interface do *clamp* móvel.

Material osteotomia	Força máxima contacto [N]	Material osteotomia	Força máxima contacto [N]
<i>PA6S_{10d2}</i>	0,671	<i>ANS_{10d2}</i>	0,388
<i>PA6S_{15d2}</i>	0,735	<i>ANS_{15d2}</i>	0,437
<i>PA6S_{20d2}</i>	0,798	<i>ANS_{20d2}</i>	0,482
<i>PA6S_{30d2}</i>	0,886	<i>ANS_{30d2}</i>	0,570
<i>PA6S_{40d2}</i>	0,961	<i>ANS_{40d2}</i>	0,684
<i>PA6S_{50d2}</i>	0,945	<i>ANS_{50d2}</i>	0,691

As forças máximas de contacto entre o *clamp* e o *rail* do fixador são de 0,671 N, para o material *Sawbones*[®]10, mas quando se utiliza o material *Sawbones*[®]40 esta força de contacto aumenta para 0,961 N. A percentagem de aumento da força é semelhante à da rigidez, isto é cerca de 30%. No caso do modelo anatómico, as forças de contacto apresentam a mesma distribuição, no entanto diminuem cerca de 40% para o material menos rígido, e 30% em materiais com maior rigidez. A distribuição das forças de contacto permite concluir que, apesar do movimento axial ser superior, existe uma componente de flexão/torção que aumenta com a rigidez do material na osteotomia. Apesar deste efeito se verificar nos dois modelos, o valor diminui quando se aplica o modelo anatómico.

As tensões equivalentes de *von Mises* ocorrem nos pinos do *clamp* móvel, e a sua distribuição é muito semelhante para os vários materiais aplicados na osteotomia. A Figura 4.41 apresenta a distribuição destas tensões para o material *Sawbones*[®]20 comparando os dois modelos geométricos.

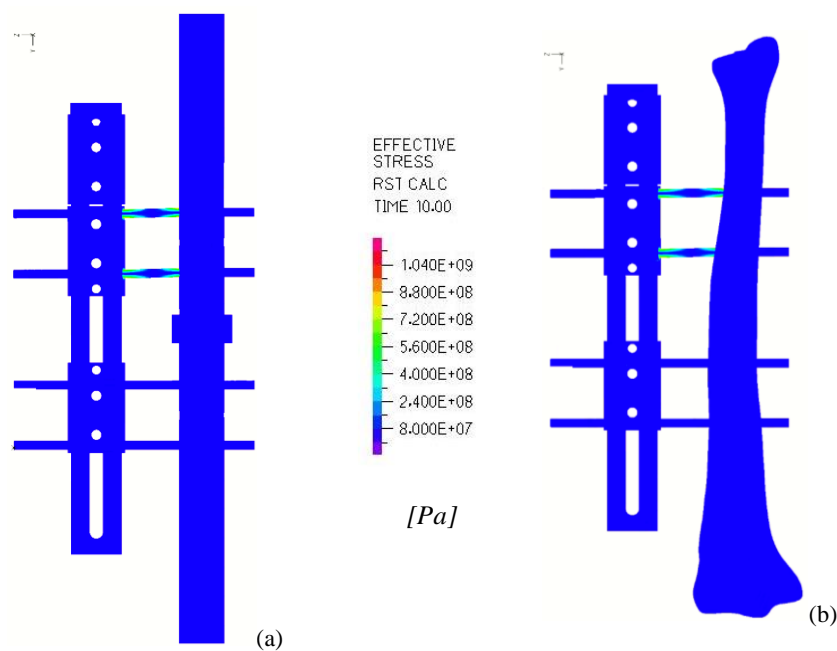


Figura 4.41 –Tensão efetiva nos modelos numéricos para S_{20d2} . (a) *PA6*, (b) *AN*

Refira-se que, apesar dos máximos de tensão efetiva nos modelos apresentarem valores diferentes, estes ocorrem sempre no pino mais próximo da osteotomia e zona móvel do fixador, estando em linha com o estudo de (Li *et al.*, 2018), num modelo que auxilia a previsão da rigidez do osso durante o seu crescimento.

4.6.3 Comparação Numérico - Experimental

A comparação entre os resultados experimentais e os numéricos é apresentada na Tabela 4.16, onde se mostram os valores de deslocamento na superfície de contacto entre o material da osteotomia e o osso. Estes resultados apresentam concordância entre os ensaios experimentais e os modelos numéricos, principalmente no modelo simplificado *PA6*, com um erro relativo inferior a 13%. No caso do modelo anatómico *AN*, os erros relativos são superiores, no entanto nunca chegam a atingir os 20%.

Tabela 4.16 – Deslocamento máximo na interface osteotomia – osso: comparação entre modelo numérico e resultados experimentais.

	Deslocamento na osteotomia		Erro relativo [%]
	Experimental [mm]	Numérico [mm]	$\frac{ Exp - Num }{Exp}$
<i>PA6S_{10d2}</i>	0,36	0,35	3%
<i>PA6S_{15d2}</i>	0,34	0,30	12%
<i>PA6S_{20d2}</i>	0,33	0,29	13%
<i>PA6S_{30d2}</i>	0,23	0,20	11%
<i>PA6S_{40d2}</i>	0,12	0,12	3%
<i>PA6S_{50d2}</i>	0,11	0,11	0%
<i>ANS_{10d2}</i>	0,49	0,55	13%
<i>ANS_{15d2}</i>	0,44	0,48	10%
<i>ANS_{20d2}</i>	0,37	0,42	12%
<i>ANS_{30d2}</i>	0,26	0,30	18%
<i>ANS_{40d2}</i>	0,12	0,14	17%
<i>ANS_{50d2}</i>	0,10	0,11	12%

Entre a utilização do material *Sawbones*[®]10, *Sawbones*[®]20 e *Sawbones*[®]30 existe pouca variação de rigidez. Contudo, esta variação é muito significativa quando se passa para o *Sawbones*[®]40, existindo diferença considerável no deslocamento que ocorre na osteotomia. Já com o material *Sawbones*[®]50 é muito difícil realizar algum deslocamento na osteotomia devido à sua rigidez demasiadamente elevada, o que inibe a ocorrência de deslocamentos. A Figura 4.42 compara os resultados experimentais e os numéricos, estabelecendo a relação entre a rigidez na osteotomia e o deslocamento máximo na interface com o osso.

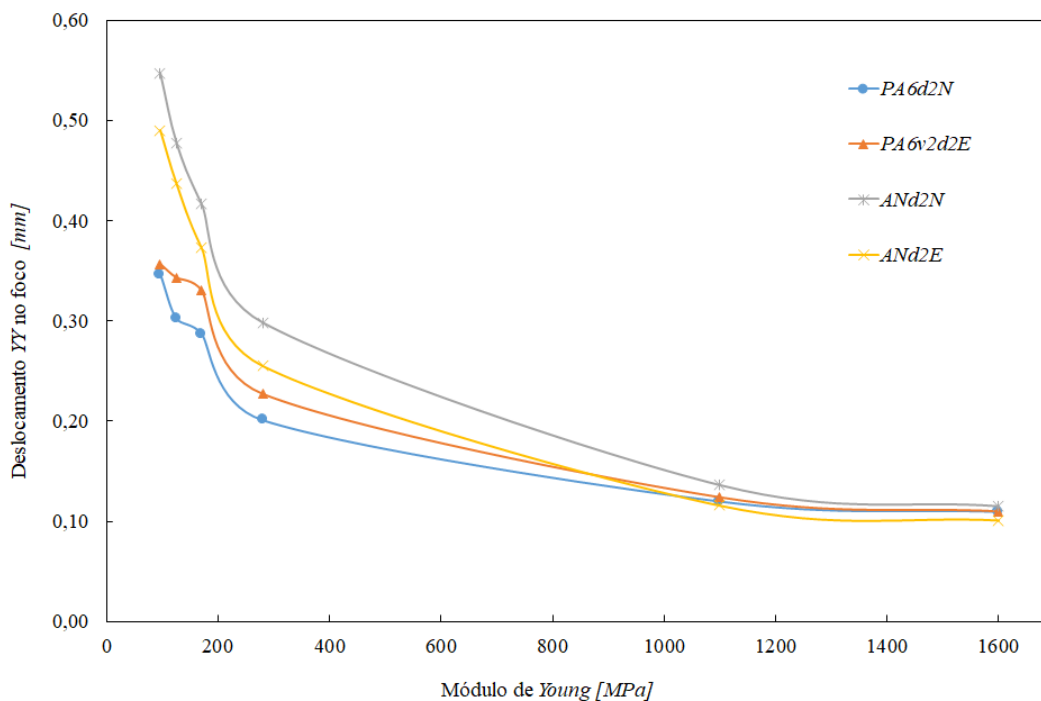


Figura 4.42 – Relação entre rigidez na osteotomia e deslocamento na osteotomia.

4.7 Discussão

Os estudos descritos neste capítulo permitiram obter um conjunto de resultados que indicam a franca possibilidade de usar este tipo de sistema eletromecânico, no contexto da regeneração do calo ósseo. O sistema eletromecânico foi desenvolvido para utilização conjunta com o fixador externo *LRS Orthofix*[®], podendo o conceito evoluir em dois campos de aplicação: estimulação mecânica do calo ósseo com vista à sua regeneração e identificação do estado de regeneração do calo ósseo, de modo a evitar a avaliação médica com recurso a radiação.

4.7.1 Estimulação Mecânica

No caso da estimulação mecânica, o deslocamento a impor na osteotomia deve ter em conta o comportamento mecânico do fixador externo. Deste modo, além dos resultados experimentais, foi implementado um modelo de elementos finitos que permitiu identificar os efeitos mecânicos associados aos componentes do fixador. A conjugação destes resultados mostrou que o deslocamento na osteotomia é sempre inferior ao deslocamento imposto no alongador. Contudo, é possível estimar uma relação que permite fazer ajustamentos para garantir que o deslocamento pretendido seja executado.

Os resultados do sistema eletromecânico desenvolvido podem conduzir a metodologias de estimulação mecânica do osso regenerado, que conseguirão desempenhar um papel relevante no contexto de indivíduos acamados, ou com limitações de mobilidade. Além disso, é expectável que uma metodologia baseada neste tipo de sistema eletromecânico conduza a uma recuperação mais rápida, pois permitirá uma cicatrização mais uniforme, indo de encontro ao avaliado por (Glatt *et al.*, 2016; Tufekci *et al.*, 2018).

4.7.2 Rigidez do Osso Regenerado – Consumo de Energia no Micromotor

Os estudos implementados demonstraram a possibilidade de estabelecer uma relação entre o CEMotor do sistema eletromecânico e o grau de consolidação do osso regenerado. Estes resultados, sugerem a possibilidade de usar o CEMotor para avaliar o estado de crescimento do calo ósseo, evitando a exposição à radiação por parte do paciente.

Assim, este sistema eletromecânico pode vir a ser utilizado no desenvolvimento de metodologias de acompanhamento da consolidação do osso regenerado. Neste caso, a implementação do sistema e imposição do deslocamento permitirá estimar a consolidação

óssea no osso, e prever a retirada do sistema de fixação externa, sem necessidade de testes de diagnóstico complementares.

4.7.3 Alongamento e Transporte Ósseo

Uma situação particular associada à utilização deste tipo de fixadores externos (*Orthofix*[®] *LRS*) envolve o alongamento e o transporte ósseo. No caso do alongamento ósseo, este procedimento é muito usado como técnica cirúrgica, com vista ao aumento do comprimento de ossos longos (nanismo ou assimetria de membros). Segundo informação da equipa médica, depois da realização de osteotomia (cirúrgica) e, sensivelmente, após 10 dias depois da cirurgia, o paciente deve iniciar os alongamentos diários de aproximadamente 1 mm/dia (Ghiasi *et al.*, 2017; Kenwright *et al.*, 1991; Reina-Romo *et al.*, 2011; Zhao *et al.*, 2019). Assim, o paciente tem que diariamente introduzir um movimento de rotação no alongador utilizando uma chave adequada, de modo a promover o afastamento do *clamp* móvel. Normalmente, esta prática é feita em passos discretos quatro vezes ao dia (0,25 mm cada), por parte do paciente. Deste modo, a implementação deste sistema eletromecânico, numa versão mais compacta, pode automatizar este procedimento, garantindo um alongamento diário em múltiplos passos discretos de menor amplitude, o qual pode ser programado e realizado diariamente. Se o objetivo for a obtenção de um alongamento de 5 cm, os micromovimentos devem ser efetuados durante aproximadamente 50 dias, seguindo-se um período de 100 dias de descanso (tempo duplo do de alongamento) de modo a permitir que o osso regenerado consolide.

5 Fixadores Internos

Em atividades do cotidiano, sempre que a solicitação mecânica, especialmente por queda/impacto, envolver uma energia que supere a capacidade de resistência do osso, existe um elevado risco de ter como consequência o aparecimento de lesões, as quais devido à sua complexidade podem obrigar a tratamentos médico-cirúrgicos. Também no caso de tratamento de situações oncológicas, na maioria das vezes, o tratamento envolve a necessidade de remoção da parte do osso acometido. Para substituição do osso removido, muitas vezes, são utilizados enxertos ósseos, que poderão advir de autoenxertos, de aloenxertos ou de substitutos sintéticos. Por outro lado, em situações de deformidades congênitas ou adquiridas, poderá ser necessário a realização de uma osteotomia, como forma de correção de desvios do eixo do membro. Em todas as situações há perda da estabilidade mecânica inicial. Assim, foram desenvolvidos métodos e dispositivos que permitem estimular a regeneração óssea nas zonas de interface osso nativo/enxerto, ou nos locais de osteotomias corretivas de desvio de eixo.

Um dos métodos utilizados na aplicação de aloenxerto, seja por doença oncológica ou correção de deformidade, é a imobilização e estabilização local, recorrendo a placas de osteossíntese fixas no osso com parafusos. Desta forma, é desencadeado um mecanismo de reparação primária, designado de consolidação óssea, descrito no capítulo 2. O principal objetivo do estudo que aqui se apresenta envolve a identificação do comportamento estrutural dos elementos mecânicos, i.e., placas de osteossíntese e parafusos, e comparar este comportamento com a utilização de uma placa ou duas placas.

5.1 Introdução

A aplicação das placas de osteossíntese no fêmur tem como objetivo estabilizar as partes separadas, mantendo-as na sua posição anatômica, mas permitindo a formação e regeneração do calo ósseo, que garante a recuperação do paciente. O critério de colocação da placa de osteossíntese no fêmur depende da lesão a tratar, sendo a posição mais favorável para a sua aplicação a região lateral.

Pese embora a identificação de vários trabalhos no contexto da ortopedia, envolvendo a aplicação de placas de osteossíntese, como por exemplo (Bottlang *et al.*, 2010; Li *et al.*, 2020; Macleod *et al.*, 2015; Maimaitiyiming *et al.*, 2015; Miramini *et al.*, 2016; Sepehri *et al.*, 2014; Steiner *et al.*, 2014), a contribuição para a identificação do seu comportamento mecânico em contextos diversos de solicitação continua a ser um campo de estudo em aberto.

As placas quando solicitadas continuamente a cargas elevadas podem entrar em falência, exemplo que se pode observar na Figura 5.1, que apresenta o caso de fratura de uma placa de osteossíntese. Nestas situações a placa e todo o sistema de fixação devem ser removidos, e substituídos por um novo conjunto de elementos de fixação.



Figura 5.1 – Falha da placa de osteossíntese aplicada no fêmur, (Kumar *et al.*, 2019).

Uma das questões com interesse de estudo passa pela aplicação de uma segunda placa na estabilização da osteotomia, e verificar através de estudos biomecânicos, qual o seu melhor posicionamento, relativamente à primeira. Os ortopedistas que aplicam a segunda placa defendem que esta deve ser de menor dimensão, e advogam que a sua colocação deve ser perpendicular à primeira, de forma a proporcionar uma melhor estabilização da osteotomia. Esta metodologia é particularmente importante quando se usam aloenxertos nas reconstruções dos ossos longos, (Aponte-Tinao & Ayerza, 2015; Maimaitiyiming *et al.*, 2015). A Figura 5.2 mostra dois casos exemplificativos de utilização de duas placas na reconstrução do fémur, em que se observa que a 2ª placa apresenta dimensões consideravelmente inferiores às da 1ª placa.

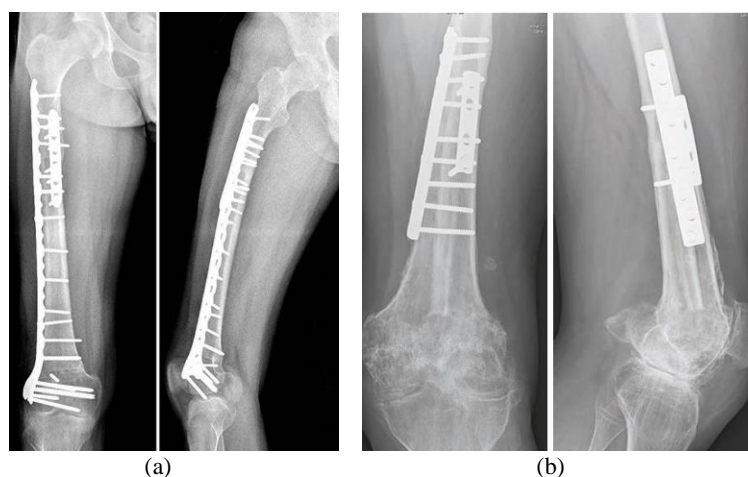


Figura 5.2 – Aplicação de duas placas de osteossíntese em aloenxertos, (a) (Aponte-Tinao & Ayerza, 2015) e (b) (Bus, 2018) capítulo 8.

Tendo em conta os estudos, e descrições clínicas presentes na literatura, foi entendimento, em conjunto com a equipa médica de apoio a este trabalho, que a realização de estudos biomecânicos poderiam representar um importante contributo para a compreensão quanto à utilização de uma, ou duas, placas de osteossíntese em determinadas situações que o possam justificar. Assim, considera-se neste trabalho um modelo que envolve uma osteotomia na diáfise do fémur. A resposta estrutural é obtida, comparando numericamente e experimentalmente o

comportamento do fémur com osteotomia simulada, quando estabilizado por uma ou duas placas de osteossíntese (Albergo *et al.*, 2017; Aponte-Tinao & Ayerza, 2015; Bus, 2018)).

5.2 Modelo Fémur - Placas de Osteossíntese

O estudo implementado considera como componentes um modelo sintético do fémur de quarta geração da marca *Sawbones*[®], por duas placas de osteossíntese, a primeira de oito furos e a segunda de menor dimensão com seis furos, e os respetivos de parafusos de fixação. Na Figura 5.3 observam-se os dois modelos físicos de fémur consideradas no presente trabalho, que envolve uma osteotomia na zona central da diáfise do modelo de cada um dos fémures, executada pela equipa médica de apoio a este estudo. No modelo anatómico uma placa (*1P*), a osteotomia é estabilizada através de uma placa de oito furos aplicada na diáfise lateral do fémur. No outro modelo, designado por modelo anatómico duas placas (*2P*), a osteotomia é estabilizada com a primeira placa de oito furos e, complementarmente, com uma segunda placa de seis furos. Nesta Figura 5.3 pode-se visualizar de modo mais detalhado as placas e o parafuso considerado no estudo.

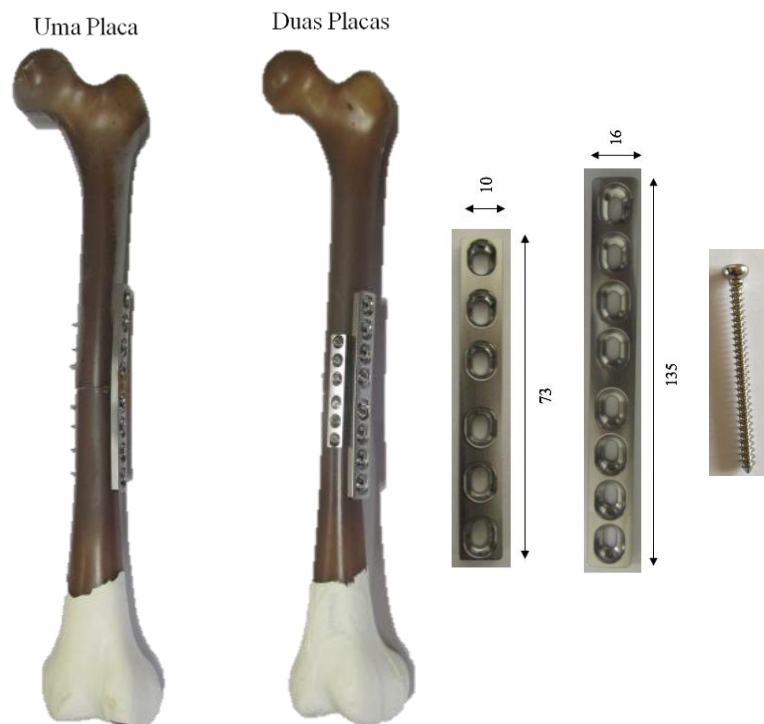


Figura 5.3 – Modelo fêmur placas de osteossíntese.

Fêmur *Sawbones*[®] de Quarta Geração

O modelo sintético do fêmur é frequentemente utilizado para realizar estudos científicos de ortopedia, tendo características semelhantes às do osso cadavérico, validadas por Cristofolini & Viceconti, (Cristofolini & Viceconti, 2000). Este modelo tem a referência CAD #3403 - *Sawbones*[®], e divide a geometria do fêmur nas suas componentes cortical e trabecular, tal como se representa na Figura 5.4.

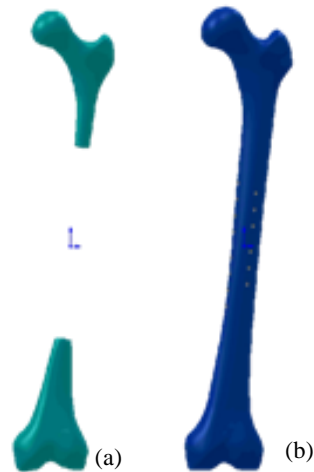


Figura 5.4 – Componente (a) trabecular e (b) cortical do modelo do fêmur.

O modelo do fêmur considera as componentes trabecular e cortical com características isotrópicas, simplificação considerada em diversos trabalhos, como por exemplo por Lopes em 2014 (Lopes, 2014), para o modelo de fêmur, e já descrita na Tabela 4.1 do capítulo 4 para a tíbia.

Na modelação numérica é importante definir a localização dos dois eixos do fêmur: eixo anatómico e eixo mecânico. O eixo anatómico do fêmur é definido ao longo do canal medular, na sua zona central, com uma geometria cilíndrica, (Lopes, 2014). Este eixo, está definido entre um ponto na zona proximal inferior, que é coincidente com o centro dos cêndilos, e outro na zona proximal superior. O eixo mecânico, é um eixo virtual, e foi definido a partir do centro geométrico dos cêndilos, e do centro geométrico da cabeça do fêmur (considerando uma esfera envolvente na cabeça). Regra geral o eixo mecânico deve fazer com o eixo anatómico um ângulo que pode variar entre 7° a 11° . Outro eixo importante é do colo do fêmur, passa no centro geométrico da cabeça do fêmur, e intersesta o eixo anatómico a partir de um cilindro imaginário envolvente do colo do fêmur. O eixo deste cilindro define, assim, o ângulo entre o eixo do colo do fêmur e o eixo anatómico, que varia entre 90° e 130° , (Lopes, 2014). Na Figura 5.5 estão representados os três principais eixos do fêmur.

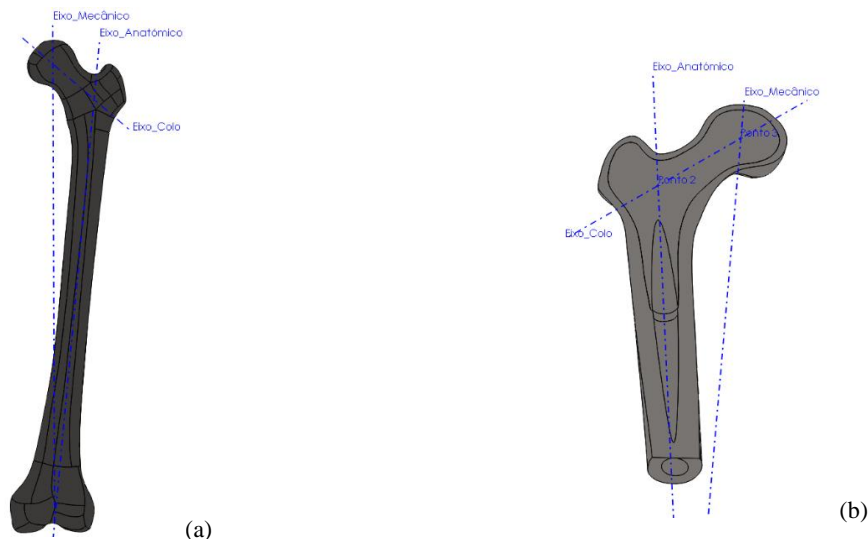


Figura 5.5 – Eixos principais do fémur, (Lopes, 2014).

(a) Fémur; (b) Detalhe do interior do fémur.

Placas de Osteossíntese

O estudo preliminar comparativo considera o modelo 3D das placas, definido de acordo com as especificações de Kim *et al.* (Kim *et al.*, 2011), com os furos redondos. Assim, a placa principal foi modelada com 8 furos, com 4 mm de diâmetro, comprimento de 135 mm, largura 19,5 mm e espessura uniforme de 5 mm. A segunda placa foi modelada contendo 6 furos, com um diâmetro de 4 mm, comprimento de 103 mm, largura 16 mm e espessura uniforme de 4 mm. Na Figura 5.6 observa-se cada uma destas placas. Importa salientar que estas placas foram consideradas apenas num estudo simplificado e comparativo.

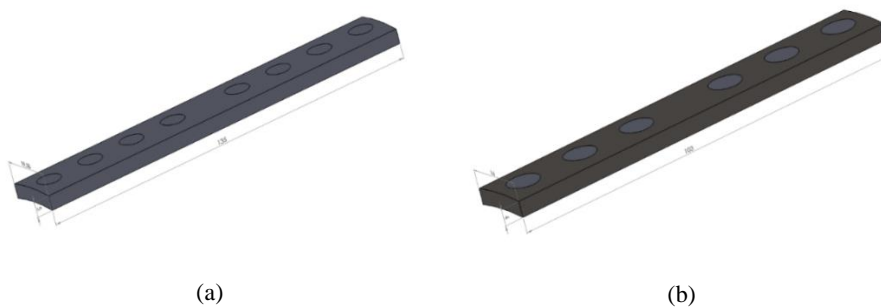


Figura 5.6 – Modelo tridimensional das placas de osteossíntese, sem compressão.

(a) modelo de 8 furos, (b) modelo de 6 furos.

O modelo tridimensional das duas placas de osteossíntese de compressão dinâmica (*DCP*), foi criado mediante reprodução visual simplificada de modelos físicos. Nestas placas as dimensões consideradas são semelhantes às anteriores, contudo os furos são diferentes. Assim, tal como se pode observar na Figura 5.7, o furo possui um rasgo permitindo simular a realização de compressão no osso para estabilização da osteotomia e melhor integração das partes.

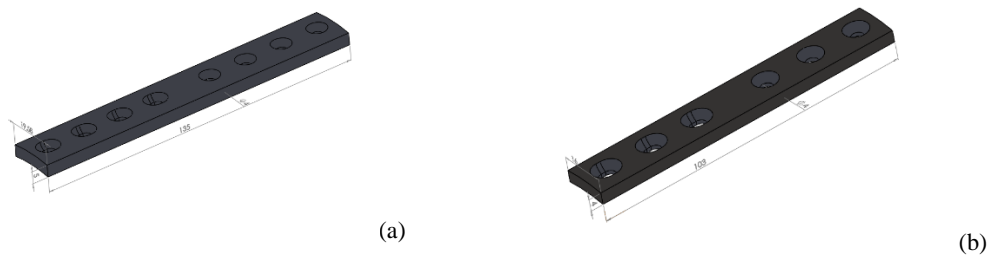


Figura 5.7 – Modelo tridimensional simplificado de placas de compressão dinâmica de osteossíntese.

(a) modelo de 8 furos, (b) modelo de 6 furos

Parafusos de Fixação

A fixação das placas é realizada recorrendo a parafusos corticais e de fixação. No caso da fixação da placa de seis furos utiliza-se parafusos com um comprimento de 25 *mm* e diâmetro 3,5 *mm*. Para as placas de oito furos, a fixação é feita recorrendo a parafusos com comprimento 32 *mm* e 4,5 *mm* de diâmetro.

O modelo 3D dos parafusos de fixação das placas possui uma simplificação com a zona roscada uniforme e lisa, de diâmetro 4 *mm* e comprimento de 32 *mm*, Figura 5.8, esta simplificação na zona roscada permite simulações com um custo computacional significativamente inferior.



Figura 5.8 – Parafuso de fixação simplificado.

Os modelos numéricos e experimentais pretendem, através da avaliação numérica e experimental, responder à questão inicial: Será benéfico, ou não, a utilização de duas placas de osteossíntese para estabilização de uma osteotomia?

A resposta a esta questão de investigação será dada através de uma análise comparativa e, caso a resposta seja no sentido de que a utilização de duas placas é benéfica, deverá ser feita uma análise seletiva na escolha da melhor disposição das placas.

5.3 Estudo Numérico Comparativo Uma / Duas Placas

A base inicial deste estudo assenta no trabalho realizado por Pedro Alves ⁵, (Alves, 2017), no âmbito da sua dissertação de mestrado, de que a autora foi orientadora. Este estudo numérico, implementado com recurso ao software *Solidworks*[®] considera o modelo atrás descrito com as placas simplificadas, e com a osteotomia na zona central do fémur, a qual foi definida perpendicular ao eixo anatómico.

5.3.1 Estudo Comparativo no Posicionamento de Uma Placa

O estudo inicial envolveu a comparação do comportamento de fémur com uma osteotomia na zona distal, estabilizado com a placa de fixação simplificada de oito furos. Esta comparação foi feita utilizando o posicionamento de referência, que se representa na Figura 5.9, o qual foi

⁵ Dissertação de Mestrado, sob orientação da autora, com o título ‘Uma ou Duas Placas de Osteossíntese em Fraturas no Fémur? Estudo Numérico Comparativo’, realizada por Pedro José Ramos Alves, no Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra do Politécnico de Coimbra em setembro de 2017.

baseado na aplicação em contexto real, e de acordo com indicação da equipa médica que apoiou este trabalho.

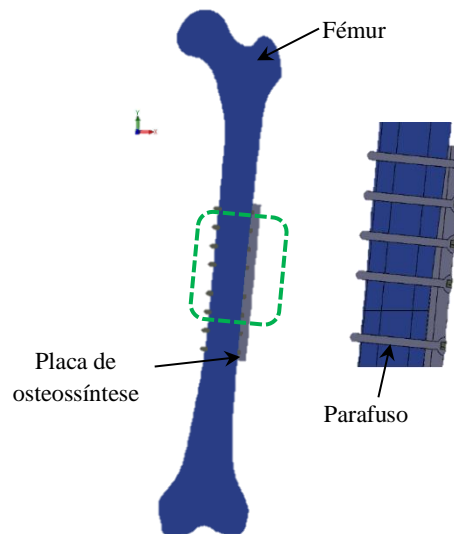


Figura 5.9 – Modelo geométrico uma placa de osteossíntese, e corte na zona de fixação dos parafusos.

Tendo como base o posicionamento de referência atrás exposto, foi criado um modelo paramétrico com o conjunto fémur – placa – parafusos, considerando uma variação de 10° , desde 0° até 350° , num total de 21 posições diferentes para a placa. Esta parametrização dos modelos envolveu a definição de um conjunto discreto de planos, relativamente ao eixo anatómico, gerados a partir do plano de referência que contém o eixo da placa na lateral do fémur.

Importa referir que, a consideração deste grupo de posições é puramente para uma abordagem de análise biomecânica, sabendo-se que em termos anatómicos, e quanto à aplicação cirúrgica, a maioria das posições não seriam viáveis, nem aconselháveis, para aplicação de uma placa de osteossíntese.

Modelo Numérico de Elementos Finitos

O modelo de elementos finitos foi implementado com recurso ao *software Solidworks*[®], através de elementos tetraédricos parabólicos de 10 nós e 3 graus de liberdade por nó, correspondentes aos deslocamentos nas 3 direções ortogonais (elemento *SOLID* da biblioteca do *software*). O estudo, sendo simplificado, envolve uma análise estática linear.

Neste modelo considerou-se uma força distribuída, aplicada na cabeça do fémur, na direção do eixo mecânico, Figura 5.10. A força aplicada pretende simular a distribuição do peso corporal, tomando como referência uma carga total de 300 N (Paulino, 2017).

Relativamente às condições de fronteira, restringem-se todas as translações (os 3 deslocamentos) na zona de contacto dos côndilos medial e lateral do fémur (região distal), Figura 5.10.

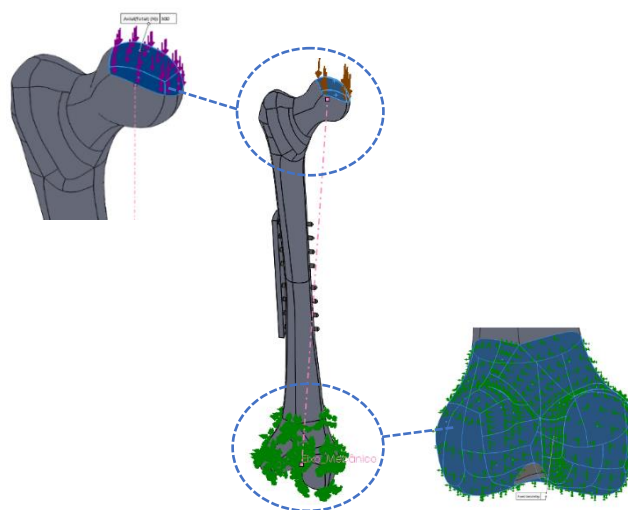


Figura 5.10 – Condições de fronteira e carga aplicada a modelo de elementos finitos com uma placa simplificada.

O material considerado para as placas e parafusos de fixação é o aço inox *AISI 316 L*, com as seguintes propriedades mecânicas: módulo de *Young* de 200 *GPa*, coeficiente de *Poisson* de 0,27 e massa específica 170 kg/m^3 , (Miramini *et al.*, 2016).

O modelo considera a ligação perfeita entre as várias partes do osso, sendo o contacto entre estas superfícies modelado com a opção “*bonded*”, bem como nas superfícies de contacto. entre os parafusos e o osso.

Entre as superfícies correspondentes à osteotomia no osso (parte superior e parte inferior), o contacto foi definido sem interpenetração entre as partes, com a opção “*no penetration*”. Este tipo de contacto foi também considerado entre a superfície interna da placa, e a superfície externa do osso, assim como entre a cabeça de cada parafuso e a superfície correspondente ao furo da placa.

A malha de elementos finitos, (Figura 5.11), foi ajustada seguindo um estudo de convergência baseado no deslocamento máximo do modelo. Tendo em conta a geometria da placa e dos parafusos, foi imposto um controlo de malha nas zonas de ligação do parafuso com a placa e com o fémur, com uma dimensão média da aresta do elemento de 0,5 *mm*. A partir do estudo de convergência, baseado nas tensões e deslocamentos, obteve-se uma dimensão média da aresta dos elementos de 5 *mm* para as restantes partes geométricas do modelo, ficando o modelo global com 90620 elementos.

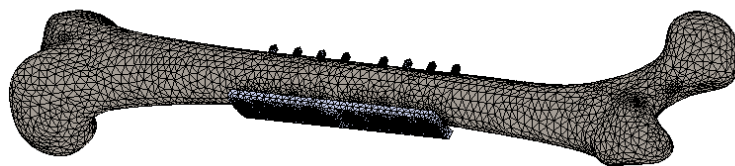


Figura 5.11 – Malha de elementos finitos do modelo com uma placa simplificada.

Resultados

A comparação de resultados para as diferentes posições de aplicação de uma placa baseou-se na variação da distribuição da pressão de contacto entre as duas superfícies da osteotomia. De modo a facilitar esta análise, consideram-se os resultados em 43 localizações na superfície de corte, tal como se pode observar na Figura 5.12, cada uma das localizações correspondente a um nó do modelo de elementos finitos.

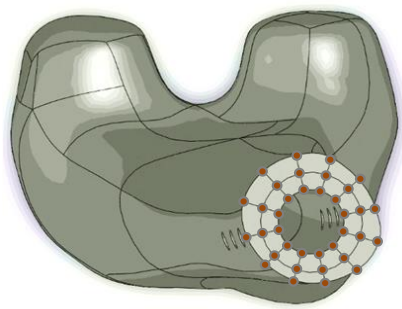


Figura 5.12 – Localização dos nós na superfície de contacto da zona de osteotomia do fémur.

Além da avaliação da pressão de contacto obtida a partir dos nós considerados, regista-se também a quantidade de nós que apresenta pressão não nula. Estima-se que a uma maior quantidade de nós com pressão não nula, corresponderá a melhor situação para garantir a uniformidade de contacto entre as duas superfícies da osteotomia. No gráfico da Figura 5.13 comparam-se os registos de pressão de contacto, quando se varia a posição da placa de osteossíntese. Neste gráfico, está representado um conjunto de retas concêntricas com o eixo anatómico e uma reta azul que intersecta as retas anteriores. As retas concêntricas são representativas do alinhamento da placa no fémur e a reta azul indica o número de posições com um valor de pressão não nulo. A observação destes valores sugere que as posições mais vantajosas podem ocorrer nas posições 0° , 10° , 90° e 100° , por existirem maior número de nós comparativos com valores de pressão diferentes de zero.

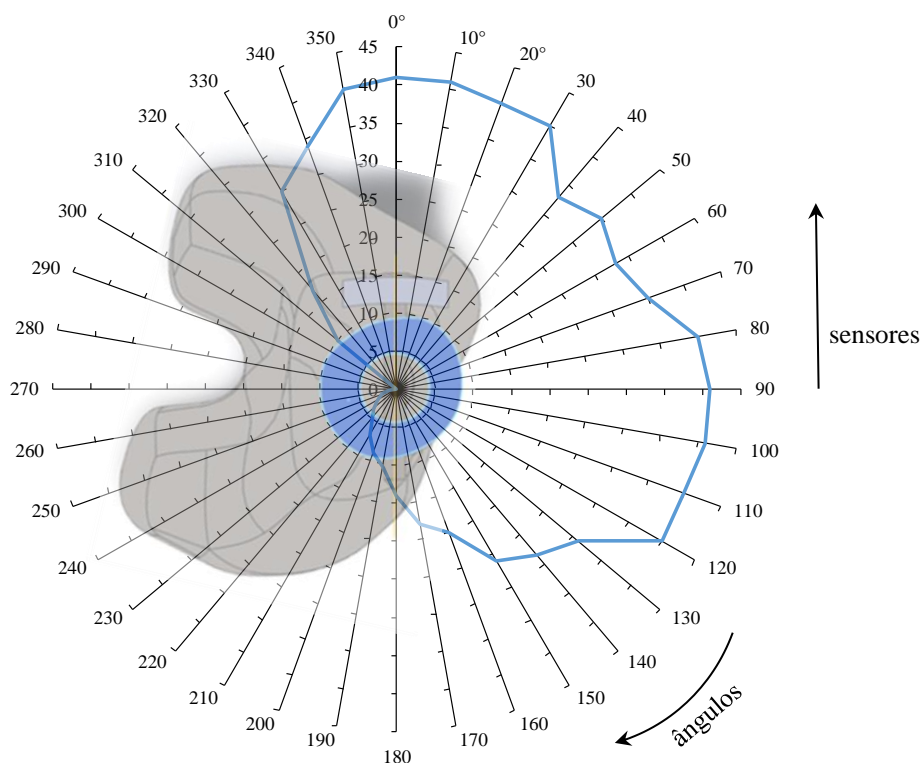


Figura 5.13 – Variação da pressão de contacto ao longo dos nós com valores de pressão não nulos.

Nos ângulos de posicionamento mais favoráveis, foram avaliados os valores médio e máximo da pressão de contato, indicados na Tabela 5.1. Estes valores sugerem que o local mais benéfico para colocação da placa de osteossíntese será para a posição 10° ou posição 100°, dependendo do acesso disponível em cada posição. No entanto, o ângulo com maior valor de pressão máxima é para 80°.

Tabela 5.1 - Valores máximos e médios de pressão de contacto para o modelo uma placa.

Plano	0°	10°	20°	30°	80°	90°	100°	110°	120°
Pressão Média [MPa]	1834	1838	1684	1813	1769	1834	1838	1684	1812
Pressão Máxima [MPa]	4320	4580	4110	4280	4669	4322	4583	4109	4276

Usando o método de comparação linear disponível no *software SPSS® (Statistical Package for the Social Sciences)* da *IBM®*, que compara as médias marginais dos sensores, neste caso somente entre os ângulos mais críticos, a análise do gráfico da Figura 5.14 sugere que os

ângulos com maior valor médio de pressão são para 10° e 100°, ou seja correspondentes às posições ortogonais.

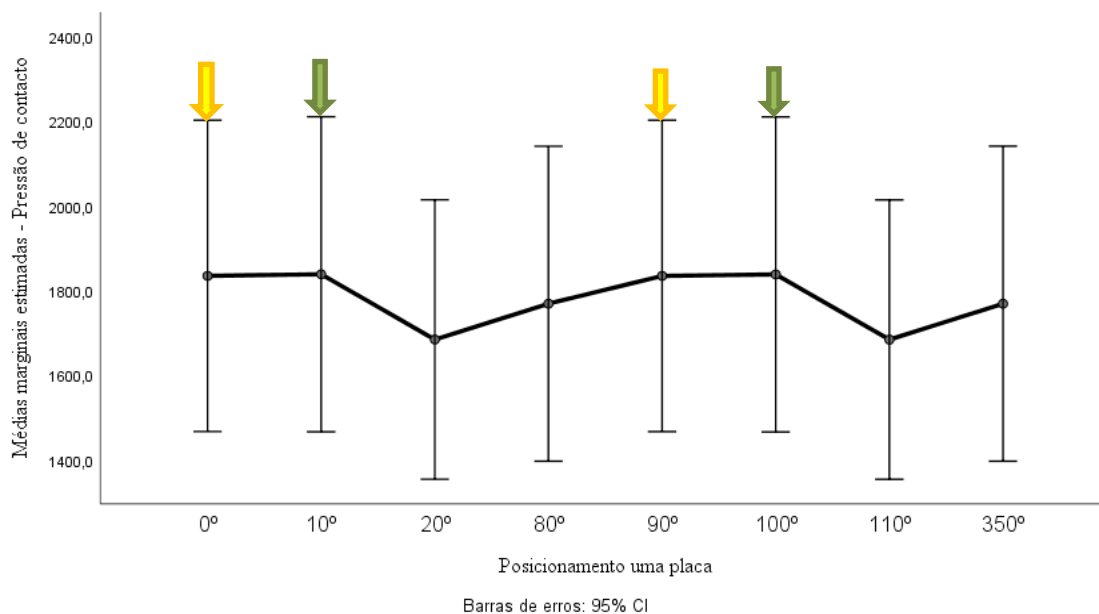


Figura 5.14 – Comparação entre pressão de contacto do modelo uma placa variando o posicionamento da placa ao longo do fémur.

Os valores máximos da pressão de contacto sugerem que a posição ideal para uma segunda placa possa estar associada à direção que é perpendicular ao plano de aplicação da primeira. Esta ideia foi também defendida por Bou-Sleiman *et al* (Bou-Sleiman *et al.*, 2011), e pela equipa médica associada a este estudo.

5.3.2 Estudo Comparativo no Posicionamento de uma Segunda Placa

Os resultados da subsecção 5.3.1 em relação ao estudo do posicionamento de uma placa, sugerem um posicionamento ortogonal como sendo o ideal para a colocação de duas placas, como já indicado por alguns trabalhos, (Aponte-Tinao & Ayerza, 2015; Bus, 2018). Considerando 0° como referência para a placa de oito furos (primeira placa), foi implementado

um modelo para comparar os resultados a partir da variação do posicionamento de uma segunda placa com seis furos. O novo modelo de elementos finitos é semelhante ao descrito para uma placa, sendo apresentado na Figura 5.15, onde se podem observar as condições de fronteira, de carregamento, bem como a malha de elementos finitos utilizada. Neste caso, o modelo final envolve um total de 613651 elementos.

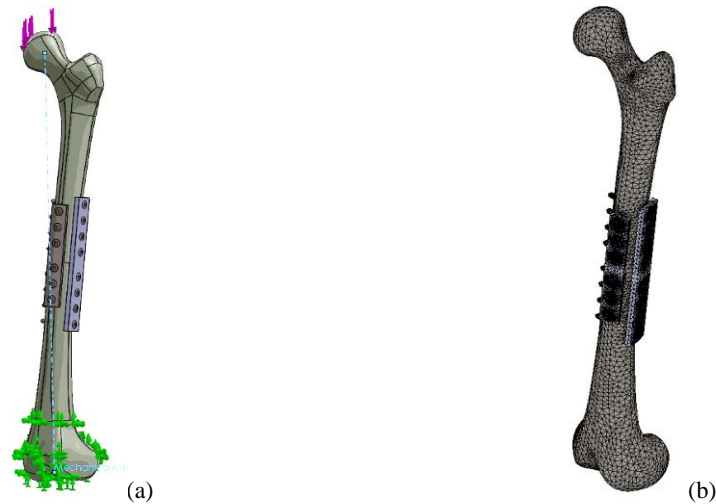


Figura 5.15 – Modelo de duas placas simplificadas. (a) Condições de fronteira e carregamento.

(b) Malha de elementos finitos.

O modelo foi parametrizado de forma a variar angularmente a posição da segunda placa, de seis furos, de forma ortogonal relativamente aos melhores posicionamentos no modelo de uma placa. Assim, consideram-se os pares de posição: 0° - 80° ; 0° - 90° ; 0° - 100° ; 0° - 110° .

Resultados

Tal como no caso do estudo de uma placa, de modo a facilitar a análise dos resultados, consideram-se as mesmas 43 localizações na superfície de corte da osteotomia. O gráfico da Figura 5.16 compara o número de nós com pressão não nula para cada par de posições considerado. A posição 0° - 80° tem maior número de nós com valores de pressão não nulos, embora as posições 0° - 90° e 0° - 110° também possuam um número significativo de nós com

valores de pressão não nulos, sugerindo que estas posições estão associadas ao melhor posicionamento.

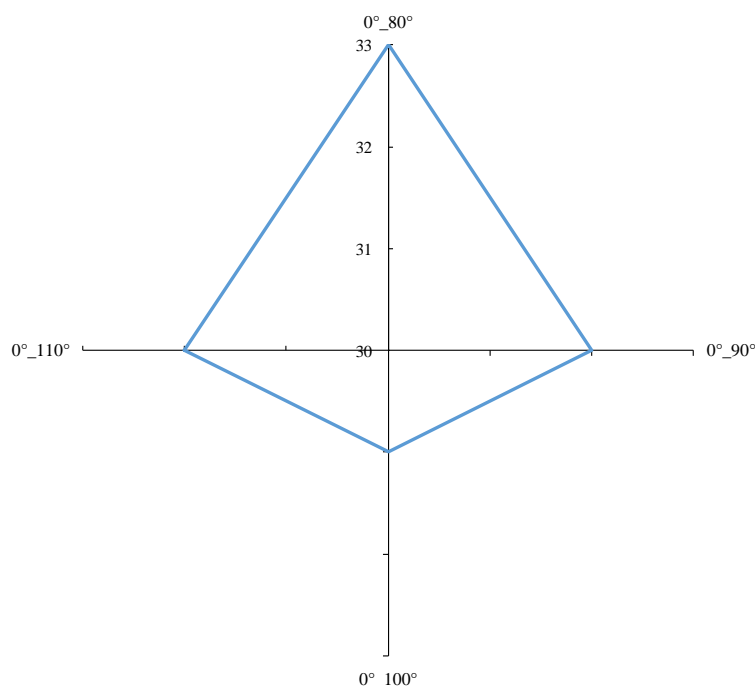


Figura 5.16 - Número de sensores de pressão de contacto que registam valores não nulos, para o modelo duas placas simplificadas.

A Tabela 5.2 apresenta os valores da pressão média máxima para os planos analisados, com resultados semelhantes, mas evidenciando o valor de pressão máxima que ocorre quando colocadas as placas de osteossíntese a 0°-90°.

Tabela 5.2 - Valores máximos e médios de pressão de contacto relativamente ao modelo duas placas.

Planos	0°-80°	0°-90°	0°-100°	0°-110°
Pressão Média [MPa]	977	934	904	866
Pressão Máxima [MPa]	2256	2274	2115	2031

Foi verificada a normalidade das amostras e analisada a correlação entre elas, concluindo-se que para as várias posições estudadas, a pressão de contacto tem uma distribuição normal com

nível de significância de 95%. Neste caso, a curtose tem valores sempre superiores a um indicando que as curvas são platicúrticas. Realizando a comparação entre os vários posicionamentos segundo o método de *Pairwise*, conclui-se que todos os valores são comparáveis obtendo valores de significância inferiores a 0,05 ajustados pela correção de *Bonferroni* para os diversos ensaios.

Este estudo preliminar permite sugerir que a introdução de uma segunda placa de osteossíntese para estabilização da osteotomia contribui para o aumento do maior número de nós com valores de pressão intermédia, conduzindo a um contacto mais uniforme entre as superfícies da osteotomia, Figura 5.17. O exemplo da Figura 5.17, permite verificar a maior uniformidade de pressão de contacto no caso de introdução de uma segunda placa.

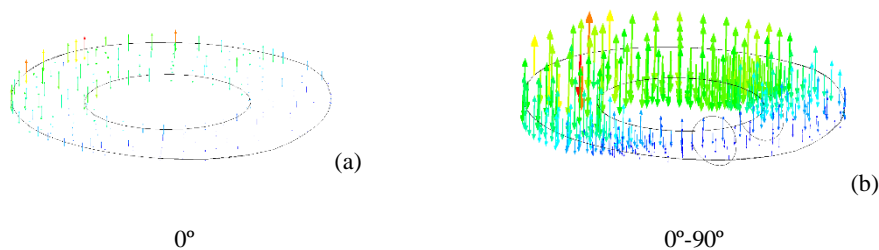


Figura 5.17 – Comparação entre pressão de contacto na zona da osteotomia. (a) modelo uma placa simplificada, (b) modelo duas placas simplificadas.

5.3.3 Estudo Comparativo Uma Placa (0°) – Duas Placas (0° / 90°)

Tendo em conta os estudos efetuados e os modelos numéricos desenvolvidos, é importante comparar os resultados com uma placa, posicionamento a 0°, com os resultados com duas placas, posicionamento a 0° - 90°. Assim, tendo por base os resultados, foi feita uma análise estatística comparativa.

Em primeiro lugar, de modo a avaliar a normalidade dos valores de pressão de contacto quando aplicada uma ou duas placas de osteossíntese, foram realizados testes usando o *software SPSS*[®]. Esta avaliação conduziu à normalidade, com um nível de significância de 95% para todos os ângulos, destacando-se aqueles que segundo o teste de *Shapiro-Wilk* possui $p - value \leq 0,05$ (Tabela 5.3). De salientar que estes resultados sugerem que a posição que garante maior contacto entre as superfícies da osteotomia é a $0^\circ \pm 90^\circ (\pm 10^\circ)$, sendo estas também as posições anatomicamente mais favoráveis para a fixação das placas.

Avaliando a análise de normalidade, através do teste de *Kolmogorov-Smirnov*, a correlação de significância de *Lilliefors* possui limite inferior de significância verdadeira unicamente para os ângulos referidos anteriormente. Ao avaliar a curtose dos resultados de todos aos valores de pressão ao longo dos vários planos, conclui-se que esse valor é inferior a 1 nos planos onde $p - value \leq 0,05$, obtendo-se curvas de normalidade platicúrticas, sendo estas mais achatadas.

Tabela 5.3 – Testes de normalidade calculados a partir do *software SPSS*[®].

Plano	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
0°	0,097	43	0,200*	0,963	43	0,184
10°	0,092	43	0,200*	0,961	43	0,152
20°	0,100	43	0,200*	0,964	43	0,196
30°	0,116	43	0,173	0,948	43	0,052
70°	0,112	43	0,200*	0,921	43	0,006
80°	0,086	43	0,200*	0,964	43	0,186
90°	0,096	43	0,200*	0,963	43	0,184
100°	0,092	43	0,200*	0,961	43	0,153
110°	0,101	43	0,200*	0,964	43	0,193
340°	0,112	43	0,200*	0,921	43	0,006
350°	0,086	43	0,200*	0,964	43	0,187

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

A comparação entre as várias posições angulares de forma independente utilizando o método de *Pairwise*, permite concluir que os valores são sempre inferiores a 0,05. A esfericidade das amostras segundo o método de *Mauchly* foi transgredida, contudo segundo o método de *Greenhouse-Geisser*, (Leite *et al.*, 2009), o ϵ possui valor inferior a 0,75, permitindo concluir que, para um nível de 95% de confiança, as diferenças nos valores de pressão de contacto dos 43 nós considerados são estatisticamente significativas, com *p-valor* igual a 0,017.

Tabela 5.4 – Testes de esfericidade obtidos no SPSS®.

	e ^b					
	W.de Mauchly	Aprox. Qui-quadrado	Sig.	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Limite inferior
Pressão contacto	0,703	14,350	0,017	0,727	0,783	0,333

b. Pode ser usado para ajustar os graus de liberdade dos testes de significância dentro da média.

5.3.4 Modelo Numérico Otimizado

O modelo numérico comparativo foi implementado através do *software ADINA*®, e baseou-se no modelo experimental, que se apresenta na seção 5.4. Deste modo, além da substituição das placas com furos simplificados para as placas de compressão com furos rasgados, também as condições de suporte e de solicitação pretendem replicar as condições experimentais.

A Figura 5.18 apresenta as condições do modelo numérico para uma placa (a) e duas placas (b), com a definição de um bloco rígido envolvente da zona dos cêndilos, e uma placa de contacto para aplicação da carga.

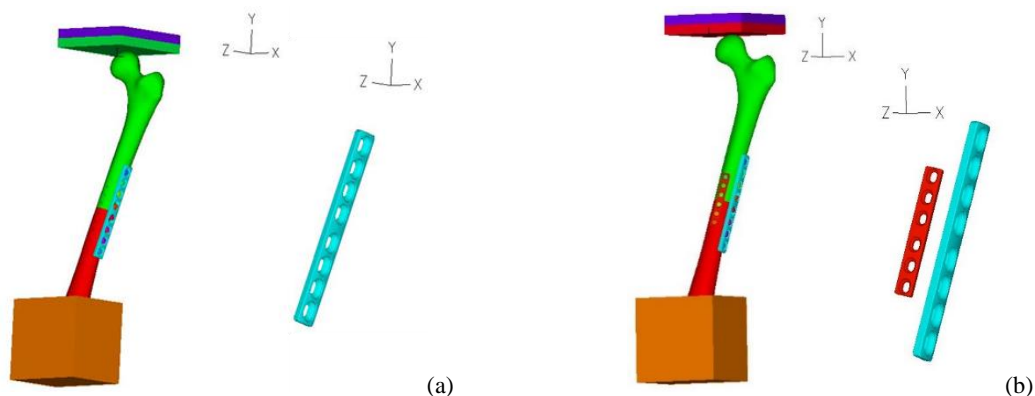


Figura 5.18 – Modelos numéricos estudados em *ADINA*® (a) modelo uma placa; (b) modelo duas placas.

O posicionamento definido para as placas baseou-se nas previsões anteriores, relativas ao estudo da posição ideal das placas (Alves, 2017), que conduziram à definição da posição 0° para uma placa e às posições $0^\circ - 90^\circ$ para o modelo de duas placas. A osteotomia é definida a partir de um corte na zona central da diáfise do fémur, perpendicular ao eixo anatómico do fémur, separando a parte distal da proximal.

A compressão é realizada no fémur, quando são colocadas as placas de osteossíntese, e é garantida pelo posicionamento dos dois parafusos mais próximos da osteotomia (opostos à osteotomia). A colocação das placas com alguma inclinação relativamente à osteotomia, pelo aperto dos parafusos, simula o movimento de compressão entre as duas partes do fémur e, por isso são designados de parafusos de compressão. Os restantes parafusos estão posicionados perpendicularmente à placa e são apenas parafusos de fixação, Figura 5.19. Os parafusos foram modelados de forma simplificada, considerando o seu diâmetro médio.



Figura 5.19 – Posicionamento dos parafusos na placa de 8 furos.

As condições de solicitação consideram uma força aplicada na cabeça do fémur, a qual é exercida através de uma placa em contacto com a superfície superior da cabeça do fémur. Nesta placa é aplicada uma pressão uniforme, tal como se representa na Figura 5.20. A pressão atua na direção normal ao plano XZ segundo a direção do eixo Y . Tal como referido anteriormente, para simular os ensaios experimentais realizados considerou-se que a parte distal do fémur está envolvida num bloco, identificado na Figura 5.20, que garante o encastramento do fémur e que os ensaios experimentais verificam as condições previstas na norma F384-12 (ASTM, 2014).

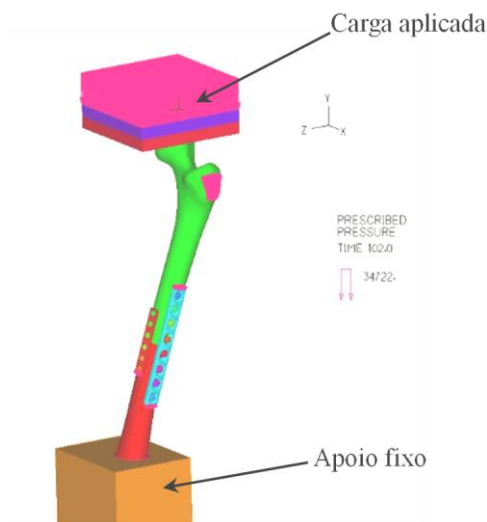


Figura 5.20 – Posicionamento do bloco para aplicação de carga no fémur.

O modelo considera uma sequência de aperto dos parafusos, importante no contexto da simulação das condições reais de aplicação. Os parafusos modelados são do tipo *3D-Solid*

(designação do *software*) com um tratamento especial do tipo *Bolt*, que permite especificar a força de pré-tensão, e/ou a redução do seu comprimento, para simular o aperto dos mesmos ao longo do tempo. Quer nos modelos de uma placa, quer nos modelos de duas placas, os parafusos próximos da osteotomia são os primeiros a apertar, com uma força de pré-tensão de 200 *N*, sendo o primeiro a apertar o cortical distal, e depois o da cortical proximal. Posteriormente, são apertados os restantes parafusos, intercalando a zona distal e proximal, aumentando gradualmente o valor de força de aperto dos parafusos até realizar um aperto final de 1000 *N* em todos os parafusos⁶. No modelo de duas placas o procedimento de aperto é idêntico, sendo intercalado o aperto entre as duas placas. Ou seja, inicialmente é apertado o parafuso de compressão na zona distal da placa de oito furos, e depois o parafuso de compressão da zona proximal da mesma placa, de seguida repete-se este procedimento para a placa de seis furos, e só depois se apertam os parafusos de fixação da placa de oito furos e de seis furos, respetivamente. Esta sequência está representada, na Figura 5.21 (a) e (b) utilizando números para indicar a ordem de aperto (por ordem crescente).

6 Dissertação de Mestrado, com o título ‘Avaliação do Comportamento Mecânico do Uso de Duas Placas de Osteossíntese na Estabilização de Aloenxertos, realizada por Raquel Maria Santos Nunes, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra em setembro de 2019.

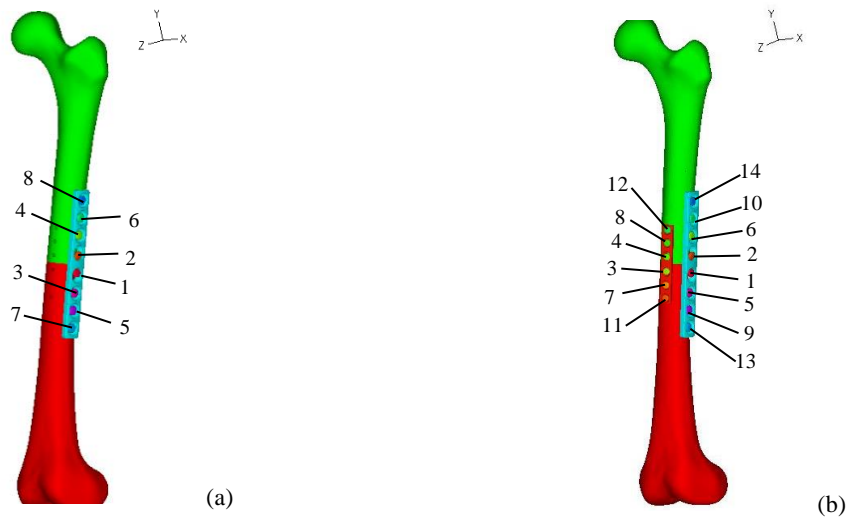


Figura 5.21 – Sequência de aperto dos parafusos. (a) modelo uma placa; (b) modelo duas placas.

Para simular a fixação inicial das placas de osteossíntese através de *clamps*, os quais em situação real servem para garantir o posicionamento das placas no bloco operatório, foi imposta a restrição de deslocamento nulo nas placas e na componente proximal do fêmur, restrição que será retirada quando os parafusos estiverem todos apertados. Na Figura 5.22(a) estão identificadas as superfícies do modelo de uma placa onde foram impostos deslocamentos nulos, enquanto na Figura 5.22(b) estão identificadas as superfícies com deslocamento nulo com duas placas.



Figura 5.22 – Aplicação de deslocamentos nulos, nos modelos: (a) modelo uma placa;
(b) modelo duas placas.

A imposição do deslocamento nulo permite que, enquanto se realiza a sequência de aperto dos parafusos, os corpos não apresentem movimento de corpo rígido até à aplicação do carregamento. Os deslocamentos nulos são removidos no instante anterior à aplicação da solicitação mecânica considerada.

As condições de contacto entre os componentes do modelo consideram a continuidade de material entre as superfícies de contacto dos vários componentes. As zonas de contacto entre o osso e as placas foram definidas com continuidade de material, as restantes superfícies, tais como as zonas de contacto entre o osso e as placas, e entre as placas e os parafusos mantêm a possibilidade de existir movimento relativo entre elas.

Após um estudo de convergência, o tamanho da aresta do elemento finito otimizado foi de 2 mm. Nas zonas mais críticas, tais como os parafusos, as placas de osteossíntese e zona dos furos no fémur, a malha foi refinada tendo o elemento um tamanho de aresta da ordem de 0,5 mm. Assim, o modelo contém 1 459 856 e 1 772 512 elementos para o modelo com uma placa e duas placas, respetivamente.

Foi utilizado um elemento finito *3D-Solid* (biblioteca do *software*), sólidos hexaédricos regulares não estruturados, de 8 nós e 3 graus de liberdade por nó, correspondente aos deslocamentos nos 3 eixos ortogonais. Este elemento, implementado também no modelo numérico dos fixadores externos, conforme já referido, pode ser visualizado na Figura 4.31. A Figura 5.23 ilustra alguns detalhes da malha considerada nos modelos.

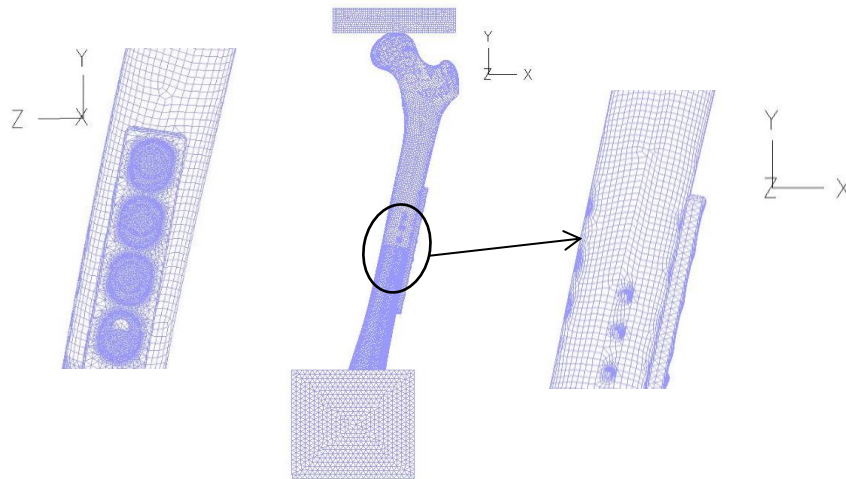


Figura 5.23 – Detalhes da malha aplicada ao modelo de elementos finitos.

5.3.5 Resultados Numéricos

A primeira análise dos resultados envolve a distribuição dos deslocamentos segundo o eixo vertical, isto é, na direção do eixo Y aplicado no conjunto fêmur / placas de osteossíntese. Pode-se afirmar que, tal como seria de esperar, devido ao aumento da rigidez do conjunto com a introdução da segunda placa, a magnitude dos deslocamentos diminui, Figura 5.24.

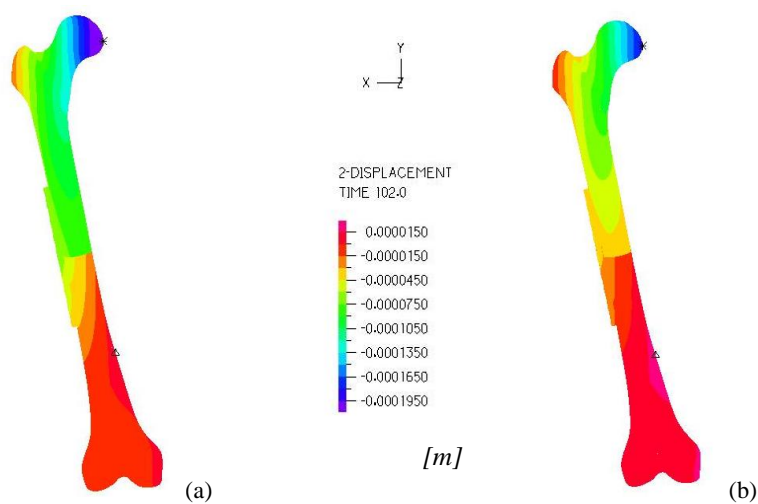


Figura 5.24 – Distribuição dos deslocamentos na direção Y , nos modelos:

(a) modelo uma placa, (b) modelo duas placas.

O deslocamento segundo as direções X e Y na espessura da placa de oito furos para os dois modelos, é maior segundo a direção X e diminui da zona proximal para a distal. Contudo, na Figura 5.25 é possível observar que a zona com maior deslocamento é diferente nos dois modelos. O ponto com maior deslocamento está identificado com um triângulo e no modelo de uma placa esse ponto surge na vizinhança proximal da osteotomia, enquanto no modelo de duas placas surge no ponto mais proximal da placa. A introdução da segunda placa no modelo traduz-se numa diminuição do deslocamento em X e Y de aproximadamente 18%.

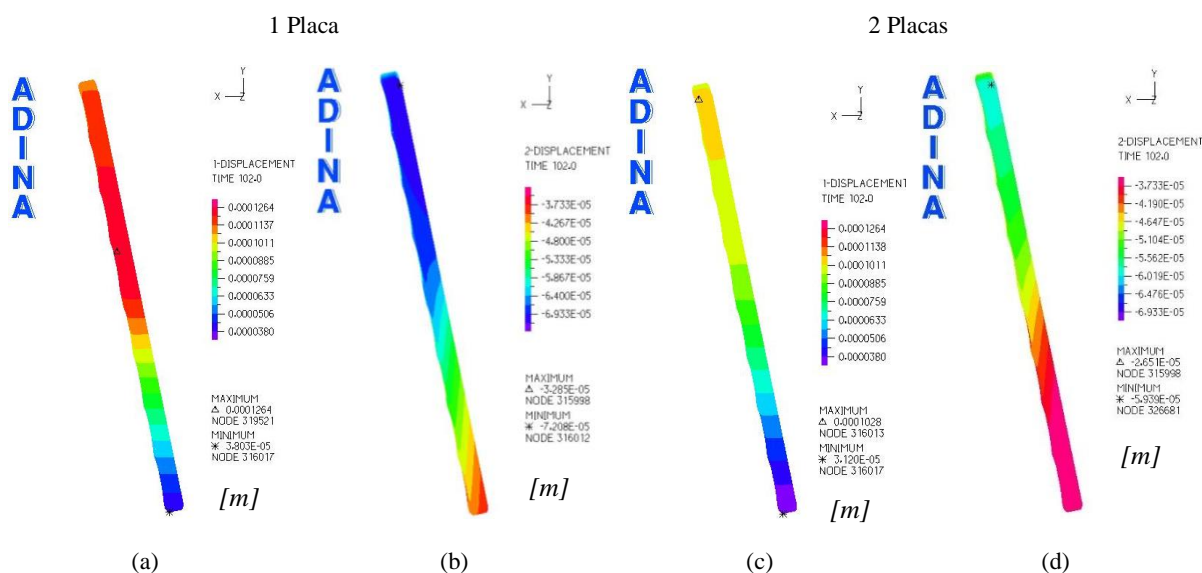


Figura 5.25 – Distribuição dos deslocamentos na espessura da placa de oito furos: a) deslocamento horizontal e b) deslocamento vertical, no modelo de uma placa; c) deslocamento horizontal e d) deslocamento vertical, no modelo de duas placas.

Numa observação das tensões de *von Mises* nos parafusos, verifica-se que estas são máximas nos parafusos mais próximos da osteotomia da zona proximal, tal como se apresenta na Figura 5.26. A análise dos valores máximos de tensão de *von Mises* nos parafusos mais próximos da osteotomia mostra uma redução de, aproximadamente, 32%, quando aplicada a segunda placa de osteossíntese.

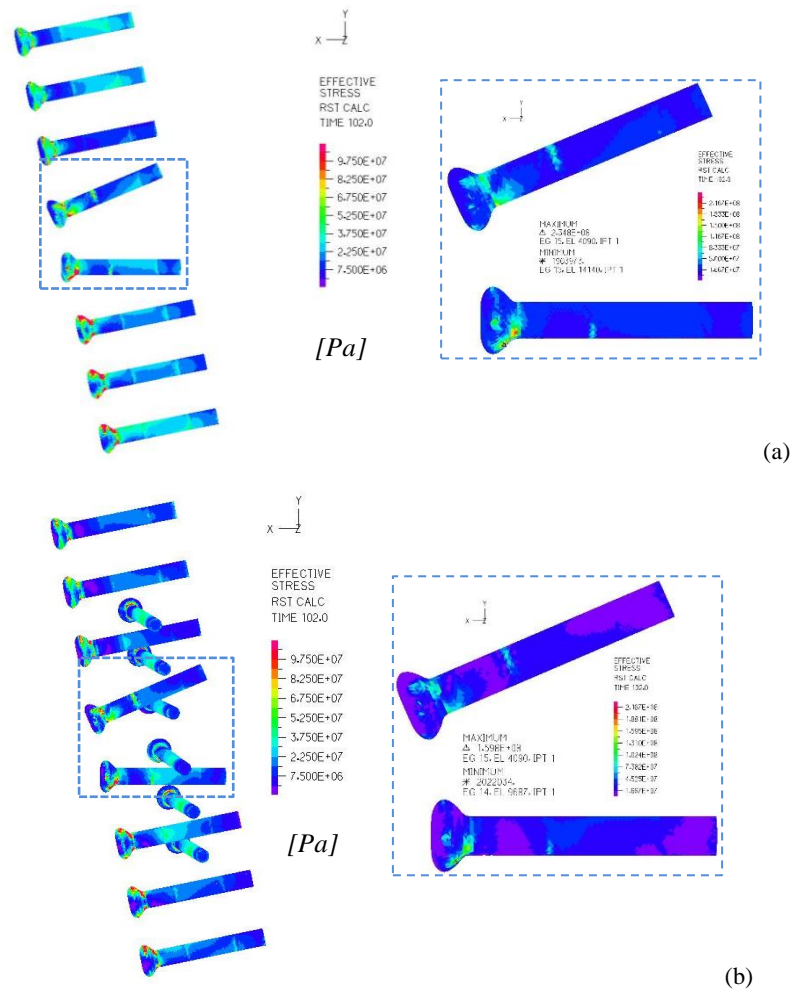


Figura 5.26 – Distribuição das tensões de *von Mises* nos parafusos. (a) modelo uma placa, (b) modelo duas placas.

A avaliação comparativa da distribuição das tensões de *von Mises* nas placas de osteossíntese, mostra que existem tensões mais elevadas nos furos mais próximos da osteotomia na zona proximal do fémur. Os resultados mostram que com a introdução da segunda placa as tensões nas placas diminuem em termos comparativos na placa de oito furos, tal como se pode observar na Figura 5.27. As tensões máximas no modelo de uma placa situam-se na zona da osteotomia, e que com introdução da segunda placa as tensões máximas na placa de oito furos passam a estar localizadas nos furos mais próximos da osteotomia, mas da zona proximal. Além disso, no modelo de duas placas a tensão máxima passa a situar-se na segunda placa.

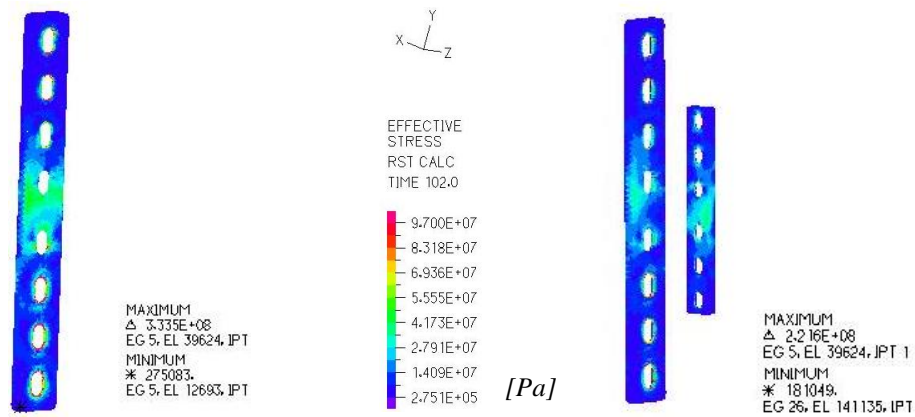


Figura 5.27 – Tensão de *von Mises* nos dois modelos em estudo.

As tensões de *von Mises* na espessura da placa de oito furos são apresentadas na Figura 5.28, observa-se que os maiores valores de tensão ocorrem na zona central da placa, no caso do modelo uma placa, mas quando é adicionada a segunda placa as tensões máximas surgem no local dos parafusos mais próximos da osteotomia da zona proximal, como se observa na Figura 5.28.

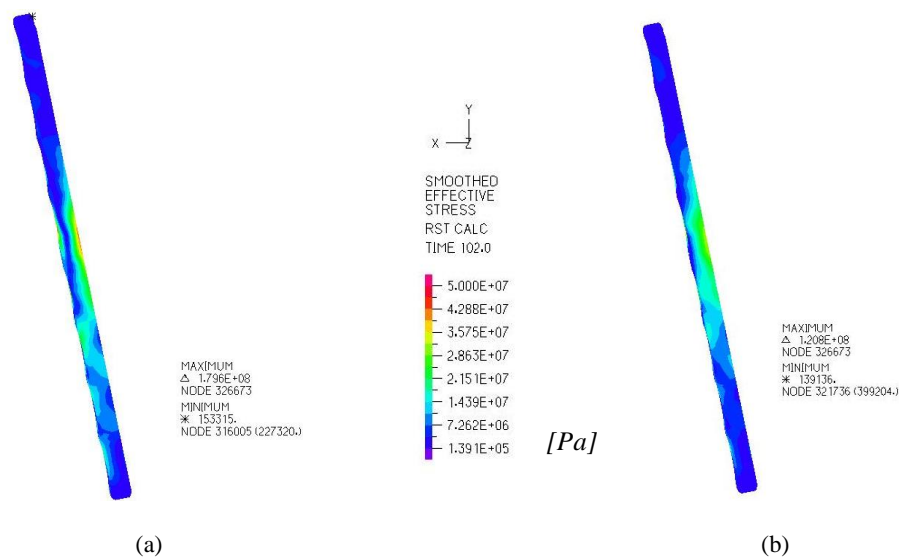


Figura 5.28 – Distribuição da tensão de *von Mises* na espessura da placa de oito furos.

(a) Modelo numérico de uma placa, (b) Modelo numérico de duas placas.

Um dos aspetos relevantes a observar comparativamente nos dois modelos, envolve a análise à distribuição da pressão de contacto entre as superfícies da osteotomia. A Figura 5.29 apresenta

esquemáticamente os resultados, que evidenciam maior uniformidade desta distribuição na superfície de contacto para o modelo com duas placas, além de apresentarem maior magnitude de força de contacto, a qual aumenta cerca de 10% na osteotomia.

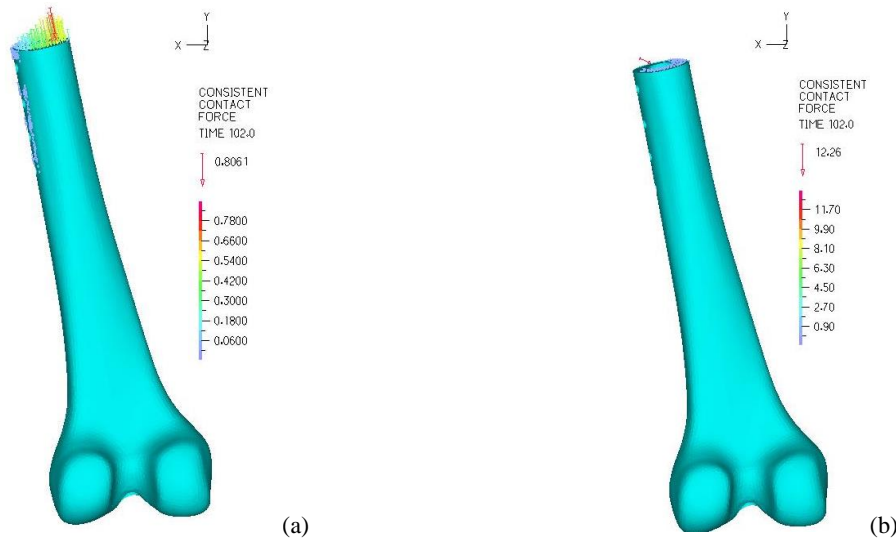


Figura 5.29 – Forças de contacto entre as superfícies da osteotomia. (a) modelo uma placa, (b) modelo duas placas.

Para avaliar as tensões principais que ocorrem nas placas foram definidas áreas, que representam os extensómetros roseta e lineares aplicados no modelo experimental, como se identifica na Figura 5.31. Atendendo que a nível experimental a avaliação do estado plano de tensão é efetuada a nível bidimensional, e o modelo numérico considera o estado plano de tensão tridimensional, foi necessário converter as deformações globais dos elementos sólidos 3D em deformações de superfície. Procedeu-se ao cálculo das tensões principais, a partir da equação (5.1), caracterizando o estado plano bidimensional.

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (5.1)$$

Os valores da Tabela 5.5, foram obtidos nas regiões ocupadas pelos extensómetros roseta aplicados experimentalmente nas placas de 8 furos, e indicam que com a introdução da segunda

placa diminuem os valores da tensão principal na superfície da zona central da placa de oito furos.

Tabela 5.5 – Tensões principais nas placas de oito furos nos dois modelos.

	σ_1 [MPa]	σ_2 [MPa]	
R2P8	5,03	-0,13	Modelo Uma Placa
R1P8	12,75	-0,14	Modelo Duas Placas

5.4 Avaliação Experimental

No sentido de avaliar experimentalmente, e de modo comparativo, o comportamento estrutural da montagem com uma placa e duas placas, foi desenvolvida e implementada uma montagem experimental, representada na Figura 5.30. A autora desenvolveu e implementou este estudo experimental em atividade de supervisão, e no contexto da orientação de uma dissertação de mestrado, (Pinto, 2018)⁷.

5.4.1 Montagem Experimental

A metodologia experimental utilizada considera a preparação da osteotomia e colocação das placas de osteossíntese pela equipa médica de apoio ao trabalho. As placas foram, posteriormente, instrumentadas com extensómetros, de modo a obter uma análise experimental de tensões em localizações bem definidas. Complementarmente, foi feita a preparação de uma das superfícies laterais de cada placa, de modo a ser possível a análise através de correlação de

⁷ Dissertação de Mestrado, sob orientação da autora, com o título ‘Avaliação experimental da avaliação do uso de uma ou duas placas de osteossíntese na consolidação óssea de fraturas em ossos longos’, realizada por Ângela Isabel da Costa Pinto, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra em julho de 2018.

imagem. A parte inferior do fémur de cada modelo é ancorada num bloco de alumínio, cujas superfícies interiores permitem o encaixe, quase perfeito, dos côndilos do fémur, designado por apoio fixo. O bloco de alumínio garante a correta posição do fémur considerando 11° no plano frontal e 9° no sagital, segundo Lopes, (Lopes, 2014). Os ensaios experimentais foram executados numa máquina de teste universal SHIMADZU® AG-10 com célula de carga de 5 kN e *software* TrapeziumX, sendo o apoio fixo ancorado rigidamente na parte inferior do equipamento. Na extremidade da haste de atuação da máquina é aplicada uma placa de carregamento com contacto direto com a cabeça do fémur. Esta placa é constituída por um disco em alumínio de 110 mm de diâmetro e 12 mm de espessura e foi acoplado na máquina de testes através de perno roscado M12x1,5. No disco de alumínio foi também colado um outro disco em PA6 com 100 mm, para evitar provocar danos na cabeça do fémur durante os ensaios experimentais.

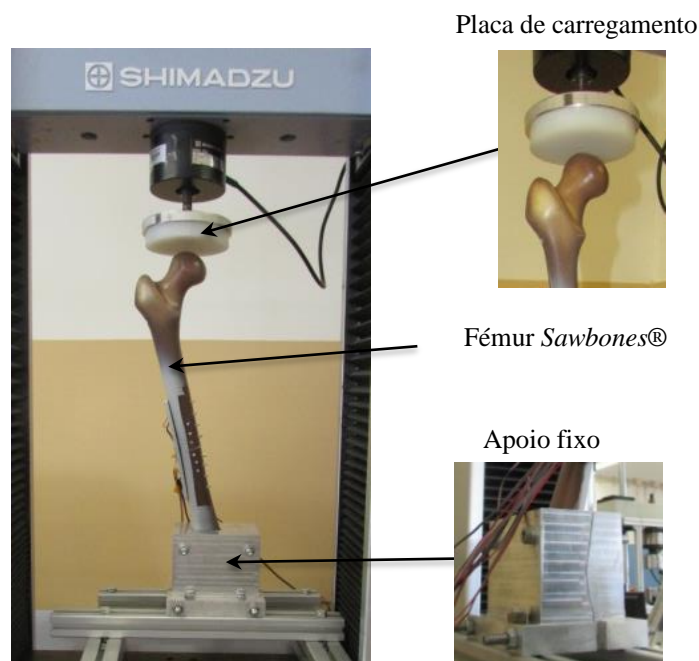


Figura 5.30 – Montagem Experimental.

Montagem das Placas de Osteossíntese

Tratando-se de um trabalho comparativo, e atendendo às dificuldades em obter placas de osteossíntese comerciais, optou-se por maquinar a geometria desenvolvida para as referidas placas. As placas foram assim produzidas por fabrico subtrativo, em aço X42Cr13 constituído por 0,38% de carbono e 13,6% de cromo, com módulo de *Young* de 200 *GPa*, coeficiente de *Poisson* de 0,3 e uma tensão limite de cedência à compressão de 1280 *MPa*.

A fixação das placas foi realizada pela equipa médica de apoio a este trabalho, a qual seguiu o protocolo real de aplicação. Inicialmente, é realizado um furo no osso do fémur com um diâmetro inferior ao do diâmetro do parafuso, como preparação da superfície. Esta preparação garante o alinhamento e reduz o calor gerado no aperto de cada parafuso. O procedimento envolve em primeiro lugar a aplicação dos parafusos centrais, provocando a compressão do osso, sendo a sequência de aperto simétrica e sequencial, tal como se indica na Figura 5.21, idêntico ao procedimento efetuado no modelo numérico, de modo a ser possível fazer a comparação de resultados.

A sequência de aperto é igual no caso de aplicação de duas placas, sendo primeiro colocados os parafusos da primeira placa (8 furos) e depois os da segunda placa (6 furos).

A técnica de extensometria foi usada para avaliar as tensões e deformações que ocorrem nos modelos quando realizado o ensaio de compressão.

Condições de Ensaio

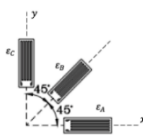

Após a montagem das placas no fémur estas foram instrumentadas, tal como se descreve nas secções seguintes do presente capítulo. De seguida foi preparado todo o sistema de aquisição, com os equipamentos utilizados para a conexão e transporte de sinal. Os ensaios foram realizados em contexto laboratorial, com ambiente controlado. Cada ensaio foi realizado com

uma velocidade de avanço de 1 mm/s e, foi aplicada uma força de 300 N durante 30 s. Foram realizadas 5 aquisições pelo menos, para garantir a repetibilidade do ensaio, com um tempo de espera entre cada uma de 20 minutos para recuperação do protótipo.

5.4.2 Avaliação Experimental com Extensometria

Tendo em conta que o estudo envolvia a análise das deformações nas placas, uma das componentes experimentais de avaliação envolveu o recurso a extensometria elétrica por resistência, metodologia simples de implementar. Dada a geometria das placas e o seu posicionamento, foram selecionadas rosetas extensométricas de 45° e extensômetros lineares, da marca HBM®, com a referência e características apresentadas na Tabela 5.6 ambos com resistência nominal de 350 Ohms e grelha de medição de 3 mm.

Tabela 5.6 – Propriedades dos extensômetros.

		Referência	Resistência [Ω]	Fator de ganho
	Roseta	K-CRY8-0015-1-350-3-030	350 ± 1,00%	A: 1,93 ± 1,5%
				B: 1,94 ± 1,5%
				C: 1,93 ± 1,5%
	Linear	1-LY11-3/350	350 ± 0,35%	2,00 ± 1,0%

Os locais definidos para a colocação dos extensômetros foram identificados por vários estudos (Cheal *et al.*, 1983), assim como a partir dos resultados numéricos, tendo sido posicionados nas zonas correspondentes à maior solicitação e, onde fosse possível proceder a uma colagem adequada. Foram aplicadas três rosetas extensométricas pré-cabladas, uma na placa de seis furos, na zona frontal entre os dois furos centrais (R2P6), e duas nas placas de oito furos (R2P8, na montagem com 2 placas e R1P8, na montagem com 1 placa), tal como ilustra a Figura 5.31.

Foram aplicados quatro extensómetros lineares em ambas as placas de oito furos, um par em cada montagem considerada, posicionados junto à zona imediatamente após a osteotomia, na direção do eixo da placa (Cheal *et al.*, 1983; El-Sayed *et al.*, 2001) (Figura 5.31). A direção do posicionamento do extensómetro de cada roseta é coincidente com a direção de cada extensómetro linear, designados por L2P-I (linear, localizado na zona inferior à osteotomia) e L2P-S (linear, localizado na zona superior à osteotomia) na montagem com duas placas, e L1P-I (linear, localizado na zona inferior à osteotomia) e L1P-S (linear, localizado na zona inferior à osteotomia) na montagem com uma placa.

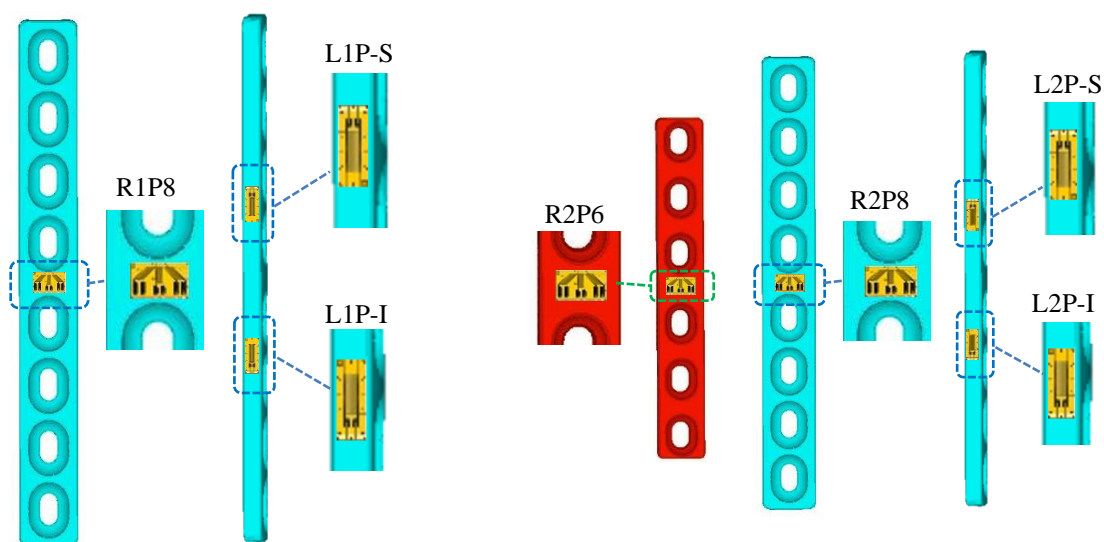


Figura 5.31 – Posicionamento dos extensómetros lineares e roseta nos modelos.

Os extensómetros foram ligados cada um em quarto de ponte, a um sistema de aquisição da *National Instruments*[®], com duas placas com a referência 9219 (Figura 5.32(a)) convergentes num chassis com a referência NI-cDAQ-9174, (Figura 5.32(b)), permitindo o registo do sinal de todos os extensómetros ao mesmo tempo.



Figura 5.32 –Placa de aquisição de dados (a), Chassis (b).

A aquisição dos dados foi garantida através de um programa de aquisição, em linguagem *Labview*[®], com calibração automática. A Figura 5.33, mostra a interface *Labview*[®], utilizada para o modelo uma placa e para o modelo duas placas.

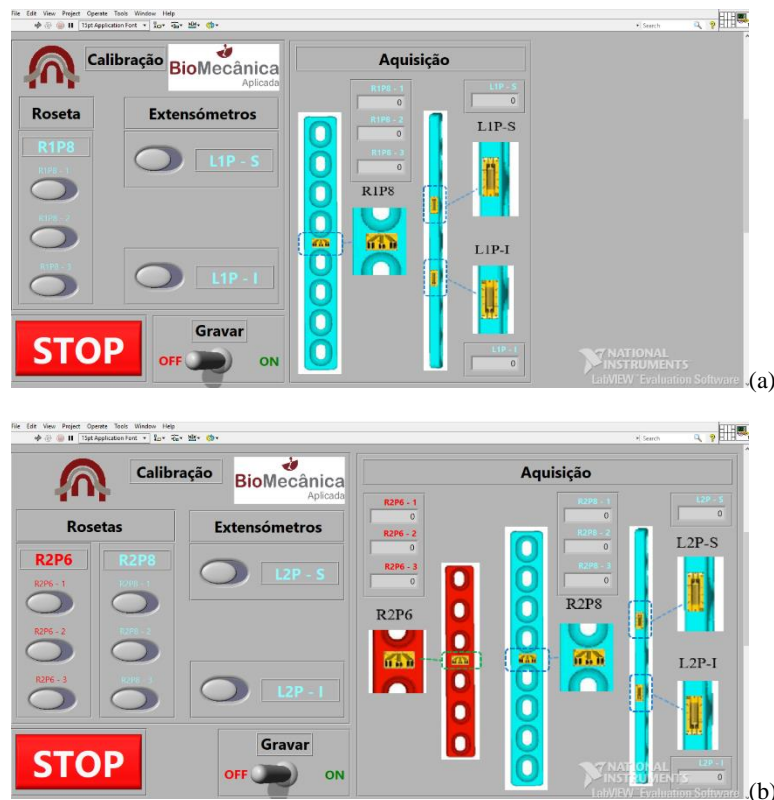


Figura 5.33 – Interface programa *Labview*[®]. (a) Modelo uma placa. (b) Modelo duas placas.

Segundo Bento *et al.* (Bento *et al.*, 2012), quanto mais instável for a zona da descontinuidade óssea, ou seja, quanto maior for a existência de movimentos entre as respectivas faces, maior será a solicitação do elemento de fixação, podendo levar à falha do componente, ou a deformações no mesmo. Numa osteotomia mais instável podem ocorrer maiores deformações, assim a fixação dupla permite uma maior estabilidade.

Dos resultados recolhidos experimentalmente, opta-se por proceder ao cálculo para as tensões lineares (extensómetros lineares) e tensões principais de *von Mises* (rosetas extensométricas).

As tensões principais são calculadas a partir da equação:

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{2} \left[\frac{\varepsilon_A + \varepsilon_C}{1 + \vartheta} \pm \frac{\sqrt{2}}{1 + \vartheta} \sqrt{(\varepsilon_A + \varepsilon_B)^2 + (\varepsilon_B - \varepsilon_C)^2} \right] \quad (5.2)$$

em que $\sigma_{1,2}$ ($\sigma_3 = 0$) representam as deformações principais, $\varepsilon_{A,B,C}$ corresponde à deformação no extensómetro da roseta a 0° , 45° e 90° (5.2) e ϑ representa o coeficiente de *Poisson* do material.

A partir das tensões principais calcula-se a tensão de *von Mises* através da equação (5.3).

$$\sigma_{vonMises} = \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} \quad (5.3)$$

A Tabela 5.7 descreve os resultados obtidos nos ensaios experimentais realizados.

Tabela 5.7. Tensões principais e de *von Mises* em cada roseta e tensões lineares em cada extensómetro.

	σ_1 [MPa]	σ_2 [MPa]	$\sigma_{von Mises}$ [MPa]	σ [MPa]
<i>Modelo 2 Placas</i>				
R2P8	4,08	-0,47	6,13	--
R2P6	6,45	-0,21	9,27	--
L2P-I				17,78
L2P-S				14,82
<i>Modelo 1 Placa</i>				
R1P8	34,07	-11,32	57,87	--
L1P-I				34,99
L1P-S				33,71

Observando os resultados na zona mais desfavorável das placas de oito furos, o valor máximo de tensão principal e de *von Mises* corresponde à roseta R1P8, do modelo de uma placa, tal como era esperado. Comparando este valor com o obtido na mesma zona da placa de oito furos com o modelo de duas placas (R2P8), observa-se uma diminuição do valor das tensões em cerca

de 84%. Também nos registos obtidos com os extensómetros lineares se observa uma redução em cerca de 48,9% nos extensómetros colados na parte superior, e 56,1% nos da parte inferior. Os resultados permitem afirmar que as tensões desenvolvidas são superiores no modelo de fixação de uma placa, quando comparado com o modelo de fixação de duas placas.

5.4.3 Avaliação Experimental com Correlação de Imagem

A correlação digital de imagem (DIC, do inglês *Correlation Digital Image*) foi também considerada na abordagem experimental, em particular para avaliar os deslocamentos na superfície lateral da placa de oito furos. A recolha de imagens foi realizada na resolução máxima 1624x1224 *pixels*, com duas câmaras de alta velocidade (*Point Grey GRAS-20S4M-C*), numa posição estereoscópica a aproximadamente 45°, e simétricas relativamente ao fémur. As cinco imagens, capturadas a cada segundo e processadas pelo *software VIC-3D 2012*, permitem registar os padrões de tinta preta na superfície das placas. A Figura 5.34 mostra a placa de oito furos preparada com o padrão para reconhecimento do *software* do sistema de aquisição, assim como a montagem experimental com este sistema.

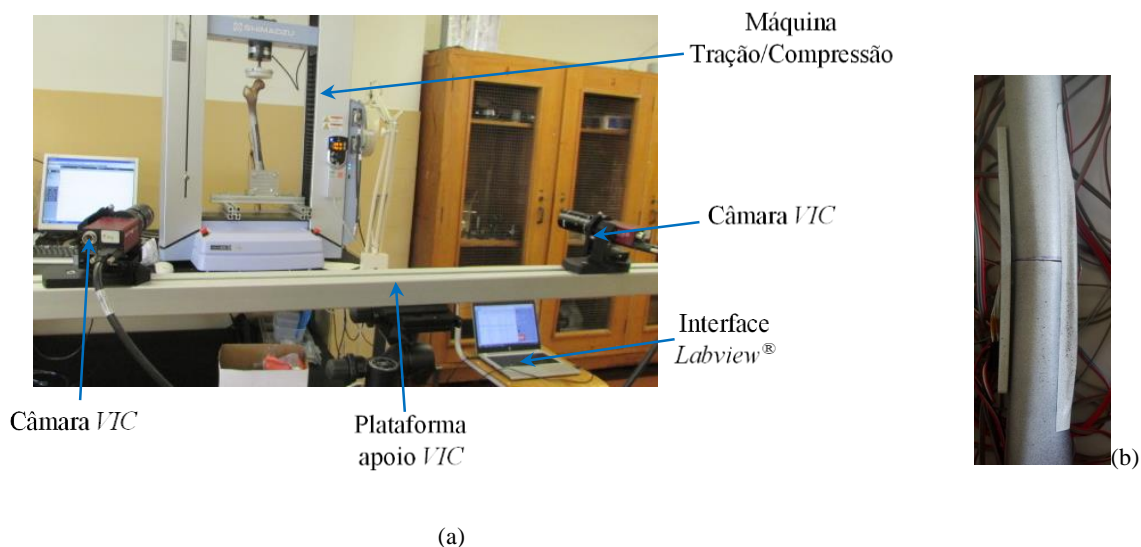


Figura 5.34 – Montagem experimental do VIC(a) e placa referência (b)

A calibração do sistema *VIC-3D* é um processo de correspondência das coordenadas pontuais das câmaras com as coordenadas reais do modelo, para que o modelo matemático ajuste a câmara relativamente à placa em estudo.

Na Figura 5.35 apresentam-se as imagens comparativas do deslocamento na direção horizontal (u) que ocorrem no plano da placa, considerando que a origem do sistema de eixo está localizada no centro de cada imagem, e a partir desse ponto coloca-se o sistema de eixos matemáticos. O deslocamento horizontal no modelo de uma placa é maior na zona da osteotomia. No entanto, no modelo de duas placas o deslocamento é menor na zona mais afastada da osteotomia da parte fixa do fémur aumentando na zona oposta.

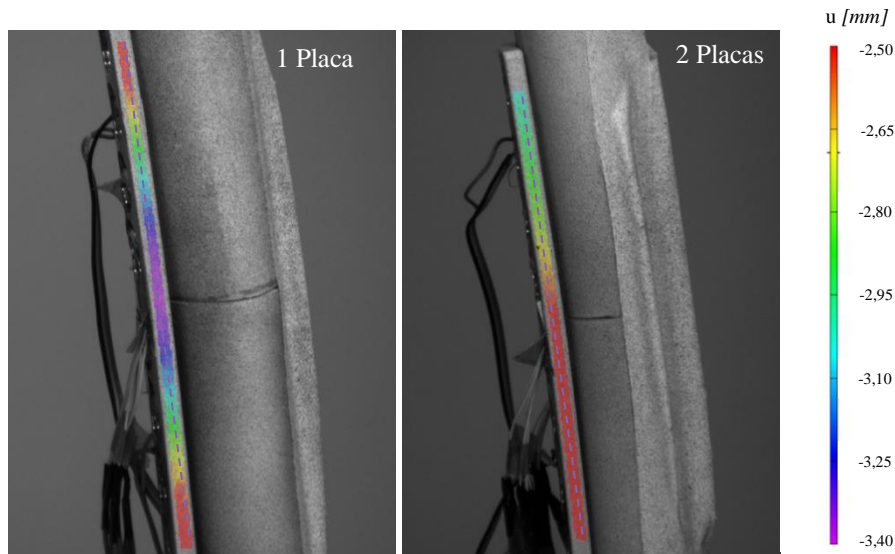


Figura 5.35 – Deslocamentos segundo a direção horizontal na lateral das placas de 8 furos.

A partir da linha tracejada apresentada nas imagens da Figura 5.35, pode-se avaliar a evolução do deslocamento ao longo da referida linha traçada, considerando o sentido dos eixos cartesianos. A evolução do deslocamento horizontal (Figura 5.36), ao longo da placa para os dois modelos, valida a visualização em termos de escala de cores visível anteriormente.

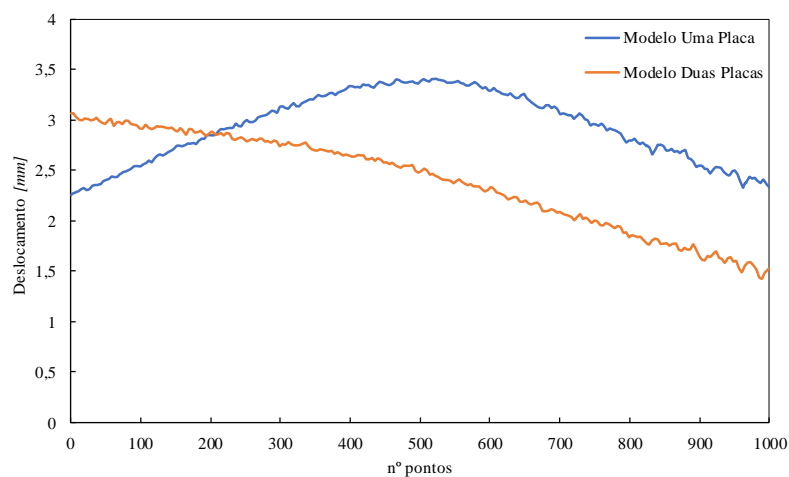
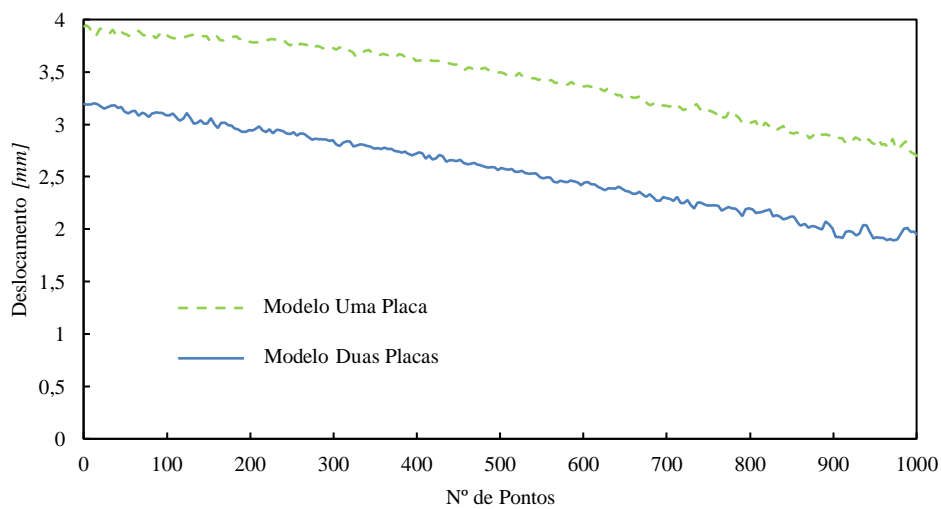
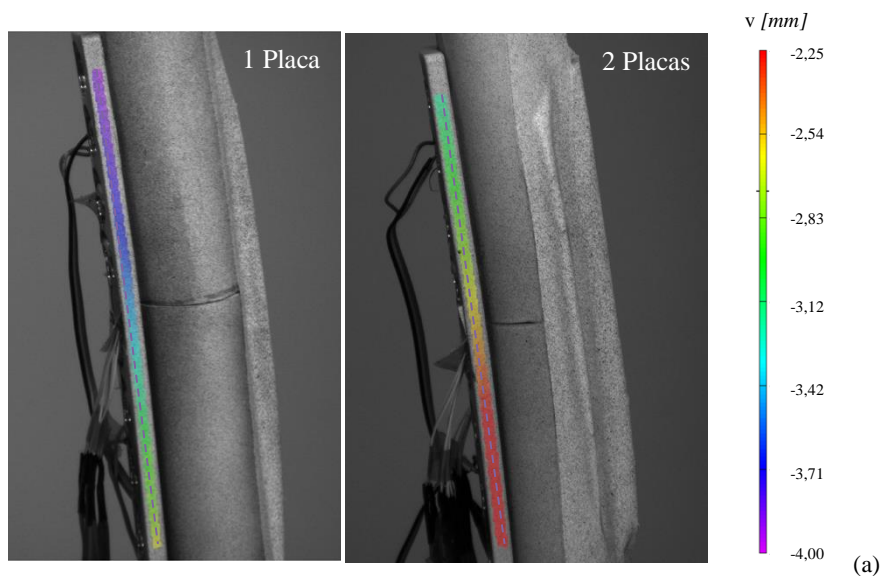


Figura 5.36 – Evolução do deslocamento u (horizontal) ao longo da placa.

O deslocamento horizontal máximo registado no modelo de uma placa ocorre na zona central da placa, no entanto, para o modelo de duas placas, como é mais rígido na zona distal, o deslocamento diminui da zona proximal para a distal.

Na Figura 5.37, observa-se que o deslocamento vertical tem um comportamento semelhante nos dois modelos, mas os valores de deslocamento são sempre inferiores para o modelo de duas placas. Quando se observa a correlação de imagem verifica-se que o deslocamento máximo ocorre na zona proximal, diminuindo ao longo da placa.



(b)

Figura 5.37 – Evolução do deslocamento vertical na placa de oito furos.

Do mesmo modo foram obtidos os valores da deformação principal máxima (ϵ_1) e mínima (ϵ_2) e de *von Mises* ($\epsilon_{von Mises}$). As Figura 5.38 e Figura 5.39 mostram que os valores máximos de deformação principal máxima e mínima ocorrem nas zonas dos parafusos. A deformação de *von Mises* possui valores mais elevados também na zona dos parafusos e na parte central da diáfise.

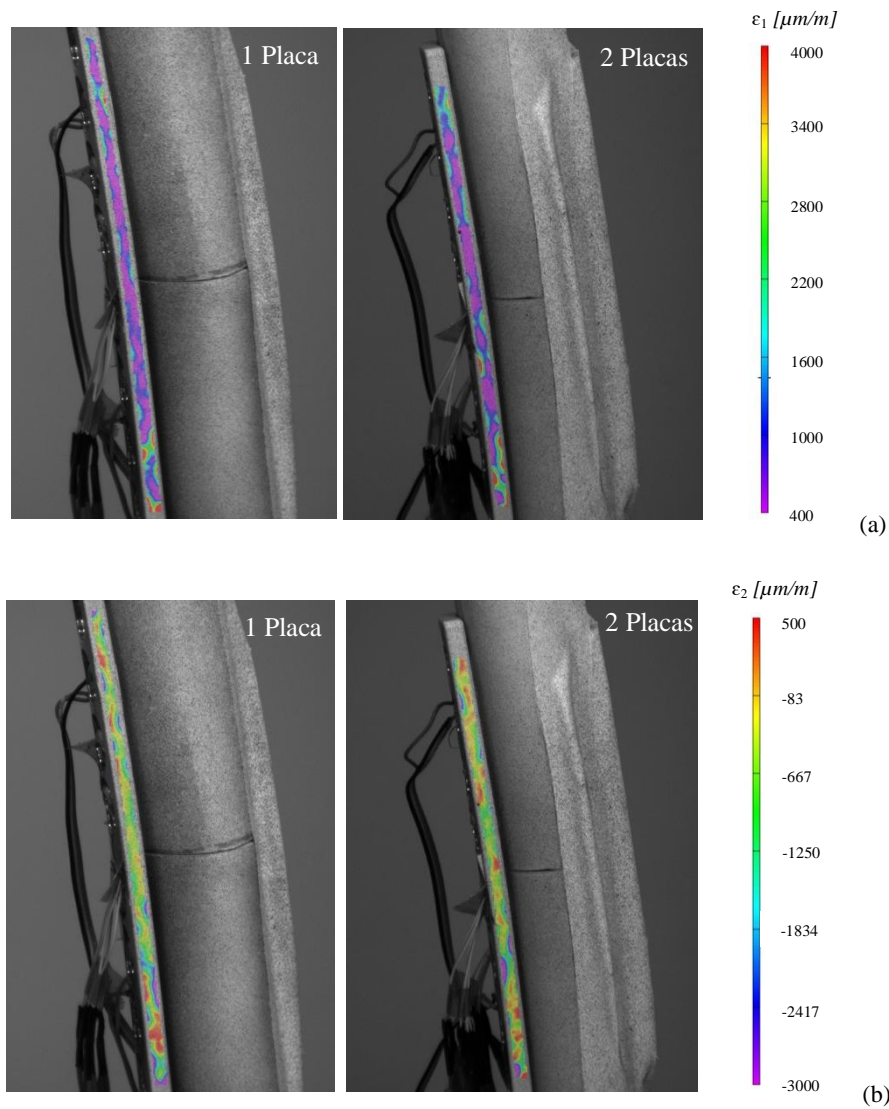


Figura 5.38 – Deformações na placa de oito furos. (a) deformação principal máxima, (b) deformação principal mínima.

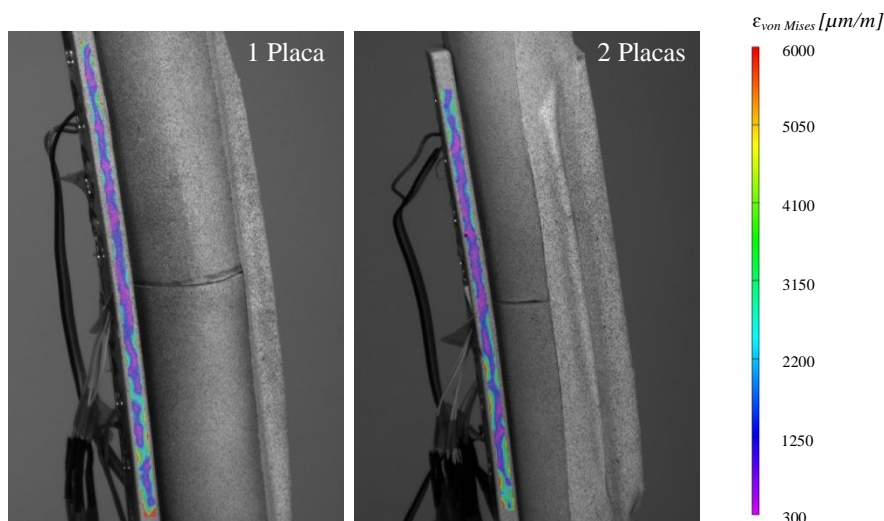


Figura 5.39 – Deformação de *von Mises* na placa de oito furos.

Com o modelo de fixação dupla os deslocamentos diminuem obtendo-se um modelo mais rígido, em conformidade com o defendido por Lindsey *et al.* (Lindsey *et al.*, 2009). Os valores registados no modelo de duas placas diminuem ao longo da placa, contrariamente ao que sucede para fixação simples, uma vez que os valores tendem a aumentar desde a extremidade superior até à zona intermédia, voltando a diminuir até à extremidade inferior.

5.5 Discussão

Os estudos descritos neste capítulo pretendem contribuir para a resposta à questão sobre a utilização de uma ou de duas placas de osteossíntese para estabilização de uma osteotomia.

É importante referir que a comparação quantitativa entre os valores numéricos e experimentais poderia conduzir a variações relativas significativas, pois é bastante difícil replicar o procedimento experimental realizado em contexto clínico, devido a grande variação de fatores que influenciam o aperto dos parafusos e placas. Assim, neste trabalho, é feita apenas a comparação qualitativa dos modelos experimentais e numéricos. Neste contexto, a comparação dos resultados sugere que a aplicação de duas placas para estabilização de fraturas, ou

osteotomias com aloenxertos, será uma solução benéfica. De facto, o modelo numérico de duas placas prevê o aumento da pressão de contacto na zona da osteotomia, assim como a uniformização deste contacto garantido maior área de contacto entre as partes. O modelo numérico preliminar permitiu, ainda, confirmar a posição ideal para a localização de uma segunda placa de forma a aumentar a área de contacto e consequentemente, a compressão entre as partes.

Relativamente ao comportamento estrutural das placas, os modelos numéricos e experimentais permitiram identificar as deformações ao longo das placas, sugerindo que a utilização das duas placas permite diminuir as deformações locais e, por isso, reduz a probabilidade de rotura das placas. Comparando a distribuição do deslocamento horizontal na espessura da placa de oito furos, Figura 5.25, dos modelos numéricos com a distribuição (variação) obtida através da correlação digital de imagem (Figura 5.37), é possível concluir que as duas distribuições são semelhantes. Os resultados qualitativos evidenciam que, a osteossíntese do fémur com uma placa permite maiores deslocamentos na proximidade da osteotomia do que a osteossíntese do fémur com duas placas. Assim, introduzindo uma segunda placa é possível garantir maior estabilidade na osteotomia devido à diminuição do deslocamento nessa zona.

Os resultados numéricos apresentados na Tabela 5.5 sugerem que em termos comparativos a introdução da segunda placa diminui as tensões aplicadas. Em relação às tensões principais, os valores de tensões principais adquiridos a partir dos extensómetros no modelo experimental (Tabela 5.7) permitiu concluir que com a introdução da segunda placa diminuem as tensões desenvolvidas nas placas.

Assim, tendo em conta os resultados a partir dos modelos numéricos biomecânicos que foram implementados, pode-se afirmar que a aplicação da segunda placa será benéfica, traduzindo-se numa melhor estabilização, o que pode favorecer a osteointegração, reduzindo o tempo de recuperação do paciente.

6 Conclusões e Desenvolvimentos Futuros

No presente capítulo são apresentadas as conclusões e sugeridos desenvolvimentos futuros, alguns destes já em curso.

Os estudos que se descreveram envolveram dois métodos de fixação óssea distintos, nomeadamente com fixadores externos e com placas de osteossíntese, habitualmente utilizados em cirurgia ortopédica. Estes dispositivos são regularmente aplicados por médicos ortopedistas, dependendo da lesão ou patologia associada com necessidade de tratamento, de modo a garantir uma rápida recuperação dos pacientes e as melhores condições de vida.

Numa parte dos estudos, com o fixador externo *Orthofix*[®], foi inicialmente identificado o comportamento mecânico dos vários componentes e do seu conjunto, que permitiu perceber a distribuição das forças e da pressão na simulação da osteotomia considerada. Observou-se, ainda, que os pinos mais próximos da osteotomia, posicionados no *clamp* móvel, estão sujeitos a maior solicitação mecânica, o que justifica o porquê de serem esses pinos os primeiros a cederem e a fraturarem. Esta falência dos pinos pode ser justificada pelo facto de à medida que a consolidação vai ocorrendo, a estimulação óssea começa a ser mais difícil, o que acarreta maior esforço aos pinos.

Estes resultados permitiram desenvolver um sistema eletromecânico, para acoplar ao *rail* do fixador que admite a introdução controlada dos micromovimentos necessários para a consolidação óssea, determinante, por exemplo, no contexto de doentes acamados ou com mobilidade reduzida. Este sistema eletromecânico apresentou também um conjunto de resultados na avaliação da consolidação do calo ósseo, de modo a ajudar o médico ortopedista na decisão da remoção do fixador. A metodologia proposta, e com resultados promissores, recorre à informação recolhida a partir do consumo do micromotor instalado

no *rail*, sendo por isso uma técnica não intrusiva para o paciente. Além disso, este promissor procedimento pode também vir a ser utilizado no acompanhamento da evolução do tratamento em curso, sem necessidade de realização de exames complementares, que introduzem radiações ao paciente. O diagnóstico da evolução da consolidação do calo ósseo pode, assim, vir a ser realizado recorrendo à relação entre o consumo de energia do micromotor e a rigidez do calo ósseo.

A nível de alongamento ósseo, o sistema eletromecânico pode também representar uma mais valia em tratamentos associados a alongamento, já que a sua manipulação pode ser programada pelo médico ortopedista, garantido uma distração óssea com passos discretos mais suaves e de modo automatizado. A estimulação pode ser ajustada pelo médico consoante a fase de consolidação em que o osso se encontra, sendo fácil de programar e implementar.

O estudo biomecânico realizado com as placas de osteossíntese envolveu, além da análise ao seu comportamento estrutural nas condições consideradas, a identificação do melhor posicionamento de uma segunda placa, procedimento usado clinicamente por várias equipas médicas a nível mundial. Os resultados demonstraram, através da realização de estudos numéricos e experimentais, que o uso de duas placas de osteossíntese induzem menores solicitações mecânicas, permitem uma melhor estabilização da osteotomia, reduzindo a ocorrência de movimentos indesejados, o que deverá conduzir a uma melhor osteointegração, e menor probabilidade de falência das placas. Em termos de otimização, os resultados demonstraram que a segunda placa deve ser posicionada fazendo um ângulo de aproximadamente 90° com a primeira placa, sendo o posicionamento anatómico mais favorável para a sua aplicação, quer a nível de acesso quer em termos de vascularização das áreas envolventes, dada a uniformização da pressão de contacto entre as partes.

Este estudo mostrou, ainda, que os parafusos mais solicitados são os mais próximos da osteotomia, diminuindo as tensões que lhes estão associadas quando se aumenta a rigidez do conjunto, o que acontece com a aplicação de uma segunda placa.

Assim, a colocação da segunda placa, se desejável e possível, sugere a diminuição da probabilidade de rotura das placas, com a consequente necessidade de substituição das mesmas, o que a acontecer induziria maior tempo de recuperação do paciente, bem como acarretaria maiores custos associados ao sistema de saúde.

Tal como referido atrás, apesar de alguns centros a nível mundial já implementarem o procedimento com duas placas de osteossíntese, o porquê das vantagens do uso não estava, de acordo com o conhecimento da autora, demonstrado em termos de estudos biomecânicos semelhantes ao que se apresenta. Mas, apenas através do acompanhamento médico do que se ia verificando a nível de osteointegração. Assim, as conclusões retiradas do presente estudo, pretendem contribuir para um melhor entendimento por parte das equipas médicas, sobre o comportamento observado a nível ósseo quanto a esta escolha, de modo a decidirem de forma mais assertiva sobre o tratamento a usar.

Relativamente a trabalhos futuros aplicados aos fixadores externos, pretendem-se implementar novos estudos com um micromotor com características mais potentes, de modo a interpretar de forma mais consistente os resultados obtidos para valores de rigidez de calo ósseo mais elevados. Além disso, propõe-se a criação de uma interface justaposta aos motores acoplados ao fixador, que permita ao médico responsável realizar a programação da estimulação a aplicar, mediante os dados que vão sendo obtidos pela análise do comportamento do micromotor. Também, o estudo da adaptação do sistema mecânico a outros fixadores, não ficando limitado a apenas um tipo de fixador, é um avanço a ser considerado em trabalhos futuros.

No caso dos fixadores internos sugere-se o estudo da funcionalidade da aplicação da segunda placa com dimensões diferentes das atualmente usadas, para perceber se a dimensão da segunda placa na fixação da osteotomia incorpora benefícios para uma mais rápida recuperação. Também uma eventual alteração da geometria das placas pode ser avaliada, de modo a obter uma otimização a nível de pressão de contacto entre as partes.

Bibliografia

- Albergo, J., Gaston, C., Aponte-Tinao, L., Ayerza, M., Muscolo, L., Farfalli, G., Jeys, L., Carter, S., Tillman, R., Abudu, A., & Grimer, R. (2017). Proximal Tibia Reconstruction After Bone Tumor Resection: Are Survivorship and Outcomes of Endoprosthetic Replacement and Osteoarticular Allograft Similar? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 475(3), 676–682. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-4843-y>
- Alves, P. (2017). *Uma ou Duas Placas de Osteossíntese em Fraturas no Fêmur? Estudo Numérico Comparativo*. Dissertação de Mestrado-ISEC.
- Amaro, A., Paulino, M., Roseiro, L., & Neto, M. (2019). The Effect of External Fixator Configurations on the Dynamic Compression Load : An Experimental and Numerical Study. *Applied Sciences*, 10(3), 1–20. <https://doi.org/10.3390/app10010003>
- Aponte-Tinao, L., & Ayerza, M. (2015). Should Fractures in Massive Intercalary Bone Allografts of the Lower Limb Be Treated With ORIF or With a New Allograft? *Clin Orthop Relat Res*, 473, 805–811. <https://doi.org/10.1007/s11999-014-3659-x>
- ASM International. (1998). Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials. In *Metals Handbook* (Vol. 2). <https://doi.org/10.1007/s004310050884>
- ASTM. (2014). Standard Specification and Test Methods for Intramedullary Fixation Devices 1. *Astm*, 03(Reapproved 2012), 1–18. <https://doi.org/10.1520/F1264-03R12>. Copyright
- Bartnikowski, N., Claes, L., Koval, L., Glatt, V., Bindl, R., Steck, R., Ignatius, A., Schuetz, M., & Epari, D. (2016). Modulation of fixation stiffness from flexible to stiff in a rat model of bone healing. *Acta Orthopaedica*, 3674(November). <https://doi.org/10.1080/17453674.2016.1256940>
- Bento, D., Motta, G., Darlan, D., Reis, M., & Silva, L. (2012). Avaliação de placas para osteossíntese em fraturas do fêmur através de simulação computacional pelo método dos elementos finitos. *SEPEI 2013*, 1, 4–7.
- Betts, D., & Müller, R. (2014). Mechanical regulation of bone regeneration: Theories, models, and experiments. *Frontiers in Endocrinology*, 5(DEC), 1–14. <https://doi.org/10.3389/fendo.2014.00211>

- Bisaccia, M., Meccariello, L., Rinonapoli, G., & Colleluori, G. (2016). The history of external fixation, a revolution idea for the treatment of limb's traumatizes and deformities: from Hippocrates to today. *Canadian Open Orthopaedics and Traumatology Journal*, 3(September), 1–9.
- Bontrager, K., & Lampignano, J. (2015). *Tratado de posicionamento radiográfico*. (E. Mosby (Ed.); 8th ed.). Elsevier.
- Bottlang, M., Doornink, J., Lujan, T., Fitzpatrick, D., Marsh, J., Augat, P., Rechenberg, B., Lesser, M., & Madey, S. (2010). Effects of Construct Stiffness on Healing of Fractures Stabilized with Locking Plates. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 000, 12–22. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.00780>
- Bou-Sleiman, H., Ritacco, L., Nolte, L., & Reyes, M. (2011). Minimization of Intra-Operative Shaping of Orthopaedic Fixation Plates: A Population -Based Design. *MICCAI*, 6892(Part II), 409–416.
- Briggs, B., & Chao, E. (1982). The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus. *J Bone Joint Surg*, 64(4), 566–573.
- Bucholz, R., Heckman, J., Tornetta, P., & Brown, C. (2007). *Rockwood and Green's Fractures in Adults* (8 th).
- Burgers, P., Van Riel, M., Vogels, L., Stam, R., Patka, P., & Van Lieshout, P. (2011). Rigidity of unilateral external fixators - a biomechanical study. *Injury, Int. J. Care Injured*, 42, 1449–1454.
- Burny, F., & Bougois, R. (1972). Etude Biomécanique du fixateur externe d'Hoffmann. *Acta Orthop Belg*, 265–301.
- Bus, M. (2018). *Reconstructive Techniques in Musculoskeletal Tumor Surgery*. Nederlandse Orthopaedische.
- Cai, X., Follet, H., Peralta, L., Gardegaront, M., Farlay, D., Gauthier, R., Yu, B., Gineyts, E., Olivier, C., Langer, M., Gourrier, A., Mitton, D., Peyrin, F., Grimal, Q., & Laugier, P. (2019). Anisotropic elastic properties of human femoral cortical bone and relationships with composition and microstructure in elderly. *Acta Biomaterialia*, 90, 254–266. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2019.03.043>
- Caja, V. L., Kim, W., Larsson, S., & Chao, E. (1995). Comparison of the mechanical performance of three types of external fixators: linear, circular and hybrid. *Clinical Biomechanics*, 10(8), 401–406. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00014-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00014-3)
- Carvalho, D., Giovana, R., Gama, O., & Tavares, M. (2002). Tratamentos não farmacológicos na estimulação da osteogênese. *Revista Saúde Pública*, 36(5), 647–654.

- Chang, W., Kapasi, Z., Daisley, S., & Leach, W. (2007). Tibial shaft fractures in football players. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, June, 2–11. <https://doi.org/10.1186/1749-799X-2-11>
- Chao, E. (2007). Biomechanics of external fixation. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, 65(4), 294–299. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18081548>
- Chao, E., & Inoue, N. (2003). Biophysical stimulation of bone fracture repair, regeneration and remodelling. *European Cells and Materials*, 6(1979), 72–85. <https://doi.org/10.22203/eCM.v006a07>
- Cheal, E., Hayes, W., White, A., & Perren, S. (1983). Stress analysis of a simplified compression plate fixation system for fractured bones. *Computers and Structures*, 17(5–6), 845–855. [https://doi.org/10.1016/0045-7949\(83\)90098-6](https://doi.org/10.1016/0045-7949(83)90098-6)
- Claes, L., Augat, P., Suger, G., & Wilke, H. J. (1997). Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(4), 577–584. <https://doi.org/10.1002/jor.1100150414>
- Claes, L., & Heigele, C. (1999). Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 255–266. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00153-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00153-5)
- Claes, L., Wilke, H., Augat, P., Rubenacker, S., & Margevicius, K. . (1995). Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation. *Chid Biomechanics Clin. Biomech*, 10(5), 227–234.
- Cristofolini, L., Angeli, E., Juszczak, J., & Juszczak, M. (2013). Shape and function of the diaphysis of the human tibia. *Journal of Biomechanics*, 46(11), 1882–1892. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.04.026>
- Cristofolini, L., & Viceconti, M. (2000). Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *Journal of Biomechanics*, 33, 279–288.
- Cruz, R. (2017). *Avaliação experimental da indução de micromovimentos para estimulação óssea, promovidos por um sistema eletromecânico acoplado a um fixador externo*. Dissertação de Mestrado-DEM UC.
- Cunningham, J. (2001). The biomechanics of fracture fixation. *Current Orthopaedics*, 15, 457–464.
- Doblare, M., & Garcia, J. (2002). Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. *Journal of Biomechanics*, 35, 1–17.
- Drake, R., Vogl, A., & Mitchell, A. (2005). *Gray's - Anatomia para Estudantes*. Elsevier

Editora Ltda.

- Duda, G., Mandruzzato, F., Hellera, M., Goldhahn, J., Moserd, R., Hehlic, M., Claes, L., & Haas, N. (2001). Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing. *Journal of Biomechanics*, *34*, 639–650.
- El-Sayed, A., Said, H. G., Abdel-Aal, A., & Farouk, O. (2001). Locked plate fixation for femoral shaft fractures. *International Orthopaedics*, *25*(4), 214–218. <https://doi.org/10.1007/s002640100260>
- Epari, D., Taylor, W., Heller, M., & Duda, G. (2006). Mechanical conditions in the initial phase of bone healing. *Clinical Biomechanics*, *21*, 646–655.
- Fragomen, A., & Rozbruch, R. (2007). The mechanics of external fixation. *Hospital for Special Surgery*, *3*, 13–29.
- García-Aznar, J. M., Kuiper, J. H., Gómez-Benito, M. J., Doblaré, M., & Richardson, J. B. (2007). Computational simulation of fracture healing: Influence of interfragmentary movement on the callus growth. *Journal of Biomechanics*, *40*(7), 1467–1476. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.06.013>
- Gardner, T. et al. (1996). The influence of external fixators on fracture motion during simulated walking. *Medical Engineering and Physics*, *18*, 305–313. [https://doi.org/10.1016/1350-4533\(95\)00056-9](https://doi.org/10.1016/1350-4533(95)00056-9)
- Gardner, T., Hardy, J., Evans, M., Richardson, J., & Kenwright, J. (1996). The static and dynamic behaviour of tibial fractures due to unlocking external fixators. *Clinical Biomechanics*, *11*(8), 425.
- Ghiasi, M., Chen, J., Rodriguez, E., Vaziri, A., & Nazarian, A. (2018). *Computational Modeling of the Effects of Inflammatory Response and Granulation Tissue Properties on Human Bone Fracture Healing*. <http://arxiv.org/abs/1808.04458>
- Ghiasi, M., Chen, J., Vaziri, A., Rodriguez, E., & Nazarian, A. (2017). Bone fracture healing in mechanobiological modeling: A review of principles and methods. *Bone Reports*, *6*, 87–100.
- Glatt, V., Bartnikowski, N., Quirk, N., Schuetz, M., & Evans, C. (2016). Reverse Dynamization. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 677–687.
- Glatt, V., Evans, C., & Tetsworth, K. (2017). A concert between biology and biomechanics: The influence of the mechanical environment on bone healing. *Frontiers in Physiology*, *7*(JAN), 1–18. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00678>
- Goldberg, A., Mpharm, M., & Scott, M. (2004). Orthofix External Fixation-Basic

- Considerations. In orthofix (Ed.), *Orthofix*.
- Goodship, A., Cunningham, J., & Kenwright, J. (1998). Strain rate and timing of stimulation in mechanical modulation of fracture healing. *Clin Orthop Relat Res.*, 355, 105–115.
- Goodship, A., & Kenwright, J. (1985). *the Journal of Bone and Joint Surgery the Influence of Induced Micromovement Upon the Healing of Experimental Tibial Fractures*. 650–655.
- Hansen, J., & Lambert, D. (2007). *Anatomia clínica de Netter*.
- Heigele, C. A., & Claes, L. E. (1998). Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *Journal of Biomechanics*, 31, 51. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)80105-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)80105-x)
- Hente, R., Schelegel, U., & Perren, S. (2004). The influence of cyclic compression and distraction on the healing of experimental tibial fractures. *Journal of Orthopaedic Reserch*, 22, 709–715.
- <https://musculoskeletalkey.com/principles-and-complications-of-external-skeletal-fixation/>. (n.d.). Access in 25/04/2020.
- Huiskes, R., & Chao, E. (1986). Guidelines for external fixation frame rigidity and stresses. *J Orthop Res.*, 4(1), 68–75.
- Ilizarov, G. et al. (1989). The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part I. The influence of stability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.
- Isaksson, H., Wilson, W., Donkelaar, C., Huiskesa, R., & Ito, K. (2006). Comparison of biophysical stimuli for mechano-regulation of tissue differentiation during fracture healing. *Journal of Biomechanics*, 39, 1507–1516.
- Jacobs, R., Simo, J., Beaupre, G., & Carter, D. (1989). Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *Journal of Biomechanics*, 9290(96).
- Johnson, E., Burns, T., Hayda, R., Hospenthal, D., & Murray, C. (2007). Infectious Complications of Open Type III Tibial Fractures among Combat Casualties. *Infection of Combat Related Fractures*, 45(4), 409–415. <https://doi.org/10.1086/520029>
- Kenwright, J., Richardson, J., Cunningham, J. ., White, S., Goodship, A., Adams, M., Magnussen, P., & Newman, J. (1991). Axial Movement and Tibial Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 73-B, 654–659.
- Kim, S., Chang, S., & Son, D. (2011). Finite element analysis of the effect of bending stiffness and contact condition of composite bone plates with simple rectangular cross-

- section on the bio-mechanical behaviour of fractured long bones. *Composites Part B: Engineering*, 42(6), 1731–1738. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2011.03.001>
- Kumar, M., Singh, R., Khiyani, R., & Kaur, K. (2019). Evaluation of results of open distal femur fractures with primary fixation and antibiotic impregnated collagen. *Chinese Journal of Traumatology - English Edition*, 22(6), 328–332. <https://doi.org/10.1016/j.cjtee.2019.08.005>
- Küntschner, G. (1958). The Küntschner method of intramedullary fixation. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 40A, 17–26.
- Lacroix, D., & Prendergast, P. (2002). A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: Analysis of gap size and loading. *Journal of Biomechanics*, 35(9), 1163–1171. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00086-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00086-6)
- Leite, D., Helena, L., & Rino, M. (2009). *Análise de Significância Estatística na Comparação entre Sistemas de Sumarização Automática*.
- Li, J., Qin, L., Yang, K., Ma, Z., Wang, Y., Cheng, L., & Zhao, D. (2020). Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures : A review. *Journal of Materials Science & Technology*, 36, 190–208. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.07.024>
- Li, J., Zhao, X., Hu, X., Tao, C., & Ji, R. (2018). A theoretical analysis and finite element simulation of fixator–bone system stiffness on healing progression. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 16(3), 115–125. <https://doi.org/10.1177/2280800017750357>
- Lin, D., Kirk, K., Murphy, K., McHale, K., & Doukas, W. (2004). Evaluation of Orthopaedic Injuries in Operation Enduring Freedom. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 18, 300–305. <https://doi.org/10.1097/00005131-200405000-00006>
- Lindsey, R., Morris, R., Schroeder, A., & Gugala, Z. (2009). Biomechanical Evaluation of Orthogonal versus Adjacent Dual Plate Diaphyseal Fixation of the Femur. *55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, 833, 833–833.
- Lopes, V. (2014). *Conceção e Projeto de uma Prótese Trocântérica*. Dissertação de Mestrado-DEM UC.
- Lowet, G., Dayuan, X., & Perre, G. (1996). Study of the Vibrational Behaviour of a Healing Tibia Using Finite Element Modelling. *J. Biomechanics*, 29(8), 1003–1010.
- Macleod, A. R., Simpson, A. H. R. W., Pankaj, P., Macleod, A. R., Simpson, A. H. R. W., & Pankaj, P. (2015). Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Reasons why dynamic compression plates are inferior to locking plates in osteoporotic

- bone: a finite element explanation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 5842(March 2016).
<https://doi.org/10.1080/10255842.2014.974580>
- Magee, D. (2008). *Avaliação Musculoesquelética* (5ª edição). Manole.
- Maimaitiyiming, A., Amat, A., Rehei, A., Tusongjiang, M., & Li, C. (2015). Treatment of the femoral shaft nonunion with double plate fixation and bone grafting: A case series of 14 patients. *Injury, Int. J. Care Injured*, 46(6), 1102–1107.
<https://doi.org/10.1016/j.injury.2015.01.009>
- Martin, R., Kobbe, P., Dadgar, A., Pfeifer, R., Behrens, M., & Oldenburg, G. (2013). Stiffness of callus tissue during distraction osteogenesis. *Journal of Biomechanics*, 48(2), 606–612. <https://doi.org/10.1016/j.jrbo.2012.09.002>
- Martinez, G., Garcia-Aznar, J., Doblare, M., & Cerrolaza, M. (2006). External bone remodeling through boundary elements and damage mechanics. *Mathematics and Computers in Simulation*, 73, 183–199. <https://doi.org/10.1016/j.matcom.2006.06.014>
- Maxon. (2014). *Product Information DC motor*.
- Maxon. (2019). Product Information. In *ENX Encoders*. Maxon®. <https://doi.org/1732580-08>
- McLester, J., & Pierre, P. (2008). *Applied Biomechanics, concepts and connections*. Thomson Wadsworth.
- Meena, U., Bansal, M., Behera, P., & Upadhyay, R. (2017). Evaluation of functional outcome of pilon fractures managed with limited internal fixation and external fixation: A prospective clinical study. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 8, S16–S20. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2017.05.005>
- Mercuri, E., Daniel, A., Hecke, M., & Carvalho, L. (2016). Influence of different mechanical stimuli in a multi-scale mechanobiological isotropic model for bone remodelling. *Medical Engineering & Physics*, 38, 904–910.
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.04.018>
- Meyrueis, J., & A Cazenave. (2004). Consolidation des fractures Fracture healing. *EMC - Rhumatologie-Orthopedie*, 1, 138–162. [https://doi.org/10.1016/S1762-4207\(03\)00004-8](https://doi.org/10.1016/S1762-4207(03)00004-8)
- Miller, D. L., & Goswami, T. (2007). A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical Biomechanics*, 22(10), 1049–1062. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.004>

- Miramini, S., Zhang, L., Richardson, M., Mendis, P., & Ebeling, P. (2016). Influence of fracture geometry on bone healing under locking plate fixations: A comparison between oblique and transverse tibial fractures. *Medical Engineering and Physics*, 38(10), 1100–1108. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.07.007>
- Mohaghegh, K., Pérez, M., & García-Aznar, J. (2014). Accelerating numerical simulations of strain-adaptive bone remodeling predictions. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 273, 255–272. <https://doi.org/10.1016/j.cma.2014.02.003>
- Moss, D., & Tejwani, N. (2007). Biomechanics of external fixation: a review of the literature. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, 65(4), 294–299.
- Muhonen, V. (2008). Bone–Biomaterial Interface. The effects of surface modified NiTi shape memory alloy on bone cells and tissue. In *Cell*.
- Muller, M., Allgower, M., Schneider, R., & Willegger, H. (1991). *Manual of internal fixation: techniques recommended* (Springer (Ed.); 3th ed).
- Muller, M., Allgower, M., & Willenegger, J. (1965). *Technique of Internal Fixation of Fractures*. Springer Verlag, New York Inc.
- Nakatsuchi, Y., & Tsuchikane, A. (1996). *Department Matsumoto, Engineering*, 18(7), 575–583.
- Neri, E. (2012). *Fratura da perna (tíbia e fíbula)–tratamento cirúrgico*. <https://Ortopediasp.Wordpress.Com/Author/Ortopediasp>.
- Nyary, T., & Scammell, B. (2017). Principles of bone and joint injuries and their healing. In *Surgery (United Kingdom)*. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2017.10.005>
- Padovec, Z., Ruzicka, P., Sedlacek, M., & Ruzicka, M. (2017). Design, analysis and testing of an external fixation device manufactured from composite materials. *Applied and Computational Mechanics*, 11, 145–154.
- Papastavrou, A., Schmidt, I., Deng, K., & Steinmann, P. (2020). On age-dependent bone remodeling. *Journal of Biomechanics*, 103, 109701. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109701>
- Parkhill, C. (1897). *A new apparatus for the fixation of bones after resection and in fractures with a tendency to displacement: with report of cases* (C. Denver (Ed.)).
- Perren, S. (2002). Evolution of the Internal Fixation of Long Bone Fractures: The Scientific Basis of Biological Internal Fixation. *J Bone Joint Surg [Br]*, 84B(8), 1093–1110.
- Peyroteo, M., Belinha, J., Vinga, S., Dinis, L., & Jorge, R. (2019). Mechanical bone remodelling: Comparative study of distinct numerical approaches. *Engineering Analysis with Boundary Elements*, 100(February 2018), 125–139.

- <https://doi.org/10.1016/j.enganabound.2018.01.011>
- Pinto, A. (2018). *Avaliação experimental do uso de uma ou duas placas de osteossíntese na consolidação óssea de fraturas em ossos longos*. Dissertação de Mestrado-DEM UC.
- Pivonka, P., & Dunstan, C. (2012). Role of mathematical modeling in bone fracture healing. *BoneKey Reports, 1*(November), 1–10. <https://doi.org/10.1038/bonekey.2012.221>
- Pocock, G., Richards, C., & Richards, D. (2018). *Human Physiology* (Oxford (Ed.)).
- Pontarelli, W. (1982). External fixation of tibial fractures. *The Iowa Orthopedic Journal, 64*, 185–189.
- Reina-Romo, E., Gomez-Benito, M., Dominguez, J., Niemeyer, F., Wehner, T., Simon, U., & Claes, L. (2011). Effect of the fixator stiffness on the young regenerate bone after bone transport : Computational approach. *Journal of Biomechanics, 44*, 917–923.
- Ribeiro, F., Folgado, J., Garcia-Aznar, J., Gómez-Benito, M., & Fernandes, P. (2014). Is the callus shape an optimal response to a mechanobiological stimulus? *Medical Engineering & Physics, 36*, 1508–1514.
- Richardson, J., Cunningham, J., Goodship, A., O'Connor, B., & Kenwright, J. (1994). Measuring stiffness can define healing of tibial fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B, 76*(3), 389–394. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.76B3.8175839>
- Richardson, J., Gardner, T., Kenwright, J., & Hardy, J. (1995). Dynamisation of Tibial Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery, 77*(B), 412–416.
- Roseiro, L., Neto, M., Amaro, A., Leal, R., & Samarra, M. (2014). External fixator configurations in tibia fractures: 1D optimization and 3D analysis comparison. *Computer Methods and Programs in Biomedicine, 113*(1), 360–370. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.09.018>
- Sá, M. (2015). *Avaliação Experimental de um Sistema Integrado de Fixação Óssea*. Dissertação de Mestrado-DEM UC.
- Sawbones®. (2019). Biomechanical Products Catalog. In 2019. Sawbones®. https://www.sawbones.com/media/assets/product/documents/biomechanical_catalog_.pdf
- Seligson, D. (2015). Evolution of the Hoffmann Fixators. *Injury, Int. J. Care Injured, 46*(S3), 6–9. [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(15\)30003-6](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(15)30003-6)
- Sepehri, B., Taheri, E., & Ganji, R. (2014). Biomechanical analysis of diversi fi ed screw arrangement on 11 holes locking compression plate considering time-varying properties of callus. *Integrative Medicine Research, 34*(4), 220–229.

<https://doi.org/10.1016/j.bbe.2014.05.001>

Sigurdsen, U., Reikeras, O., & Utvag, S. E. (2011). The influence of compression on the healing of experimental tibial fractures. *Injury*, 42(10), 1152–1156. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2010.08.018>

Silva, O. (2005). *Análise computadorizada das cargas e deformações na utilização do fixador externo linear monoplanar nas fraturas instáveis da tibia similar a tibia humana*. Dissertação de Mestrado.

Silva, R. (2017). *Estudo experimental comparativo do posicionamento dos componentes estruturais de um fixador externo*. Dissertação de Mestrado-DEM UC.

Solomin, L. (2012). *The Basic Principles of External Skeletal Fixation Using the Ilizarov and Other Devices*. Springer.

Steiner, M., Claes, L., Ignatius, A., Simon, U., & Wehner, T. (2014). *Numerical Simulation of Callus Healing for Optimization of Fracture Fixation Stiffness*.

Synthes®. (2016). *Placa de Compressão Dinâmica -product information*. Synthes®.

Tan, E., Mat Jais, I., Rahim, S., & Tay, S. (2018). Effect of interfragmentary gap on compression force in a headless compression screw used for scaphoid fixation. *Journal of Hand Surgery: European Volume*, 43(1), 93–96. <https://doi.org/10.1177/1753193417702565>

Tejwani, N., Polonet, D., & Wolinsky, P. (2015). External Fixation of Tibial Fractures. *J Am Acad Orthop Surg*, 23, 126–130.

Tian, L., Tang, N., Ngai, T., Wu, C., & Ruan, Y. (2019). Hybrid fracture fixation systems developed for orthopaedic applications: A general review. *Journal of Orthopaedic Translation*, 16, 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.06.006>

Tomás, D., & Vargas, J. (2018). *Estimulação Óssea Induzida por Micromovimentos Fixador Orthofix*. Relatório de projeto-ISEC.

Tufekci, P., Tavakoli, A., Dlaska, C., Neumann, M., Shanker, M., Saifzadeh, S., Steck, R., Schuetz, M., & Epari, D. (2018). Early mechanical stimulation only permits timely bone healing in sheep. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(6), 1790–1796. <https://doi.org/10.1002/jor.23812>

Tuffi, G. J. (2014). *Método de Ilizarov*. 2014.

Tuttle, M., Smith, W., Williams, A., Agudelo, J., Hartshorn, J., Moore, E., & Morgan, S. (2009). Safety and efficacy of damage control external fixation versus early definitive stabilization for femoral shaft fractures in the multiple-injured patient. *J Trauma*, 67(3), 602–605. <https://doi.org/10.1097/TA.0b013e3181aa21c0>.

- Uthhoff, H., Poitras, P., & Backman, D. (2006). Internal plate fixation of fractures : short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science, 11*, 118–126. <https://doi.org/10.1007/s00776-005-0984-7>
- Vetter, A., Liu, Y., Witt, F., Manjubala, I., Sander, O., Epari, D., Fratzl, P., Duda, G., & Weinkamer, R. (2010). The mechanical heterogeneity of the hard callus influences local tissue strains during bone healing: A finite element study based on sheep experiments. *Journal of Biomechanics, 44*, 517–523.
- Vijayakumar, V., Marks, L., Bremmer-Smith, A., Hardy, J., & Gardner, T. (2006). Load transmission through a healing tibial fracture. *Clinical Biomechanics, 21*(1), 49–53. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.011>
- Wagner, M. (2003). General principles for the clinical use of the LCP. *Injury, Int. J. Care Injured, 34*. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2003.09.023>
- Wehner, T., Claes, L., Niemeyer, F., Nolte, D., & Simon, U. (2010). Influence of the fixation stability on the healing time - A numerical study of a patient-specific fracture healing process. *Clinical Biomechanics, 25*(6), 606–612. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.03.003>
- Wolf, S., Janousek, A., Pfeil, J., Veith, W., Haas, F., Duda, G., & Claes, L. (1998). The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation. *Clinical Biomechanics, 13*, 359–364.
- Zamani, A., & Oyadiji, S. (2010). Theoretical and Finite Element Modeling of Fine Kirschner Wires in Ilizarov External Fixator. *Journal of Medical Devices, 4*(September), 1–9. <https://doi.org/10.1115/1.4001815>
- Zhang, Y., Xu, J., Ruan, Y., & Al., E. (2016). Implant-derived magnesium induces local neuronal production of CGRP to improve bone-fracture healing in rats. *Nat Med*.
- Zhao, X., Li, J., Chen, Y., Tao, C., & Ji, R. (2019). Investigation of load transfer process between external fixator and bone model by experimental and finite element methods. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials, 17*(1). <https://doi.org/10.1177/2280800019826512>

Apêndice 1 (diâmetro do varão PA6)

O estudo com vista à simplificação do modelo da tíbia foi realizada no âmbito de uma Dissertação de Mestrado, sob orientação da autora, com o tema ‘Avaliação Experimental de um Sistema Integrado de Fixação Óssea’, (Sá, 2015).

Esta verificação foi efetuada considerando o modelo tridimensional da tíbia *Sawbones*[®], com o objetivo de obter um modelo simplificado baseado num varão de PA6. Esta simplificação já foi usada em 1996 por Gardner *et al.* (Gardner *et al.*, 1996) devido à semelhança de características mecânicas entre a tíbia e o varão de PA6. Pelas propriedades mecânicas apresentadas na Tabela 4.1 e Tabela 4.2, mostram que, a massa volúmica é aproximadamente o valor médio do material ósseo.

De modo a confirmar as características geométricas entre o varão de PA6 e a tíbia, foi considerada uma osteotomia na zona central da diáfise da tíbia anatómica *Sawbones*[®]. De seguida foram realizados seccionamentos localizados a 25, 45, 65 e 90 mm em relação à zona da osteotomia, na parte superior e inferior do modelo, calculando-se a área de cada secção, Tabela A1.1.

Tendo a tíbia *Sawbones*[®], um furo interior com 8 mm de diâmetro, pelo que se considerou que a área de cada secção se aproxima a uma secção circular, tal como se ilustra na Figura A1.1.



Figura A1.1 – Exemplo de secção da tíbia (a), secção de PA6 (b).

Tabela A1.1 – Propriedades das seções da tíbia *Sawbones*[®].

	Distância à osteotomia [mm]	Área da secção [mm ²]	Diâmetro exterior [mm]	Momento de Inércia da secção [$\times 10^4$ mm ⁴]
Zona Superior	25	462	25,5	2,1
	45	485	26,1	2,3
	65	535	27,3	2,7
Zona Inferior	25	410	24,2	1,7
	45	387	23,6	1,5
	65	374	23,2	1,4

Apêndice 2 (Modelos em Estudo)

Modelo 1 (Tíbia sintética Sawbones® /PA6+ molas + fixador)

O primeiro modelo considera um estudo numérico recorrendo ao *software SolidWorks Simulation*®, utilizando o modelo de quarta geração da tíbia *Sawbones*®, geometria do fixador externo linear da marca *Orthofix*® e um elemento estrutural de rigidez variável. A Figura A2.1 mostra o modelo 1 considerado neste estudo.

Foi efetuada uma osteotomia de 4 mm na zona central da diáfise. A osteotomia é estabilizada com um fixador externo linear da *Orthofix*®, com a introdução de três pinos em cada parte do osso. Os pinos são ancorados a uma distância de 30 mm do foco da fratura e a haste central dista 80 mm do eixo da tíbia. Com este modelo pretende-se saber qual o valor da rigidez do fixador para obter um deslocamento de 1 mm no eixo yy da tíbia. Deste estudo concluiu-se que para obter um movimento de 1 mm na osteotomia é necessário ter uma rigidez no fixador de 630 N/mm.

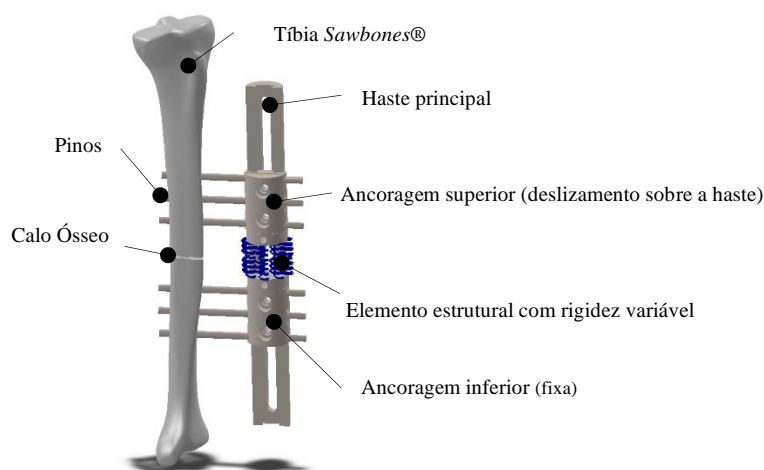


Figura A2.1- Definição do modelo 1 em estudo.

Estes resultados foram apresentados no 6º Congresso Nacional de Biomecânica, numa comunicação intitulada ‘Análise Numérica de Componentes Mecânicos Associados a Fixadores Externos para Estimulação do calo Ósseo.’.

O modelo experimental foi desenvolvido com base nos resultados numéricos. O modelo 1 é constituído por varão de PA6 com 30 mm de diâmetro, usado como simplificação da tíbia. O sistema de fixação externa utilizado foi o fixador LRS da Orthofix®, onde foi aplicada uma mola com rigidez conhecida. Os ensaios de compressão foram realizados na máquina de testes universal Shimadzu AG-X com célula de carga de 5 kN e software TrapeziumX no âmbito da dissertação de mestrado com o título ‘Avaliação Experimental de um Sistema Integrado de Fixação Óssea’ realizada por Maria Margarida Lourenço e Sá. Os ensaios foram efetuados conforme indicação da norma ASTM (ASTM, 2014), permitindo as duas extremidades biarticuladas. A Figura A2.2 representa a montagem experimental do modelo 1.

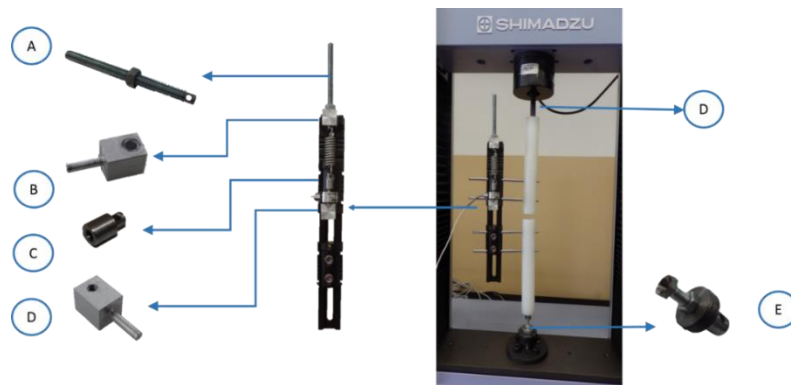


Figura A2.2 -Ensaio experimental no modelo 1.

Aplicaram-se duas molas com características distintas, analisando em termos comparativos a influência da rigidez da mola no deslocamento que ocorre na osteotomia quando aplicada uma carga de compressão ao modelo. Os resultados permitiram concluir que o deslocamento que ocorre não é somente segundo o eixo do fixador, sendo necessário algum estudo a nível de comportamento do fixador.

Modelo 2 (PA6 + célula de carga+fixador)

Um segundo modelo foi definido para avaliar a rigidez da osteotomia. Neste modelo numérico foi usada a tíbia simplificada com o varão de PA6 e considerada uma osteotomia de 20 mm na zona central da diáfise. A osteotomia é estabilizada com um fixador externo LRS da marca Orthofix[®], com a introdução de três pinos no fixador. Os pinos são ancorados a uma distância de 30 mm do foco da fratura, tendo-se variado a posição da haste central para três configurações possíveis (50 mm, 70 mm, 90 mm) relativamente ao eixo da tíbia (Figura A2.3).

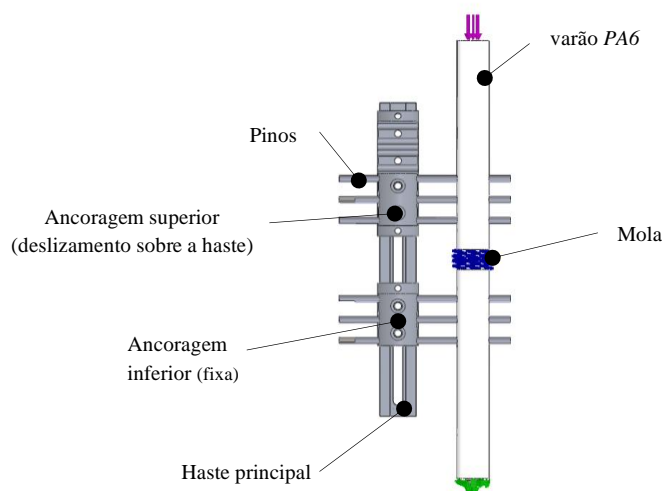


Figura A2.3- Definição do modelo 2 em estudo

O objetivo deste estudo foi identificar a rigidez do elemento estrutural a colocar, de modo a garantir o deslocamento pretendido para a osteotomia.

Este modelo, inicialmente criado em *SolidWorks*[®], teve continuidade no software *ADINA*[®], onde foram estudadas as várias configurações relativamente a distâncias entre o fixador e a tíbia assim como a quantidade e posicionamento dos pinos. Este modelo serve de comparação com os ensaios experimentais descritos a seguir, o que permite afirmar que este é um modelo otimizado para avaliar as várias configuração do fixador.

Para a realização dos ensaios experimentais foi preparado um modelo estrutural com duas placas laminadas, instrumentadas com extensómetros e devidamente calibradas, de modo a quantificar o valor do deslocamento e da força que ocorre na zona da osteotomia, quando se efetua o carregamento, Figura A2.4.

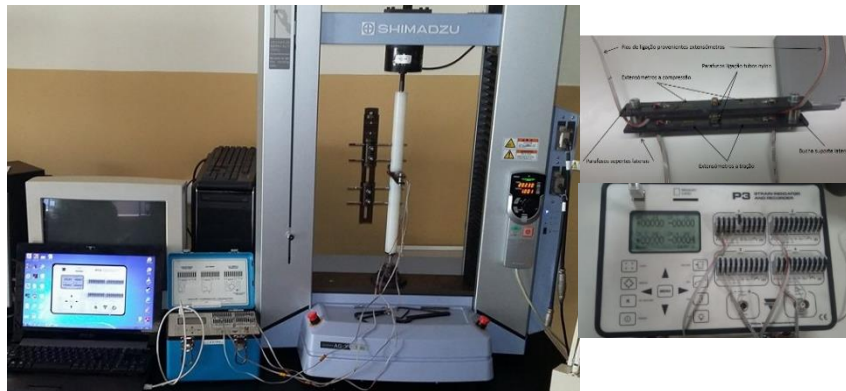


Figura A2.4- Modelo 2, experimental.

Esta metodologia permitiu avaliar o valor da carga que atravessa a célula e o valor transmitido ao fixador. Os resultados do estudo experimental e numérico sugeriram qual a melhor configuração para o fixador e permitiram avaliar os movimentos dos componentes, concluindo que a posição ideal é a AC-70, como analisado em (Amaro *et al.*, 2019).

O modelo numérico 2 foi validado através da comparação entre os resultados experimentais e numéricos. O estudo foi realizado com recurso ao software *ADINA*[®], definindo um modelo numérico para simular o modelo experimental apresentado na Figura A2.4.

O modelo numérico teve em conta a otimização encontrada quanto ao posicionamento do fixador relativamente à tibia simplificada (*PA6*) e modelo anatómico, isto é, este modelo considerou o posicionamento do fixador na condições AC-70, condições ideais, (Amaro *et al.*, 2019).

Apêndice 3 (Seleção do Silicone)

Resultados do ensaio de dureza

De forma a melhor compreender o comportamento dos silicones usados, *Putty* e *Putty Super Soft*, e relacionar as suas propriedades com a resposta do motor, foi necessário caracterizá-los quanto à dureza. Estes ensaios de dureza foram realizados segundo a norma ASTM- D2240 (ISO 686). Na Figura A3.1 apresentam-se os valores de dureza, em *Shore A*, obtidos para as várias composições de silicone. De notar que com a diminuição de catalisador, 10, 08, 06 e 05, reduz-se a dureza do material obtido.

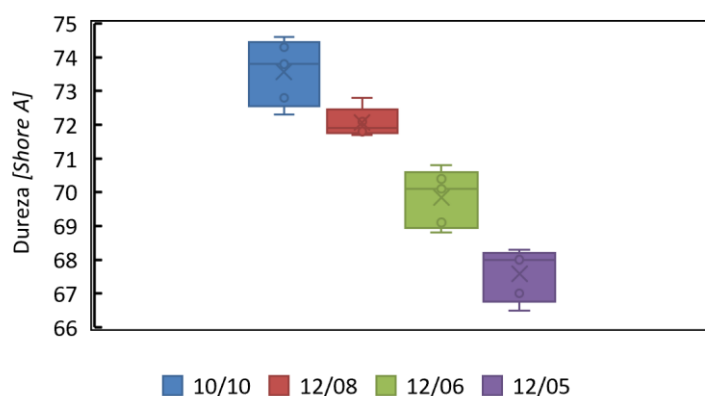


Figura A3.1 - Valores de dureza *Shore A* nas várias composições do silicone *Putty*.

Na Figura A3.2 são apresentados os valores da dureza em *Shore A* obtidos para as várias composições de silicone *Putty Super Soft*. Para este material também há decréscimo da dureza com a diminuição de catalisador, como se verificou com o silicone *Putty*.

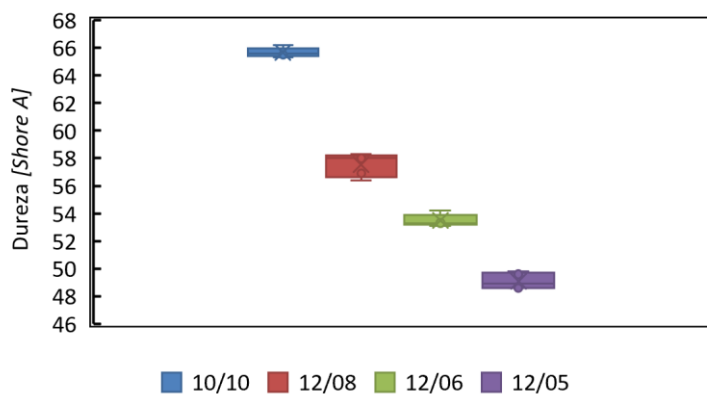


Figura A3.2 - Valores de dureza nas várias composições do silicone *Putty Super Soft*.

Os valores obtidos são semelhantes aos dados fornecidos pelo fabricante quando efetuada a mistura indicada pelo mesmo (10/10). De salientar que, alterando a composição, não se consegue obter valores muito diferentes relativamente à dureza final. Na Tabela A3.1 apresenta-se resumidamente os valores de dureza [Shore A] com o respetivo desvio padrão.

Tabela A3.1 - Dureza dos vários materiais (silicone e poliuretano).

	Composição	Dureza [Shore A]
Silicone <i>Putty</i>	10-10	74 ($\pm 1,0$)
	12-8	72 ($\pm 0,4$)
	12-6	70 ($\pm 0,9$)
	12-5	68 ($\pm 0,8$)
Silicone <i>Putty Super Soft</i>	10-10	66 ($\pm 0,3$)
	12-8	58 ($\pm 0,8$)
	12-6	54 ($\pm 0,4$)
	12-5	49 ($\pm 0,6$)

Da análise da Tabela A3.1, conjuntamente com as Figura A3.1 e Figura A3.2, conclui-se que a dureza diminui com o decréscimo de percentagem de catalisador, embora esse valor não seja muito significativo. Para o silicone *Putty* (maiores valores de dureza) a diferença

entre o valor máximo e mínimo é muito menor do que para o silicone *Putty Super Soft*. O material *Putty* tem dureza superior, e a diferença entre as várias composições mantém-se na mesma proporção, o que não acontece com o *Putty Super Soft* em que as diferenças são superiores. Com a utilização de composições diferentes pretendia-se obter valores diferentes relativamente à dureza, no entanto tal não aconteceu.

Foram avaliados a nível de consumo do motor as composições de silicone (10/10) e (12/8) de *Putty* e *Putty Super Soft*, realizando os ensaios já descritos anteriormente. Os valores obtidos estão apresentados na Tabela A3.2.

Tabela A3.2 - CEMotor durante o ensaio compressão-tração-compressão.

		C2	T1	C1
	Dureza [Shore A]	CEMotor [mA]	CEMotor [mA]	CEMotor [mA]
Silicone <i>Putty</i> (10/10)	74 ($\pm 1,0$)	43 ($\pm 0,7$)	30 ($\pm 0,9$)	46 ($\pm 1,1$)
Silicone <i>Putty</i> (12/8)	72 ($\pm 0,4$)	44 ($\pm 0,9$)	30 ($\pm 0,6$)	46 ($\pm 0,9$)
Silicone <i>Putty Super Soft</i> (10/10)	66 ($\pm 0,3$)	42 ($\pm 0,5$)	30 ($\pm 0,7$)	46 ($\pm 0,4$)
Silicone <i>Putty Super Soft</i> (12/8)	58 ($\pm 0,8$)	43 ($\pm 0,0$)	30 ($\pm 0,0$)	45 ($\pm 0,0$)

Com base nos resultados e visto que os valores são muito próximos, optou-se por usar somente a composição (12/8 = 12 g de base + 8 g de catalisador) de silicone *Putty*, visto ser a que possui menor desvio padrão e dureza elevada.

Para o material selecionado foram realizados ensaios de tração e flexão por forma a avaliar as propriedades mecânicas da mistura.

Resultados do ensaio à tração e flexão de silicone

Realizaram-se ensaios de tração e flexão normalizados à mistura de silicone *Putty* (12/8), apresentando-se os valores na Tabela A3.3.

Tabela A3.3 – Propriedades mecânicas do silicone *Putty* (12/8).

	Dureza [Shore A]	Tensão de Flexão [MPa]	Módulo de Elasticidade (Flexão) [GPa]	Tensão de Tração [MPa]	Módulo de Elasticidade (Tração) [GPa]
Silicone <i>Putty</i> (12/8)	72 ($\pm 0,4$)	0,39 ($\pm 0,041$)	0,0049 ($\pm 0,551$)	1,79 ($\pm 0,048$)	0,0089 ($\pm 0,919$)

As características obtidas são essenciais para a simulação numérica realizada permitindo a avaliação dos deslocamentos dos componentes. A partir do modelo numérico (Amaro *et al.*, 2019) foi possível perceber que, devido às folgas do fixador, nem todo o movimento imposto no motor ocorre na osteotomia.

Anexo A – Plano tratamento Orthofix®

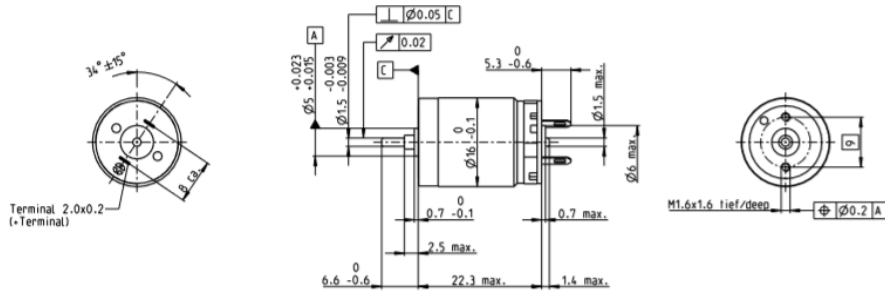
Plano de tratamento realizado pela Orthofix® com indicações das etapas essenciais para a estimulação do calo ósseo.

DESIGNED TO PROVIDE AN OPTIMAL STIMULUS FOR THE DEVELOPING CALLUS AT THE CRUCIAL STAGES OF THE HEALING CYCLE			
Time from Injury	Healing Stage	Physiological Requirements	Fixator Mode
Day 1-7	Inflammation: <i>Patient bed-bound or non-weightbearing</i>	Stability	<ul style="list-style-type: none"> • Central Body Locking Nut TIGHTENED • Micromovement Locking Nut TIGHTENED
Starting at some time between day 1 and 7 and continuing until week 3-6	Callus Formation: (a) <i>Patient non-weightbearing or partially weightbearing up to 20Kg</i> (b) <i>Partial weightbearing 20Kg or more, to full weightbearing</i>	Cyclic Micromovement <ul style="list-style-type: none"> • Actively administered using the Actuator • On weightbearing 	<ul style="list-style-type: none"> • Central Body Locking Nut TIGHTENED • Micromovement Locking Nut LOOSENED Actuator used for 10 minutes daily (one full cycle every 2 seconds) for 2-3 weeks, or until partial weightbearing 20Kg. ACTUATOR MUST BE REMOVED AFTER EACH TREATMENT SESSION Actuator is not used once patient is weightbearing 20Kg, and should be removed permanently at this point.
Week 3-6 onwards	Callus Maturation: <i>Clinical evidence of fracture stability; partial weightbearing 20Kg, up to full weightbearing</i>	Progressive Loading	<ul style="list-style-type: none"> • Central Body Locking Nut LOOSENED

Anexo B – Caraterísticas motor Maxon®

RE 16 Ø16 mm, Precious Metal Brushes CLL, 2 Watt

maxon RE motor



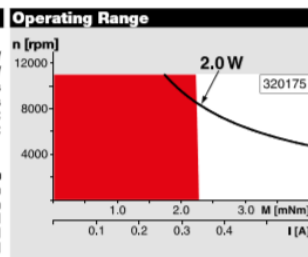
M 1:1

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Part Numbers							

Motor Data	320173	320174	320175	320176	320177	320178	320179	
Values at nominal voltage								
1 Nominal voltage	V	1.8	3	6	9	12	18	24
2 No load speed	rpm	8230	8330	8480	8230	8090	7940	7760
3 No load current	mA	35.1	21.4	11	7.02	5.81	3.35	2.44
4 Nominal speed	rpm	6080	4730	4830	4580	4350	4140	3850
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	1.42	2.38	2.37	2.37	2.29	2.28	2.22
6 Nominal current (max. continuous current)	A	0.72	0.72	0.365	0.236	0.169	0.11	0.0783
7 Stall torque	mNm	5.46	5.55	5.55	5.4	5.01	4.81	4.45
8 Stall current	A	2.65	1.64	0.833	0.524	0.359	0.226	0.153
9 Max. efficiency	%	79	79	79	79	77	78	77
Characteristics								
10 Terminal resistance	Ω	0.679	1.83	7.2	17.2	33.4	79.8	157
11 Terminal inductance	mH	0.017	0.046	0.176	0.421	0.771	1.81	3.36
12 Torque constant	mNm/A	2.06	3.39	6.66	10.3	13.9	21.3	29.1
13 Speed constant	rpm/V	4640	2810	1430	927	685	448	328
14 Speed / torque gradient	rpm/mNm	1530	1520	1550	1550	1640	1680	1770
15 Mechanical time constant	ms	10.4	9.97	9.87	9.87	9.98	9.92	10.1
16 Rotor inertia	gcm ²	0.65	0.626	0.609	0.61	0.58	0.565	0.546

Specifications	
Thermal data	
17 Thermal resistance housing-ambient	40.6 K/W
18 Thermal resistance winding-housing	9.5 K/W
19 Thermal time constant winding	5.33 s
20 Thermal time constant motor	268 s
21 Ambient temperature	-20...+65°C
22 Max. winding temperature	+85°C
Mechanical data (sleeve bearings)	
23 Max. speed	11000 rpm
24 Axial play	0.05 - 0.15 mm
25 Radial play	0.014 mm
26 Max. axial load (dynamic)	0.8 N
27 Max. force for press fits (static)	15 N
28 Max. radial load, 5 mm from flange	1.5 N



Comments

- Continuous operation**
In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient.
= Thermal limit.
- Short term operation**
The motor may be briefly overloaded (recurring).
- Assigned power rating**

29 Number of pole pairs	1
30 Number of commutator segments	7
31 Weight of motor	21 g

CLL = Capacitor Long Life

Values listed in the table are nominal.
Explanation of the figures on page 64.

maxon Modular System Overview on page 28–36

<p>Planetary Gearhead Ø16 mm 0.1 - 0.3 Nm Page 320</p> <p>Planetary Gearhead Ø16 mm 0.2 - 0.6 Nm Page 321</p> <p>Spindle Drive Ø16 mm Page 361–363</p>		<p>Recommended Electronics: Notes Page 30</p> <p>ESCON Module 24/2 426</p> <p>ESCON 36/2 DC 426</p> <p>EPOS2 24/2 434</p> <p>EPOS2 Module 36/2 434</p> <p>EPOS4 Mod./CB 24/1.5 441</p> <p>MAXPOS 50/5 447</p>	<p>Encoder MR 32 CPT, 2 / 3 channels Page 400</p> <p>Encoder MR 128 / 256 / 512 CPT, 2 / 3 channels Page 402</p>
---	--	--	--

Anexo C – Caraterísticas dos materiais Sawbones®



SOLID RIGID POLYURETHANE FOAM

Solid rigid polyurethane foam is used as an alternative test medium for human cancellous bone. It does not replicate the structure of human bone, however, it does provide consistent properties in the range of human cancellous bone. This closed cell polyurethane foam is most commonly used for testing screw pullout, insertion and stripping torque.

The ASTM F-1839-08 "Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments" states "The uniformity and consistent properties of rigid polyurethane foam make it an ideal material for comparative testing of bone screws and other medical devices and instruments".

DENSITY			COMPRESSIVE		TENSILE		SHEAR	
(PCF)	(g/cc)	Volume Fraction	Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)
ASTM D1622			ASTM D1621		ASTM D1623		ASTM C273	
5*	0.08	0.07	0.60	16	1.0	32	0.59	7.1
8	0.13	0.11	1.5	38	1.3	56	1.2	13.7
10*	0.16	0.14	2.2	58	2.1	86	1.6	19
12*	0.19	0.16	3.2	81	2.5	112	2.1	24
15*	0.24	0.20	4.9	123	3.7	173	2.8	33
20*	0.32	0.27	8.4	210	5.6	284	4.3	49
25*	0.40	0.34	12.9	317	8.8	399	5.9	68
30*	0.48	0.41	18	445	12	592	7.6	87
35*	0.56	0.47	24.4	592	15.6	713	9.4	108
40*	0.64	0.54	31	759	19	1000	11	130
50*	0.80	0.68	48	1148	27	1469	16	178

BLOCK SIZE:
13 cm x 18 cm x 4 cm

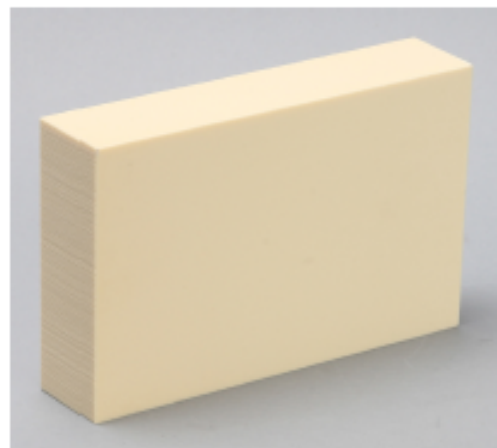
- #1522-23 — 5 PCF
- #1522-536 — 8 PCF
- #1522-01 — 10 PCF
- #1522-48 — 12 PCF
- #1522-02 — 15 PCF
- #1522-03 — 20 PCF
- #1522-660 — 25 PCF
- #1522-04 — 30 PCF
- #1522-1349 — 35 PCF
- #1522-05 — 40 PCF
- #1522-27 — 50 PCF

*Foam meets ASTM F1839-08.

SOLID FOAM BLOCK TOLERANCES:

Foam density	+/- 10%
Block dimensions	+/-2mm

Our foam is available in a range of sizes and densities, from 0.08 to 0.80 grams per cubic centimeter (5 to 50 pounds per cubic foot).



Sawbones USA
206 | 463-5551 | info@sawbones.com

Sawbones Europe AB
+46 (0) 40 650 70 00 | info@sawbones.se

6

(Sawbones®, 2019)