



Ricardo José Gomes da Silva

Estudo experimental comparativo do posicionamento dos componentes estruturais de um fixador externo

Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica
na Especialidade de Projeto Mecânico.

Data/2017



UNIVERSIDADE DE COIMBRA



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Estudo experimental comparativo do posicionamento dos componentes estruturais de um fixador externo

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

Autor

Ricardo José Gomes da Silva

Orientadores

Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro

Professor Doutor Luís Manuel Ferreira Roseiro

Júri

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

Orientadores Professora Doutora **Ana Paula Bettencourt Martins
Amaro**
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

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



DEM
Departamento de Engenharia Mecânica

**Departamento
Engenharia Mecânica
Universidade de
Coimbra**

Coimbra, julho, 2017

Agradecimentos

O trabalho que aqui se apresenta só foi possível graças à colaboração e apoio de algumas pessoas, às quais não posso deixar de prestar o meu reconhecimento.

Em primeiro lugar, tenho um especial agradecimento aos meus pais, irmão e amigos, pelo constante apoio e confiança depositada nas minhas capacidades pessoais.

Gostaria também de agradecer aos professores doutores orientadores Ana Amaro e Luis Roseiro e ainda a engenheira Maria Paulino pela paciência, apoio, exigência e incentivo constante, mostrando-se prontamente disponíveis para me aconselhar, corrigir e orientar no caminho para a elaboração de uma boa Dissertação de Mestrado, tendo sido todos na minha opinião exemplos a seguir.

Por fim, agradeço ao conselho pedagógico do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra, pelas oportunidades de aprendizagem ao dispor dos alunos, fornecendo as melhores condições de estudo e pesquisa, facilitando o enriquecimento do meu leque de conhecimentos.

Resumo

A estabilização óssea é um procedimento cirúrgico utilizado na medicina desde há muito tempo para garantir a estabilização e consolidação de fraturas ósseas. Podendo ser do tipo interno ou do tipo externo. Estes sistemas evoluíram ao longo dos anos, tendo aplicabilidade na estabilização e consolidação de fraturas ósseas, assim como no transporte e alongamento ósseo, como por exemplo em nanismo. Embora estes sistemas tenham como objetivo garantir a resistência e rigidez adequada para a estabilização da fratura, existe a necessidade de promover a dinamização junto do foco da fratura onde cresce o osso regenerado, pois os micromovimentos no foco são essenciais para essa regeneração. Ora, sendo estes sistemas de fixação, em particular os fixadores externos, um conjunto de elementos estruturais que garantem a estabilidade do osso fraturado, é importante compreender a influência do posicionamento dos vários elementos relativamente ao osso, de modo a garantir o comportamento adequado dos sistemas de fixação. Este trabalho apresenta um estudo experimental envolvendo um fixador externo e uma tibia simplificada, com estabilização de uma fratura. Variando o posicionamento da ancoragem ao osso, assim como a quantidade de pinos de ligação utilizados, é feito uma análise comparativa do comportamento do sistema de fixação, em particular no foco da fratura, sendo avaliada analogamente a descarga de força no sistema de fixação para as diferentes configurações estudadas. Os resultados obtidos são descritos e discutidos.

Palavras-chave: Estabilização óssea, Fixadores externos, Otimização do posicionamento.

Abstract

Bone stabilization is a surgical procedure used in medicine since a long time to ensure stabilization and consolidation of bone fractures. Being able to be internal or external type, these systems have evolved over the years, having applicability in the stabilization and consolidation of bone fractures, as well as bone transport and stretching, such as dwarfism. Although these systems aim to guarantee adequate resistance and rigidity for the fracture stabilization, there is a need to promote dynamism by stimulation at the fracture focus where the regenerated bone grows, because micromovements at the fracture focus are essential for this regeneration. Besides that, these fixation systems, in particular in the external fixators, are a set of structural elements which guarantee the stability of the fractured bone, so it is important to understand the influence of the positioning of the various elements relative to the bone in order to ensure the proper behavior of the fixation. This work presents an experimental study involving an external fixator and a simplified tibia, with stabilization of a fracture. By varying the positioning of the anchorage to the bone, as well as the number of connecting pins used, a comparative study is made to study the behavior of the fixation system, in particular in the focus of the fracture, being comparatively evaluated the force discharge in the fixation system for the Different configurations studied. The results obtained are described and discussed.

Keywords Bone stabilization, External fixator, Pins positioning optimization.

Índice

Índice de Figuras	ix
Índice de Tabelas	xi
Simbologia e Siglas	xiii
Simbologia.....	xiii
Siglas	xiii
1. Introdução.....	1
2. Revisão da literatura	3
2.1. Anatomia do osso.....	3
2.2. Fraturas	5
2.3. Fixação externa/Fixadores	7
2.4. Pinos de fixação	11
2.5. Regeneração e Calo ósseo.....	14
3. Desenvolvimento experimental	17
3.1. Fixador Orthofix® LRS	17
3.2. Varão de nylon.....	18
3.3. Montagem experimental	19
3.3.1. Célula de carga e características.....	21
3.3.2. Recuperação da célula de carga.....	23
3.3.2.1. Metodologia de recuperação de célula de carga.....	23
3.4. Ensaio da célula de carga em bastidor	24
3.4.1. Calibração célula de carga.....	25
3.4.1.1. Metodologia de calibração célula de carga	25
3.4.2. Ensaio de obtenção rigidez	26
3.4.2.1. Metodologia de ensaios obtenção rigidez	27
3.5. Ensaio na máquina tração/compressão.....	28
3.5.1. Ensaio de Verificação	29
3.5.1.1. Metodologia para realização de ensaios verificação	30
3.5.2. Ensaio Comparativos	31
3.5.2.1. Metodologia de ensaios Comparativos	34
4. Análise dos Resultados.....	35
4.1. Ensaio de calibração da célula de carga	35
4.2. Ensaio para a obtenção da rigidez	36
4.3. Ensaio de verificação	37
4.4. Ensaio comparativos	38
5. Conclusões e sugestões para trabalhos futuros.....	43
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Esqueleto (face anterior e posterior) [2].	4
Figura 2 - Material Ósseo [3].	4
Figura 3 - Tipos fraturas da tíbia [3].	6
Figura 4 - A-Garra de Malgaine; B-Sistema desenvolvido por Parkhill; C-Sistema de Lambotee's [9].	7
Figura 5 – Fixador Ilizarov [11].	8
Figura 6 – Classificação segundo Pontarelli <i>et al.</i> [9].	9
Figura 7 Diferentes tipos Fixadores [3].	10
Figura 8 - a) Pinos de <i>Schanz</i> b) Pinos de <i>Steinman</i> c) fios <i>Kirschner</i> [12].	11
Figura 9 - Estudo numérico comparativo posicionamento pinos [13].	13
Figura 10 - Características de montagem de acordo com Norma ASTM F1541-02 [14].	13
Figura 11 - Micromovimentos Cíclicos [18].	16
Figura 12 Fixador Orthofix® LRS com os componentes principais.	18
Figura 13 - Propagação da carga ao longo da montagem experimental.	20
Figura 14 - Célula de Carga após reparação.	21
Figura 15 - Ligações na maquina P3 <i>vishay micromesuraments</i> .	22
Figura 16 - "Set ups " de montagem experimental ensaios calibração no ISEC.	25
Figura 17 - Montagem experimental utilizada para obter rigidez da célula de carga.	27
Figura 18 - Montagem Experimental para ensaios de compressão.	28
Figura 19 – Varão de nylon sem furo.	29
Figura 20 – Varão de nylon com furo sem pino roscado	30
Figura 21 - Característica de variação relativamente afastamento fixador.	33
Figura 22 - Nomenclatura utilizada para identificar posicionamento dos furos.	33
Figura 23 Valores obtidos no ensaio de calibração da célula de carga.	35
Figura 24 - Gráfico relativo ao ensaio rigidez.	36
Figura 25 - Valores obtidos no ensaio de verificação.	37
Figura 26 - Efeito da variação da distância (F_o) em configurações com 6 pinos.	39
Figura 27 - Efeito de variação da distância (F_o) em configurações simétricas.	39
Figura 28 - Efeito distância (F_o) em configurações simétricas valores médios.	39
Figura 29 - Comparação Configuração ABC VS AB.	40

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 -Características mecânicas osso humano Lowet 1996 [4].	5
Tabela 2 -Características mecânicas Osso humano e nylon [21].	18
Tabela 3 Propriedades célula de carga	22
Tabela 4 Propriedades dos novos extensômetros	23
Tabela 5 Configurações testadas	32
Tabela 6- Valores máximos obtidos ensaios de comparação	38
Tabela 7 Variação nas cargas médias para intervalos entre 50 e 70 mm e entre 70 e 90 mm.	40
Tabela 8 - Cargas máximas aplicadas para todas configurações e todas distancias entre de eixo (Fo).	41
Tabela 9 - Comparação de todas as configurações diferentes relativamente ao posicionamento dos pinos	41
Tabela 10 - Comparação de diferentes posicionamentos de pinos em configurações simétricas.....	42

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

ε – Deformação;

F – Componente de carga que é absorvida pelo foco da fratura;

F₀ – Distância entre o eixo do fixador e o eixo do varão de nylon;

K – Rigidez;

P – Carga de compressão aplicada no varão de nylon.

Siglas

ASTM – American Society for Testing and Materials.

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica;

EMA – European Medicines Agency;

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

ISEC – Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

1. INTRODUÇÃO

A estabilização óssea, com o objetivo da consolidação de fraturas, é um procedimento utilizado na área da medicina há longo tempo. Durante a 2ª guerra mundial, com as crescentes lesões e traumas nos militares e cidadãos, emergiu um maior interesse no tratamento de fraturas dos membros inferiores, dando origem ao desenvolvimento de diversos sistemas mecânicos de fixação interna e de fixação e externa, de modo a garantir de forma mais eficaz a estabilização das fraturas ósseas. Apesar de terem como principal aplicação a estabilização do foco da fratura, os sistemas de fixação, e em especial os de fixação externa, não são apenas utilizados na consolidação das fraturas provocadas por situações de trauma. De facto, estes sistemas de fixação são também aplicados em contexto de transporte ósseo, por exemplo quando existe necessidade de remoção forçada de partes do osso, e no alongamento ósseo, destacando-se o caso de nanismo, onde o tratamento passa por realizar um procedimento de osteotomia, sendo o fixador externo utilizado para estabilizar a fratura e promover o afastamento controlado das duas partes do osso.

Um sistema de fixação externa, vulgarmente designado por fixador externo, é constituído por uma montagem de vários elementos estruturais, de modo a manter a estabilidade e rigidez da estrutura óssea com a qual entra em contacto através dos pinos de ligação. A estrutura e função de cada fixador externo dependem essencialmente da forma dos seus componentes, existindo no mercado diversos sistemas de fixação externa, alguns destes com grande versatilidade na sua aplicação, outros com aplicações mais específicas. Em qualquer dos casos, a quantidade e montagem dos pinos de ligação ao osso pode variar de acordo com o critério e experiência do cirurgião, estando o grau de estabilidade ao nível do foco de fratura relacionado também com o tipo de configuração utilizada.

Apesar dos sistemas de fixação externa terem como principal objetivo garantir a resistência e rigidez adequada para a estabilização do foco da fratura, existe a necessidade de dinamismo junto do osso em regeneração, por forma a criar dinamismo e micromovimentos, essenciais para a referida regeneração. Assim, é importante compreender a influência do posicionamento dos vários elementos que constituem um fixador externo, e em particular os pinos de ligação ao osso, de modo a garantir o comportamento adequado

com vista, não apenas à garantia da estabilização da fratura, como também para promover o crescimento do osso.

É com a vontade em contribuir para a compreensão do comportamento otimizado dos sistemas de fixação externa, em particular quanto ao posicionamento dos pinos de ligação ao osso que surge esta dissertação. É este interesse em contribuir para a melhoria do tratamento clínico a implementar em pacientes com tratamento de fraturas, ajudando não só os pacientes no seu processo de recuperação, como os clínicos no seu processo de decisão e implementação, que sustenta a importância e objetivos dos trabalhos desta dissertação.

Este trabalho apresenta um estudo experimental envolvendo um fixador externo e uma tíbia simplificada, com estabilização de uma fratura. Variando o posicionamento da ancoragem ao osso, assim como a quantidade de pinos de ligação utilizados, é feito um estudo comparativo ao comportamento do sistema de fixação, em particular no foco da fratura, sendo avaliada analogamente a descarga de força no sistema de fixação para as diferentes configurações estudadas. A metodologia experimental empregada passa pela utilização de uma tíbia simplificada, constituída por dois varões de nylon e um fixador externo LRS da Orthofix®. Com recurso a uma célula de carga interposta no foco da fratura e com rigidez conhecida, avalia-se a percentagem de carga que é absorvida pelo foco quando é aplicada uma carga ao sistema, que representa o peso do paciente que é transmitido ao sistema de fixação.

A escrita da dissertação está dividida em 5 capítulos diferentes: introdução, revisão da literatura, desenvolvimento experimental, análise de resultados e conclusões e sugestões para trabalhos futuros. No presente capítulo apresenta-se uma breve contextualização do tema, os objetivos e a estrutura da mesma. No 2º capítulo, designado por revisão da literatura, é contextualizado o estado da arte de conceitos e trabalhos importantes para este estudo, nomeadamente os elementos estruturais e processo de regeneração de calo ósseo, tendo como foco a fixação externa. No capítulo 3 é descrito o desenvolvimento experimental que foi implementado, assim como a metodologia utilizada. No 4º capítulo são apresentados os resultados dos ensaios experimentais, e é feita uma análise dos mesmos, que conduzem ao capítulo 5 onde são apresentadas as conclusões obtidas com esta dissertação e deixadas algumas sugestões para trabalhos futuros.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo introduz o conceito de fixação externa, focalizada para os membros inferiores, como uma fonte de resolução segura e eficaz para a recuperação de fraturas nos mesmos. Encontra-se seccionado em 5 subcapítulos, resumidos da seguinte forma: na secção 2.1 descreve-se a anatomia óssea do corpo em geral, a anatomia do osso dos membros inferiores, distinguindo parte trabecular de cortical e mostrando as suas propriedades mecânicas. A secção 2.2 é referente aos diferentes tipos de fraturas a que os ossos dos membros inferiores se encontram predominantemente sujeitos, que podem ser caracterizadas e descritas por diferentes variáveis, conduzindo a uma escolha da fixação que deverá ser a mais eficaz para cada caso. A secção 2.3 é dedicada aos fixadores caracterizando-os segundo diversos aspetos, bem como mostrando a sua evolução ao longo dos anos até às configurações mais atuais. A secção 2.4 qualifica os elementos de fixação utilizados nos diferentes fixadores, tendo especialmente atenção aos pinos utilizados para fazer a ligação do fixador ao osso, em particular os pinos de *Schanz*. Por fim a secção 2.5 descreve o processo de regeneração óssea.

2.1. Anatomia do osso

De acordo com Rod e Trent [1], no adulto o esqueleto é constituído geralmente por 206 ossos, podendo o número real variar de pessoa para pessoa e diminuir com a idade à medida que vários ossos se vão “fundindo”. O esqueleto divide-se em duas categorias, o esqueleto axial, composto pelos ossos da cabeça, osso hióide, coluna vertebral e a caixa torácica, e o esqueleto apendicular, que consiste nos membros superiores, inferiores e respetivas cinturas. O esqueleto axial possui 80 ossos e o esqueleto apendicular 126 ossos, Figura 1. O esqueleto humano possui como principais funções sustentar o corpo, providenciar mobilidade e proteção dos órgãos. Neste trabalho serão focalizados, essencialmente, os membros inferiores, em particular a tibia.

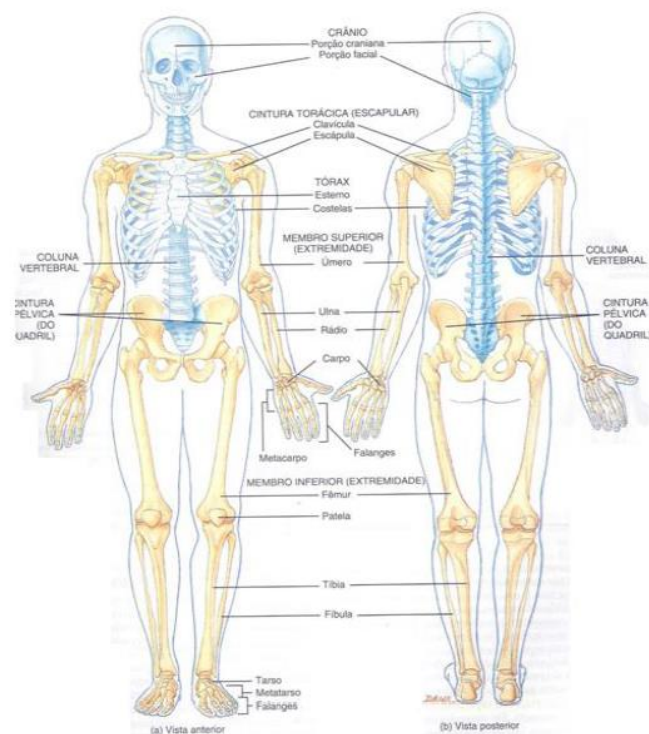


Figura 1 - Esqueleto (face anterior e posterior) [2].

O tecido ósseo pode ser dividido em osso trabecular, do tipo esponjoso, e osso cortical, ou compacto, como um osso exterior mais rígido [3], tal como se pode visualizar na Figura 2. As propriedades mecânicas do osso consideradas neste trabalho e apresentadas na Tabela 1 resultaram do estudo realizado por Hobatho [4], posteriormente confirmadas por Lowet [5], num estudo do comportamento da tíbia.



Figura 2 - Material Ósseo [3].

Tabela 1 -Características mecânicas osso humano Lowet 1996 [4].

	Massa volúmica (kg/m^3)	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Trabecular	300	1,1	0,33
Cortical	1800	15	0,33

2.2. Fraturas

Os ossos, apesar de apresentarem alguma rigidez, não deixam de estar sujeitos a diferentes pressões e quantidades de energia, podendo ultrapassar o seu limite de elasticidade e fraturar. No caso de ocorrência de fraturas o tratamento adequado depende da quantidade de energia aplicada no momento da fratura, e do tipo de fratura sucedida. O presente trabalho, uma vez que se encontra dirigido para a utilização de fixação externa da tíbia, terá como base as fraturas que ocorrem na mesma. Apesar da resistência que apresenta, com o envelhecimento, a zona trabecular pode desaparecer tornando o osso num elemento bastante frágil. Tendencialmente, este processo de perda óssea ocorre mais precocemente em indivíduos do género feminino. Neste sentido, é importante a evolução do conhecimento relativamente ao tipo de fraturas, para melhorar o tratamento adequado a cada situação [3].

Segundo Crist [6], as fraturas podem ser classificadas como:

- Estáveis: as extremidades das fraturas encontram-se alinhadas ou ligeiramente deslocadas;
- Exposta: a pele pode ser lesionada e perfurada pelo osso ou pelo golpe que originou a fratura. O osso pode ou não ser visível na ferida;
- Transversas: a fratura ocorre transversalmente em relação ao eixo, neste caso, horizontalmente;
- Oblíquas: as fraturas têm um padrão angular, ocorrendo de forma diagonal em relação ao eixo do osso;
- Fragmentadas ou cominutiva: o osso quebra em três ou mais locais.

Na Figura 3, encontram-se representados os diferentes tipos de fratura referidos.

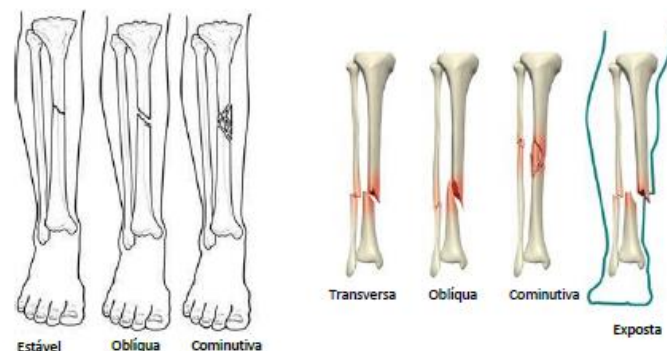


Figura 3 - Tipos fraturas da tíbia [3].

As causas mais comuns para a ocorrência de fraturas são:

- Trauma: uma queda, um acidente rodoviário ou desportivo;
- Osteoporose: patologia cujos ossos se encontram enfraquecidos, tornando-os, por conseguinte, mais frágeis e quebradiços;
- Movimento repetitivo: tracionar os músculos e aplicar mais força nas zonas de inserção do tendão (arrancamento ósseo). Este efeito pode provocar fraturas por tensão, sendo mais frequentes em atletas de alta competição.

As fraturas, cujas causas se encontram mencionadas anteriormente, decorrem habitualmente de acidentes de trabalho, de acidentes de viação ou por vezes na realização de atividade física. O tratamento passa pela imobilização do membro e estabilização da fratura, bem como dos eventuais fragmentos. Em variadas situações clínicas poderá ser necessário provocar uma fratura transversal, para posteriormente ocorrer o alongamento ósseo, através da formação do calo ósseo, como será descrito no subcapítulo 2.5.

Segundo Gomes *et al.* [7], as fraturas provocadas em ambiente cirúrgico, através do corte do osso e estabilização externa, constituem uma técnica designada por osteotomia, cujos objetivos são, entre outros, a correção das deformidades, a minimização e controlo da dor e a recuperação da amplitude de movimentos.

A estabilização da fratura é normalmente efetuada com recurso a sistemas de fixação, internos ou externos.

2.3. Fixação externa/Fixadores

De acordo com Taljanovic *et al.* [8], existem dois tipos principais de sistemas de fixação: interna e externa. Na fixação interna a fratura é estabilizada através de uma placa de metal, de uma haste intramedular, e de fios ou pinos de aço, como por exemplo, os fios de *Kirschner*. Contudo, estando perante uma situação de fratura exposta, a fixação externa é a mais utilizada, permitindo o alinhamento ou realinhamento de estruturas ósseas com recurso a uma combinação de pinos, fios, garras e barras ou anéis. Segundo Ponteralli [9], em 1843, Jean François Malgaine desenvolveu um sistema de garra/grampo que se aplicava percutaneamente de modo a reduzir e estabilizar as fraturas na rótula, Figura 4A. Em 1897, Clayton Parkhill inventou um sistema que recorria a pinos percutâneos conectados a uma placa externa, Figura 4B. Coincidentemente, Albin Lambotte desenvolveu um sistema bastante semelhante a Parkhill, Figura 4C. O aparelho projetado por Lambotte, no início do século XX, sofreu alterações por parte de Anderson e Hoffman, desenvolvendo uma garra ajustável que permitia a manipulação da fratura em 3 planos, como muitos dos aparelhos utilizados atualmente, de acordo com Moss & Tejwani [10].

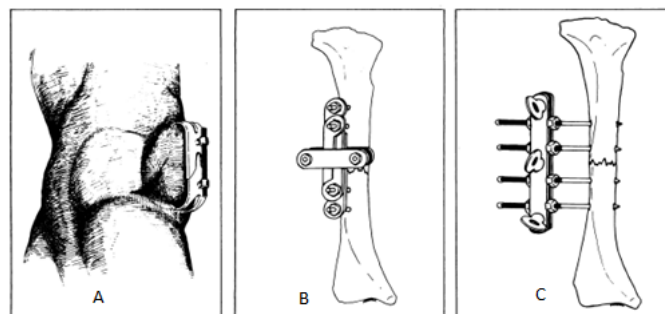


Figura 4 - A-Garra de Malgaine; B-Sistema desenvolvido por Parkhill; C-Sistema de Lambotte's [9].

Em meados dos anos 80 Ilizarov revolucionou a fixação externa através de fixadores de anéis, isto é, sistemas que permitiam aumentar as indicações e utilizações da fixação externa, cujo princípio de funcionamento é equivalente aos aplicados nos fixadores externos [11], Figura 5. Durante a Segunda Guerra Mundial as forças aliadas utilizaram este tipo de fixação. No entanto, devido ao pouco desenvolvimento do método, este originou imensas complicações durante o tratamento, ficando com uma conotação negativa. Por volta dos anos 1970 na América do Norte, este método foi restituído, sendo atualmente utilizado

regularmente em caso de fraturas, correção de deformações e outros procedimentos cirúrgicos [10].

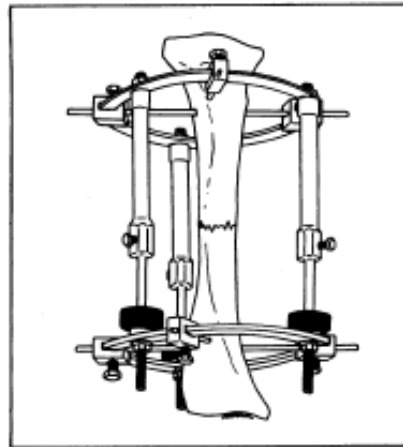


Figura 5 – Fixador Ilizarov [11].

A fixação externa apresenta vantagens relativamente à fixação interna, a sua construção é ajustável e as suas características permitem a sua aplicação em espaços temporais curtos ou longos. Possui ainda a vantagem de permitir a mobilidade do utente, fornecendo-lhe liberdade para a realização de variadas atividades, estimulando, deste modo, a formação do calo ósseo através da marcha. Este método possui não só vantagens como também desvantagens, nomeadamente o risco de repetição de fratura, aquando da remoção do fixador, principalmente em doentes com osteoporose. Este procedimento invasivo origina potenciais portas de entrada para a ocorrência de infeções, uma vez que a pele é sujeita à colocações de pinos. Outra desvantagem passa pelas dores cutâneas, musculares, entre outras [10]. Referindo ainda Moss e Tejwani [10], os elementos de construção de um fixador externo podem ser produzidos para formar montagens unilaterais, bilaterais, circulares ou híbridas, no qual cada sistema é possuidor de vantagens, desvantagens e indicações específicas.

De acordo com Pontarelli *et al.* [9], com o desenvolvimento da fixação externa e as suas aplicações, Chao e os co-trabalhadores da clínica Mayo, elaboraram uma terminologia que denomina o tipo de fixador, com base na combinação da armação, classificando as estruturas como:

- Uniplanar-unilateral: utiliza uma barra num dos lados do membro, conectada a dois ou mais pinos;
- Uniplanar-bilateral: utiliza pinos colocados em dois ou mais planos para garantir a estabilidade, e fixadores em ambos os lados do membro conectados por pinos;
- Biplanar: usa fixadores em ambos os lados do membro conectados por pinos;
- Multiplanar: possível de ser montado para várias situações clínicas, variando a posição das barras e dos parafusos.

Estes diferentes tipos de fixadores estão representados na Figura 6.

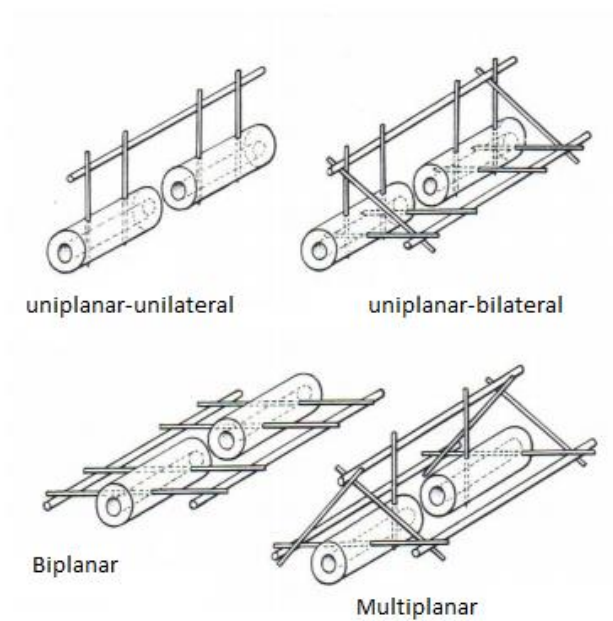


Figura 6 – Classificação segundo Pontarelli *et al.* [9].

As diferentes combinações dos elementos e dos modos de construção, originam estruturas distintas, que segundo Taljanovic *et al.* [8], podem ser classificadas em três grupos, Figura 7:

- Fixador linear: consiste em pinos, colocados percutaneamente, conectados a uma haste externa;
- Fixador em anel: constituído por fios finos sob tensão, ligados a anéis ou quadros circulares ou semicirculares. Esta técnica foi introduzida pelo cirurgião russo Ilizarov, para procedimentos de alongamento dos membros, possuindo, atualmente, aplicações mais amplas. O termo “fixador Ilizarov” é frequentemente usado para qualquer tipo de fixador de anel;
- Fixador híbrido: que representa a combinação de fixadores em anel e fixadores uniplanares.



Figura 7 Diferentes tipos Fixadores [3].

Atualmente os fixadores são de fácil construção e bastante ajustáveis. Desta forma, é possível solucionar diversos problemas acerca da fixação externa, nos quais os pinos ou os fios são essenciais para garantir a estabilidade da fixação.

2.4. Pinos de fixação

Os elementos de fixação ao osso, designados por pinos, são essenciais para garantir a estabilidade da montagem. Após a perfuração do osso, estes fazem a ligação entre o osso e o fixador externo, pelo que devem ser biocompatíveis dado se encontrarem em contacto direto com tecidos biológicos, de modo a prevenir infeções e complicações associadas, decorrentes da perfuração da pele aquando da sua introdução. Com objetivo de prevenir complicações, estes componentes mecânicos são certificados, existindo entidades que os averiguam e garantem a integridade dos próprios materiais de fabrico. A entidade responsável pela certificação dos pinos e fios na Europa é a *European Medicines Agency* (EMA). O comportamento mecânico dos materiais é garantido e aprovado pela entidade *American Society for Testing and Materials* (ASTM), que desenvolve normas específicas.

Existem duas variedades de pinos, os de *Schanz*, e os de *Steinman*, representados na Figura 8. Os primeiros pinos possuem uma ponta roscada para reduzir as forças que possam existir entre o parafuso e o osso, encontrando-se disponíveis no mercado com diâmetros de 2,0 até 6,0 mm e comprimentos desde 100 mm até 300 mm. Os segundos pinos são lisos e possuem uma ponta biselada, com duas laterais cortantes, e os diâmetros comerciais são entre 2,0 e 6,0 mm, de acordo com Paulino [3].

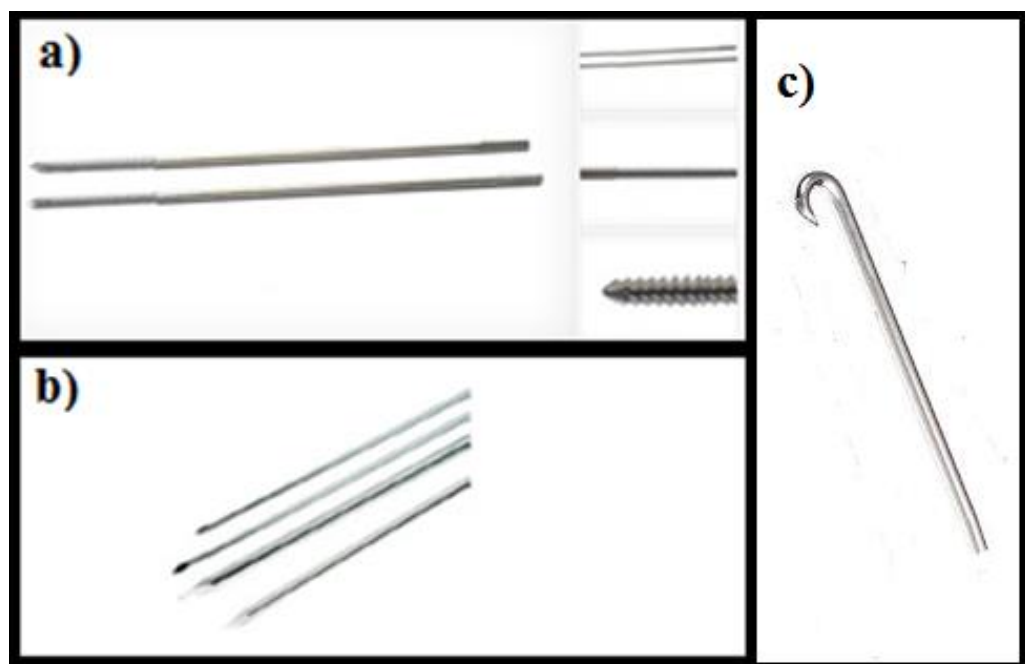


Figura 8 - a) Pinos de *Schanz* b) Pinos de *Steinman* c) fios *Kirschner*[12].

Segundo Paulino [3], a montagem mais utilizada considera a colocação de quatro pinos de *Schanz*, nos quais 2 deles são posicionados em cada um dos segmentos da tíbia, proximal e distal, atravessando completamente o osso e permitindo o alinhamento dos pinos com o centro do osso, garantindo rigidez e estabilidade máxima. Os pinos de *Steinman* são normalmente utilizados em fraturas estáveis. Outros elementos de ligação do osso ao fixador são os fios de *Kirschner*, caracterizados por serem fios finos e rígidos. Estes possuem uma extremidade pontiaguda, de forma a poderem ser colocados por via cutânea. Apresentam uma gama de diâmetros, entre 0,6 mm e 3 mm e tamanhos de 70 mm a 400 mm, onde toda a parte reta é fixa ao osso. A parte dobrada, Figura 8 c), encontra-se do lado exterior da pele, de modo a permitir a sua extração posteriormente, sem recurso a intervenção cirúrgica. A aplicação destes fios é diversificada e pode ser utilizada isoladamente, ou como componente de um fixador externo, por exemplo no fixador de *Ilizarov*.

De acordo com Pontarelli *et al.* [9] a rigidez do sistema de fixação varia com diversos fatores relacionados com a configuração e com o número dos pinos. Estas observações foram obtidas a partir de um estudo envolvendo um fixador *Hoffmann-Vidal* e variando as seguintes características:

- Número de pinos: tanto a flexão lateral como a rigidez torsional aumentam proporcionalmente com o número de pinos utilizados;
- Diâmetro do pino: a rigidez aumenta com o diâmetro do pino e com o seu comprimento útil de aplicação na montagem;
- Separação dos pinos: variando a separação dos pinos na estrutura de fixação de *Hoffmann-Vidal*, a rigidez apenas aumenta se a distância entre estes for superior a 10 cm.

Sternick *et al.* [13], através da realização de uma análise com o método de elementos finitos, relativamente à influência de pinos e rigidez num fixador externo, distinto do utilizado durante os ensaios experimentais e tendo por base a Norma ASTM F1541-02, chegaram à conclusão que, recorrendo a quatro pinos de *Schanz* por garra, a rigidez era 19% maior que uma configuração com três pinos, e 42% maior que uma configuração com dois pinos. Verificaram, ainda, que o maior valor de tensão equivalente de von Mises ocorria

quando a configuração detinha dois pinos, devido às reações terem de ser suportadas por um menor número de apoios. Foi ainda notório que, para todos os modelos analisados, a tensão máxima ocorria na superfície dos pinos de *Schanz* que estavam mais perto da ligação com o foco fratura, Figura 9. Concluíram, também, que os parâmetros mais influenciadores na rigidez axial envolviam o número de pinos e a distância entre eixo (F_0), Figura 10.

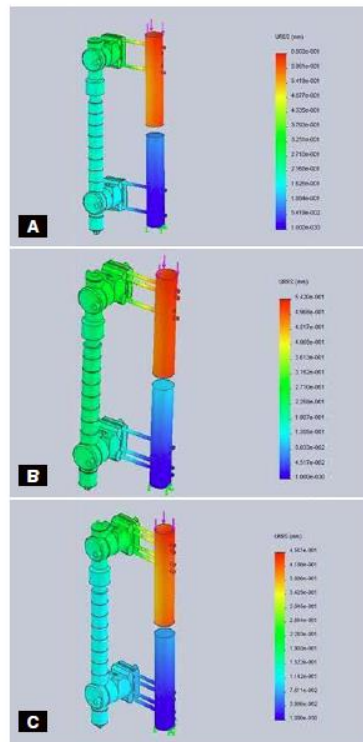


Figure 5 – Resultant displacement: (A) for configuration with four pins; (B) for configuration with three pins; (C) for configuration with four pins.

Figura 9 - Estudo numérico comparativo posicionamento pinos [13].

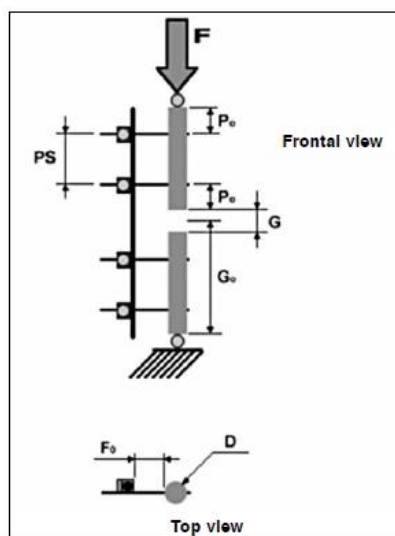


Figura 10 - Caraterísticas de montagem de acordo com Norma ASTM F1541-02 [14].

Roseiro *et al.* [15] efetuaram um estudo acerca dos princípios que conduzem à aplicação bem-sucedida da fixação externa unilateral-uniplanar, variando a montagem dos seus componentes, no caso de fraturas expostas, recorrendo a um modelo 1D simplificado de elementos finitos, para a tíbia e para o fixador externo. Esses autores seguiram um procedimento de otimização com um algoritmo genético, baseado na avaliação de uma função objetivo que dependia do deslocamento no foco da fratura, sendo os resultados iniciais e ótimos comparados. No mesmo estudo foi ainda elaborada uma análise tridimensional, recorrendo a modelos 3D da tíbia e do fixador, tendo sido posteriormente comparados os resultados com os obtidos na análise 1D. Os resultados da otimização 1D demonstraram que a posição ideal do feixe lateral do fixador deve ser a mais próxima possível da tíbia, e que os primeiros pinos devem ser colocados o mais junto possível do foco da fratura. Quanto ao segundo pino, na presença de uma carga axial ou de um momento de torção, a posição ideal é a cerca de 1/6 do comprimento disponível, enquanto na presença de cargas axiais e de flexão, a posição ideal é cerca de 1/4 do comprimento disponível. Relativamente aos resultados 3D obtidos, concluíram que permitem mover-se na direção do desenvolvimento de ferramentas capazes de determinar a melhor montagem e posicionamento dos componentes de um fixador, servindo assim como uma ajuda útil para o cirurgião.

2.5. Regeneração e Calo ósseo

Durante a cicatrização na zona da fratura dá-se a ocorrência de mecanismos de reparação óssea, onde o novo osso é formado e remodelado até ao restauro das suas propriedades mecânicas. Deste modo, sempre que existe fratura é desencadeado um processo de reparação óssea, designado por consolidação, envolvendo uma cicatrização primária ou secundária. A cicatrização primária engloba a remodelação cortical direta sem a formação do calo (tecido externo). Enquanto que cicatrização secundária é desencadeada na presença de um movimento interfragmentário entre os topos ósseos, sendo este o processo mais natural de recuperação. Inicia-se após a ocorrência de fratura, cujos vasos sanguíneos, interior e exteriormente à fonte da fratura, sofrem rutura. Assim, a reparação secundária

ocorre normalmente através de um processo de diferenciação de tecidos, desencadeando agentes químicos espontaneamente importantes no processo de consolidação óssea. Ao contrário dos tecidos do organismo, nos quais a sua cicatrização origina fibrose, a cicatrização do tecido ósseo regenera novo tecido ósseo. Este processo dinâmico consiste na evolução de um hematoma inicial, ou tecido sanguíneo, até à formação do calo ósseo e, por fim, a remodelação óssea, na qual existe uma união mecânica dos novos fragmentos ósseos, possibilitando a restauração fisiológica do tecido e o restabelecimento da função óssea [3].

Alguns estudos, efetuados por vários autores, indicam que para que ocorra aceleração de formação do calo ósseo deve existir estimulação, de modo a que o tempo de permanência do fixador externo no paciente seja o menor possível [3], [11], [16]. Quando estão presentes condições para que exista atividade física, o aumento da massa óssea está diretamente relacionado com esta atividade. Numa situação adversa, isto é, quando o utente não apresenta mobilidade, existe diminuição de massa óssea que pode ser observada em pacientes acamados e com lesões medulares, que comprovam a grande influência do estímulo biofísico sobre o esqueleto. O esqueleto humano é sensível aos estímulos físicos e ambientais e responde através de alterações, tanto na massa óssea, quanto na sua arquitetura [17].

Indivíduos que possuem nanismo são também frequentemente submetidos a um processo cirúrgico, neste caso programado, com uma osteotomia do osso a alongar, e sequente colocação de um fixador externo com sistema de distração óssea. Nestas situações, em que o tratamento é ainda mais demorado, torna-se importante a estimulação óssea, de modo a desenvolver e acelerar mecanismos de regeneração óssea [11].

A regeneração óssea pode ser estimulada das seguintes formas [17]:

- Estímulo elétrico: surgido de forma a cicatrizar fraturas sem necessidade de cirurgia, utilizando as propriedades elétricas do próprio osso;
- Estimulação por Ultra-Sons: o ultra-som é uma forma de energia mecânica por ondas de pressão acústica de alta frequência. Ao serem transmitidas para o interior do corpo promovem microdeformações na região óssea. As microdeformações são

consideradas como micromovimentos que são aplicados ao osso para ajudar na formação do calo ósseo;

- Estimulação por Laser: esta é uma ampliação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação. É utilizada uma radiação laser de Hélio-Neon (He-Ne) de baixa intensidade;
- Estímulo através da marcha: o efeito de andar cria movimentos suficientes para a introdução de tensões na zona do calo ósseo que promovem a sua formação.

Nos casos em que os pacientes estão com imobilidade, como por exemplo os indivíduos acamados, é particularmente relevante estimular o foco da fratura, através da indução de micro movimentos cíclicos, como os representados na Figura 11.

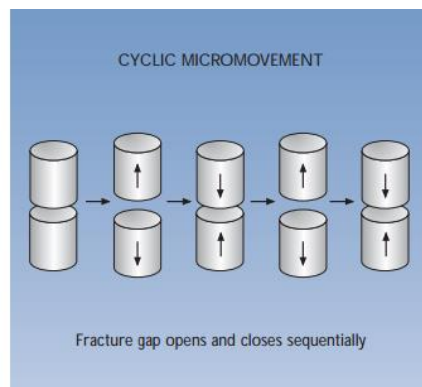


Figura 11 - Micromovimentos Cíclicos [18].

A boa formação do calo ósseo permite a integridade, a continuidade e a rigidez do osso, possibilitando ao paciente o retorno à normalidade. Assim, a cicatrização do osso depende do envolvimento mecânico, do sistema de fixação e da carga aplicada durante a atividade diária do paciente. Destaca-se, deste modo, a importância de um sistema de fixação externa, sendo este responsável por garantir a rigidez adequada, permitindo os micromovimentos na zona de fratura, que devem ser somente axiais, introduzindo tensões normais, dado que tensões de corte provocam fratura do osso regenerado. Assim, o estudo do comportamento mecânico dos sistemas de fixação externa assume um papel importante nestes casos, pois pode permitir ajustar as características do sistema, com vista a garantir uma dinamização adequada do calo ósseo [11].

3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Neste capítulo descreve-se a metodologia experimental considerada. O sistema de fixação externa utilizado é composto por 2 componentes principais, o sistema mecânico e os pinos de ligação ao osso. Trata-se de um fixador Orthofix® LRS, cujas principais características e descrição se apresentam no subcapítulo 3.1. Foram utilizados pinos de *schanz* de 6 mm de diâmetro, possuindo ponta roscada. Na montagem considerada o osso é substituído por 2 varões de nylon, tal como descrito no subcapítulo 3.2.

3.1. Fixador Orthofix® LRS

O fixador externo da Orthofix LRS (*Limb reconstruction system*) é recomendado em correções para pacientes com nanismo, perda óssea, fraturas abertas e para corrigir deformidades angulares em ossos longos. As suas características e vantagens são apresentadas de seguida [19]:

- Flexibilidade/versatilidade;
- Estabilidade e segurança nas correções ósseas;
- Disponibilidade de componentes rádio lúcidos.

Este tipo de fixador requer maior atenção no planeamento pré-operatório, dado os desvios translacionais serem complexos de corrigir. O facto de ser comparativamente menos estável, impossibilitando o apoio total na fase inicial do tratamento, o que representa uma desvantagem [20].

A Figura 12 representa o fixador mencionado anteriormente onde se pode identificar a guia onde deslizam os grampos de ancoragem dos pinos. Estes grampos podem ser bloqueados na guia ou deixados livres para deslizar, dependendo dos objetivos da fixação. Tal como se pode observar, os grampos permitem a colocação dos pinos, em 5 posições diferentes, ficando estes bloqueados por atrito no aperto dos 2 elementos que compõem o grampo.

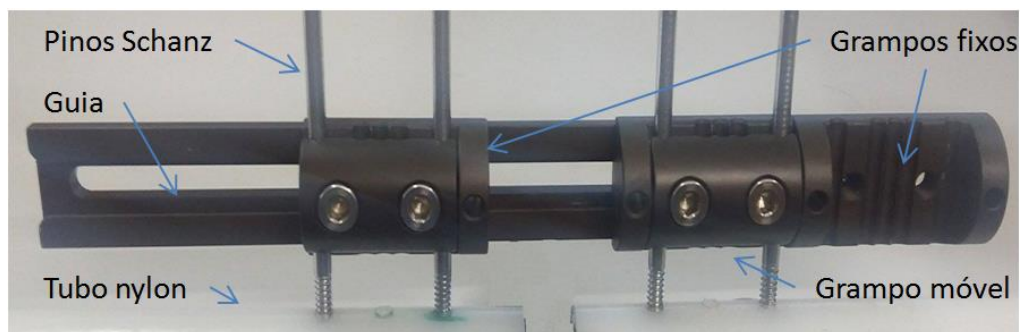


Figura 12 Fixador Orthofix® LRS com os componentes principais.

As características mecânicas do material do fixador, não sendo especificadas publicamente nem fornecidas pelo fabricante, foram estimadas através de ensaios de dureza, que conduziram à aproximação a uma liga de alumínio 7075 T6 [11].

3.2. Varão de nylon

Tal como mencionado anteriormente, o objetivo deste trabalho passa por realizar um estudo comparativo da relação entre os componentes estruturais e o valor da carga que passa no foco da fratura da tíbia. A substituição da tíbia por varão de nylon já foi realizada por Gardner *et al.* [21] e confirmado por Sá [11], visto que as características do nylon se podem aproximar à da tíbia humana como se pode verificar na Tabela 2. Assim sendo, o estudo considera 2 varões de nylon com 200 mm de comprimento e 30 mm de diâmetro cada, tal como indicado na norma ASTM F 1541-02 [14], que simplificam e simulam uma fratura transversal na diáfise da tíbia.

Tabela 2 -Características mecânicas Osso humano e nylon [21].

	Massa volúmica (kg/m^3)	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso Trabecular	300	1,1	0,33
Osso Cortical	1800	15	0,33
Nylon	1139	3	0,39

Foi avaliada também a influência de um furo adicional em cada tubo de nylon, isto é, sem pino de *schanz* roscado. Os resultados obtidos por tubos de nylon com 6 furos, mas apenas com 4 pinos de *schanz* roscados, foram comparados com os tubos de nylon com 4 furos e 4 pinos roscados, como vai ser explicitado no subcapítulo 3.3.3.

3.3. Montagem experimental

A montagem experimental considerada neste trabalho está representada na Figura 13. Esta montagem considera os 2 varões de nylon que simulam o osso (tíbia), um fixador externo do tipo Orthofix, em montagem monoplanar unilateral, e uma ligação entre o fixador e os varões através de 4 pinos de *Schanz* com 6 mm de diâmetro. A montagem considera ainda uma célula de carga composta por duas vigas de material compósito instrumentado com quatro extensômetros.

A ideia subjacente a esta montagem experimental passa por considerar as duas extremidades livres dos varões de nylon bi-apoiadas, introduzindo uma carga (P) na extremidade superior. Esta solicitação será descarregada até à base através do fixador externo e do conjunto varão/célula de carga (osso). Deste modo, através da célula de carga será possível avaliar a percentagem de carga que é descarregada pelo varão (F), no foco da fratura, e pelo fixador para diferentes posicionamentos de pinos e número de pinos envolvidos na fixação.

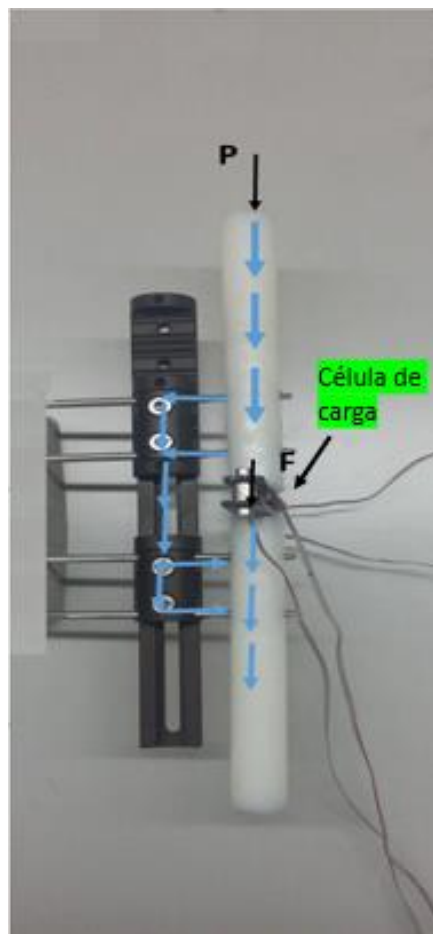


Figura 13 - Propagação da carga ao longo da montagem experimental.

Os ensaios experimentais foram realizados numa máquina de ensaios de tração/compressão referida mais a frente, que garante o controlo da carga aplicada (**P**) e do deslocamento. Para se verificar quais os valores máximos obtidos, quer da carga aplicada (**P**), quer no valor da carga no foco da fratura (**F**), foi imposto um limite de deslocamento máximo de 1 mm na direção da carga aplicada (**P**), na máquina tração/compressão e monitorizado os valores. Os valores da carga (**P**), foram registados com a frequência de 0,01 segundos para uma velocidade de avanço imposta na máquina tração/compressão de 1 mm/min, enquanto os valores registados do valor de carga no foco fratura (**F**), foram registados com uma frequência de 10 em 10 N, dos valores lidos da carga (**P**), no decorrer dos ensaios.

Para realizar este estudo comparativo é necessário conseguir avaliar a carga que é absorvida no foco da fratura. De facto, tal como explicado atrás, quando é aplicada uma

carga (**P**) nos tubos de nylon uma parte da mesma é absorvida pelo foco da fratura (**F**) e a outra parte é absorvida pela estrutura do fixador externo. Deste modo, procura-se prever, experimentalmente o que se passaria numa tibia humana onde a carga é semelhante à carga aplicada pelo peso, e os tubos de nylon semelhantes ao osso humano.

A descrição completa do protocolo de testes considerado é feita à frente, optando-se por descrever agora os vários componentes desenvolvidos para suporte dos ensaios.

3.3.1. Célula de carga e características

Para se obter o valor de carga no foco da fratura (**F**) foi utilizada uma célula de carga cujo princípio de funcionamento foi previamente desenvolvido por Almeida [16]. Por a mesma se encontrar danificada, devido aos vários ensaios experimentais a que foi submetida, foi necessário reparar e substituir os extensómetros. Com esta reparação foi possível verificar que algumas das suas características, que se encontram especificadas ao longo subcapítulo 3.3, foram alteradas em relação à configuração inicial.

O princípio de funcionamento da referida célula de carga baseia-se numa montagem experimental que inclui um total de 4 extensómetros colados nas superfícies das 2 placas, Figura 14. O objetivo passa por estimar o valor de carga que é absorvido pelo foco da fratura (**F**), através da deformação avaliada pelos extensómetros, podendo por isso esta montagem ser definida como uma célula de carga.



Figura 14 - Célula de Carga após reparação.

A montagem considera extensômetros lineares, da marca HBM, Tabela 3 Os extensômetros são ligados em quarto de ponte a uma ponte extensométrica da *vishay micromesurements*, Modelo P3, que disponibiliza quatro canais de ligação, Figura 15.

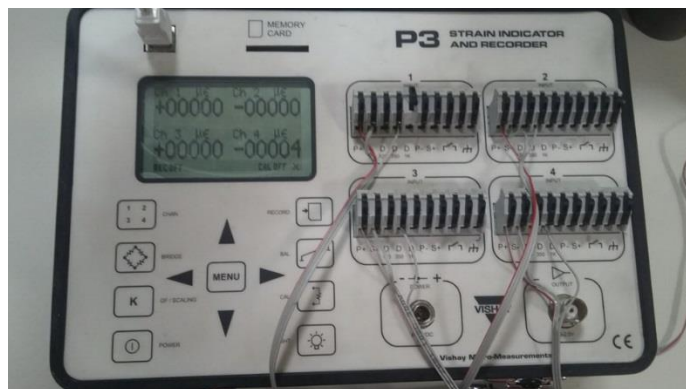


Figura 15 - Ligações na máquina P3 *vishay micromesuraments*.

Na Tabela 4 encontram se algumas das características da célula de carga instrumentada para utilização.

Tabela 3 Propriedades célula de carga

Material	Compósito de Carbono/epoxy
Modulo de Young [GPa]	102
Distância entre suportes[mm]	130
Dimensão da placa [mm] x [mm]	20 x 3,5
Comprimento da placa[mm]	150

A célula de carga é, então, constituída por 4 extensômetros² placas em carbono/epoxy, 6 parafusos, 4 de ligação entre as placas e espaçadores que servem de suportes da placa e 2 que fazem a ligação aos varões de nylon como se pode ver na Figura 14. A rigidez da célula de carga será determinada experimentalmente.

Tabela 4 Propriedades dos novos extensômetros

Referência	1-LY13-6/350
Marca	HBM
Número extensômetros	4
Resistência de grelha[Ω]	350 +/- 0,35%
Fator de ganho a 24°C	2,10 +/- 1,0%

3.3.2. Recuperação da célula de carga

Para obter o valor da carga que é absorvida no foco da fratura (**F**) é necessário efetuar uma calibração da célula de carga, de modo a determinar uma correlação entre a deformação linear nos extensômetros, e a carga que é necessário aplicar nos mesmos para obter esse valor de deformação. A metodologia utilizada para reparar e colar os novos extensômetros na célula de carga está descrita em 3.3.2.1. Esta recuperação foi necessária devido ao facto dos anteriores extensômetros estarem danificados, como se pôde comprovar num primeiro ensaio experimental com a célula de carga anterior, no qual alguns dos extensômetros previamente utilizados não estavam a realizar leituras.

3.3.2.1. Metodologia de recuperação de célula de carga

A metodologia para reparação da célula de carga seguiu os seguintes passos:

1. Retiraram-se os antigos extensômetros, e elementos extra de ligação, e mediu-se o seu posicionamento, para voltar a colar novos extensômetros no mesmo lugar dos antigos;
2. Usou-se uma solução ácida para ajudar na limpeza de colas e outras impurezas que se encontravam na superfície da placa, e procedeu-se à homogeneização da superfície com uma lixa fina;

3. Aplicou-se uma resina, cuidadosamente, com um pincel para tentar corrigir algumas deformações que a célula de carga tinha sofrido e deixou-se curar durante 1 semana;
4. Uniformizou-se a superfície novamente de modo a uniformizá-la com a lixa;
5. Colocaram-se os extensómetros, um de cada vez, utilizando o mesmo procedimento para os 4 e para os seus terminais, que passou por colocar o extensómetro em cima de uma placa de acrílico e fazê-lo aderir a uma fita não reativa com cola;
6. De seguida posicionou-se o conjunto extensómetro/fita não reativa no local correto e levantou-se a fita por uma das pontas, mantendo o seu posicionamento, e introduziu-se cola de ciano acrilato (supercola) por baixo da ponta anteriormente levantada;
7. Pressionou-se com o dedo de modo a homogeneizar a colagem e garantir melhor aderência, e por fim deixou-se secar;
8. Repetiu-se o procedimento anterior para todos os extensómetros e seus terminais;
9. Os fios condutores foram soldados aos terminais, bem como os extensómetros, e aplicou-se uma camada protetora de verniz sobre as placas. Voltou-se a montar a célula de carga ficando assim a reparação concluída.

É importante calibrar a célula de carga, para isso foram realizados alguns ensaios como se vai descrever no subcapítulo seguinte.

3.4. Ensaios da célula de carga em bastidor

Os ensaios em bastidor tiveram 2 objetivos distintos: calibrar a célula de carga, de modo a obter a correlação entre deformação linear e carga como mencionado anteriormente, e obter a rigidez da mesma. Para isso foram realizadas 3 montagens experimentais diferentes, 2 para a calibração de célula de carga, e 1 para obter rigidez da célula de carga experimentalmente, como se descreve nos subcapítulos 3.4.1 e 3.4.2.

3.4.1. Calibração célula de carga

Como foi mencionado no subcapítulo 3.3.2 para se obter o valor de carga na célula de carga é necessário um procedimento de calibração da mesma, que foi feito no ISEC (Instituto Superior de Engenharia de Coimbra). Para tal recorreu-se a 2 montagens experimentais diferentes, uma montagem com objeto de estudo à tração, Figura 16 (a), e outra montagem para a compressão Figura 16 (b), utilizando um procedimento experimental muito semelhante para as duas situações.

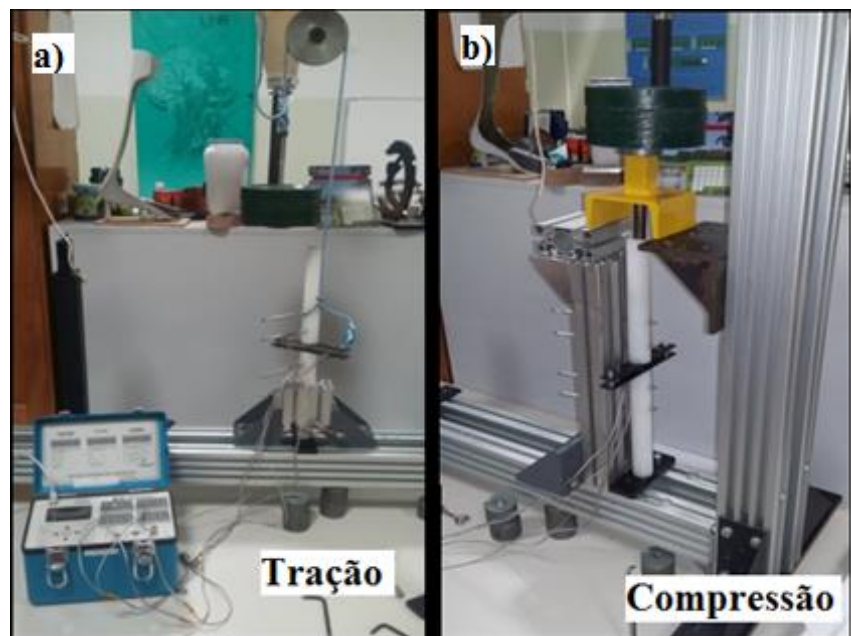


Figura 16 - "Set ups " de montagem experimental ensaios calibração no ISEC.

3.4.1.1. Metodologia de calibração célula de carga

Os passos executados para a calibração da célula de carga foram os mesmos para ambas as montagens representadas na Figura 16, considerando sempre a subida e descida. Tem como objetivo ver qual a deformação a que corresponde cada peso, e de prever o comportamento da célula de carga com cargas aplicadas, tração e compressão.

1. Procedeu-se à montagem experimental à tração conforme indicado na Figura 16 (a), e fez-se a ligação dos fios unidos aos extensómetros à ponte

- de extensométrica P3 *vishay micromesauraments*, e guardou-se a primeira medição correspondente ao valor de 0 N;
2. De seguida acrescentou-se 1 de 3 pesos calibrados de 20 N e guardou-se a medição correspondente a um valor positivo de 20 N, repetindo o processo até atingir os 60 N, correspondendo aos 3 pesos calibrados que existiam guardando-se sempre as medidas;
 3. Atingido o valor máximo de tração começou-se a retirar os pesos calibrados 1 a 1, guardando sempre os valores obtidos, até chegar novamente ao ponto correspondente a 0 N;
 4. Depois de repetidos 3 vezes os passos anteriores descritos para a montagem de tração, realizou-se a montagem de compressão Figura 16 (b) e repetiu-se o procedimento descrito;
 5. Com os valores obtidos de ambos os ensaios traçou-se uma curva de calibração, que permitiu obter a força em função dos deslocamentos lidos nos extensómetros.

3.4.2. Ensaio de obtenção rigidez

Um corpo quando tem uma carga aplicada sobre ele, sofre, por menor que seja, uma deformação. A rigidez, característica mecânica, é definida como a capacidade de um sistema mecânico de suportar cargas sem mudanças excessivas na sua geometria.

$$K = \frac{P}{\delta} \quad (1)$$

Onde **K** representa rigidez de um corpo, com uma força aplicada (P), que provoca um deslocamento (δ).

No sistema internacional de unidades a rigidez é tipicamente medida em N/m. Nesta dissertação é apresentada em N/mm. Assim, de modo a obter a rigidez da célula de carga, foi implementada uma montagem experimental conforme a Figura 17.

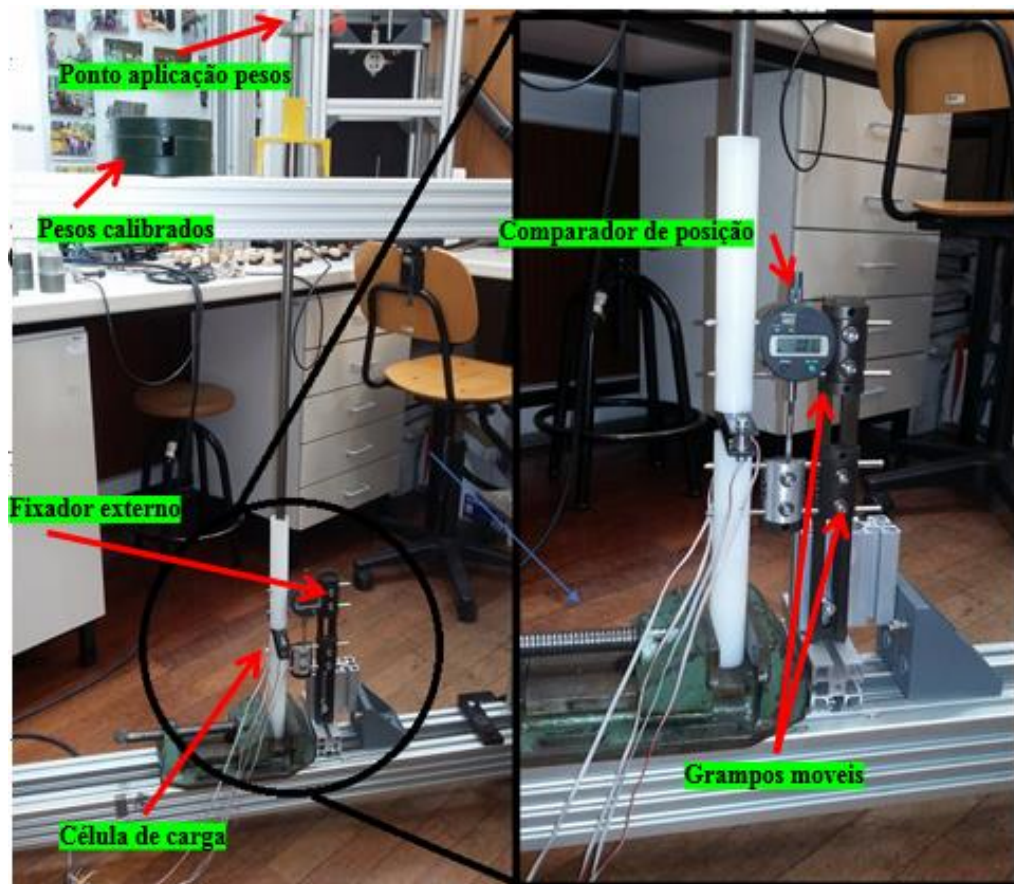


Figura 17 - Montagem experimental utilizada para obter rigidez da célula de carga.

Tal como indicado na equação 1, para obter a rigidez é necessário conhecer o valor da carga (P), neste caso aplicada através de pesos calibrados, e o deslocamento correspondente, obtido com recurso a um comparador de posição, indicado na Figura 17, que é um instrumento que permite medir deslocamentos, ou seja pequenas diferenças de posição.

3.4.2.1. Metodologia de ensaios obtenção rigidez

1. Realizou-se a montagem experimental conforme a Figura 17, e colocou-se o comparador de posição a 0;
2. Acrescentaram-se pesos calibrados de 20 N e registou-se valores de posição medidos no comparador um a um até chegar ao total de 80 N de carga;

3. Após registrar todos os valores retiraram-se os pesos e voltou-se ao passo inicial de colocar comparador a 0, repetindo os ensaios por 3 vezes, para posterior tratamento.

3.5. Ensaios na máquina tração/compressão

O estudo experimental comparativo elaborado nesta dissertação tem por base a solicitação do sistema a cargas de compressão.

O protocolo experimental foi implementado numa máquina universal, SHIMADZU AUTOGRAPH AG-X, que está conectada a um computador com o software "TRAPEZIUM X", através do qual se fixou o deslocamento máximo em 1 mm e a velocidade de avanço em 1 mm /min. Os valores obtidos nos ensaios, que consistem na evolução do valor da carga aplicada com o deslocamento vertical, foram adquiridos.

O objetivo do teste de compressão, Figura 18, foi ver a evolução do valor de carga necessária para produzir o deslocamento máximo vertical de 1 mm, e analisar os dados obtidos pelos extensómetros durante os ensaios. Com esses dados foi possível chegar-se ao valor da carga no foco da fratura e, alternando as configurações testadas, verificar as diferenças de comportamento do elemento estrutural.

A fixação do sistema foi feito em conformidade com a norma ASTM F 1541-02 [14].



Figura 18 - Montagem Experimental para ensaios de compressão.

3.5.1. Ensaio de Verificação

A realização de ensaios experimentais é um procedimento que permite, em conformidade com o mencionado anteriormente, descobrir e estudar comportamentos que, como no caso estudado, os materiais e estruturas apresentam quando são aplicadas cargas. No entanto, por vezes os ensaios são destrutivos, ou seja, após realizados os ensaios, os materiais não podem ser reutilizados.

Para se avaliar a influência de um furo sem pino no comportamento do tubo de nylon foram realizados ensaios onde se compara o comportamento da estrutura sem existência de furos sem pinos roscados, Figura 19, com o comportamento da estrutura com existência de furos, mas sem pinos roscados Figura 20.



Figura 19 – Varão de nylon sem furo.



Figura 20 – Varão de nylon com furo sem pino roscado

3.5.1.1. Metodologia para realização de ensaios verificação

1. No ensaio de verificação começou-se por se testar a estrutura que não continha furos sem pinos roscados, montando então a estrutura em estudo com os tubos de nylon, Figura 19;
2. Colocou-se os materiais utilizados como apresentados na Figura 18, não deixando a estrutura em estudo demasiada apertada, apenas o suficiente para se estabilizar na posição acima apresentada;
3. Estabeleceu-se a ligação da célula de carga, que se encontra na estrutura em estudo, ao aparelho P3 *vishay micromesuraments*, do mesmo modo que havia sido realizado na calibração da célula de carga, e conectou-se ao computador através da porta USB. De seguida usou-se o software para obter a leitura de dados;

4. Verificou-se que tudo se encontrava conectado e que o objeto de estudo se encontrava estabilizado, ou seja, imóvel, mas com um valor de carga de compressão mínima. Preparou-se o equipamento para realizar as leituras quer na máquina de tração/compressão quer na célula de carga;
5. Começaram-se os ensaios de compressão através da máquina de tração/compressão, com as indicações dadas no início deste subcapítulo, e registaram-se os valores lidos na célula de carga correspondentes numa escala de 10 em 10 N até ao valor final de deslocamento máximo imposto, que neste, caso como mencionado anteriormente, é de 1 mm;
6. Chegando ao deslocamento máximo exportaram-se os resultados obtidos, em formato de tabela Excel, para posterior tratamento;
7. Realizou-se o mesmo procedimento para a estrutura, mas com os tubos de nylon com furo sem pino roscado, Figura 20, e compararam-se os resultados.

3.5.2. Ensaios Comparativos

O protocolo de testes experimentais considera 17 configurações diferentes do sistema de fixação, expostas na Tabela 5, sendo que 4 destas configurações são antissimétricas, ou seja, os pinos não estavam colocados nas mesmas posições relativas nos varões de nylon, superior e inferior. Estas configurações, antissimétricas e simétricas, foram configurações onde se variou o número e o posicionamento dos pinos de fixação, e a distância entre o eixo do fixador e os varões de nylon, e se comparou o comportamento.

A montagem experimental é a mesma utilizada nos ensaios de verificação, descrita no início deste subcapítulo, Figura 18.









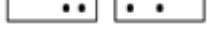



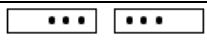
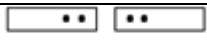



Para realizar os ensaios foi necessário identificar e codificar as diferentes variáveis. Deste modo, a variação da distância de entre eixo é representado por F_0 , e a sua representação encontra-se na Figura 21. Os ensaios comparativos foram realizados para distâncias de 50, 70 e 90 mm. Para verificar o posicionamento dos pinos foi criada uma

nomenclatura onde se atribui as letras ABC, conforme a distância dos furos com pinos roscados à célula de carga, sendo os furos representados pela letra A os mais próximos da célula de carga e pela letra C os mais distantes, conforme Figura 22.

De acrescentar que nos ensaios simétricos, como na Figura 22, se representa a configuração indicando apenas a nomenclatura de um dos tubos. Por exemplo, a configuração representada na Figura 19, seria denominada de AC. No caso de configurações antissimétricas representa-se a configuração dos 2 varões de nylon.

Em todos os ensaios foi utilizada uma chave dinamométrica para promover o aperto dos parafusos, onde se considerou um momento de aperto de 15 N.m.

Tabela 5 Configurações testadas

Configuração	Numero de pinos nos tubos nylon		Tipo Configuração	Representação gráfica
	Superior	Inferior		
AB50	2	2	Simétrica	
AC50	2	2	Simétrica	
BC50	2	2	Simétrica	
ABC50	3	3	Simétrica	
AB70	2	2	Simétrica	
A0C70	2	2	Simétrica	
AC70	2	2	Simétrica	
BC70	2	2	Simétrica	
ABAC70	2	2	Antissimétrica	
CBAB70	2	2	Antissimétrica	
ABCAB70	3	2	Antissimétrica	
ABCAC70	3	2	Antissimétrica	
ABC70	3	3	Simétrica	
AB90	2	2	Simétrica	
AC90	2	2	Simétrica	
BC90	2	2	Simétrica	
ABC90	3	3	Simétrica	

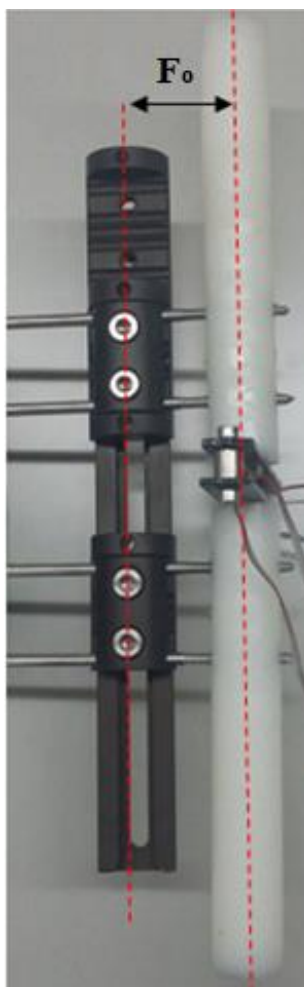


Figura 21 - Característica de variação relativamente afastamento fixador.

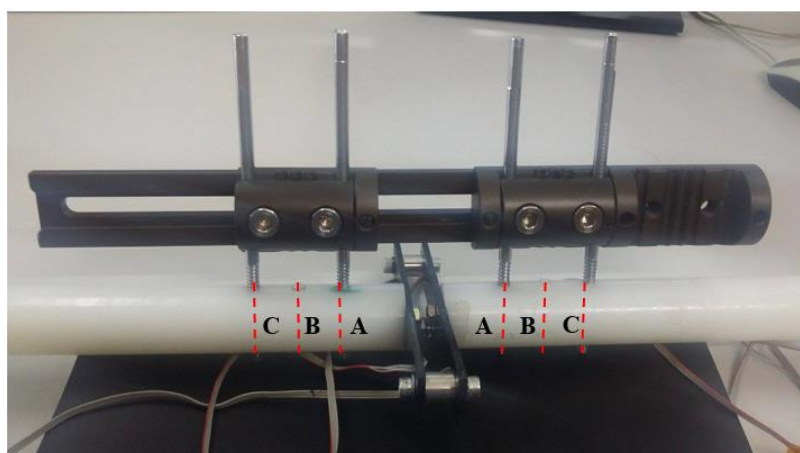


Figura 22 - Nomenclatura utilizada para identificar posicionamento dos furos.

3.5.2.1. Metodologia de ensaios Comparativos

Relativamente à metodologia dos ensaios comparativos é semelhante à do ensaio de verificação acima descrito, nos passos 2 a 6, diferindo no passo número 1 por se escolher então a configuração a estudar e no passo número 7, por alternar a configuração para a outra configuração.

4. ANÁLISE DOS RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos nos ensaios que conduziram à comparação dos elementos estruturais, ou seja, os ensaios de calibração da célula de carga e da obtenção da rigidez através de pesos calibrados, dos ensaios de verificação e ensaios comparativos executados na máquina de tração.

4.1. Ensaio de calibração da célula de carga

Os ensaios de calibração foram realizados de acordo com o explicado no subcapítulo 3.4.1, onde os valores obtidos permitiram calibrar a célula de carga.

Foram realizados 6 ensaios, todos com a configuração AC70, sendo 3 ensaios para cada montagem experimental diferente (uma à tração e outra à compressão), obtendo-se assim as deformações obtidas em cada extensómetro. Dos valores obtidos calculou-se o valor médio das leituras entre o aumento e o decréscimo das forças correspondentes a 0, 20, 40 e 60 N, aplicadas através de pesos calibrados, conduzindo aos pontos indicados na Figura 23, com registo da deformação em função da força aplicada.

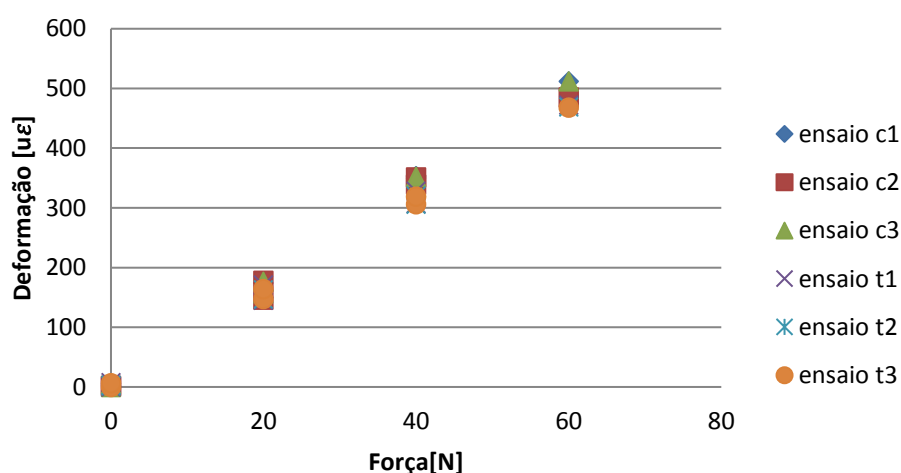


Figura 23 Valores obtidos no ensaio de calibração da célula de carga.

Da Figura 23, obteve-se a relação entre a média das deformações nos 4 extensómetros e a carga aplicada, dada pela equação:

$$y = 8,1263x + 1,3718 \quad (2)$$

Onde, y representa a deformação lida nos extensómetros (ε), e x a carga que é absorvida pela célula de carga (F).

A partir da equação anterior é possível obter a carga estimada a partir da deformação nos extensómetros, e será dada por

$$F = \frac{\varepsilon - 1,3718}{8,1263} \quad (3)$$

4.2. Ensaios para a obtenção da rigidez

Estes ensaios tiveram, tal como o nome indica, o objetivo de obter a rigidez da célula de carga através da montagem experimental da Figura 17.

Com os valores obtidos através da leitura do comparador de posição traçou-se o seguinte gráfico da Figura 24.

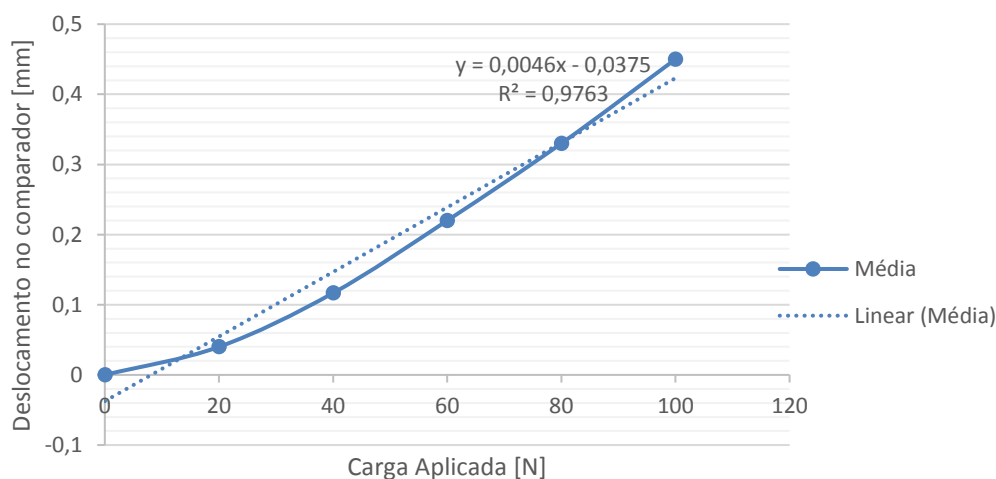


Figura 24 - Gráfico relativo ao ensaio rigidez.

Da análise do gráfico anterior, através da reta de aproximação linear, pode-se obter a compliância, representada pelo declive da reta, que é o inverso da rigidez logo a rigidez (**K**) é dada pela equação seguinte:

$$K = \frac{1}{0,0046} = 217,39 \text{ N/mm} \quad (4)$$

Através da análise da Figura 24 pode-se concluir que, para valores baixos de carga aplicada, a rigidez é mais elevada.

4.3. Ensaios de verificação

Os ensaios de verificação, como explicado na secção 3 tiveram como objetivo verificar que não existia influência com a presença de um furo sem pino roscado, tendo para isso sido realizados 6 ensaios: 3 com uma configuração em que existiam dois pinos roscados nas posições A e C, sem existência de furo nem pino na posição B, e 3 ensaios com pinos roscados nas posições A e C e um furo sem pino roscado na posição B. Os resultados estão apresentados na Figura 25 e na Tabela 6.

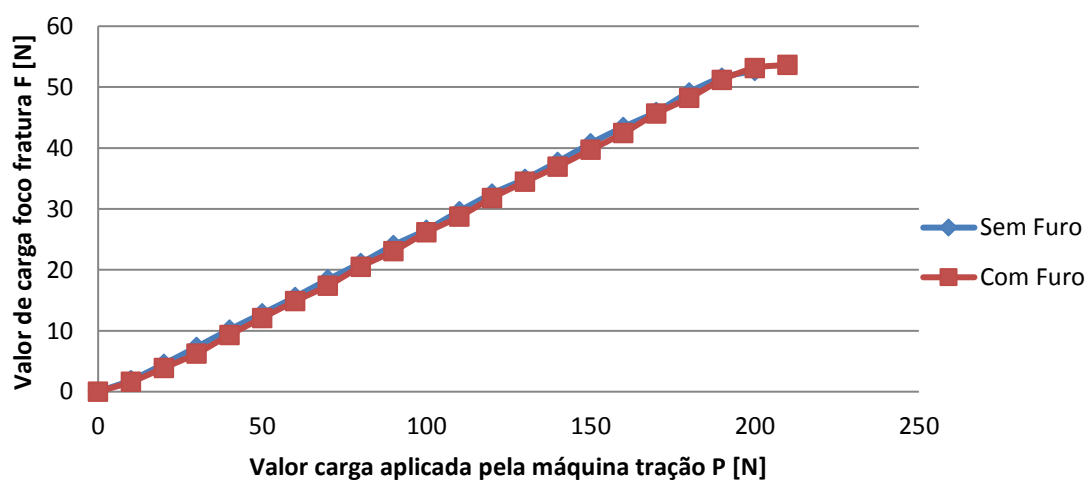


Figura 25 - Valores obtidos no ensaio de verificação.

Da análise dos resultados verifica-se que não existem diferenças significativas nas curvas dos valores obtidos, quer nos valores máximos, Figura 25, quer na Tabela 6, pelo que se pode verificar que não existe influência assinalável da existência de furos sem pinos roscados.

Tabela 6- Valores máximos obtidos ensaios de comparação

	Valor máximo da carga no foco fratura F [N]	Valor máximo carga aplicada P [N]
Com furo	53,67 +/- 0,88	207,00 +/- 10,40
Sem furo	52,66 +/- 0,61	199,50 +/- 10,60
Diferença [%]	1,92	3,76

4.4. Ensaios comparativos

Os ensaios comparativos foram realizados de acordo com o protocolo indicado no subcapítulo 3.5.2. Como mencionado anteriormente existiram 3 variáveis principais que foram estudadas, a alteração da distância de entre eixos do fixador aos varões de nylon (F_0), o posicionamento e o número de pinos utilizados na fixação do fixador aos tubos de nylon.

Relativamente ao efeito da distância de entre eixos do fixador aos varões de nylon (F_0), foram realizados ensaios para diversas configurações e observou-se que na generalidade das configurações a diminuição da distância (F_0) para 50 mm aumenta a rigidez global do sistema, em comparação com a diferença no valor de rigidez verificado quando se reduzem as distancias de 90 para 70 mm, como se pode visualizar nas Figuras 26 e 27 e 28, que comparam o efeito da variação da distância de entre eixo F_0 para configurações simétricas, e na Tabela 7, que através dos valores médios dos dados apresentados na Figura 28, exprime em percentagem as diferenças mencionadas.

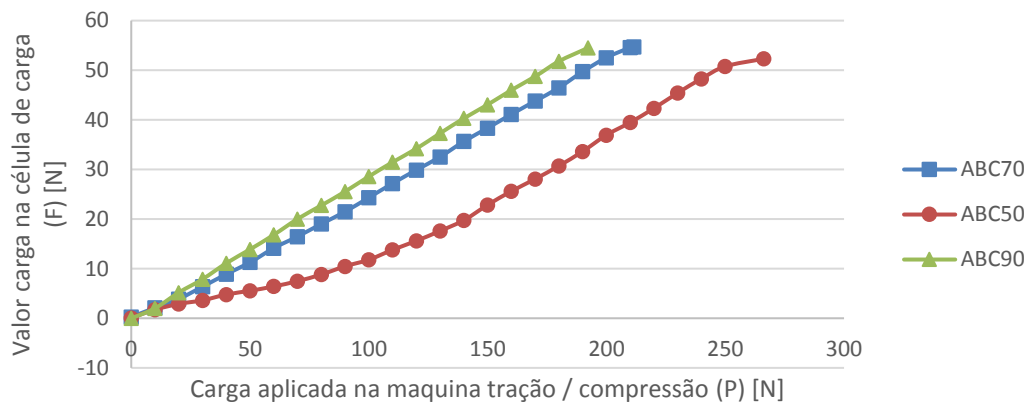


Figura 26 - Efeito da variação da distância (F_0) em configurações com 6 pinos.

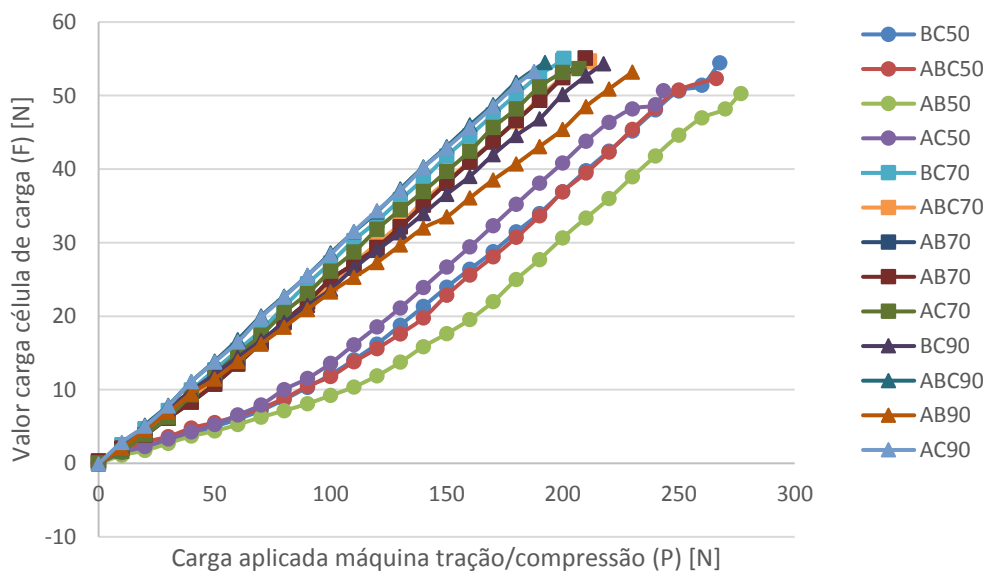


Figura 27 - Efeito de variação da distância (F_0) em configurações simétricas.

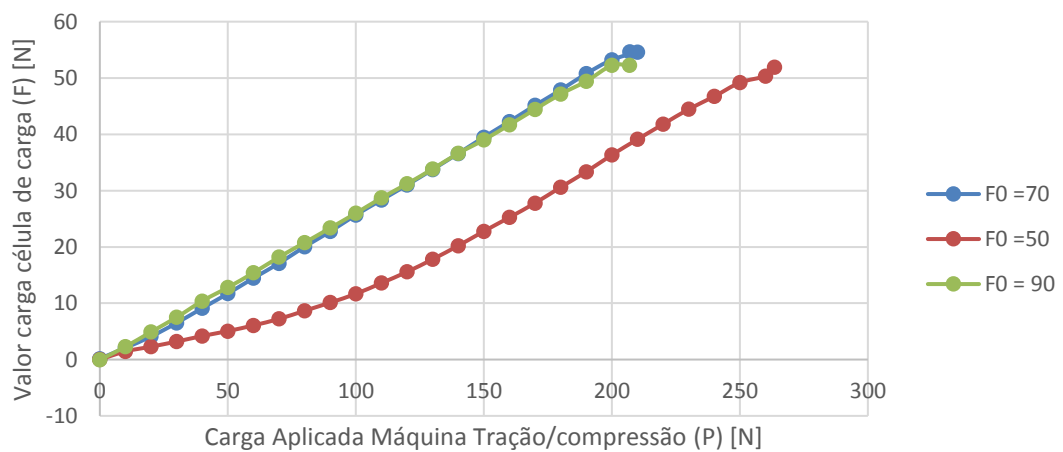


Figura 28 - Efeito distância (F_0) em configurações simétricas valores médios.

Tabela 7 Variação nas cargas médias para intervalos entre 50 e 70 mm e entre 70 e 90 mm.

	Entre 50 e 70 mm [%]	Entre 70 e 90 mm [%]
Aumento em percentagem do valor da carga (P), quando o deslocamento é de 1 mm.	21,43	0,07
Aumento em percentagem do valor da carga que é absorvida pelo foco fratura (F), quando carga aplicada (P) é 150 N.	42,31	1,23

Relativamente ao número de pinos foi verificado que nem sempre o aumento do número de pinos se traduz num aumento da rigidez. Este aumento depende também da configuração como se pode ver na Figura 29, em que a configuração AB, apresenta maior rigidez do que a versão ABC, para a mesma distância de entre eixos (F_0). Por exemplo, a configuração AB com distância de entre eixos de 70 mm apresenta maior rigidez do que a configuração ABC com a distância de entre eixos de 70 mm.

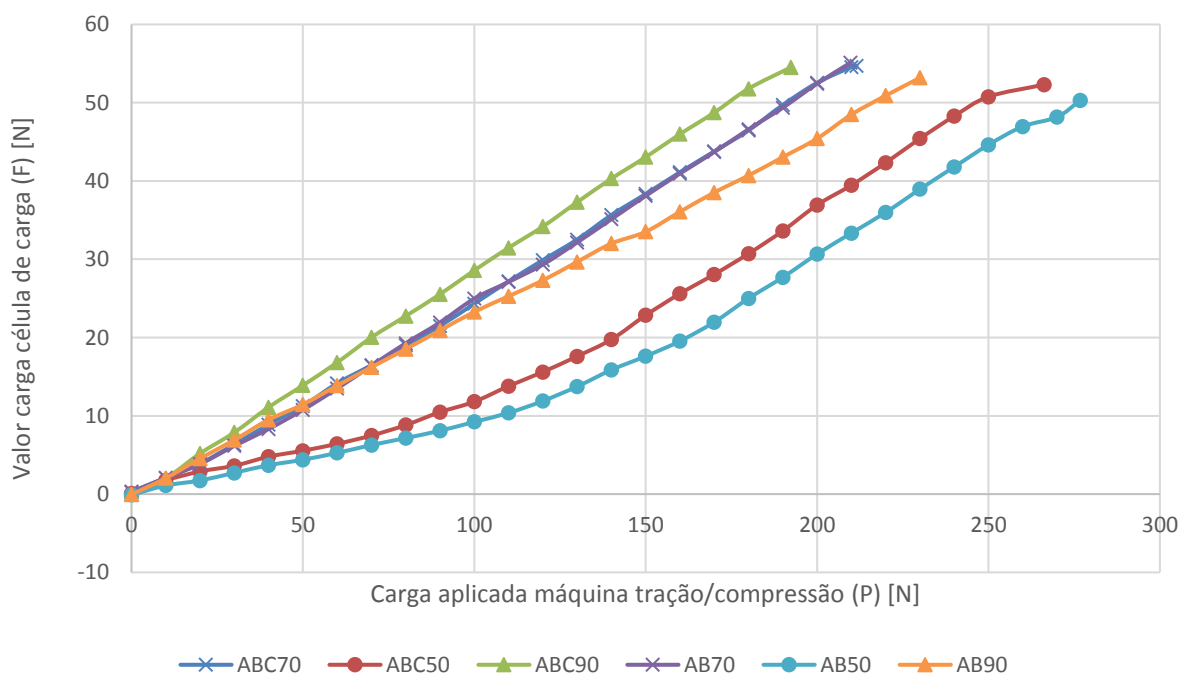


Figura 29 - Comparação Configuração ABC VS AB.

De modo a obter uma comparação entre as 17 configurações ensaiadas fixou-se o valor da carga aplicada na máquina tração/compressão (P) em 150 N, e equiparou-se com os valores da carga (F), que é absorvida pela célula de carga e confrontou-se entre todas as

configurações. Tendo isto em conta, e depois de tratados os resultados de todos os ensaios experimentais realizados, aonde constam os dados obtidos de todas as configurações, elaborou-se a Tabela 9 que apresenta as cargas máximas e mínimas aplicadas para o caso de duas configurações com 2 e 3 pinos simétricas.

Tabela 8 - Cargas máximas aplicadas para todas configurações e todas distancias entre de eixo (Fo).

Carga (P) aplicada na máquina tração/compressão fixa em 150 N	Configuração	Carga [N]
Carga máxima atingida no foco da fratura(F)	ABC90	43,05 +/- 0,48
Carga mínima atingida no foco fratura (F)	AB50	17,62 +/- 0,44

Dos resultados expostos na Tabela 9 verifica-se que o efeito da variação da distância de entre eixo, em que a menor distância de entre eixo, AB50, corresponde a uma estrutura mais rígida e com um menor valor de carga que é absorvida pelo foco da fratura, quando comparado com uma maior distância de entre eixo, ABC90. De modo a tentar isolar apenas o efeito da alteração das configurações, ou seja, estudar apenas a variação da carga que é absorvida pelo foco da fratura devido ao efeito da alteração da configuração, testaram-se todas as configurações diferentes para uma distância de entre eixo de 70 mm, Tabela 10, pois esta representa a distância otimizada em estudos realizados por Almeida [16].

Tabela 9 - Comparação de todas as configurações diferentes relativamente ao posicionamento dos pinos

	Configuração	Carga [N]
Carga máxima atingida no foco da fratura (F)	BC70	41,78 +/- 1,89
Condições: Carga Aplicada na máquina tração/compressão (P) fixa em 150 N Distância de entre eixo fixa em 70 mm	ABCAC70	40,79 +/- 1,94
	CBAB70	40,32 +/- 0,96
	AC70	39,72 +/- 0,64
	ABC70	38,34 +/- 2,22
	AB70	38,10 +/- 1,65
	ABAC70	37,47 +/- 2,03
	Carga mínima atingida no foco fratura (F)	ABCAB70

Da Tabela 10 conclui-se que, para a distância de 70 mm, o posicionamento dos pinos que garante uma estrutura mais rígida é uma estrutura antissimétrica com 5 pinos, 3 roscados em cima, e 2 roscados em baixo nos furos mais próximos do foco fratura. No entanto, os ensaios com posicionamento de pinos antissimétricos não foram realizados para diferentes distâncias de entre eixos F0, não se podendo, assim, saber-se se para outras distâncias de entre eixos, este posicionamento se manteria o mais estável.

Para conjuntos de 4 pinos, através da análise à Figura 27 e à Tabela 11, pode-se garantir que independentemente da distância de entre eixo F0, o posicionamento de pinos que corresponde a uma estrutura mais estável é o posicionamento do tipo AB.

Tabela 10 - Comparação de diferentes posicionamentos de pinos em configurações simétricas.

	Configuração	Carga [N]
Carga máxima atingida no foco da fratura (F)	AC50	26,69 +/- 2,16
Carga Aplicada na máquina tração/compressão (P) fixa em 150 N Distância de entre eixos entre fixador e tubos nylon 50 mm	BC50	23,85 +/- 1,70
	ABC50	22,85 +/- 0,94
Carga mínima atingida no foco fratura (F)	AB50	17,62 +/- 0,44
	Configuração	Carga [N]
Carga máxima atingida no foco da fratura (F)	BC70	41,78 +/- 1,89
Carga Aplicada na máquina tração/compressão (P) fixa em 150 N Distância de entre eixos entre fixador e tubos nylon 70 mm	AC70	39,72 +/- 0,64
	ABC70	38,34 +/- 2,22
Carga mínima atingida no foco fratura (F)	AB70	38,10 +/- 1,65
	Configuração	Carga [N]
Carga máxima atingida no foco da fratura (F)	ABC90	43,05 +/- 0,48
Carga Aplicada na máquina tração/compressão (P) fixa em 150 N Distância de entre eixos entre fixador e tubos nylon 90 mm	AC90	42,88 +/- 0,77
	BC90	36,57 +/- 0,35
Carga mínima atingida no foco fratura (F)	AB90	33,51 +/- 0,19

Da análise da Tabela 10, verifica-se que nas configurações simétricas, para qualquer distância de entre eixos F0, a configuração AB é a mais rígida. Pode-se verificar ainda que, tal como na análise da Figura 28, o efeito da diminuição da distância de entre eixo F0, é verificado, na passagem de 70 para 50 mm, mas não é acentuado nem verificado para todas as configurações de posicionamentos de pinos na diminuição de 90 para 70 mm.

5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho foi considerado um sistema de fixação externa, com recurso a um fixador do tipo Orthofix, um conjunto de pinos de Schanz e uma simplificação da tíbia através de varão de nylon. Pretendeu-se comparar o comportamento global do sistema de fixação externa com a variação do posicionamento dos pinos relativamente ao foco da fratura, assim como a quantidade de pinos a considerar na montagem. Além disso definiu-se como objetivo estimar a carga que é absorvida no foco da fratura e a que é absorvida pelo sistema de fixação.

Foi implementada uma metodologia experimental tendo em consideração as especificações da norma ASTM F 1541-02, que é uma norma para ensaios experimentais em dispositivos de fixação externa. Para colocação no foco da fratura foi desenvolvida uma célula de carga, com rigidez definida, que permitiu avaliar a carga descarregada no osso simplificado. A montagem experimental foi implementada numa máquina de tração/compressão SHIMADZU, modelo AUTOGRAPH AG-X, que em conjunto com a célula de carga desenvolvida possibilitou monitorizar as cargas aplicadas e controlar os deslocamentos. Os testes experimentais implementados assentaram o estudo do comportamento do fixador externo, verificando a quantidade de carga máxima para que exista deslocamento vertical de 1 mm e a carga que é absorvida no foco da fratura.

Os resultados mostraram que, para as condições experimentais implementadas, foi possível determinar a quantidade de carga que foi absorvida pelo foco da fratura. Desse modo os ensaios permitiram registrar a relação existente entre o posicionamento dos elementos estruturais responsáveis pela fixação, e o valor da carga que foi assimilada pelo foco da fratura.

De todas as distâncias de entre eixo que foram consideradas no estudo (90, 70 e 50 mm), verificou-se que entre 70 e 50 mm existem grandes diferenças ao nível do comportamento e da rigidez de toda a estrutura, e que entre 90 e 70 mm essas diferenças não são tão visíveis. Para a distância de entre eixo de 50 mm a estrutura apresenta um comportamento mais rígido quando comparado com a distância de 70 mm, evidenciando que

entre 70 e 50 mm, aumentando a distância de entre eixo entre o fixador estudado e os tubos de nylon, a rigidez global da estrutura diminui, ampliando, assim, consideravelmente o valor da carga que foi absorvida pelo foco da fratura até uma distância de 70 mm, ao contrário do que acontece entre 70 e 90 mm em que o efeito da variação da distância de entre eixo não se verifica para todas as configurações.

De acordo com alguns especialistas médicos as distâncias de entre eixo são, geralmente, de 80 mm para um paciente adulto e 50 mm para uma criança, que pode sempre ser ajustada de acordo com as suas necessidades médicas. Levando isso em consideração, a análise feita neste trabalho torna-se importante para determinar o posicionamento correto do fixador em relação ao valor de carga que é absorvida pelo foco da fratura.

Relativamente ao número e posicionamento dos pinos verificou-se que a influência da configuração está também dependente da distância de entre eixo. Isto é, para uma distância de entre eixo de 50 mm, uma configuração com 4 pinos pode ser mais estável que uma configuração com 6 pinos, e para a distância de entre eixo de 70 mm isso pode não acontecer.

Do estudo comparativo realizado observou-se que para configurações simétricas, testadas em distâncias de entre eixos de 50, 70 e 90 mm, a configuração que apresenta maior rigidez global é sempre a configuração AB com 4 pinos, que como a nomenclatura indica possui 2 pinos roscados em cada varão de nylon, nos 2 primeiros furos de cada varão.

Para todo o tipo de configurações, simétricas e antissimétricas, foram realizados apenas ensaios comparativos para a distância de entre eixo de 70 mm pois é a distância que, para aplicações que pretendam introduzir micromovimentos no foco fratura, permite introduzir maior valor de carga. A partir desta distância, aumentando a distância de entre eixo entre fixador e varão de nylon, não existem diferenças significativas no aumento do valor que transpõe o foco da fratura. Assim, para a distância de entre eixos de 70 mm os resultados mostraram que a configuração que fez com que a rigidez global da estrutura fosse maior, foi uma configuração com 5 pinos, ABCAB70, seguida de ABAC70 e AB70 ambas de 4 pinos. As configurações que se revelaram com uma menor rigidez estrutural global, fazendo com que passasse um maior valor de carga através do foco da fratura, foram a configuração de 4 pinos BC70, seguida da configuração antissimétrica com 5 pinos ABCAC70.

Observou-se também que o pino mais próximo do foco fratura, na nomenclatura utilizada na escrita desta dissertação identificado pela posição relativa “A”, é um pino que está presente em todas as configurações consideradas mais estáveis, pelo que deverá estar sempre presente.

De destacar também a influência de diversos fatores que afetam o rigor nestes resultados, com destaque para a necessária intervenção do operador e desgaste do material utilizado.

Esta dissertação teve como objetivo contribuir para a evolução acerca do conhecimento que permitirá fazer evoluir o processo de recuperação de fraturas, quer acidentais ou provocadas em contexto clínico. Outros aspetos que poderiam ser estudados futuramente passam por implementar ensaios de torção, que a norma seguida durante a elaboração desta dissertação também sugeria, onde seria necessário desenvolver um sistema de apoio que os permitisse realizar.

Seria ainda interessante, na continuidade deste trabalho, estudar o efeito da distância entre pinos e o foco da fratura e otimizar essa distância de modo a permitir uma recuperação mais rápida. Finalmente, seria aliciante realizar os estudos acima mencionados num modelo do osso da SAWBONES ® e comparar os resultados com o modelo simplificado dos tubos de nylon utilizados nesta dissertação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] T. P. Seeley Rod R., Stephens Trent D., “Anatomia & Fisiologia,” *US Pat.* 2,821,396, no. sixth, pp. 280–304, 2003.
- [2] J. Senekovic, “Anatomia óssea.” [Online]. Available: http://www.laifi.com/laifi.php?id_laifi=1223&idC=20971#. [Accessed: 23-Mar-2017].
- [3] M. F. Paulino, “Desenvolvimento de Metodologias de Formação do Calo Ósseo em Fraturas com Tratamento Baseado em Sistemas de Fixação Externa,” Projeto de tese, DEM/UC, 2014.
- [4] M. C. Hobatho, R. Darmana, P. Pastor, J. J. Barrau, S. Laroze, and J. P. Morucci, “Development of a three-dimensional finite element model of a human tibia using experimental modal analysis,” *J. Biomech.*, vol. 24, no. 6, pp. 371–383, Jan. 1991.
- [5] G. Lowet, X. Dayuan, and G. Van der Perre, “Study of the vibrational behaviour of a healing tibia using finite element modelling,” *J. Biomech.*, vol. 29, no. 8, pp. 1003–1010, Aug. 1996.
- [6] M. Brett Crist, “Fractures (Broken Bones),” *Am. Acad. Orthop. Surg.*, pp. 1–5, 2012.
- [7] J. L. E. Gomes, R. P. Ruthner, and L. R. S. Marczyk, “Osteotomia valgizante de tibia com placa ‘calço’ de Puddu: apresentação de técnica,” *Acta Ortopédica Bras.*, vol. 8, no. 3, pp. 134–139, 2000.
- [8] 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, Nov. 2003.
- [9] W. R. Pontarelli, “External Fixation of Tibial Fractures,” *Iowa Orthop. J.*, vol. 2, pp. 80–88, 1982.
- [10] D. P. Moss and N. C. Tejwani, “Biomechanics of external fixation: A review of the literature,” *Bull. NYU Hosp. Jt. Dis.*, vol. 65, no. 4, pp. 294–299, 2007.
- [11] M. Sá, “Avaliação Experimental de um Sistema Integrado de Fixação Óssea,” Dissertação de Mestrado, DEM/UC, 2015.

[12] “Traumédica Instrumentais e Implantes.” [Online]. Available: <http://www.traumedica.com.br/produtos-ortopedicos/pino-de-schanz>.

[13] M. B. Sternick, D. Dallacosta, D. Á. Bento, and M. L. Do Reis, “Relationship between rigidity of external fixator and number of pins: Computer analysis using finite elements,” *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 47, no. 5, pp. 646–650, 2012.

[14] ASTM F1541-02 “Standard Specification and Test Methods for External Skeletal Fixation Devices 1,” *Astm*, vol. i, no. Reapproved 2015, pp. 1–32, 2015.

[15] L. M. Roseiro, M. A. Neto, A. Amaro, R. P. Leal, and M. C. Samarra, “External fixator configurations in tibia fractures: 1D optimization and 3D analysis comparison,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 113, no. 1, pp. 360–370, 2014.

[16] D. Almeida, “Numerical and experimental evaluation of micromovements in an integrated system of bone fixation.”, Dissertação de Mestrado, DEM/UC, 2016.

[17] D. Carvalho, Giovana C Rosim, Luiz Otavio R Gama, Marcelo R Tavares, Ricardo A Tribioli, Irene R Santos, Alberto Cliquet. “Tratamentos não farmacológicos na estimulação da osteogênese,” *Rev. Saude Publica*, vol. 36, no. 5, pp. 647–654, 2002.

[18] A. Goldberg and J. Scott, “Orthofix External Fixation: Basic Considerations,” pp. 1–76, 2010.

[19] “Products and tissue forms.” [Online]. Available: <http://web.orthofix.com/Products/Pages/LRS-Pediatric.aspx?catid=22>. [Accessed: 05-Jun-2017].

[20] N. Tayana, B. Amim, L. Tavares, P. Kanagi, A. Felix, M. Nogueira “Osteotomia de suporte pélvico para tratamento de sequela de pioartrite neonatal” 2016.

[21] T. N. Gardner, M. Evans, and J. Kenwright, “The influence of external fixators on fracture motion during simulated walking,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, no. 4, pp. 305–313, 1996.

