



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Avaliação experimental do uso de uma ou duas placas de osteossíntese na estabilização óssea

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

Experimental evaluation of the use of one or two osteosynthesis plates in the bone stabilization

Autor

Ângela Isabel da Costa Pinto

Orientadores

Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro

Engenheira Maria de Fátima de Costa Paulino

Júri

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

Orientador Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

Vogal Doutora Inês Maria Spencer Balacó
Médica Ortopedista – CHUC- EPE

Coimbra, Julho, 2018

“Passaste na lição de hoje?”

Aberto “Parreira”

Agradecimentos

Antes de mais, gostaria de referir que todo este trabalho não seria possível sem a ajuda e companheirismo de algumas pessoas.

Em primeiro lugar, queria agradecer aos meus pais e irmã, por sempre contribuírem para a realização dos meus sonhos e por tanto se terem esforçado para eu poder chegar aqui.

À minha família que sempre me apoiou e esteve comigo em todas as conquistas.

Aos meus amigos, por todo o companheirismo e suporte na vida e em todo o percurso académico.

Aos meus colegas do Laboratório de Mecânica Estrutural pela partilha, ajuda e incentivo à realização deste trabalho.

Um especial agradecimento à Professora Doutora Ana Paula Amaro e à Engenheira Maria de Fátima Paulino por toda a ajuda, apoio, orientação e partilha de conhecimento.

À Doutora Inês Balacó pelo auxílio na preparação dos fémures.

Ao Professor Doutor Luís Roseiro pela orientação, pelo tempo despendido e dedicado a este estudo.

À Doutora Ana Messias pelo auxílio na montagem, leitura e análise do método digital de imagem.

Ao Engenheiro Vítor Maranha pelo tempo oferecido à preparação da extensometria.

Ao Professor Doutor Carlos Leitão e à Engenheira Maria Inês Costa pelo auxílio prestado na pintura dos protótipos.

E, por fim, ao Sr. Paulino pela disponibilidade para a execução da célula de carregamento.

Resumo

O estudo e o desenvolvimento de métodos de fixação de patologias ósseas tem sofrido muitas alterações e são cada vez mais diversos os tipos e formas existentes. Divididos entre fixação interna e externa, é vasta a sua utilização e o campo onde atuam, seja na estabilização ou no alongamento do osso, tomando em consideração o tratamento do doente com o mínimo de dor e no menor tempo possível. Dos vários problemas ósseos existentes, tomam especial importância as osteotomias ditas fraturas provocadas cirurgicamente. Para o seu tratamento, tem vindo a ser recorrente o uso de placas de osteossíntese, um caso de fixação interna, que promovem a compressão e estabilização interfragmentária. Quando este tipo de tratamento é utilizado, o seu posicionamento, feito de acordo com a decisão do cirurgião, torna-se crucial à cicatrização e tempo de recuperação. Muitos defendem o uso de uma só placa enquanto que outros defendem que o uso de uma segunda torna o método mais vantajoso. Contudo, são poucos os artigos científicos que comprovem cada opinião.

Assim, esta dissertação apresenta um estudo experimental comparativo do uso de uma ou duas placas de osteossíntese no tratamento de osteotomias a nível do fémur. Para tal, foram usados modelos artificiais de quarta geração do fémur, da marca *Sawbones*®, fixados com placas de osteossíntese ao nível da osteotomia. O estudo passa pela análise de deformações, tensões e deslocamentos existentes na placa, recorrendo à extensometria ótica e elétrica, quando realizado um ensaio de compressão.

A análise aos resultados permitiu concluir que o método mais estável e rígido diz respeito à fixação dupla uma vez que apresenta menores deslocamentos, deformações e tensões. Além disso, é confirmado que as zonas mais crítica ocorrem na zona da osteotomia e na zona dos parafusos.

Palavras-chave: Fémur, Osteotomia, Placa de Osteossíntese, Fixação Interna, Extensometria Ótica e Elétrica

Abstract

The study and development of fixation methods for bone pathologies have been suffering many changes, bringing new kinds and shapes into practice. Divided between internal and external fixation, its utilization is vast and the field in which it is used, be in bone stabilization or extension, regarding the patient treatment with minimal pain and time possible. From the several bone issues, osteotomies, also known as surgical induced fractures, are regarded as of especial importance. The treatment for this kind of problem has been the usage of osteosynthesis plates, a kind of internal fixations, which promote compression and inter-fragmentary stabilization. When this type of treatment is used, their positioning, which is carried depending on the surgeon's decision, it becomes crucial to both healing and recovery times. Many support the usage of one plate only while others support the application of a second plate as the method with the best result. However, there are not enough scientific articles that support each opinion.

Therefore, the purpose of this dissertation is to present a comparative experimental study in which the use of either one or two osteosynthesis plates are employed in the osteotomies treatment on the femur. In order to achieve that, there were used two artificial models of femurs from the fourth generation, produced by Sawbones®, fixated with osteosynthesis plates regarding osteotomy. The study takes into account the analysis of deformations, tensions and displacement on the plate, using optical and electrical extensometry, tested under a compression load.

The analysis of the results allowed to conclude that the most stable and rigid regards double fixation since it performs with fewer displacements, deformations and tensions. Furthermore, the results confirm that the most critical zones will be those where there are screws and the osteotomy.

Keywords Femur, Osteotomy, Osteosynthesis Plate, Internal Fixation, External Fixation, Optical and Electrical Extensometry

Índice

Índice de Figuras.....	ix
Índice de Tabelas.....	xi
Simbologia e Siglas.....	xiii
Simbologia.....	xiii
Siglas.....	xiii
1. Introdução.....	1
2. Revisão bibliográfica.....	3
2.1. Anatomia do Fémur.....	3
2.2. Osteotomia e Consolidação Óssea.....	7
2.3. Fixadores Externos e Internos.....	9
3. Materiais e métodos.....	17
3.1. Modelo físico do fémur.....	17
3.2. Placas de osteossíntese e parafusos.....	18
3.3. Sistema de carregamento.....	19
3.4. Projeto CAD – Caixa do Hardware.....	20
3.5. Ensaio Experimentais.....	23
3.5.1. Aplicação das placas no osso.....	23
3.5.2. Correlação Digital de Imagem.....	25
3.5.3. Extensometria elétrica.....	26
3.5.4. Ensaio de compressão.....	30
4. Resultados e discussão.....	33
4.1. Extensometria elétrica.....	33
4.1.1. Roseta.....	33
4.1.2. Extensómetros lineares.....	36
4.2. Correlação Digital de Imagem (DIC).....	38
4.2.1. Deslocamento u.....	39
4.2.2. Deslocamento v.....	41
4.2.3. Deformação principal ϵ_1	42
4.2.4. Deformação principal ϵ_2	43
4.2.5. Deformação de <i>von Mises</i>	44
4.3. Ensaio de compressão.....	45
5. Conclusões e sugestões de trabalhos futuros.....	47
5.1. Conclusões.....	47

5.2. Sugestões de trabalhos futuros.....	47
<i>Referências Bibliográficas</i>	49

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Vista anterior do fêmur, adaptada de [2].	4
Figura 2.2. Caracterização da matriz óssea, adaptada de [3].	4
Figura 2.3. Planos anatômicos de referência, adaptado de [4].	5
Figura 2.4. Eixos principais do fêmur [6].	6
Figura 2.5. Ângulo de inclinação do eixos do colo do fêmur com o eixo anatômico [2].	7
Figura 2.6. Ângulo de inclinação nos planos anatômicos de referência [5].	7
Figura 2.7. Utilização de uma placa em osteotomia femoral de um gato [10].	8
Figura 2.8. Fixador do tipo linear, circular e híbrido, adaptado de [17].	10
Figura 2.9. Fios, pinos ([19]), parafusos de compressão, placas e HIM ([3]), respetivamente.	10
Figura 2.10. Placa desenvolvida por Lane e Lambotte, respetivamente [25].	11
Figura 2.11. Placa desenvolvida por Eggers e Danis, respetivamente [25].	12
Figura 2.12. Placa desenvolvida por Bagby e Janes e por Müller, respetivamente [25].	12
Figura 2.13. (a) DCP de Schenk e Willenegger; (b) LC-DCP [25].	13
Figura 2.14. (a) PC-Fix, de AO/ASIF [25]; (b) LCP [29].	13
Figura 2.15. (a) AFP (b) ACP, adaptado de [25].	14
Figura 2.16. (a) Placas de reconstrução [27], (b) Placas anatômicas [6].	14
Figura 3.1. Modelo físico do osso.	17
Figura 3.2. Placa de 8 furos ([mm]).	18
Figura 3.3. Placa de 6 furos ([mm]).	19
Figura 3.4. Disco de Nylon (a), disco de Alumínio (b) e sistema completo (c) em <i>Autodesk Inventor</i> ®.	19
Figura 3.5. Sistema de carregamento (a) e perno roscado (b).	20
Figura 3.6. Placa de hardware <i>Kitronyx Snowboard</i> .	20
Figura 3.7. Parte inferior (a) e superior (b) em <i>Autodesk Inventor</i> ®.	21
Figura 3.8. Processo de impressão (a) e cura (b).	22
Figura 3.9. Peça antes e após limpeza e cura, respetivamente.	22
Figura 3.10. Peça final antes (a) e após pintura (b).	23
Figura 3.11. Protótipos com uma e duas placas.	24
Figura 3.12. Sequência de aperto dos parafusos.	24

Figura 3.13. Placas pintadas com a base branca (a) e com a tinta preta (b).....	25
Figura 3.14. Posicionamento do método DIC.....	26
Figura 3.15. Extensômetros roseta nas placas do fêmur com dupla fixação.....	28
Figura 3.16. Extensômetro roseta na placa do fêmur com fixação singular.....	28
Figura 3.17. Extensômetro roseta a 45°, adaptado de [51].....	28
Figura 3.18. Extensômetros lineares nas placas do fêmur com fixação dupla.....	30
Figura 3.19. Extensômetros lineares nas placas do fêmur com fixação simples.....	30
Figura 3.20. Suporte, adaptado de [5].....	31
Figura 3.21. Esquema de carregamento à compressão.....	31
Figura 4.1. Evolução da deformação no extensômetro C das rosetas em ambas as fixações.	35
Figura 4.2. Evolução da deformação nos extensômetros abaixo da osteotomia.....	37
Figura 4.3. Evolução da deformação nos extensômetros acima da osteotomia.....	38
Figura 4.4. Deslocamento u ao longo da placa.....	39
Figura 4.5. Deslocamento U em fixação simples (a) e fixação dupla (b).....	40
Figura 4.6. Deslocamento v ao longo da placa.....	41
Figura 4.7. Deslocamento v em fixação simples (a) e fixação dupla (b).....	42
Figura 4.8. Deformação principal ϵ_1 em fixação simples (a) e fixação dupla (b).....	43
Figura 4.9. Deformação principal ϵ_2 em fixação simples (a) e fixação dupla (b).....	44
Figura 4.10. Deformação de VonMises em fixação simples (a) e fixação dupla (b).....	44
Figura 4.11. Gráfico Força-Deslocamento para ambas as fixações.....	46

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1. Características da matriz óssea [3].	5
Tabela 3.1. Características do modelo físico [43].	18
Tabela 3.2. Propriedades do aço constituinte das placas, [44].	18
Tabela 3.3. Características dos extensómetros.	27
Tabela 4.1. Deformações do ponto segundo X e Y, deformações principais e de <i>von Mises</i>	34
Tabela 4.2. Tensões máximas, mínimas e de <i>von Mises</i> em cada roseta.....	36
Tabela 4.3. Desvios médios máximos de cada extensómetro linear.	37
Tabela 4.4. Desvios máximos e médio de deslocamento para cada fixação.	45

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

γ_{xy} – Deformação angular

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

$\varepsilon_{A,B,C}$ – Deformação do extensómetro A, B e C da roseta

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

ε_{xx} – Deformação normal a X

ε_{yy} – Deformação normal a Y

ρ – Massa Específica

$\sigma_{1,2}$ – Tensão Principal

$\sigma_{vonMises}$ Tensão de von Mises

$\sigma_{1,2}$ – Tensão Principal máxima e mínima

ν – Coeficiente de Poisson

E -Módulo de Elasticidade/Young

Siglas

AO/ASIF® - *Association for the Study of Internal Fixation*

CAD – *Computer Aided Design*

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

DIC – Correlação Digital de Imagem

FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

FTI - *Film Transfer Imaging*

ISEC – Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

ISO - International Organization for Standardization

1. INTRODUÇÃO

O osso é um órgão vivo que permite o suporte do peso do corpo humano, oferece proteção aos tecidos moles e constitui pontes de fixação para os músculos de modo a ser conseguido um movimento articulado. Sendo o **fêmur** o maior osso do corpo humano, este garante a estabilidade à locomoção.

Tendo em conta a probabilidade do esqueleto humano ser solicitado no dia-a-dia, tanto nas atividades do quotidiano como em acidentes, existe o risco da solicitação superar a resistência do osso levando à fratura. Para além de fraturas, o osso é muitas das vezes portador de malformações ou doenças que levam à existência de problemas tais como o nanismo, osteoporose ou tumores ósseos. Para os diversos casos problemáticos de ossos longos existem métodos de contorno do problema como a **fixação interna** ou externa, **osteotomias**, uso de aloenxertos entre outros. Nestes casos, o tratamento passa pela imobilização e estabilização do membro afetado havendo, em certos casos, a necessidade de realinhar os fragmentos na sua posição biológica, de ajudar que o osso seja absorvido, permitir a formação de calo ósseo e, por sua vez, promover o crescimento ósseo.

Dado a variedade de métodos existentes para o tratamento em ossos longos, passa pelo cirurgião ortopédico, a análise da situação e a escolha do tratamento a implementar. Mesmo que a estabilização óssea seja o principal objetivo, é importante garantir que o implante garanta e promova a regeneração do osso com um retorno à normalidade no menor tempo e, se possível, evitando a dor.

Ao longo dos tempos as tecnologias de implante e sistemas de fixação evoluíram. No entanto, nem todos os problemas foram suprimidos, continuando a existir grandes complicações no que diz respeito à fissura de placas e falência dos parafusos, perda de implantes, refratura após remoção, não-união ou infeção. Assim, gerou-se discordância quanto às soluções começando a haver ortopedistas que defendem o uso de uma segunda placa de osteossíntese de diferente tamanho. Os defensores do uso de uma segunda placa baseiam-se na hipótese de que este método permite obter melhores resultados quanto à regeneração óssea e, conseqüentemente, uma recuperação mais rápida e quanto à falha do implante, seja na placa ou no parafuso.

Uma vez que não existem muitos estudos relativamente ao uso de **dupla fixação** em tratamento de osteossíntese, mesmo sendo mais comum a fixação de osteotomias recorrendo a uma só placa, será colocada, neste estudo comparativo, uma segunda placa a 80° em relação à primeira, de modo a serem tiradas conclusões.

Assim, numa tentativa de aliar os conhecimentos adquiridos ao longo do curso de Engenharia Mecânica na análise do comportamento de sistemas humanos, o objetivo principal deste estudo passa por comparar o comportamento do fémur quando suportado por uma ou duas **placas de osteossíntese**. A avaliação e comparação do uso de 1 ou 2 placas de osteossíntese passa pela análise da distribuição de deformações, tensões e deslocamentos nas placas, conseguida recorrendo à **extensometria ótica**, por recurso a um método de correlação de imagem e **elétrica**, aplicando extensómetros elétricos

Para melhor compreensão deste trabalho, será efetuada uma pequena descrição de cada capítulo. Após a introdução presente neste primeiro capítulo, a restante dissertação é organizada do seguinte modo:

- **Capítulo 2:** Revisão bibliográfica. Este capítulo apresenta todos os conceitos teóricos necessários à compreensão deste estudo.

- **Capítulo 3:** Materiais e métodos. Nesta secção são apresentados os materiais usados e os respetivos métodos a nível experimental. É também descrito o que se espera obter de cada método experimental usado.

- **Capítulo 4:** Resultados e discussão. Neste capítulo é feita a apresentação dos resultados obtidos dos ensaios experimentais e realizada a discussão da análise comparativa de ambos os métodos.

- **Capítulo 5:** Conclusões e sugestões de trabalhos futuros. Neste capítulo são descritas as principais conclusões. São também sugeridos trabalhos futuros.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo consiste na descrição dos conceitos teóricos necessários ao entendimento do trabalho a desenvolver. É feito um aprofundamento do osso em estudo bem como quanto aos fixadores a serem utilizados e tipo de intervenção cirúrgica.

Na seção 2.1 é resumida a anatomia do fémur, a sua constituição e o seu posicionamento relativo. Na seção 2.2 é elaborada uma pequena explicação sobre o procedimento cirúrgico, osteotomia, sendo enumeradas e explicadas as fases pelas quais o osso passa quando ocorre a consolidação óssea. Por fim, a contextualização dos fixadores e a sua evolução ao longo da história são descritos na seção 2.3

2.1. Anatomia do Fémur

De acordo com Tayler [1], o sistema esquelético humano é constituído por todos os ossos e junções do corpo humano. O esqueleto humano adulto é composto por 206 ossos distintos e, uma vez que estes são órgãos vivos bastante complexos constituídos por células, fibras proteicas e minerais, permitem o suporte do peso do corpo humano, oferecem proteção aos tecidos moles e constituem pontes de fixação para os músculos de modo a ser conseguido um movimento articulado. A organização do esqueleto humano permite uma divisão em duas áreas distintas: o esqueleto axial, constituído por 80 ossos nas zonas da cabeça, pescoço e tronco, e o esqueleto apendicular, composto por 126 ossos nas zonas dos membros inferiores e superiores. Esta dissertação aborda um estudo feito aos membros longos inferiores, mais propriamente ao fémur.

O fémur é o maior osso do corpo humano sendo o principal responsável por garantir a estabilidade necessária à locomoção. É constituído por duas extremidades denominadas epífise (superior e inferior) e uma zona intermédia denominada diáfise, como ilustra a Figura 2.1.

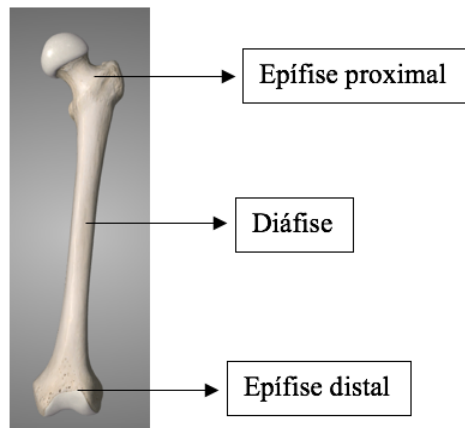


Figura 2.1. Vista anterior do fêmur, adaptada de [2].

A epífise superior, também denominada por epífise proximal, é constituída pelo colo e pela cabeça do fêmur sendo a zona que estabelece ligação com a pélvis pelo acetábulo. A epífise inferior, também denominada de epífise distal, é constituída por dois côndilos que estabelecem ligação com a zona proximal da tíbia.

Em conformidade com a Figura 2.2, o tecido ósseo pode-se dividir em dois tipos: osso cortical, caracterizado por ser compacto, duro e resistente, e osso trabecular, caracterizado por ser um osso esponjoso e menos resistente. No osso trabecular, o tecido cresce em colunas finas denominadas de trabéculas, que crescem num padrão específico tornando-as resistentes a certas tensões exteriores [1]. Nas zonas das epífises o tecido trabecular é predominante, contrariamente ao que se verifica nas zonas da diáfise uma vez que o tecido cortical ocupa maior volume.

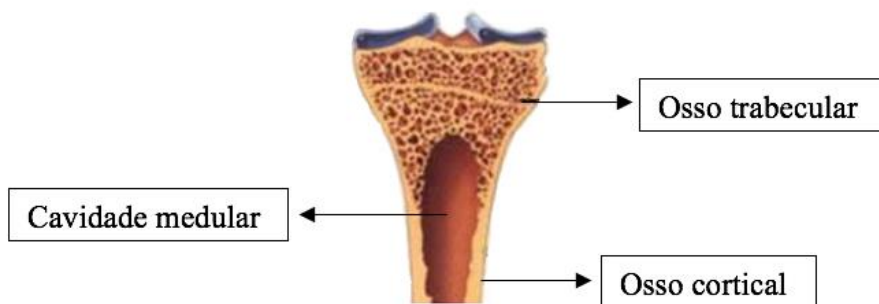


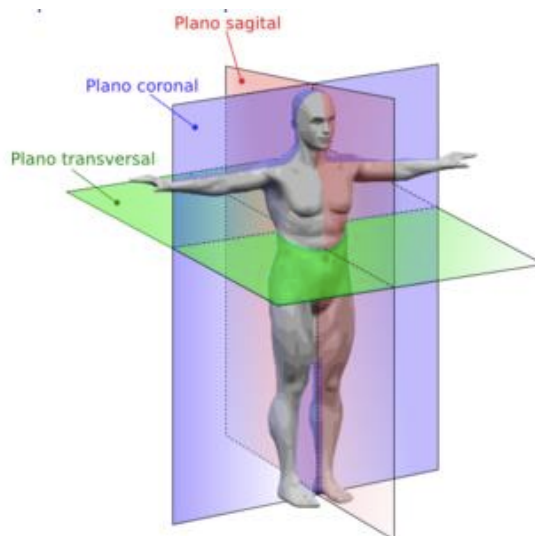
Figura 2.2. Caracterização da matriz óssea, adaptada de [3].

As propriedades da matriz óssea apresentam-se na Tabela 2.1.

Tabela 2.1. Características da matriz óssea [3].

	Epífise / Osso Trabecular	Diáfise / Osso Cortical
ρ – Massa específica [Kg/m^3]	300	1800
E – Módulo de Young [GPa]	1,1	15
ν – Coeficiente de Poisson	0,33	0,33

Segundo a explicação dada por Penny [4], o ramo da medicina adota certas nomenclaturas de modo a que a comunicação seja feita internacionalmente de forma clara. Assim, de forma a ser compreendida a localização do fémur no conjunto do corpo humano é necessário conhecer-se a sua divisão e os respetivos planos anatómicos. Segundo a mesma fonte [4], existem três planos imaginários de referência, ilustrados na Figura 2.3, que cruzam o corpo humano dividindo-o em metades do mesmo peso: plano sagital, plano transversal e plano coronal.

**Figura 2.3.** Planos anatómicos de referência, adaptado de [4].

O plano sagital corresponde a uma superfície vertical que divide o corpo humano em esquerda e direita. O plano coronal, também denominado de plano frontal, corresponde ao plano que divide o corpo humano em zona anterior e posterior, correspondente à zona ventral e dorsal. Por fim, o plano transversal, ou horizontal, é um plano perpendicular aos anteriores que divide o corpo em duas partes: superior e inferior. Todos os planos formam entre si ângulos retos que se cruzam [4].

Para além do enquadramento do osso nos eixos de referência, anatomicamente, deve-se identificar os eixos principais do modelo. Segundo Lopes [5], definir os três eixos principais é crucial para elucidar o correto posicionamento do osso e assim serem aplicadas as solicitações para proceder aos ensaios necessários. Estes eixos principais, ilustrados na Figura 2.4, são denominados eixo anatómico, eixo mecânico e eixo do colo do fémur .



Figura 2.4. Eixos principais do fémur [6].

O eixo anatómico corresponde à linha imaginária que percorre o fémur pela zona da cavidade medular e que liga a zona intermédia dos cêndilos e a zona proximal do fémur. Por outro lado, o eixo mecânico é definido como sendo o eixo imaginário que intersesta a zona intermédia dos cêndilos e a zona intermédia da cabeça do fémur. O eixo mecânico deve fazer como eixo anatómico cerca de 9° a 11° [5].

Segundo Alves [6], o esforço mecânico da marcha ou mesmo em posição estática é transmitido do acetábulo ao fémur. Assim, definir o eixo do colo do fémur é de extrema importância para a sustentação mecânica do corpo humano de modo a permitir a transmissão eficiente das cargas necessárias. O eixo do colo do fémur resulta da linha imaginária que liga dois dos pontos incluídos nos eixos acima referidos: o ponto intermédio da cabeça do fémur (usado para definir o eixo mecânico) e o ponto na zona proximal (utilizado para definir o eixo anatómico). A inclinação do eixo do colo do fémur com o eixo anatómico, que deve variar entre os 90° e os 130° , é ilustrado na Figura 2.5.

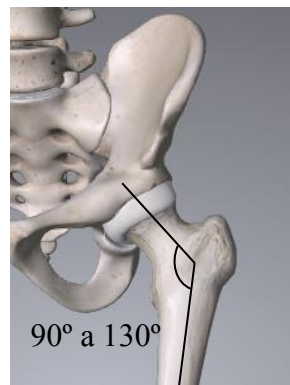


Figura 2.5. Ângulo de inclinação do eixos do colo do fêmur com o eixo anatômico [2].

Segundo Lopes et al. [7], a posição natural do osso do fêmur, ilustrada na Figura 2.6, será 11° no plano frontal e 9° no plano sagital.

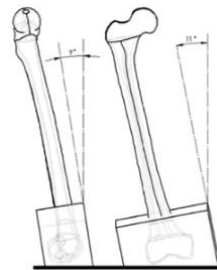


Figura 2.6. Ângulo de inclinação nos planos anatómicos de referência [5].

2.2. Osteotomia e Consolidação Óssea

A osteotomia consiste no procedimento cirúrgico que corrige deformidades ósseas a nível angular causadas por fraturas, desgaste, anomalias congénitas ou adquiridas, entre outras, que acabam por prejudicar a mobilidade e consequentemente a função do membro [8]. A correção é feita recorrendo a um corte controlado de modo a ser feito um realinhamento do osso o mais corretamente possível [9], sendo o novo posicionamento conseguido por acréscimo (de adição) ou por remoção (de subtração) de tecido ósseo. Este tipo de intervenção é indicada a pessoas com idade, peso e mobilidade controlada tendo como principal objetivo uma melhoria do paciente tanto a nível da dor, como da função do membro tratado e da própria mobilidade [8].

Segundo o Dr. Francozi [8], muitas das vezes para se obter um correto alinhamento ósseo é necessário recorrer ao uso de enxertos ósseos que são fixados com a

ajuda de placas e parafusos especiais, Figura 2.7, que garantem a estabilidade e o posicionamento correto até à cicatrização e consequente consolidação óssea.

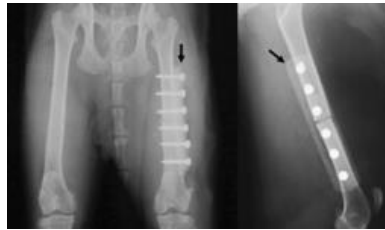


Figura 2.7. Utilização de uma placa em osteotomia femoral de um gato [10].

Uma vez lesionado, o tecido ósseo possui mecanismos que lhe permitem responder a essas solicitações [11]. Segundo a lei de Wolff (1892), é afirmado que toda a mudança na forma e função do osso, ou apenas na sua função é seguida de alterações na sua arquitetura interna e alterações definitivas na sua conformação externa. Por outro lado, a mesma lei diz que aumentos da tensão aplicada sobre o osso fazem com que ocorra remodelação com resultante aumento da massa óssea [12]. De tal forma, quando os vasos sanguíneos, fundamentais para o processo de consolidação, são rompidos são de seguida ativados agentes químicos que estimulam a consolidação óssea.

O tecido ósseo, no final da cicatrização, origina tecido ósseo com as mesmas propriedades mecânicas observadas antes da osteotomia e não fibrose como os restantes tecidos [13]. Este processo de reposição de propriedades – cicatrização – pode ser dividida em primária e secundária. A cicatrização primária corresponde à remodelação direta do osso cortical sem formação de calo ósseo, ocorrendo quando se verifica uma pequena folga entre os fragmentos ou quando existe contacto direto das extremidades do osso [13]. Este tipo de cicatrização não se verifica quando ocorre fixação e estabilização da zona da osteotomia [11]. A cicatrização secundária ocorre na presença de alguma movimentação interfragmentária entre as extremidades ósseas. Existe um processo de diferenciação sequencial do tecido sendo que o movimento interfragmentário diminui com o avanço da cicatrização, ou seja, com o fortalecimento do calo ósseo [13]. Este processo de cicatrização pode ser dividido em três fases principais: inflamação, reparação e remodelação.

A fase de **inflamação** ocorre logo após a osteotomia. É ativado um processo que protege o tecido de sofrer infeção. Verifica-se a formação de um hematoma devido ao

rompimento dos vasos sanguíneos e necrose das extremidades. Na fase de **reparação**, o organismo responde à lesão com a introdução de uma membrana de tecido denso que envolve os ossos (periosteos) permitindo a proliferação de células que atuam na formação óssea (células osteogênicas) [14]. As células são induzidas a produzir um novo osso e permitem a formação de tecido fibroso de calo mole e posteriormente de calo duro. Além disso, promovem a regeneração óssea com a formação de vasos sanguíneos, pontes ósseas e cartilagens [14]. A fase final, a fase de **remodelação** é caracterizada pela ocorrência de reabsorção do calo ósseo e diz respeito à fase em que o osso retorna à sua morfologia original incluindo as propriedades mecânicas e a funcionalidade. Ocorre também restauração do canal medular [11].

Assim, pode-se dizer que até à completa cicatrização ocorrem vários estágios nomeadamente, a destruição do tecido ósseo inicial e a formação de um hematoma interno; a inflamação; formação do calo ósseo e a remodelação óssea. O calo ósseo designado por calo ósseo mole é formado uns dias após a fratura, sendo que o calo ósseo rígido surge, normalmente, 2 ou 3 semanas após a fratura, mas a sua completa consolidação, que consiste na formação de um novo osso, apenas se observa alguns meses depois. É nesta última fase que se procuram desenvolver novas metodologias de modo a reduzir o tempo de consolidação.

2.3. Fixadores Externos e Internos

Em certos problemas de ossos longos, tais como, fraturas, colocação de aloenxertos, osteotomias ou nanismo, o tratamento passa pela imobilização e estabilização do membro afetado havendo, em certos casos, a necessidade de realinhar os fragmentos na sua posição biológica, de ajudar que o osso seja absorvido, permitir a formação de calo ósseo ou de promover o crescimento ósseo. Para atingir os objetivos recorre-se a tratamentos de fixação cirúrgicos (ou não cirúrgico) que, dependendo do posicionamento relativamente ao corpo humano, podem ser classificados como sistemas de fixação externa ou interna.

Segundo Moss e Tejwani [15], a **fixação externa** é um método de alinhamento do osso com recurso a pinos, fios ou parafusos que, quando acoplados a um sistema mecânico, permitem a estabilidade do conjunto. Tendo sido desenvolvido pela primeira vez

por Lambotte no século XX, chegou aos dias de hoje sob a forma de vários modelos permitindo uma grande versatilidade quanto às montagens e configurações.

Caja *et al.* [16] sugeriram a divisão dos fixadores consoante a aparência (Figura 2.8) e daí resultou a classificação em fixadores lineares (elementos de fixação num só plano), fixadores circulares (elementos de fixação em mais de dois planos) e fixadores híbridos.



Figura 2.8. Fixador do tipo linear, circular e híbrido, adaptado de [17].

Por **fixação interna** entende-se quando os componentes de fixação se aplicam sob a pele [18]. Os fixadores podem ser inseridos tanto no espaço intramedular como no extramedular, ou seja, na superfície óssea sendo que esta classificação diz respeito à zona onde realizam maior trabalho mecânico e não o espaço que atravessam. Os fixadores internos (Figura 2.9) podem ser divididos em fios, pinos, parafusos, placas e hastes intramedulares (HIM) [19].

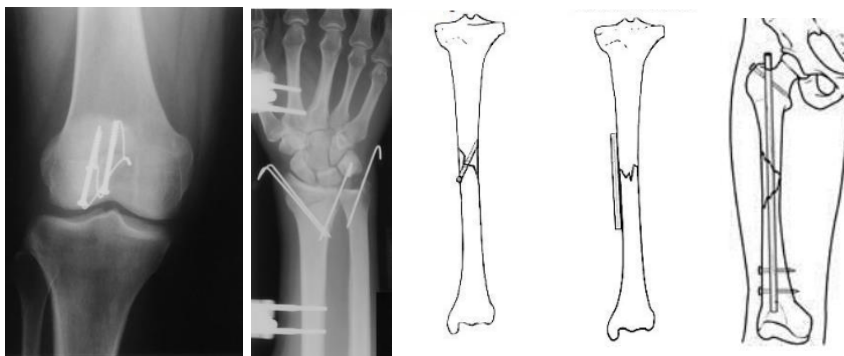


Figura 2.9. Fios, pinos ([19]), parafusos de compressão, placas e HIM ([3]), respetivamente.

A fixação interna pode atingir grandes sucessos na não-união. No entanto, continuam a existir grandes complicações no que diz respeito à fissura de placas e falência dos parafusos, perda de implantes, refratura após remoção, não-união ou infeção [20]. De

acordo com Muller *et al.* [21], este tipo de fixação é uma difícil forma de tratamento mas se feita apropriadamente, conduz a excelentes resultados, permitindo a estabilidade mecânica do osso fraturado, possibilitando assim o suporte de carga e a rápida cura óssea [22]. As placas de osteossíntese são muito usadas a nível de fraturas do fêmur e é conveniente que estas sejam capazes de transferir carga às estruturas ósseas e que permitam alguma mobilidade, mesmo que reduzida, de forma a estimular a formação do calo ósseo [23]. Por outras palavras, é exigido que as placas tenham rigidez suficiente para suportar as condições mecânicas existentes na zona da fratura até que ocorra cicatrização, não protegendo em demasia a zona do osso para que as tensões sejam transmitidas ao osso não doente [24].

O método de fixação por placa de osteossíntese, do mesmo modo que os restantes, está em constante desenvolvimento existindo referências quanto à sua pesquisa com mais de 100 anos, começando com Lane em 1895, Figura 2.10. Contudo, a ideia foi abandonada uma vez que a placa desenvolvida pelo mesmo possuía problemas de corrosão. Numa tentativa de eliminar a lacuna anterior, Lambotte (1909) e posteriormente Sherman (1912) introduziram uma versão melhorada da placa de fixação onde eliminaram qualquer problema de corrosão. No entanto, ambas as evoluções foram descartadas visto que apresentavam problemas quanto à sua resistência.

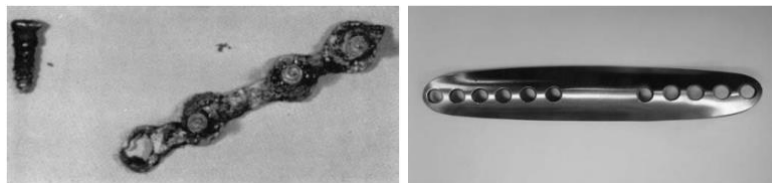


Figura 2.10. Placa desenvolvida por Lane e Lambotte, respetivamente [25].

Mais tarde, em 1948, Eggers introduziu uma placa com orifícios que permitiam que as cabeças dos parafusos deslizassem. De igual modo, o uso da mesma foi limitado pela sua fraca estabilidade e conseqüente instabilidade da fixação. De modo a contornar esse problema e a diminuir o tempo de recuperação, Danis, em 1949, Figura 2.11, reconheceu a importância de haver compressão interfragmentária desenvolvendo uma placa à compressão com um parafuso de aperto lateral prevenindo o movimento interfragmentário e aumentando a estabilidade da fixação. Este conceito influenciou todos os modelos de placas posteriores [25].



Figura 2.11. Placa desenvolvida por Eggers e Danis, respetivamente [25].

Em finais de 1950 o uso de placas no processo de osteossíntese entrou em declínio, sobretudo porque as hastes intramedulares mostravam ser mais eficazes na obtenção dos resultados esperados. Bohler na Áustria e Watson-Jones em Inglaterra, especialistas no tratamento de fraturas, recomendavam a fixação interna para casos em que não poderiam ser tratados por outros meios alternativos [26].

Desenvolvendo os orifícios anteriores para furos ovais em 1958, Bagby e Janes permitiram que a compressão se pudesse impor pelo aperto dos próprios parafusos. Müller, em 1965, desenvolveu um design onde a compressão é induzida pelo aperto de um instrumento acoplado temporariamente ao osso e à placa que produz tensão, Figura 2.12.

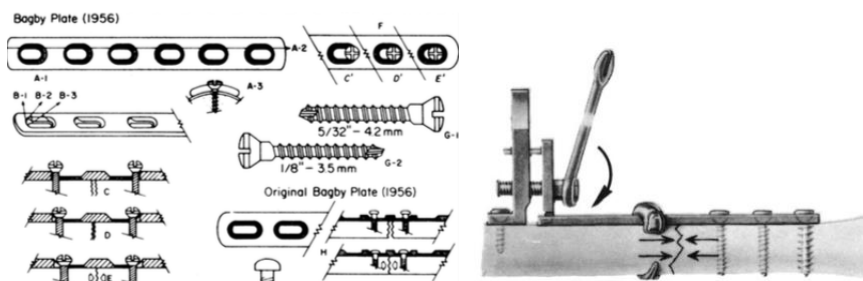


Figura 2.12. Placa desenvolvida por Bagby e Janes e por Müller, respetivamente [25].

Partindo da técnica de compressão estática de Bagby e Janes, Schenk e Willenegger, em 1967, desenvolverem o conceito de **placa de compressão dinâmica (DCP)** também com furos ovais. Este tipo de placa surge como aperfeiçoamento relativamente às placas de furos redondos permitindo a auto compressão. Este fenómeno é possível devido à geometria dos furos que, quando posicionados excentricamente, tornam possível a compressão interfragmentária sem recorrer a uma aparelho exterior [27]. Dependendo do posicionamento dos parafusos, esta placa pode ser usada também como placa de compressão estática. Esta inovação, presente na Figura 2.13 (a), diminui a ocorrência de alinhamento

incorreto e aumenta a estabilidade da fixação interna, não sendo necessário a imobilização [25].

A **placa de compressão dinâmica de contacto limitado (LC-DCP)**, ilustrada na Figura 2.13 (b), é introduzida pelo grupo suíço de Schenk e Willenegger em 1994 que redesenhou a anteriormente descrita reduzindo a interferência da perfuração permitindo a diminuição da porosidade do osso.



Figura 2.13. (a) DCP de Schenk e Willenegger; (b) LC-DCP [25].

O conceito de osteossíntese biológica levou à inovação, por parte da AO/ASIF® , de um novo fixador que ignorou o método de compressão interfragmentária denominado por **fixador de contacto por ponto (PC-Fix)** (Figura 2.14 (a)). Baseado também neste princípio, surge o fixador interno bloqueado denominado de **placa de compressão fechada (LCP)** (Figura 2.14 (b)) que consiste num sistema onde os parafusos são bloqueados na placa permitindo assim uma diminuição das forças de compressão exercida pela placa no osso [28]. Neste método, a placa pode não estar totalmente encostada ao osso permitindo que a geometria da placa não tenha de ser exata relativamente à geometria do osso. Além do mais, é possível adaptar diversos tipos de parafusos [29].

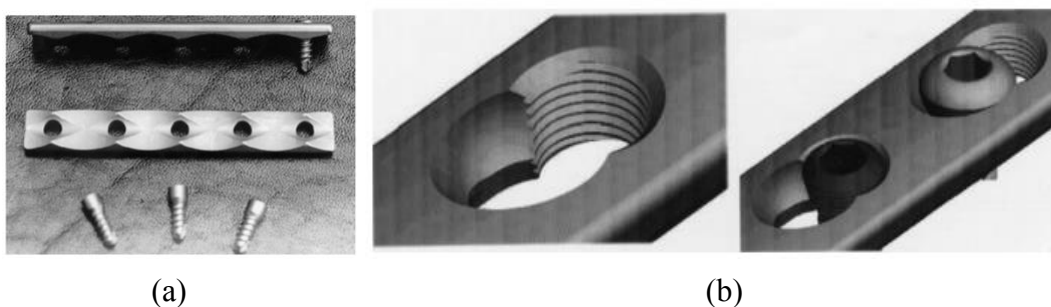


Figura 2.14. (a) PC-Fix, de AO/ASIF [25]; (b) LCP [29].

De acordo com os desenvolvimentos de Goodship e Kenwright [30], existe uma grande importância na existência de micro-movimentos axiais quando é necessário ocorrer formação óssea. Com esse objetivo foi criada uma almofada elástica que é inserida na zona entre o parafuso e o furo oval numa **placa flexível axialmente (AFP)** (Figura 2.15 (a)) permitindo a compressão dinâmica com folga na fratura. Foi também criada uma **placa compressiva axialmente (ACP)** (Figura 2.15 (b)) segundo os mesmos princípios da placa flexível axialmente mas a possibilidade foi ignorada devido a falha prematura consequente das fracas propriedades mecânicas e instabilidade da fixação.

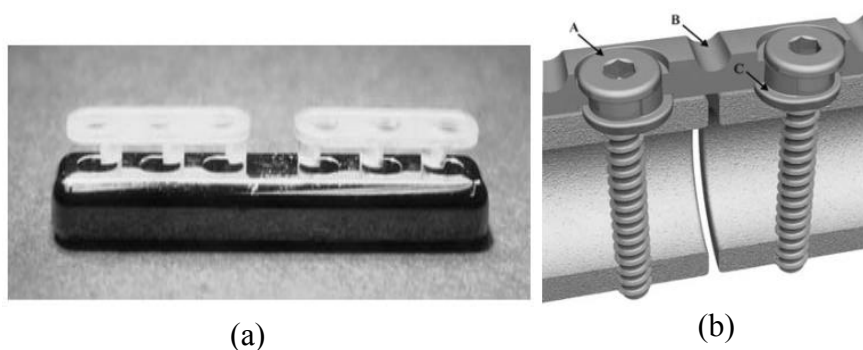


Figura 2.15. (a) AFP (b) ACP, adaptado de [25].

Para além destes, existem placas de reconstrução e as placas anatómicas. As **placas de reconstrução** (Figura 2.16 (a)), dada à sua geometria de entalhes, permite a sua flexão. Mesmo sendo apontada como sendo mais fraca relativamente às de compressão, os furos ovais permitem a compressão dinâmica de geometrias ósseas tridimensionais mais complexas [27]. As **placas anatómicas** (Figura 2.16 (b)) foram desenvolvidas pela AO/ASIF® de modo a acompanharem as irregularidades da forma do osso, principalmente da zona de transição entre a epífise e diáfise, por forma a satisfazerem as necessidades tanto a nível anatómico como biomecânico [27].



Figura 2.16. (a) Placas de reconstrução [27], (b) Placas anatómicas [6].

Como se pode verificar, existe uma grande variedade no que diz respeito ao tipo de fixação bem como aos exemplos de placas comercializadas. No entanto, a sua utilização continua dependente do problema ósseo presente e da escolha do cirurgião ortopédico. Nos últimos anos, a opinião quanto à sua aplicação tem vindo a tornar-se controversa visto que existem ortopedistas que defendem que uma aplicação singular é suficiente para obter resultados enquanto que outros defendem que uma dupla fixação garante uma recuperação mais rápida do doente e uma diminuição da ocorrência de falhas prematuras do sistema.

Por um lado, o uso de fixação simples remota a bons resultados e são muitos os estudos onde se consegue alcançar os efeitos pretendidos. Um caso de estudo dirigido por El-Sayed *et al.* [31] conseguiu a união correta de fraturas do fémur usando DCP em 13 dos 15 pacientes num tempo médio de 8 semanas. Neste caso, houve falha dos parafusos em apenas 5 dos casos. Aqui, atribuíram o motivo da falha dos parafusos ao possível excesso de carga suportada pelos parafusos quando comparada à carga suportada pela placa [32], pela existência de um bloqueio prematura do parafuso antes da porca estar em contacto com o osso ou pelo incorreto ângulo de inserção do parafuso levando à existência de um espaço entre a porca e o osso no eixo do parafuso. Também no caso apresentado por Hammad *et al.* [33] foram tratadas fraturas no fémur recorrendo a placas DCP. Neste tratamento, todas as fraturas cicatrizaram num tempo médio de 8 semanas sendo que houve falhas de parafusos em apenas 2 dos 15 casos.

Por outro lado, existem alguns estudos [20][34][35][36] que garantem que a dupla fixação permite fixações mais rígidas, e com estabilidade nos três planos, quando comparadas ao uso de uma fixação simples. Este método, quando usado com enxertos ósseos, permite também que estes não sofram deslocamento [20]. Nestas análises, não foi verificado qualquer risco de complicação ou infeção, sendo que não houve nenhuma falha quanto aos parafusos usados nem se detetaram fraturas das placas. No estudo desenvolvido por Khoury *et al.* [34], a união foi conseguida num tempo médio de 5,8 meses, na verificação feita por Peng *et al.* [35] a união é conseguida ao fim de 5,3 meses e no caso estudo feito por Maimaitiyiming *et al.* [20], onde o tratamento de fratura é feito com dupla fixação e enxerto ósseo, a união é conseguida em 5,2 meses.

Melhores resultados foram conseguidos por Steinberg *et al.* [37] onde a união foi conseguida em 12 semanas nos 30 dos 32 pacientes com um correto alinhamento axial da zona fraturada. A equipa defende que a dupla fixação permite diminuir o braço de

alavanca que atua no eixo femoral e, assim, diminuir a carga aplicada no local da fratura. Além disso, recomenda o uso desta técnica para casos de fraca qualidade óssea e vários tipos de fratura. Neste estudo, foram também enumerados vários casos de sucesso de dupla fixação onde os seus tempos de união são de 6,7 meses [38] e 18,3 semanas [39] em todos os pacientes e de 16 semanas em 24 dos 36 pacientes [40].

Também no estudo feito por Gaspar *et al.*[41], mesmo tendo uma amostragem pequena, se conseguiu tratar do problema, usando dupla fixação 90-90 numa osteotomia de correção, eliminando a dor e recuperando a função do membro.

Segundo Self *et al.* [42], o uso de dupla fixação é o método que oferece mais estabilidade relativamente a qualquer outro método. Consequentemente, uma fixação mais estável permite uma consolidação óssea mais homogênea.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são enumerados os materiais, bem como os métodos usados a nível experimental. Depois de apresentado o protótipo de osso usado na secção 3.1, é explicado quais as placas a aplicar no fémur e os parafusos usados para a sua fixação na secção 3.2. A prototipagem de uma caixa de armazenamento e os passos pela qual passou desde a modelação CAD à sua impressão, é apresentada na secção 3.3. Finalmente, na secção 3.4, são descritos os ensaios experimentais sendo introduzidos todos os conceitos necessários ao entendimento dos métodos usados, bem como a explicação do que é esperado adquirir com cada um deles.

3.1. Modelo físico do fémur

Neste estudo foram usados dois fémures esquerdos, modelo artificial de quarta geração, da marca *Sawbones*® (Figura 3.1). Este modelo usado pela comunidade científica, apresenta propriedades validadas semelhantes ao osso humano cadavérico, permitindo assim uma aproximação às condições reais de modo a retirar conclusões viáveis [7]. O osso artificial é posteriormente revestido na zona de suporte, de modo a ser preservado na altura dos ensaios experimentais e para evitar movimentos do mesmo no suporte utilizado, por eventuais afastamentos que possam existir entre o suporte e o osso.



Figura 3.1. Modelo físico do osso.

Na Tabela 3.1 estão apresentadas as características do modelo físico usado.

Tabela 3.1. Características do modelo físico [43].

	Epífise / Osso Trabecular	Diáfise / Osso Cortical
ρ – Massa específica [kg/m^3]	320	1640
E – Módulo de Young	210 MPa	17 GPa
ν – Coeficiente de Poisson	0,3	0,26

3.2. Placas de osteossíntese e parafusos

O material usado nas placas de osteossíntese é um aço X42Cr13 constituído por 0,38% de carbono e 13,6% de cromo de modo a reunir condições ótimas em termos de corrosão e resistência ao ensaio. As suas propriedades mecânicas apresentam-se na Tabela 3.2

Tabela 3.2. Propriedades do aço constituinte das placas, [44].

E – Módulo de Young [GPa]	210
ν – Coeficiente de Poisson	0,30

Para o presente estudo foram usadas placas de compressão de oito furos com 5mm de espessura (Figura 3.2.), semelhantes às placas utilizadas no fémur, placas de compressão de seis furos com 4mm de espessura (Figura 3.3.), parecidas às usadas na tíbia. Estas placas foram maquinadas no aço referido anteriormente.



Figura 3.2. Placa de 8 furos ([mm]).



Figura 3.3. Placa de 6 furos ([mm]).

A fixação das placas de seis furos é feita recorrendo a parafusos corticais e de fixação com um comprimento de 25mm e de diâmetro 3,5mm. No caso das de oito furos, a fixação é feita recorrendo a parafusos do mesmo tipo dos anteriores, mas de comprimento de 32mm e de 4,5mm de diâmetro.

3.3. Sistema de carregamento

Para que o carregamento fosse possível sem danificar a zona da epífise proximal dos fêmures, foi projetada uma estrutura de modo a obter uma zona intermediária entre a máquina de carregamento e o osso. A estrutura, Figura 3.4, foi projetada usando o *software Autodesk Inventor*®.

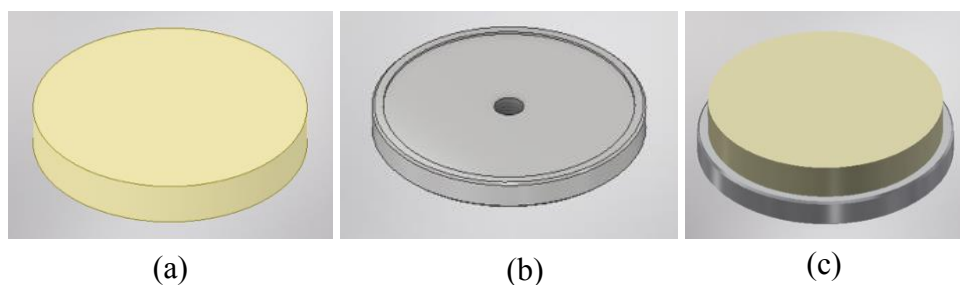


Figura 3.4. Disco de Nylon (a), disco de Alumínio (b) e sistema completo (c) em *Autodesk Inventor*®.

A estrutura é composta por dois discos. Um disco é feito em nylon, Figura 3.4 (a), com 101 mm de diâmetro e 12mm de espessura e é, posteriormente, colado num disco maquinado em alumínio, Figura 3.4 (b), com 110 mm de diâmetro e 12 mm de espessura.

Para que o acoplamento à máquina fosse possível, Figura 3.5 (a), foi desenvolvido um perno roscado, Figura 3.5 (b), onde cada extremidade encaixa num local distinto. A extremidade que é acoplada à estrutura de carregamento tem uma rosca M12 de

passo normal, enquanto que a outra, que é inserida na máquina de carregamento, possui uma rosca de passo fino M12x1,5.

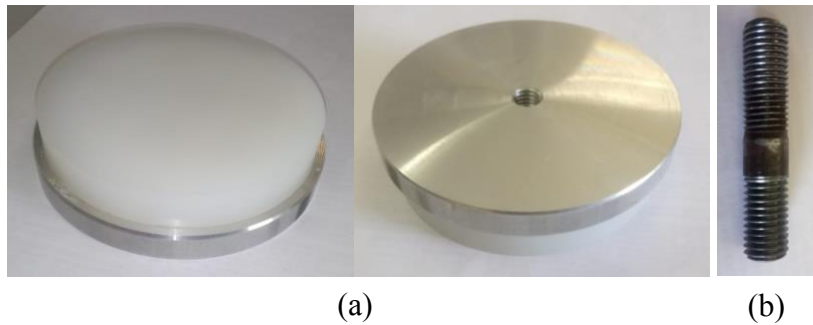


Figura 3.5. Sistema de carregamento (a) e perno roscado (b).

3.4. Projeto CAD – Caixa do Hardware

Dado que uma distribuição de pressões mais homogênea reflete uma consolidação óssea mais eficaz [6], pensou-se em monitorizar a distribuição de pressões a nível da osteotomia com a utilização de um sistema de matriz sensorial, onde a sua leitura só é possível devido ao software presente no hardware *Arduino SNOWBOARD®* que converte os valores medidos em valores de pressão. Sendo a placa de hardware, representada na Figura 3.6, um sistema frágil surgiu a necessidade de se projetar uma caixa para colocar a placa de forma a evitar quaisquer danos.

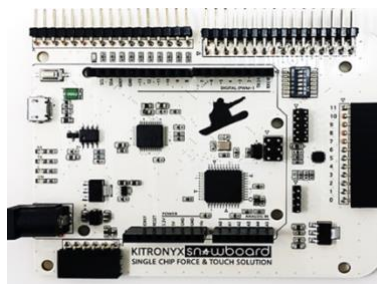


Figura 3.6. Placa de hardware *Kitronyx Snowboard*.

O modelo da caixa foi projetado usando o *software Autodesk Inventor®*, tendo em consideração todas as entradas necessárias para o correto funcionamento do sistema. O protótipo é apresentado na Figura 3.7.

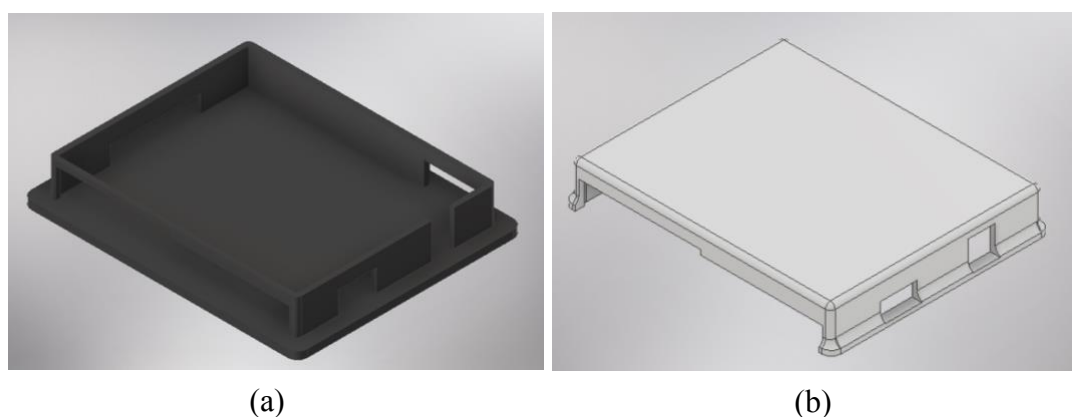


Figura 3.7. Parte inferior (a) e superior (b) em Autodesk Inventor®.

Para obter a peça recorreu-se à prototipagem rápida uma vez que o objetivo era consegui-lo no menor tempo possível. Este método permite obter modelos tridimensionais partindo de ficheiros CAD [45].

Para desenvolver o modelo foi usada uma impressora 3D do ISEC, Project 1500, que executa a impressão segundo o processo FTI. Categorizando o processo de acordo com a Norma ASTM F2792-12 [46], este pertence à classe de fotopolimerização VAT que engloba todos os processos aditivos nos quais o fotopolímero líquido é curado numa cuba de forma seletiva por polimerização ativada pela luz. O material usado para a impressão foi uma resina sintética termoplástica, denominada de *VisiJet® Zoom*.

Após impressão da peça (Figura 3.8 (a)), a mesma foi limpa de modo a serem retirados os excessos da resina sintética. A limpeza é conseguida usando, inicialmente, um fluido específico para o efeito finalizando a limpeza com água destilada. Após esta etapa, a peça é colocada numa estufa (Figura 3.8 (b)) onde sofre um processo de cura, com recurso a raios ultravioleta, durante 1h (30min em cada lado).

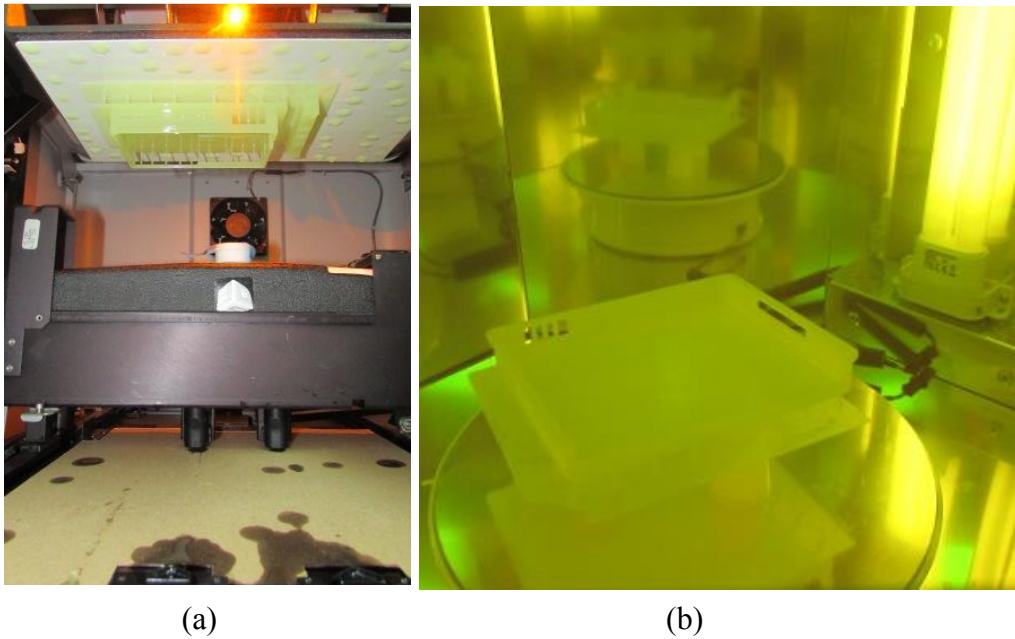


Figura 3.8. Processo de impressão (a) e cura (b).

Quando ocorre a impressão, o software cria automaticamente pontes de suporte para zonas suspensas ou de grande extensão. Assim, no final, é necessário eliminar as pontes de suporte de modo a ser obtida uma peça funcional, como ilustra a Figura 3.9

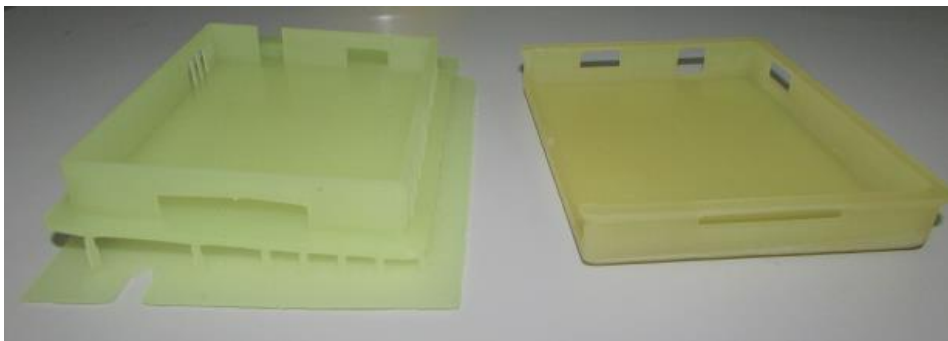


Figura 3.9. Peça antes e após limpeza e cura, respetivamente.

A peça final é então pintada com um spray de tinta acrílica para aumentar a sua durabilidade, Figura 3.10.

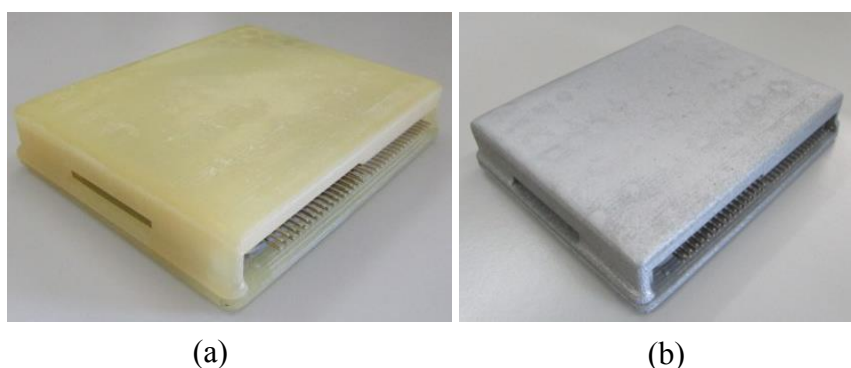


Figura 3.10. Peça final antes (a) e após pintura (b).

3.5. Ensaaios Experimentais

O objetivo principal deste estudo passa por comparar o comportamento do fêmur quando suportado por uma ou duas placas de osteossíntese. A avaliação e comparação dos resultados relativamente à utilização de 1 ou 2 placas de osteossíntese é efetuada partindo da análise da distribuição de deformações e tensões nas placas e de deslocamentos nas mesmas. Para tal, recorreu-se à extensometria ótica, usando um método de correlação de imagem, e à extensometria elétrica aplicando extensómetros elétricos.

3.5.1. Aplicação das placas no osso

Os ossos artificiais foram seccionados pela equipa de ortopedistas pediátricas de modo a simular uma osteotomia com as mesmas condições em ambos os fêmures a 210 mm da epífise distal. A equipa instrumentou um dos fêmures com uma placa de osteossíntese e outro com duas placas, Figura 3.11. Como se pode observar na Figura 3.11, quando o fêmur é instrumentado com apenas uma placa é usada uma de compressão de oito furos na região lateral direita da diáfise. No fêmur instrumentado com duas placas são colocadas uma placa de compressão de oito furos na região lateral direita da diáfise e uma segunda placa de compressão de seis furos. Segundo o estudo efetuado por Alves [6], a posição otimizada da segunda placa relativamente à primeira é de 80°, tomando como 0° o posicionamento da primeira placa.



Figura 3.11. Protótipos com uma e duas placas.

Quanto ao aperto e fixação dos parafusos, são feitos inicialmente furos alinhados aos respectivos lugares de cada parafuso. Colocando a zona da osteotomia entre os parafusos centrais, estes são aplicados inicialmente provocando a compressão da placa, sendo que a sequência simétrica seguida se encontra indicada na Figura 3.12

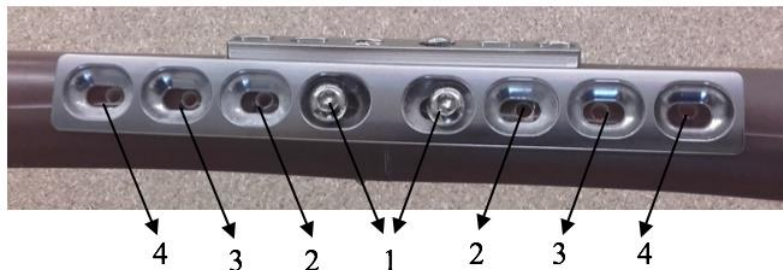


Figura 3.12. Sequência de aperto dos parafusos.

A sequência de aperto dos restantes parafusos, no caso de aplicação das duas placas, é igual, com a particularidade que inicialmente se apertam os parafusos da primeira placa e, só após a primeira placa estar totalmente fixa, é aplicada a segunda placa respeitando exatamente a mesma sequência de aperto da primeira placa. Com a colocação dos primeiros parafusos de compressão, observou-se um desalinhamento nos restantes furos, devido ao movimento relativo da placa. Da Figura 3.11 pode-se verificar que no caso da aplicação de apenas uma placa a mesma apresenta uma curvatura significativa em relação à sua forma inicial, a qual é reduzida com a aplicação de uma segunda placa.

3.5.2. Correlação Digital de Imagem

O método de correlação digital é um método de extensometria ótica que permite a medição de deformações de um dado modelo em duas ou três dimensões sem haver necessidade de contacto com o mesmo. É apontado como um método flexível, adaptável a várias situações, simples e de baixo custo [47].

Para que as deformações possam ser registadas é necessário que as placas apresentem um padrão aleatório de alto contraste, Figura 3.13, o qual é conseguido através da aplicação de uma base de tinta branca que, seguidamente, é pulverizada com uma tinta preta. Esta preparação é feita no lado direito de ambas as placas de oito furos.

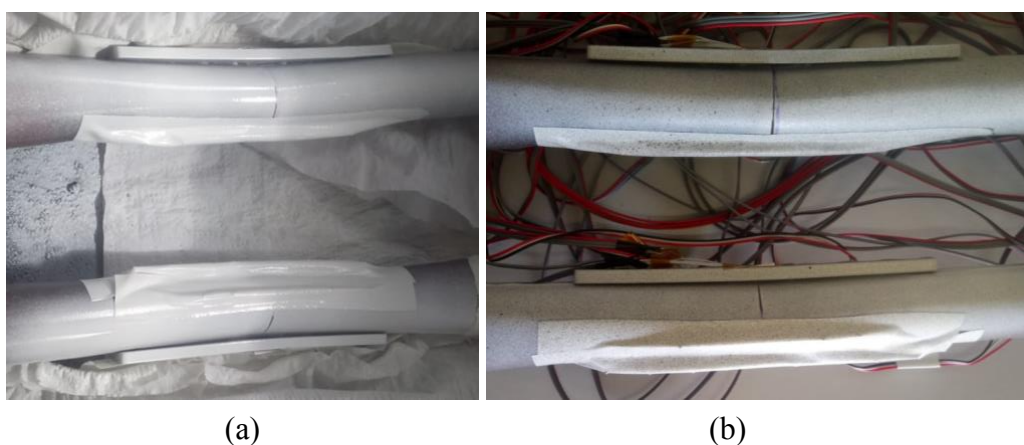


Figura 3.13. Placas pintadas com a base branca (a) e com a tinta preta (b).

O registo de imagens é obtido com recurso a duas câmaras de alta velocidade (Point Grey GRAS-20S4M-C) numa posição estereoscópica a aproximadamente 45°, simétricas relativamente ao osso na resolução máxima 1624x1224 pixels. As 5 imagens, capturadas a cada segundo e processadas pelo *software VIC-3D 2012*, permitem registar os padrões das manchas da tinta preta na superfície das placas.

Na Figura 3.14 é possível verificar o posicionamento experimental do processo DIC tanto a nível do modelo como do posicionamento das câmaras.

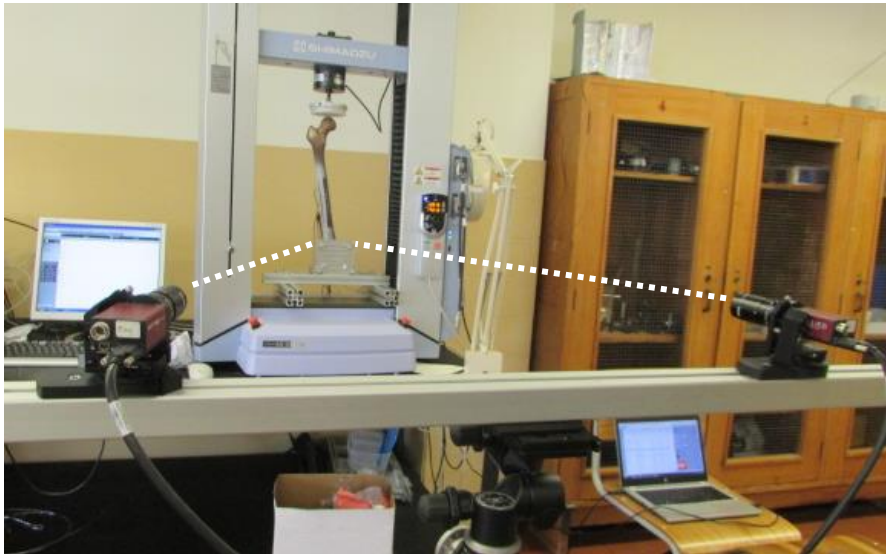


Figura 3.14. Posicionamento do método DIC.

Antes de se começar o ensaio, foi necessário calibrar a imagem recorrendo a uma grelha específica de 9x9 orifícios numa área de 25mm de lado. Antes do ensaio, é capturada uma primeira imagem para que sirva de referência aos cálculos das deformações sofridas nas placas.

3.5.3. Extensometria elétrica

Como já é referido, a extensometria é uma técnica usada para medir esforços e deformações baseando-se na mudança de resistência elétrica do objeto em estudo, quando submetido a variações de tensões ou temperaturas [48]. O fio resistivo do extensómetro sofre alterações quanto à resistência de acordo com o alongamento ou encurtamento sofrido por parte do objeto. As variações de dimensão são transmitidas mecanicamente ao extensómetro que transforma as mesmas em variações equivalentes a resistência elétrica.

Neste estudo, as placas são instrumentadas com extensómetro em roseta e lineares com as seguintes propriedades (Tabela 3.3) :

Tabela 3.3. Características dos extensômetros.

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

Para a aplicação dos extensômetros (ambas as configurações) houve a necessidade de preparar a área de colagem. Para tal, foi realizado um acabamento superficial na direção da colagem recorrendo a um ácido fosfórico neutralizado com um acabamento recorrendo a uma base. Após posicionamento do extensómetro no ponto desejado, foi realizada a colagem com ajuda de uma cola de cianoacrilato da marca *Loctite®*. De seguida, foi colocado, do mesmo modo, o respetivo terminal de ligação seguindo-se a solda dos fios de ligação do extensómetro ao terminal. Os fios foram posicionados de modo a evitar deslocamentos e interferências na precisão das medições.

Os diversos extensómetros foram ligados ao *hardware* multicanal da *National Instruments®* de modo a ser possível a leitura sincronizada de todos eles. A leitura das deformações foi possível com recurso ao software *LabView®* que permite definir parâmetros manualmente e guarda os valores em formato *EXCEL®*. A ligação dos extensómetros é feita em 1/4 de Ponte de *Wheastone*.

3.5.3.1. Roseta

Foi aplicado um extensómetro em roseta em ambas as placas, de seis (roseta 1) e oito furos (roseta 2 e 3), na zona frontal entre os dois furos centrais, como ilustra a Figura 3.15 e Figura 3.16. Essa zona foi apontada como uma das mais crítica por falha em vários estudos [31] [49] [50].

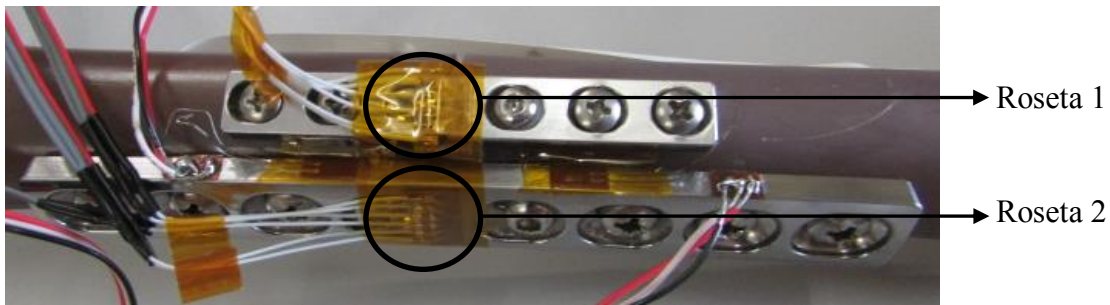


Figura 3.15. Extensômetros roseta nas placas do fêmur com dupla fixação.

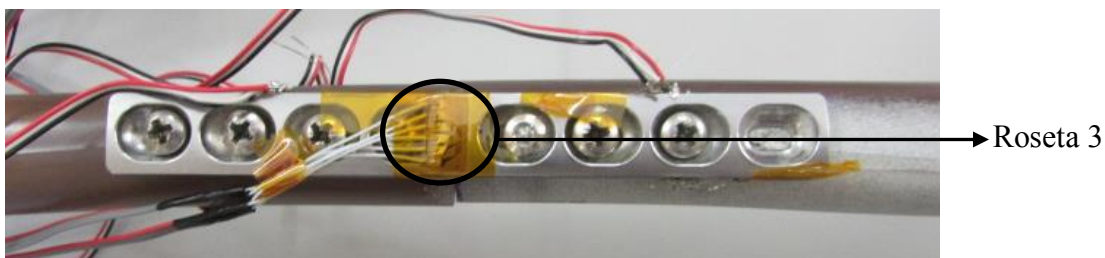


Figura 3.16. Extensômetro roseta na placa do fêmur com fixação singular.

Este tipo de configuração, onde três extensômetros são posicionados a 45° entre si (Figura 3.17), permite conhecer as deformações principais associadas às três direções desconhecidas.

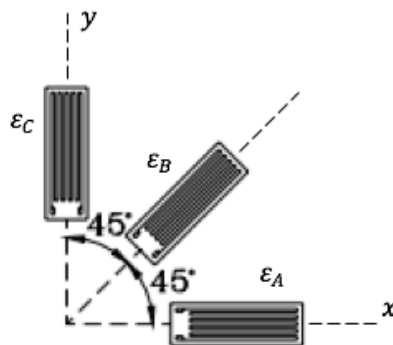


Figura 3.17. Extensômetro roseta a 45° , adaptado de [51].

Sendo admitido que este se encontra em estado plano de tensão, ou seja, que $\epsilon_{zz} = 0$ e que ϵ_{xx} e ϵ_{yy} são as componentes da deformação segundo os eixos, as deformações sofridas por cada extensômetro são dadas pelas equações (3.1) a (3.3):

$$\epsilon_A = \epsilon_{xx} \cos^2 \alpha_A + \epsilon_{yy} \sin^2 \alpha_A + \gamma_{xy} \cos \alpha_A \sin \alpha_A \quad (3.1)$$

$$\varepsilon_B = \varepsilon_{xx} \cos^2 \alpha_B + \varepsilon_{yy} \sin^2 \alpha_B + \gamma_{xy} \cos \alpha_B \sin \alpha_B \quad (3.2)$$

$$\varepsilon_C = \varepsilon_{xx} \cos^2 \alpha_C + \varepsilon_{yy} \sin^2 \alpha_C + \gamma_{xy} \cos \alpha_C \sin \alpha_C \quad (3.3)$$

As componentes cartesianas da deformação podem ser calculadas pelas equações (3.4) a (3.6) tendo em conta as simplificações trigonométricas.

$$\varepsilon_{xx} = \varepsilon_A \quad (3.4)$$

$$\varepsilon_{yy} = \varepsilon_C \quad (3.5)$$

$$\gamma_{xy} = 2\varepsilon_B - \varepsilon_A - \varepsilon_C \quad (3.6)$$

Reunidas as condições, é possível calcular as deformações principais do ponto pelas equações (3.7) e (3.8):

$$\varepsilon_1 = \frac{1}{2}(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) + \frac{1}{2}\sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + \gamma_{xy}^2} \quad (3.7)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{1}{2}(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) - \frac{1}{2}\sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + \gamma_{xy}^2} \quad (3.8)$$

Com o conhecimento das deformações principais é também possível calcular a deformação de *von Mises* pela equação (3.9) e assim caracterizar totalmente o ponto.

$$\varepsilon_{VonMises} = \sqrt{\varepsilon_1^2 - \varepsilon_1 \varepsilon_2 + \varepsilon_2^2} \quad (3.9)$$

Para além do estudo das deformações, é também possível analisar o ponto de cada roseta quanto ao valor das tensões. Sabendo as deformações dos três extensómetros constituintes das rosetas é possível, através da equação (3.10), calcular o valor das tensões principais.

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{2} \left[\frac{\varepsilon_A + \varepsilon_C}{1 + \nu} \pm \frac{\sqrt{2}}{1 + \nu} \sqrt{(\varepsilon_A - \varepsilon_B)^2 + (\varepsilon_B - \varepsilon_C)^2} \right] \quad (3.10)$$

Partindo destes valores, e assumindo que $\sigma_3 = 0$, é possível de se calcular a tensão equivalente de *von Mises* pela equação (3.11).

$$\sigma_{vonMises} = \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} \quad (3.11)$$

3.5.3.2. Extensómetro Linear

Dada a pequena espessura da placa, foram aplicados extensómetros lineares em ambas as placas de oito furos nas zonas possivelmente críticas, ou seja, junto à zona imediatamente após a osteotomia [31] [49] [50] (Figura 3.18 e Figura 3.19).



Figura 3.18. Extensómetros lineares nas placas do fémur com fixação dupla.

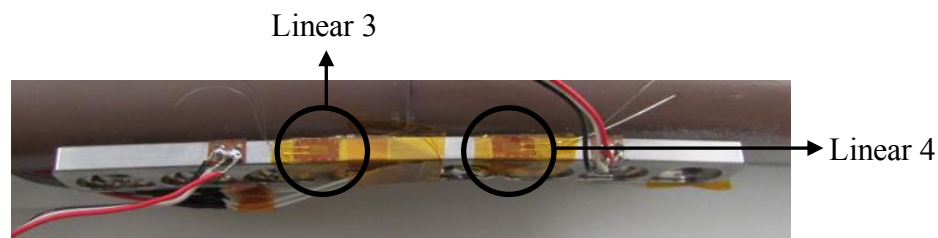


Figura 3.19. Extensómetros lineares nas placas do fémur com fixação simples.

Este tipo de configuração permite apenas medir deformações segundo o eixo principal do extensómetro, ou seja, apenas segundo uma direção. Como os extensómetros foram colocados na direção da aplicação da força, estes medem a deformação longitudinal no osso, ao longo do eixo vertical, ou seja, ϵ_{yy} .

3.5.4. Ensaio de compressão

Para a realização do ensaio foi necessário posicionar o fémur na sua inclinação natural. Assim, quanto à fixação do fémur, este é estabilizado de acordo com a simulação de

carga numa posição unilateral [7], ou seja, a 11° relativamente ao plano frontal e a 9° do plano sagital. Este posicionamento é conseguido com recurso a um suporte, desenvolvido por Lopes [5], ilustrado na Figura 3.20.



Figura 3.20. Suporte, adaptado de [5].

Este suporte é fixado a um conjunto de perfis, Figura 3.21, de modo a que o carregamento seja feito na zona correta do acetábulo do fémur, ou seja, na direção do eixo mecânico de acordo com a norma ISO7206.



Figura 3.21. Esquema de carregamento à compressão.

O ensaio à compressão é efetuado recorrendo à máquina SHIMADZU AUTOGRAPH do modelo AG-10 onde a carga máxima imposta é 300N que reflete a distribuição do peso corporal.

Os valores do tempo, deslocamento e da força são lidos pelo software TRAPEZIUM®. Com um deslocamento de 1mm/s, a força foi aplicada durante 30s com um tempo de espera de 10min para recuperação do protótipo. O ensaio é repetido 5 vezes em ambos os ossos estudados de modo a ser verificada a repetibilidade do ensaio, sendo os resultados a média dos mesmos.

Os registos dos métodos experimentais usados, extensometria ótica e elétrica e o ensaio à compressão, foram acionados em simultâneo.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos experimentalmente para os dois ossos analisados. Além disso, será feita uma análise comparativa dos resultados e a sua respetiva discussão. Na secção 4.1 apresentam-se os dados adquiridos com a extensometria elétrica, na secção 4.2 são expostos os resultados recorrendo ao DIC e, por fim, na secção 4.3 os resultados da máquina de compressão. Os dois modelos comparados serão denominados por:

Fixação Simples – Osteotomia em fémur, recorrendo a uma placa;

Fixação Dupla – Osteotomia em fémur, recorrendo a duas placas.

4.1. Extensometria elétrica

Os valores de deformação lidos através do *LabView*® podem apresentar um sinal positivo quando se trata de valores de tração e um sinal negativo quando se referem a valores de compressão. Dado que os valores medidos são muito pequenos, estes são expressos em *microstrains* ($\varepsilon \times 10^{-6} \text{strains}$).

4.1.1. Roseta

Como já foi referido anteriormente, os extensómetros de cada roseta apresentam um ângulo de 45° entre si. Como tal, o registo de cada um dá a deformação segundo cada orientação desconhecida. Partindo dos valores médios das deformações lidas por cada extensómetro da roseta ($\varepsilon_A, \varepsilon_B, \varepsilon_C$) e com auxílio das equações simplificadas (3.4) a (3.6) é possível determinar as deformações do ponto segundo o eixo X e Y. Partindo desses valores, com recurso às equações (3.7) e (3.8), é possível calcular os valores das deformações principais e, conseqüentemente, com a equação (3.9), a deformação de *von Mises*. Os valores são apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1. Deformações do ponto segundo X e Y, deformações principais e de *von Mises*.

$[\mu\epsilon]$	ϵ_{xx}	ϵ_{yy}	γ_{xy}	ϵ_1	ϵ_2	$\epsilon_{von Mises}$
Roseta 1	-9,16	47,16	32,56	44,59	-5,94	18,32
Roseta 2	-20,26	45,59	23,31	27,31	-4,98	13,62
Roseta 3	-99,73	240,59	-43,67	144,17	-3,31	22,33

Como se pode observar pela Tabela 4.1, o valor máximo para a deformação principal máxima ϵ_1 , com 144,17 $\mu\epsilon$, apresenta-se na roseta 3, ou seja, na fixação simples. Este valor diminui quando se passa para uma fixação dupla uma vez que a roseta 2, aplicada na mesma zona que a roseta 3 mas em fixação dupla, possui um valor de 27,31 $\mu\epsilon$. Para a placa de 6 furos, o valor é de 44,59 $\mu\epsilon$. Assim, verifica-se um decréscimo no valor da deformação principal máxima de 81% quando se passa de fixação simples para fixação dupla.

Comparando os valores de deformação principal mínima ϵ_2 , o valor máximo apresenta-se, de -5,94 $\mu\epsilon$, na placa de 6 furos na fixação dupla. A roseta 3, fixação simples, regista um valor de -3,31 $\mu\epsilon$ enquanto que a roseta 2, fixação dupla, apresenta um valor de -4,98 $\mu\epsilon$.

Os valores de deformação equivalente de *von Mises* tem o valor máximo para a fixação simples com 22,33 $\mu\epsilon$. O valor da deformação lida no mesmo ponto diminui quando se trata de uma fixação dupla uma vez que a roseta 2 passa a ter um valor de deformação de 13,62 $\mu\epsilon$. O valor para a placa de 6 furos é de 18,32 $\mu\epsilon$.

Verifica-se que a segunda placa 6 furos conduz a uma diminuição da solicitação da placa de 8 furos no que diz respeito a deformações. Isto acontece não só porque os valores são superiores na placa de 6 furos relativamente à placa de 8 furos, mas também porque, comparando a mesma placa mas em fixações diferentes, os valores diminuem significativamente quando se passa para uma dupla fixação.

De modo a exemplificar a evolução da deformação com o tempo de ensaio, foi selecionado um ensaio ilustrativo. Como em todos os casos, os valores mais elevados de deformação se apresentam no extensómetro C de cada roseta, a evolução comparativa, gráfico da Figura 4.1, é vista desse parâmetro de modo a comparar a roseta 3 (fixação simples) com a roseta 2 (fixação dupla).

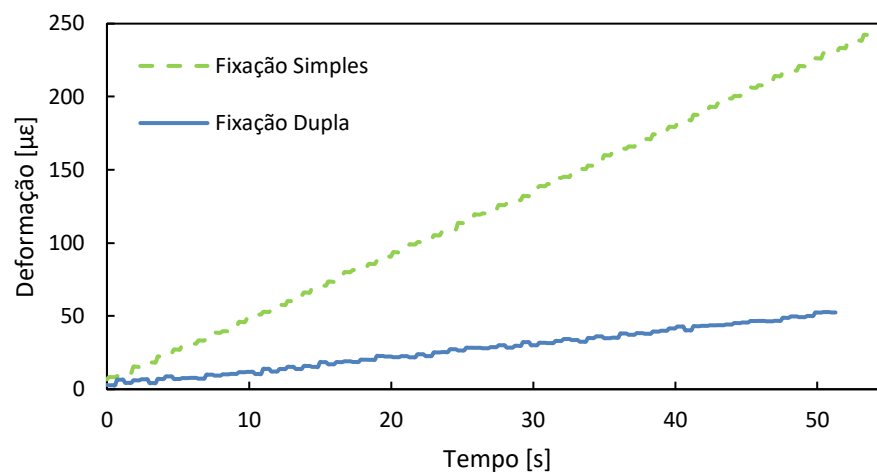


Figura 4.1. Evolução da deformação no extensômetro C das rosetas em ambas as fixações.

Através do gráfico da Figura 4.1, observa-se que a fixação dupla, ao longo de todo o tempo de ensaio, apresenta valores inferiores de deformação. Nesta fixação, o valor máximo de deformação registado ronda os $50 \mu\epsilon$.

Já na fixação simples, os valores de deformação são sempre superiores, com um valor máximo a rondar os $250 \mu\epsilon$. O crescimento é linear ao longo do tempo em ambos os casos, contudo, dado o declive da reta, a fixação simples apresenta um crescimento mais rápido que a fixação dupla.

Segundo Bento *et al* [49], quanto mais instável for a zona da descontinuidade óssea, ou seja, quanto maior for a existência de movimentos entre as respetivas faces, maior será a solicitação do elemento de fixação podendo levar à falha do componente ou deformações no mesmo. Assim, uma osteotomia mais instável levará a maiores deformações na placa. Por este motivo, a fixação simples assume menor estabilidade que a fixação dupla.

Do mesmo modo que são calculadas as deformações, com a deformação dada segundo a orientação de cada extensômetro, é possível caracterizar o ponto de acordo com a tensão. Recorrendo às equações (3.10) a (3.11) é possível calcular as tensões principais e a tensão equivalente de *von Mises*. Os valores de cada parâmetro são apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2. Tensões máximas, mínimas e de *von Mises* em cada roseta.

[MPa]	σ_1	σ_2	$\sigma_{von\ Mises}$
Roseta 1	6,45	-0,21	9,27
Roseta 2	4,08	-0,47	6,13
Roseta 3	34,07	-11,32	57,87

Quando se comparam os valores das tensões, verifica-se que os máximos se encontram na roseta 3. Neste ponto correspondente à fixação simples, as tensões principais máximas e mínimas são de 34,07 MPa e -11,32 MPa, respetivamente. O mesmo acontece com a tensão de *von Mises* de 57,87 MPa para este ponto.

Para o mesmo ponto mas com fixação dupla os valores diminuem uma vez que a roseta 2 apresenta valores de tensões principais máximas e mínimas de 4,08 MPa e -0,47 MPa, respetivamente. A tensão de *von Mises* é de 6,13 MPa, também inferior à roseta 3 em cerca de 89%.

A roseta 1, colocada na placa de 6 furos, apresenta valores de tensões principais máximas e mínimas de 6,45 MPa e de -0,21 MPa, respetivamente e a tensão de Von Mises de 9,27 MPa. Este ponto tem valores de tensões superiores à da roseta 2 da mesma fixação, mas verifica valores inferiores à da roseta 3.

Em suma, as tensões verificadas para fixação simples são superiores às de fixação dupla confirmando o estudo feito por Carter *et al.* [24].

4.1.2. Extensómetros lineares

Uma vez que os extensómetros lineares medem a deformação na direção em que foram colocados, os valores lidos pelos mesmos, apresentados na Tabela 4.3, dizem respeito ao eixo longitudinal da placa ou seja ϵ_{yy} .

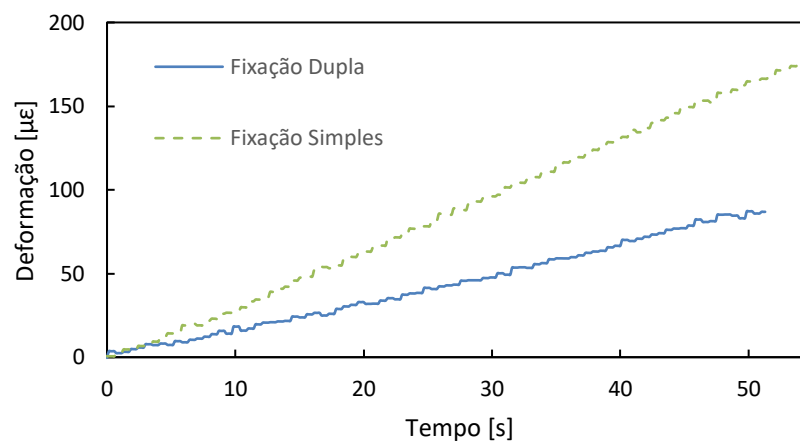
Através do posicionamento ilustrado nas Figura 3.18 e Figura 3.19 facilmente se entende que os extensómetros lineares 1 e 2 dizem respeito à fixação dupla e os lineares 3 e 4 à fixação simples. Os extensómetros lineares 1 e 3 foram colocados abaixo enquanto que os lineares 2 e 4 foram colocados acima da osteotomia.

Tabela 4.3. Desvios médios máximos de cada extensômetro linear.

$[\mu\epsilon]$	ϵ_{yy}
Linear 1	88,90
Linear 2	74,10
Linear 3	174,96
Linear 4	168,56

Observando os valores da Tabela 4.3, os extensômetros da fixação dupla apresentam comportamentos semelhantes uma vez que os valores registados são semelhantes, de 88,90 $\mu\epsilon$ para o linear 1 e de 74,10 $\mu\epsilon$ para o linear 2. O mesmo acontece para os extensômetros da fixação simples, com 174,96 $\mu\epsilon$ para o linear 3 e 168,56 $\mu\epsilon$ para o linear 4. No entanto, facilmente se verifica que os valores médios máximos ocorrem para a fixação simples.

Foi também selecionado um ensaio representativo que ilustra todos os ensaios realizados. A evolução da deformação registada pelos extensômetros ao longo do tempo é observada nas seguintes figuras, onde o gráfico da Figura 4.2 diz respeito aos extensômetros colocados abaixo da osteotomia e o gráfico da Figura 4.3 diz respeito aos extensômetros colocados acima da zona da osteotomia.

**Figura 4.2.** Evolução da deformação nos extensômetros abaixo da osteotomia.

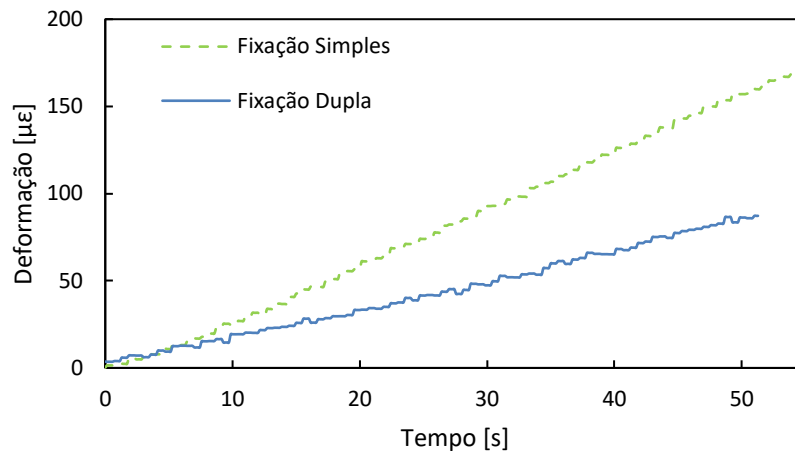


Figura 4.3. Evolução da deformação nos extensómetros acima da osteotomia.

O comportamento ao longo do tempo dos extensómetros colocados acima e abaixo da osteotomia é bastante semelhante. Em ambos os casos o valor da deformação máxima registada acontece no ensaio de fixação simples na ordem dos $180 \mu\epsilon$ enquanto que para a fixação dupla, os valores máximos de deformação não chegam a $100 \mu\epsilon$.

4.2. Correlação Digital de Imagem (DIC)

Com o método DIC é possível analisar tanto deslocamentos como deformações nas zonas de estudo. Para a zona de estudo selecionou-se, em todos os casos, a lateral direita da placa. Os valores retirados foram possíveis com recurso a uma linha de referência desenhada ao longo da placa com registo de 1000 pontos.

De modo a poderem ser comparadas, para cada valor retirado e analisado, são retiradas imagens segundo a mesma escala de cores que varia de vermelho a roxo. Para os deslocamentos e para a deformação principal mínima a gama de vermelho representa valores mínimos e a gama de roxo valores máximos. No entanto, para os valores de deformação principal máxima e deformação equivalente de *von Mises* a escala inverte-se uma vez que a gama de vermelho representa valores máximos e a gama de roxo valores mínimos.

O eixo X corresponde ao eixo horizontal e o eixo Y ao vertical. Para os deslocamentos, U é o deslocamento ao longo do eixo X e V o deslocamento segundo o eixo Y da [52].

4.2.1. Deslocamento u

Partindo dos pontos conseguidos do extensómetro, é possível registar os valores do deslocamento u. Multiplicando os valores por -1 de modo a se tornar mais perceptível a nível visual e representar a deformada da placa, o comportamento da placa é registado no gráfico da Figura 4.4.

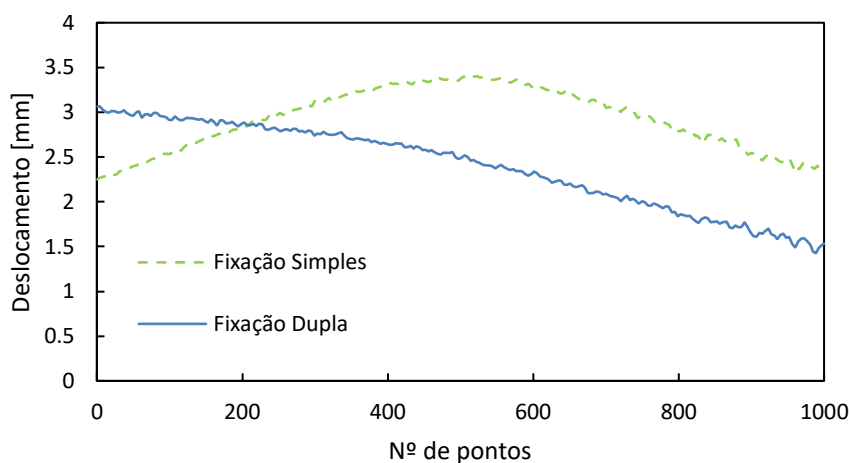


Figura 4.4. Deslocamento u ao longo da placa.

Pela análise Figura 4.4, verifica-se que o deslocamento máximo registado para a fixação simples é superior ao da fixação dupla. Uma fixação mais rígida apresentará menores deslocamentos a nível do modelo de fixação. Neste caso, a fixação dupla será a mais estável uma vez que os valores de deslocamento são inferiores, o que entra em concordância com o que é defendido por Lindsey *et al* [36]. Os valores registados para a fixação dupla 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. Numa zona inicial, aproximadamente a $\frac{1}{4}$ do comprimento da placa, os valores de deslocamento da fixação simples são inferiores aos da fixação dupla.

Na Figura 4.5 apresentam-se os resultados obtidos correspondentes ao deslocamento u .

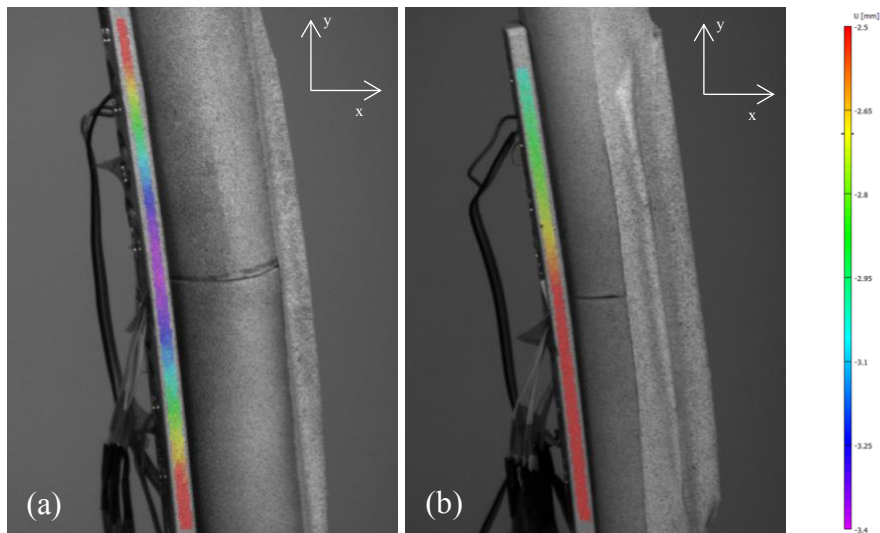


Figura 4.5. Deslocamento U em fixação simples (a) e fixação dupla (b).

Pela Figura 4.5(a), verifica-se que o deslocamento máximo sofrido pela fixação simples se apresenta na zona central da placa, com um valor de $-3,5$ mm. Ao longo da placa, o deslocamento tende a diminuir à medida que se aproxima das extremidades da mesma assumindo valores que rondam os $-2,5$ mm. Da Figura 4.5(b), observa-se que os valores de deslocamento mais elevados, de -3 mm, apresentam-se na zona superior da placa, diminuindo até à extremidade inferior com $-2,5$ mm.

Os métodos de fixação que permitem menores deslocamentos na zona da descontinuidade são vistos como superiores [53]. Neste artigo é referido que no estudo feito por Gabel *et al* [54], onde é analisado o tratamento de uma fratura localizada na zona distal do fémur, a dupla fixação se torna superior à fixação simples. Assim, os resultados obtidos por este estudo são confirmados, uma vez que a fixação dupla apresenta menores deslocamentos relativamente à fixação simples.

Visto que todos os valores de deslocamento registados são de sinal negativo a placa apresenta um movimento de afastamento do osso.

4.2.2. Deslocamento v

Do mesmo modo, partindo dos valores registados pelo extensómetro ótico é possível determinar a evolução do deslocamento v ao longo da placa. Os valores foram multiplicados por -1 de modo a serem mais perceptíveis e representar a deformada da placa no gráfico da Figura 4.6.

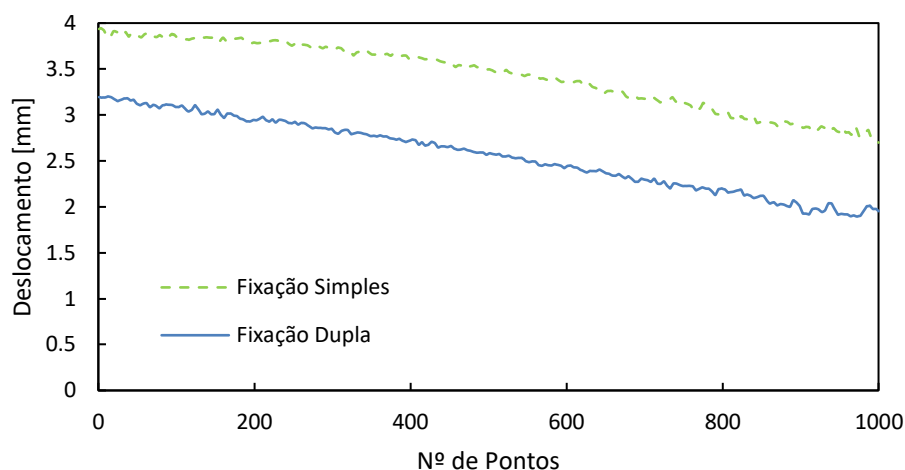


Figura 4.6. Deslocamento v ao longo da placa.

Da evolução comparativa do gráfico, verifica-se que o comportamento de ambas as placas é bastante semelhante uma vez que os valores vão diminuindo desde a extremidade superior, onde os valores são mais elevados, até à extremidade inferior, onde os valores são inferiores. No entanto, a fixação simples apresenta valores mais elevados relativamente à fixação dupla em todo o comprimento analisado da placa.

Na Figura 4.7 apresentam-se os resultados obtidos correspondentes ao deslocamento v .

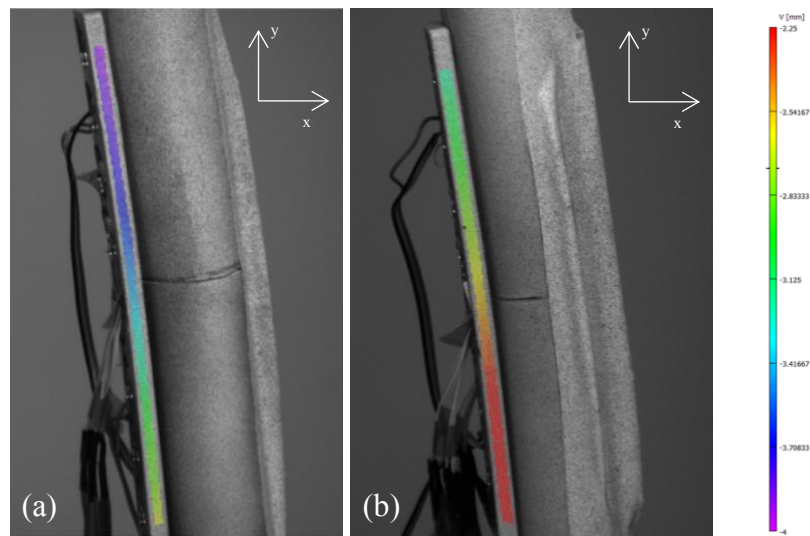


Figura 4.7. Deslocamento v em fixação simples (a) e fixação dupla (b).

Pela Figura 4.7(a), verifica-se que o deslocamento máximo sofrido pela fixação simples se apresenta na zona superior da placa, com um valor de -4 mm. Ao longo da placa, o deslocamento tende a diminuir à medida que se aproxima da extremidade inferior tomando valores de aproximadamente -3 mm. Na Figura 4.7 (b), o comportamento é semelhante na medida em que os valores vão diminuindo ao longo da placa, sendo que o valor de deslocamento mais elevado, de aproximadamente -3 mm, se apresenta na zona superior da placa, e o valor de deslocamento mais baixo ocorre na extremidade inferior com -2,5 mm.

Os valores negativos de deslocamento significam que o deslocamento v se dá no sentido de aplicação da força, ou seja, no sentido contrário ao eixo.

4.2.3. Deformação principal ϵ_1

Os valores da deformação principal máxima (ϵ_1) foram retirados do mesmo modo e ilustrados na Figura 4.8.

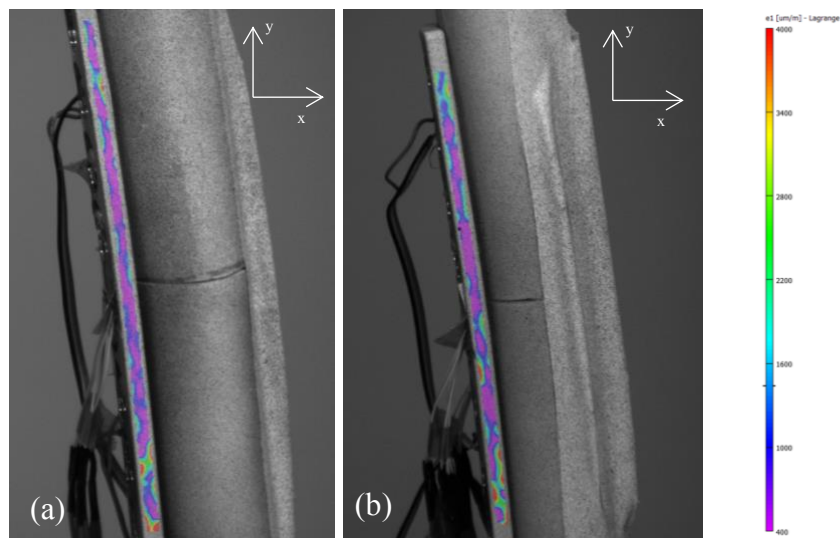


Figura 4.8. Deformação principal ϵ_1 em fixação simples (a) e fixação dupla (b).

Pela Figura 4.8, verifica-se que as deformações mais elevadas, para ambas as fixações, se concentram nas zonas onde existem parafusos, predominantemente nas zonas de extremidades e na zona interna da placa junto à osteotomia com valores a rondar $4000 \mu\epsilon$. As deformações com valores inferiores, de cerca de $400 \mu\epsilon$, ocorrem na zona intermédia da placa. Uma maior concentração de deformações poderá levar à rotura tanto da placa como do parafuso por estar presente numa zona mais solicitada. Tal resultado poderá levar aos acontecimentos referidos no estudo de El-Sayed *et al.* [31], Bento *et al.* [49] ou Cheal *et al.* [50] no que diz respeito à falha dos parafusos. Assim, conclui-se que tanto a zona da osteotomia como a zona dos parafusos são apontadas como zona crítica à falha.

4.2.4. Deformação principal ϵ_2

Os valores da deformação principal mínima (ϵ_2) foram retirados do mesmo modo da deformação máxima, sendo ilustrados na Figura 4.9.

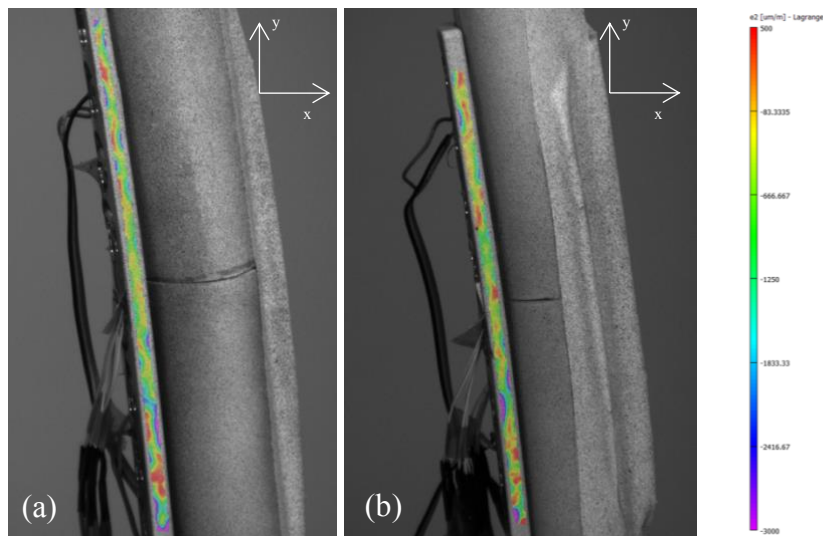


Figura 4.9. Deformação principal ϵ_2 em fixação simples (a) e fixação dupla (b).

O comportamento de ambas as placas quanto à deformação principal mínima é bastante semelhante uma vez que, observando a Figura 4.9, se verifica que as deformações máximas para ambos os casos, de aproximadamente $-3000 \mu\epsilon$, se concentram junto à zona dos parafusos das extremidades. Valores não tão elevados, da ordem dos $1250 \mu\epsilon$, ocorrem na parte intermédia da placa

4.2.5. Deformação de *von Mises*

Os valores da deformação de *von Mises* resultam da combinação das duas deformações principais e estão ilustrados na Figura 4.10.

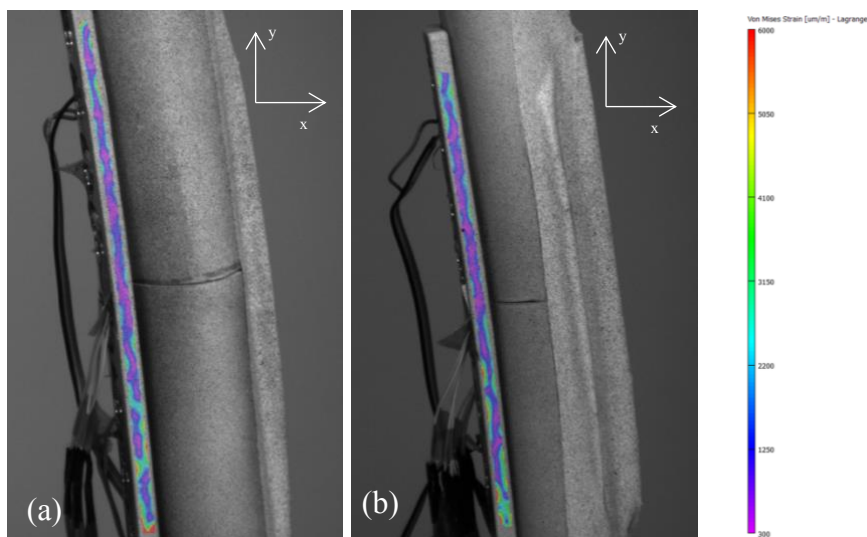


Figura 4.10. Deformação de VonMises em fixação simples (a) e fixação dupla (b).

O comportamento de ambas as fixações é bastante semelhante no que diz respeito à deformação de *von Mises*. Pela Figura 4.10, percebe-se que a maior concentração de deformações ocorre junto aos parafusos e na zona interna da placa junto à osteotomia com valores máximos na ordem de $6000 \mu\epsilon$. Mesmo na zona dos parafusos, é mais recorrente na parte inferior da placa. Na zona intermédia de ambas as placas, os valores mais baixos de deformação são de, aproximadamente, $300 \mu\epsilon$. Nas restantes, para a fixação simples ocorre uma maior variação quanto aos valores de deformação como se pode observar pelo padrão presente na zona junto aos parafusos, no entanto, relativamente à mesma zona no caso de fixação dupla, o padrão não é tão irregular.

4.3. Ensaio de compressão

Foram realizados 5 ensaios para cada tipo de fixação e, daí, foi possível saber quais os deslocamentos máximos verificados. A partir dos deslocamentos máximos para uma força de 300N, foi possível determinar a média para cada fixação.

Tabela 4.4. Desvios máximos e médio de deslocamento para cada fixação.

<i>[mm]</i>	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4	Ensaio 5	Média	Desvio Padrão
Fixação Simples	0,940	0,941	0,940	0,928	0,931	0,936	0,005
Fixação Dupla	0,880	0,877	0,873	0,880	0,870	0,876	0,004

Como se pode observar na Tabela 4.4, a fixação simples apresenta maiores valores de deslocamento, com 0,936 mm, enquanto que a fixação dupla apresenta um deslocamento médio de 0,876 mm. Por outras palavras, ocorre um decréscimo no valor do deslocamento de cerca de 6,4% quando se passa para fixação dupla.

Para desenhar o gráfico Força $[N]$ – Deslocamento $[mm]$ foi escolhido um ensaio representativo de cada tipo de fixação, Figura 4.11.

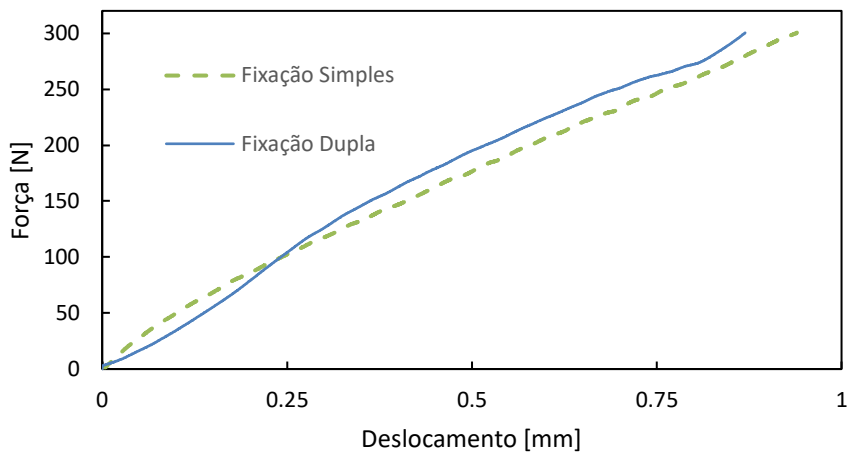


Figura 4.11. Gráfico Força-Deslocamento para ambas as fixações.

A fixação dupla apresenta, inicialmente, valores de deslocamento superiores à fixação simples para um dado valor de força. Após o ponto onde a força é de aproximadamente 100 N, o comportamento inverte-se uma vez que a fixação simples passa a apresentar valores de deslocamentos superiores para iguais valores de força aplicada. A variação do deslocamento com o aumento da força é aproximadamente linear em todo o intervalo e está em conformidade com os valores anteriormente referidos.

5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

5.1. Conclusões

Neste capítulo serão apresentadas as conclusões retiradas deste estudo. Partindo da análise dos resultados avaliados pelos diversos métodos, é possível retirar as seguintes conclusões:

- a fixação dupla apresenta uma diminuição significativa relativamente à fixação simples no que diz respeito às deformações segundo o eixo Y lidas pelos extensómetros lineares;
- as deformações e tensões na zona central da placa de 8 furos são superiores para a fixação simples;
- na fixação dupla, as deformações e tensões na zona central da placa são superiores para a placa de 6 furos;
- a fixação dupla é mais rígida uma vez que o valor máximo dos deslocamentos u e v é mais elevado para a fixação simples do que para fixação dupla;
- as zonas críticas de deformações correspondem às zonas de existência de parafusos, principalmente nas extremidades das placas, e na zona interna da placa junto à osteotomia.

5.2. Sugestões de trabalhos futuros

Para uma melhor compreensão do comportamento do fémur quando suportado por uma ou duas placas recomenda-se os seguintes estudos:

- análise de deformações e tensões na zona interna da placa;
- aplicação do método DIC na zona externa da placa;
- análise comparativa variando o tamanho da segunda placa aplicada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] T. Tayler, “Sketetal systems - labeled diagrams of the human skeleton.” [Online]. Available: <http://www.innerbody.com/image/skelfov.html>. [Accessed: 19-Mar-2018].
- [2] “Essential Skeleton 4 - 3D4Medical.”
- [3] M. F. Paulino, “Desenvolvimento de Metodologias de Formação do Calo Ósseo em Fraturas com Tratamento Baseado em Sistemas de Fixação Externa,” 2014.
- [4] Penny, “Terminologia y Planos Anatomicos -Estudiando para Medicina,” 2010. [Online]. Available: <http://medicinaedith.blogspot.com/2010/07/terminologia-y-planos-anatomicos.html>. [Accessed: 29-Mar-2018].
- [5] V. M. M. Lopes, “Conceção e Projeto de uma Prótese Trocântérica,” 2014.
- [6] P. José and R. Alves, “Uma ou Duas Placas de Osteossíntese em Fraturas no Fémur ? Estudo Numérico Comparativo .,” 2017.
- [7] V. M. M. Lopes, M. A. Neto, A. M. Amaro, L. M. Roseiro, and M. F. Paulino, “FE and experimental study on how the cortex material properties of synthetic femurs affect strain levels,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 46, pp. 96–109, 2017.
- [8] C. Franciozi, “Dr. Carlos Franciozi - Cirurgia e tratamento do joelho.” [Online]. Available: <http://carlosfranciozi.com/osteotomias/>. [Accessed: 16-Apr-2018].
- [9] L. C. L. Rodrigues and L. Peres, “L&L Ortopedia.” [Online]. Available: <http://lortopedia.com/joelho/osteotomia>. [Accessed: 16-Apr-2018].
- [10] H. P. Oliveira, N. F. Borges, P. F. Mantovani, and I. R. Rosado, “Fixação Femoral Em Gatos,” pp. 1128–1134, 2010.
- [11] M. Goreti and A. Fernandes, “Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor Implante,” 2013.
- [12] B. Cimatti, “Desenvolvimento e caracterização de um cimento ósseo esponjoso para preenchimento de falhas ósseas . Análise morfométrica e ensaio Ribeirão Preto BRUNO CIMATTI Desenvolvimento e caracterização de um ci,” p. 107, 2012.
- [13] H. Isaksson, “Recent advances in mechanobiological modeling of bone regeneration,” *Mech. Res. Commun.*, vol. 42, pp. 22–31, 2012.
- [14] O. Tiago and C. Nuno, “Técnicas de Comunicação e Informação ; Tópicos de Biotecnologia,” *Escola Superior de Biotecnologia*. [Online]. Available: <https://sites.google.com/site/luisbm1988/regeneraçãoporformaçãodecaloósseo>. [Accessed: 24-Apr-2018].
- [15] D. P. Moss and N. C. Tejwani, “Biomechanics of external fixation,” *Bone*, vol. 65, no. 4, pp. 294–299, 2007.
- [16] V. L. Caja, W. Kim, S. Larsson, and E. Chao, “Comparison of the mechanical performance of three types of external fixators: linear, circular and hybrid,” *Clin. Biomech.*, vol. 10, no. 8, pp. 401–406, 1995.
- [17] “WorldFix - Qualidade que nos move.” [Online]. Available: <http://www.worldfix.com.br/pt/produtos>. [Accessed: 02-May-2018].
- [18] Marcio, “Traumatologia e Ortopedia,” 2014. [Online]. Available: <https://traumatologiaeortopedia.com/kb.php?mode=article&k=161>. [Accessed: 02-May-2018].
- [19] M. S. Taljanovic, M. D. Jones, J. T. Ruth, J. B. Benjamin, J. E. Sheppard, and T. B.

- Hunter, "Fracture Fixation," *RadioGraphics*, vol. 23, no. 6, pp. 1569–1590, 2003.
- [20] A. Maimaitiyiming, A. Amat, A. Rehei, M. Tusongjiang, and C. Li, "Treatment of the femoral shaft nonunion with double plate fixation and bone grafting: A case series of 14 patients," *Injury*, vol. 46, no. 6, pp. 1102–1107, 2015.
- [21] M. E. Muller, M. Allgower, and J. Willenegger, *Technique of Internal Fixation of Fractures*. Berlin: Springer Verlag, New York Inc., 1965.
- [22] K. S. Stiffler, "Internal fracture fixation," 2004.
- [23] M. P. Santos, "Estudo de Placas de Fixação de Fraturas no Processo de Regeneração Óssea," 2014.
- [24] D. R. Carter and R. Vasu, "Plate and bone stresses for single- and double-plated femoral fractures," *J. Biomech.*, vol. 14, no. 1, pp. 55–62, 1981.
- [25] H. K. Uthoff, P. Poitras, and D. S. Backman, "Internal plate fixation of fractures: Short history and recent developments," *J. Orthop. Sci.*, vol. 11, no. 2, pp. 118–126, 2006.
- [26] T. Schlich, *Surgery, science and industry : a revolution in fracture care, 1950s-1990s*. Macmillan Press Ltd., 2002.
- [27] Hexagon, "Roteiro para Instrumentação da Técnica de Placas." 2017.
- [28] C. Igna and L. Schuszler, "Current Concepts of Internal Plate Fixation of Fractures," *Bull. Univ. Agric. Sci. Vet. Med. Cluj-Napoca*, vol. 67, no. 2, pp. 118–124, 2010.
- [29] M. Schütz and N. P. Südkamp, "Revolution in plate osteosynthesis: New internal fixator systems," *J. Orthop. Sci.*, vol. 8, no. 2, pp. 252–258, 2003.
- [30] A. E. Goodship and J. Kenwright, "The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 67, no. 4, pp. 650–655, 1985.
- [31] A. El-Sayed, H. G. Said, A. Abdel-Aal, and O. Farouk, "Locked plate fixation for femoral shaft fractures," *Int. Orthop.*, vol. 25, no. 4, pp. 214–218, 2001.
- [32] P. Kolodziej *et al.*, "Biomechanical evaluation of the schuhli nut.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, pp. 79–85, 1998.
- [33] A. Hammad, "Locking plate construct for femoral shaft fractures in skeletally immature patients," *Acta Orthop Belg*, vol. 74, no. 5, pp. 630–635, 2008.
- [34] O. Paper, "Orthogonal Double Plate Fixation for Long Bone Fracture Nonunion," pp. 131–137, 2013.
- [35] Y. Peng, X. Ji, L. Zhang, and P. Tang, "Double locking plate fixation for femoral shaft nonunion," *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, vol. 26, no. 5, pp. 501–507, 2016.
- [36] Z. Lindsey, RW; Morris, RP; Schroeder, A; Gugala, "Biomechanical Evaluation of Orthogonal versus Adjacent Dual Plate Diaphyseal Fixation of the Femur +," *55th Annu. Meet. Orthop. Res. Soc.*, no. 833, pp. 833–833, 2009.
- [37] E. L. Steinberg, J. Elis, Y. Steinberg, M. Salai, and T. Ben-Tov, "A double-plating approach to distal femur fracture: A clinical study," *Injury*, vol. 48, no. 10, pp. 2260–2265, 2017.
- [38] R. Sanders, M. Swiontkowski, H. Rosen, and D. Helfet, "Double-Plating of the of Comminuted , Distal Unstable of the Fractures Part Femur *," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 73, no. 3, pp. 341–346, 1991.
- [39] A. E. S. Khalil and M. A. Ayoub, "Highly unstable complex C3-type distal femur fracture: Can double plating via a modified Olerud extensile approach be a standby solution?," *J. Orthop. Traumatol.*, vol. 13, no. 4, pp. 179–188, 2012.

- [40] B. H. Ziran, R. H. Rohde, and A. R. Wharton, "Lateral and anterior plating of intra-articular distal femoral fractures treated via an anterior approach," *Int. Orthop.*, vol. 26, no. 6, pp. 370–373, 2002.
- [41] M. P. Gaspar, J. Y. Kho, P. M. Kane, H. M. Abdelfattah, and R. W. Culp, "Orthogonal Plate Fixation With Corrective Osteotomy for Treatment of Distal Radius Fracture Malunion," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 42, no. 1, pp. e1–e10, 2017.
- [42] J. Self, S. F. Viegas, W. L. Buford, and R. M. Patterson, "A comparison of double-plate fixation methods for complex distal humerus fractures," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 4, no. 1, pp. 10–16, 1995.
- [43] "Sawbones." [Online]. Available: www.sawbones.com. [Accessed: 10-Jul-2018].
- [44] "Ramadas Aços - Special Steel Solutions." [Online]. Available: <http://www.ramada.pt/pt/>. [Accessed: 18-Jun-2018].
- [45] "Business Dictionary - Definition: Rapid Prototype." [Online]. Available: <http://www.businessdictionary.com/definition/rapid-prototype.html>. [Accessed: 18-Apr-2018].
- [46] "F2792-12 - Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies," *ASTM Int.*, 2013.
- [47] C. A. Beleza, "Medição de deformações através da técnica de Correlação Digital de Imagem," 2017.
- [48] M. Portnoi, "Extensometria," 2001. [Online]. Available: <https://www.eecis.udel.edu/~portnoi/academic/academic-files/extensometria.html>. [Accessed: 20-Feb-2018].
- [49] D. Á. Bento, D. Eng, G. Vega, D. Motta, D. Dallacosta, and M. Eng, "Avaliação de placas para osteossíntese em fraturas do fêmur através de simulação computacional pelo método dos elementos finitos (1) .," no. 1, pp. 4–7, 2012.
- [50] E. J. Cheal, W. C. Hayes, A. A. White, and S. M. Perren, "Stress analysis of a simplified compression plate fixation system for fractured bones," *Comput. Struct.*, vol. 17, no. 5–6, pp. 845–855, 1983.
- [51] A. Portela and A. Silva, "Extensometria," in *Mecânica dos Materiais*, Lisboa: ed. Plátano.
- [52] "Vic-3D 2010 - Testing Guide," 2010.
- [53] Y. Dođramacı, E. Esen, M. Kürklü, Y. Kirici, A. O. Atahan, and M. Kömürcü, "Double plate osteosynthesis provides better biomechanical stabilization than double tension band technique in distal humerus fractures.," *Eklemler Hast. ve cerrahisi = Jt. Dis. Relat. Surg.*, vol. 21, no. 1, pp. 44–9, 2010.
- [54] G. T. Gabel, G. Hanson, J. B. Bennett, P. C. Noble, and H. S. Tullos, "Intraarticular fractures of the distal humerus in the adult," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 0009–921X (Print). pp. 99–108, 1987.

