

MESTRADO EM DESIGN INDUSTRIAL E DE PRODUTO  
RAMO DE DESIGN DE PRODUTO

**Design e Saúde**  
Desenvolvimento de um imobilizador  
para o antebraço em cortiça

Sara Regina Leopoldo Fernandes

**M**  
2019

SEDE ADMINISTRATIVA

FACULDADE DE BELAS ARTES  
FACULDADE DE ENGENHARIA

Design e Saúde  
Desenvolvimento de um imobilizador  
para o antebraço em cortiça  
Sara Regina Leopoldo Fernandes

Sara Leopoldo. Design e Saúde

M.FBAUP 2019



MESTRADO EM DESIGN INDUSTRIAL E DE PRODUTO  
UNIVERSIDADE DO PORTO

## **O JÚRI**

### **PRESIDENTE**

Doutor Jorge Lino

PROFESSOR ASSOCIADO DA FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

### **ORIENTADOR**

Doutor Rui Mendonça

PROFESSOR AUXILIAR DA FACULDADE DE BELAS ARTES DA UNIVERSIDADE DO PORTO

### **ARGUENTE**

Doutor Afonso Borges

PROFESSOR AUXILIAR DA UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR

**18**

07 NOVEMBRO 2019

**MESTRE Sara Fernandes**  
**MDIP/79**





## **Design e Saúde.**

**Desenvolvimento de um imobilizador  
para o antebraço em cortiça.**

Sara Leopoldo Fernandes

Dissertação realizada no âmbito do  
Mestrado em Design Industrial e de Produto

Orientador: Professor Doutor Rui Mendonça

2019



## RESUMO

O presente documento assume como principal objetivo a construção de uma ortótese estabilizadora que imobilize a patologia e contribua para a recuperação do paciente. Apresenta-se com uma primeira fase de fundamentos teóricos, assente em pesquisa científica sobre o tema da anatomia humana, em particular de patologias no antebraço e mão, assim como, numa procura de informações por parte de médicos e outros profissionais de saúde, técnicos industriais e lojista do mercado ortopédico com via à construção de um quadro teórico e estrutural do projeto.

Ao longo desta investigação foi possível verificar que o uso das talas gessadas é ainda uma prática comum. Apesar de haver uma esmagadora utilização deste material, existem profissionais que já não o aconselham. Estes, são adotados principalmente, pelo seu baixo custo e fácil acesso.

Muitos dos avanços anunciados a nível de ortóteses resultam na sua maioria de projetos desenvolvidos em ambiente académico ou pequenas *start-ups*, não testados em pacientes nem avaliados pelos especialistas da área da saúde, não estando por essa razão maioritariamente implementados no mercado atual.

O desenvolvimento de um imobilizador torna-se pertinente quando constatamos a existência de requisitos médicos muitas das vezes não adotados pelos fabricantes, fazendo das talas gessadas o produto mais usual.

Com a introdução deste material ao meio médico, a nossa proposta pretende aumentar a eficácia da estabilização de patologias e facilitar a aplicação por parte das equipas técnicas, devido às peças mais leves, menos volumosas, as quais podem estar em contacto com a água e de fácil e rápida colocação/retirada do membro. Contribuindo do mesmo modo para as indústrias corticeiras do nosso país, abrindo novos mercados através do design.

**Palavras-Chave:** design, saúde, imobilizador de antebraço, cortiça.



# ABSTRACT

The main objective of this document is the construction of a stabilizing orthosis that immobilizes the pathology and contributes to the recovery of the patient. It presents a first phase of theoretical foundations, based on scientific research on the subject of human anatomy, in particular, pathologies in the forearm and hand, as well as a search for information by doctors and other health professionals, industrial technicians and shopkeeper of the orthopedic market with the construction of a theoretical and structural framework of the project.

Throughout this investigation it was possible to verify that the use of plaster splints is still a common practice. Although there is an overwhelming use of this material, there are some professionals who no longer advise your use. These are mainly adopted for their low cost and easy access.

Many of the announced advances in orthoses result mostly from projects developed in the academic environment or small start-ups, not tested on patients or evaluated by healthcare specialists and are therefore not mainly implemented in the current market.

The development of an immobilizer becomes relevant when we see the existence of medical requirements not adopted by the manufacturers, making the plaster cast the most usual product.

With the introduction of this material to the medical environment, our proposal aims to increase the effectiveness of pathology stabilization and facilitate the application by the technical teams, due to the lighter, less bulky parts, which may be in contact with water and quick and easy limb insertion / removal. Contributing in the same way to the cork industries of our country, opening new markets through design.

**Keywords:** design, health, forearm immobilizer, cork.



# AGRADECIMENTOS

Primeiramente quero agradecer à minha família pois sem ela este percurso não tinha sido possível.

Ao meu orientador, Rui Mendonça pelas constantes críticas e exigências que elevaram este trabalho e me proporcionou crescimento profissional e pessoal.

A todos os que participaram nesta investigação, desde técnicos da Faculdade de Belas Artes, em particular ao Alcides, Lima e Tiago, assim como na indústria ao Senhor Januário da Auracork e em termos médicos a todos os profissionais envolvidos, em especial ao Dr. Miguel Trigueiros.

Agradeço também a todos os meus amigos e colegas que me apoiaram nos melhores e piores momentos deste percurso.



# ÍNDICE

RESUMO .....	III
ABSTRACT.....	V
AGRADECIMENTOS.....	VII
ÍNDICE .....	IX
CAPÍTULO 1	
1 INTRODUÇÃO .....	1
2 OBJETIVOS .....	3
3 METODOLOGIA.....	3
CAPÍTULO 2	
4 ANATOMIA HUMANA .....	5
4.1 Patologias.....	10
4.1.1 Fraturas.....	10
4.1.2. Entorse.....	14
4.1.3. Luxação .....	15
4.2. Considerações.....	15
5 EVOLUÇÃO DA IMOBILIZAÇÃO .....	16
6 IMOBILIZADORES.....	27
6.1 Considerações .....	35
CAPÍTULO 3	
7 PROJETO.....	37
7.1 Requisitos.....	38
7.2 Estudos de Forma e Material .....	39
7.3 Definição do Material .....	47
7.3.1 Cortiça .....	47
7.3.2 Exemplos de aplicações.....	55
7.4 Considerações .....	57
8 CONSTRUÇÃO DO MODELO 3D.....	58
8.1 Scanner .....	58
8.2 Modelação.....	61
9 TESTES COMPOSIÇÃO DO MATERIAL.....	65
9.1 Reflexão .....	79

10	CONSTRUÇÃO DE PROTÓTIPOS.....	80
11	IMOBILIZADOR .....	104
CAPÍTULO 4		
12	CONCLUSÕES.....	107
13	LIMITAÇÕES E SUGESTÕES FUTURAS .....	108
	REFERÊNCIAS .....	109
	ÍNDICE DE FIGURAS .....	112
	ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	118
	ANEXOS A— FICHAS TÉCNICAS DOS AGLUTINANTES.....	119
	ANEXOS B— TESTES DE AGLUTINANTES.....	122
	ANEXOS C— SUPERFÍCIE.....	1233

# 01

## CAPÍTULO

### 1 INTRODUÇÃO

O presente documento diz respeito à dissertação para obtenção do grau de mestre no âmbito do Mestrado em Design Industrial e de Produto, da Faculdade de Belas Artes e da Faculdade de Engenharia, da Universidade do Porto, apresentando-se com o título “Design e Saúde: Desenvolvimento de um imobilizador para o antebraço em cortiça”.

A medicina tem evoluído de maneira vertiginosa incitada pela evolução tecnológica. Assente no princípio da utilidade e necessidade, foram desenvolvidos métodos que corresponderam às necessidades da população, em vista do aumento da qualidade de vida, através da elaboração de meios de diagnóstico e de tratamento cada vez menos invasivos (Basalla 1989).

A introdução de cuidados médicos mais eficazes, aliado às mudanças da prática médica, revolucionou os cuidados de saúde, de tal modo que, podemos afirmar que a medicina é inerente e dependente da tecnologia (Lian and Heng 2002)

São exemplos de recorrentes avanços médicos, o estetoscópio, o *pacemaker*, a injeção de insulina, entre outros dispositivos importantes para a qualidade de vida do paciente, no entanto, parece não ter havido de igual forma, um investimento nos avanços ortopédicos, nomeadamente a nível de imobilizadores.

Achamos pertinente o desenvolvimento de uma solução que atue na estabilização de patologias, interligando a área do design, da saúde e da tecnologia, através da cooperação com médicos, profissionais de saúde e técnicos industriais com o intuito de satisfazer uma necessidade.

O documento encontra-se dividido em quatro capítulos nos quais é apresentado o trabalho realizado ao longo deste período. O primeiro capítulo introduz o tema e a sua pertinência, os objetivos e a metodologia.

O segundo capítulo engloba a revisão da literatura onde se inicia o estudo da anatomia humana. As reações do corpo que levam à ocorrência de patologias e as diferenças entre estas, que determinam abordagens distintas no uso de imobilizadores. Foram analisados os grupos mais propícios e a zona do corpo onde estas ocorrem com maior frequência.

Para compreender a prática médica na ortopedia, foi estudada a evolução histórica da estabilização de fraturas, com a interligação entre diferentes áreas, o que possibilitou avanços tecnológicos, a nível de material e processo de fabrico. Ainda neste capítulo, são apresentadas soluções de ortótese do mercado que consideramos mais oportunas, ressaltando as suas vantagens e desvantagens.

O terceiro capítulo apresenta o projeto, os requisitos e o estudo da forma e de materiais. É iniciada a construção do modelo em 3D, referindo todas as etapas para a sua elaboração, testada a composição da cortiça a ser utilizada no projeto, a produção de todos os moldes necessários para a construção dos protótipos e os processos de acabamento da peça.

Por último, no quarto capítulo, são expostas as considerações finais da investigação, as limitações do projeto e as propostas de trabalhos futuros que possam contribuir para um melhor desempenho do imobilizador, tornando-o uma realidade próxima.

## 2 OBJETIVOS

Numa primeira fase, o objetivo foi estudar a evolução histórica dos imobilizadores, analisando as suas vantagens e desvantagens.

Num segundo objetivo, partindo da avaliação destas características, contribuir para uma melhor eficácia a nível de performance, ou do peso, ou do volume, ou do conforto, ou económico, ou de aplicação, procurando envolver sempre médicos e profissionais de saúde, técnicos industriais e pacientes.

## 3 METODOLOGIA

No decorrer deste trabalho, foram sendo adotadas várias metodologias que nos pareceram ser as que melhor se adaptavam a todo o processo de investigação, design e desenvolvimento do artefacto.

Inicialmente foi realizada uma investigação e análise de informação através de artigos, livros e dissertações que permitiram alcançar fundamentos teóricos que sustentam o desenvolvimento do tema de pesquisa.

Esta investigação centrou-se na recolha de informação acerca da anatomia humana que nos permitiu compreender a ocorrência de diversas patologias, a diferença entre elas, o modo como estas ocorrem e sobretudo o método de recuperação utilizado.

Para além de fontes literárias (digitais e físicas) foi iniciado um contacto com médicos e profissionais da área ortopédica, para de algum modo nos ajudassem a resolver as situações que foram surgindo, nomeadamente o Dr. Viriato Veloso do Hospital Lusíadas, o Dr. Miguel Trigueiros do Hospital de Santa Maria e a Dr.<sup>a</sup> Maria Castro do Hospital de São João e as suas respetivas equipas.

Depois de realizada a investigação e de identificado o estado da arte, confrontamos as equipas médicas com estes resultados, onde foi demonstrado o descontentamento face à sua pouca eficácia, aos preços exagerados e difícil acesso a estas ortóteses.

Para além do contacto com médicos, foram pesquisadas lojas de material ortopédico e efetuado um diálogo com os lojistas de modo a conhecer e avaliar os produtos existentes no mercado português e quais aqueles com maior alcance do público. Esta análise foi baseada nas conversas com donos e funcionários e no número de vendas realizados pelas lojas.

Desenvolvidos os primeiros estudos de material, forma e processo de fabrico, e na posse dos primeiros protótipos, foram confrontados novamente os médicos envolvidos. Com a

demonstração dos protótipos concluímos que o material utilizado não entusiasmava nenhuma das partes partindo para o uso de outro material, a cortiça.

Com a definição de um novo material, realizamos nova revisão de literatura quer na área académica quer na área comercial e dos profissionais de saúde, através da investigação de artigos, dissertações conversas com médicos, técnicos de saúde e vendedores de material médico.

Foi estabelecida nova apresentação com os protótipos em cortiça, onde os artefactos foram avaliados em termos de material, aspeto visual, qualidade superficial e praticidade de utilização.

Do mesmo modo, através do diálogo foram expostos os protótipos aos fisioterapeutas da Clínica Dr. Mário Beça, do Hospital Lusíadas, enfermeiros do Hospital de Santa Maria e técnicos auxiliares do departamento de carpintaria na conceção de objetos ortopédicos do Hospital de Santa Maria.

Foi estabelecido contacto com o meio industrial e estivemos nas instalações de empresas, destas a Amorim Cork Composites, 3D Cork, Auracork JPS Cork Group, Hb Química, Indulutex Chemicals, Remoldes – Resinas, Cortiças Pinto & Costa Lda, Granorte.

Para a conceção de protótipos inicialmente foi contactado o IDEGU e o INEGI para a construção de moldes. De seguida, o apoio ocorreu nas oficinas da FBAUP, na oficina de metais e madeira e na oficina de gesso e barro. Assim, para a produção dos protótipos, foram realizados workshops com os técnicos responsáveis de cada área de modo a obter formação necessária para a utilização do espaço e livre utilização de máquinas e ferramentas.

# 02

## CAPÍTULO

### 4 ANATOMIA HUMANA

É necessário perceber a anatomia humana para compreendermos as patologias que podem ocorrer, assim como o tipo e gravidade de cada uma, de modo a ajustar o seu tratamento.

O desenvolvimento humano é um processo contínuo(...). A maior parte das alterações ocorre durante os períodos embrionário e fetal; todavia alterações importantes ocorrem durante períodos posteriores ao desenvolvimento: o período neonatal (primeiras quatro semanas), lactação (primeiro ano de vida), infância (dois anos até à puberdade); e adolescência (onze aos dezanove anos). O desenvolvimento não pára ao nascer; outras alterações, além do crescimento, ocorrem após o parto (Moore, Persaud, and Torchia 2016).

Sendo este desenvolvimento contínuo ao longo da vida, existem alterações específicas, que podem ser observadas em cada etapa. Durante o início da infância, ocorre uma ossificação ativa (formação dos ossos), mas à medida que a criança fica mais velha, a taxa de crescimento corporal desacelera (Moore, Persaud, and Torchia 2016).

De acordo com o dicionário da língua portuguesa, osteologia é a parte da anatomia que se dedica ao estudo dos ossos. É de conhecimento geral que o nosso esqueleto tem como função a proteção dos órgãos vitais, assim, como função estrutural, que em conjunto com as ligações de ligamentos, cartilagem, tendões e músculos, permitem a locomoção do ser humano (Anatomia 2001).

“At birth a human’s skeleton is made up of 270 bones. During development from baby to adult many of the bone fuse, so by the age of about 20 the total number of bones has reduced to 206.” (Cavendish 2010). Como o autor explica a evolução estrutural dos ossos ocorre ao longo do desenvolvimento humano. Nascemos com cerca de 270 ossos, no entanto, na idade adulta apresentamos apenas 206. Larry Miller (2007) completa ainda que em recém-nascido, o ser humano apresenta maior número de ossos, cartilagem e membranas que, devido à sua flexibilidade, permitem uma saída mais fácil do canal uterino.

Algumas dessas membranas permitem que vários ossos se fundam, enquanto que, algumas cartilagens sofrem o processo de ossificação. Isto acontece quando os capilares fornecem sangue às células formadoras de osso, denominadas de osteoblastos, que posteriormente produzem osso compacto, cobrindo a cartilagem e eventualmente substituindo-a.

A quantidade relativa de substâncias sólidas, assim como, a quantidade e tamanho dos espaços que os ossos contêm, faz com que possam ser classificados em ossos compactos ou esponjosos/reticular. Em torno da massa central do osso esponjoso, à superfície, existe uma camada fina de osso compacto, à exceção daqueles que são compostos por uma cavidade medular. O osso compacto do corpo (diáfise) que envolve a cavidade medular é a substância cortical.

O tecido ósseo compacto apresenta poucos espaços na sua estruturas e confere proteção, suporte e resistência às forças produzidas pelo peso e movimento. É possível encontrá-lo com maior frequência na zona da diáfise; já o tecido ósseo esponjoso é uma das características dos ossos curtos, chatos e irregulares, encontrando-se com maior frequência na zona da epífise (Anatomia 2001).

Respetivamente aos ossos longos projetados para conterem rigidez e intercalarem músculos e ligamentos, a quantidade de osso compacto é máxima no seu interior, de modo a evitar que este curve. Apesar do osso possuir alguma elasticidade e elevada rigidez, estas características apenas são garantidas com o normal funcionamento de um osso, que varia com a idade e situações clínicas do indivíduo (Anatomia 2001).

O osso é formado por vários tecidos, o tecido ósseo, cartilaginoso, conjuntivo denso, epitelial, adiposo, nervoso e vários tecidos formadores de sangue.

Para a sua classificação é necessário ter em atenção as suas dimensões, assim como, o seu formato (Cesar).

O osso longo apresenta maior comprimento do que largura (Anatomia 2001). É composto por duas extremidades (epífises) e um corpo (diáfise). Entre as epífises e a diáfise encontra-se a metáfise. Nas crianças, encontramos na epífise a cartilagem epifisária. É essa cartilagem que permite o crescimento ósseo no eixo longitudinal (Cesar).

Podemos observar esta estrutura na Figura. 2.1. São exemplos de ossos longos o rádio e o cúbito. É considerado osso curto quando o comprimento é

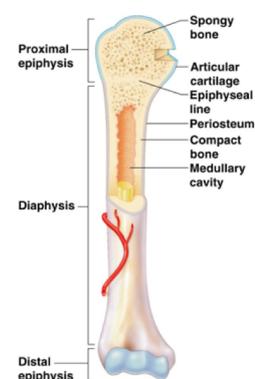


Figura. 2.1—Estrutura de osso longo.

idêntico à largura. São exemplo de ossos curtos os ossos do carpo.

Existem ainda os ossos planos/laminados/chatos, os ossos irregulares, ossos alongados, ossos pneumáticos, ossos sesamoides e ossos suturais (Institute 2009, Anatomia 2001, Physiology 2014).

Os ossos do membro superior podem ser divididos em quatro grupos destes (Anatomia 2001):

Cintura escapular: clavícula e escápula

Braço: úmero

Antebraço: rádio e cúbito

Mão: carpo, metacarpo e falanges



Figura. 2.2—Esquemática da estrutura óssea do membro superior.

Destes, apenas irei detalhar os que estão envolvidos no tema do projeto (Figura. 2.2), ou seja, o rádio, cúbito e o carpo.

O rádio e o cúbito situam-se ambos na zona lateral do antebraço, sendo o rádio mais curto que o cúbito.



Figura. 2.3—Distribuição dos ossos do carpo).

O rádio articula-se proximalmente com o úmero e com o cúbito e distalmente com os ossos do carpo e com o cúbito (Anatomia 2001). É o osso responsável pelo movimento de rotação do antebraço, criando um raio em relação ao cúbito, daí o nome de rádio (Trigueiros 2018). O cúbito é o osso maior do antebraço e articula-se proximalmente com o úmero e com o rádio, e distalmente apenas com o rádio (Anatomia 2001).

São oito os ossos que constituem o carpo. Estes encontram-se divididos em duas fileiras, proximal e distal. Na Figura. 2.3 encontra-se representado a vermelho a zona proximal e a verde a zona distal.



Figura. 2.4—Distribuição dos ossos da zona proximal.

A fileira proximal é composta por quatro ossos. Na Figura. 2.4 podemos ver na cor vermelha o osso escafoide, a verde o osso semilunar, a azul o osso

piramidal e a cor-de-rosa o osso pisiforme (Anatomia 2001).

A fileira distal é formada pelos restantes quatro ossos, o osso trapézio representado a vermelho na Figura. 2.5, osso trapezoide a verde, osso capitato a azul e osso hamato a cor-de-rosa (Anatomia 2001).

A membrana interóssea (Figura. 2.6) do antebraço é uma folha fibrosa que abrange o intervalo entre o raio e o cúbito, dividindo o antebraço em zona anterior e posterior. É nesta membrana que dá origem os músculos do antebraço, sendo o local responsável pelas transmissões de forças do rádio para o cúbito.

O ligamento anular envolve cerca de 80% da cabeça do radial e é ele que retém a relação anatómica na junta proximal radio-cúbito (Braunstein 2006).

Os ossos do antebraço articulam-se com o úmero nas articulações humeroulnar e radiocapitelar (Figura. 2.7). É nessas articulações que ocorre flexão e extensão do cotovelo.

As articulações entre o raio e o cúbito permitem a pronação e a supinação, compreendendo as articulações radiolares proximal e distal.

A articulação radiocarpática permite a flexão e extensão do punho, assim como, o desvio radial e ulnar (Braunstein 2006).

A supinação e a pronação são movimentos que ocorrem apenas quando o antebraço se encontra semifletido.

Pronação acontece quando a mão está voltada para baixo (Figura. 2.8), enquanto que a supinação ocorre



Figura. 2.5—Distribuição dos ossos da zona distal.

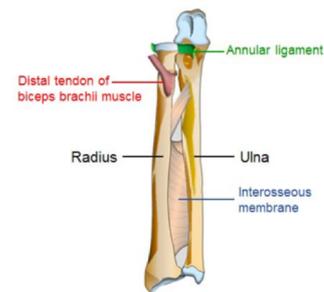


Figura. 2.6—Esquemas anatómico do antebraço.

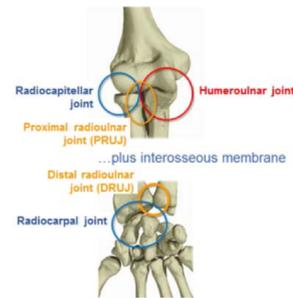


Figura. 2.7—Esquema de articulações no punho.

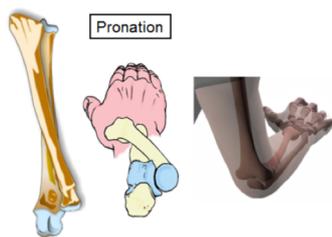


Figura. 2.8— Demonstração do movimento de pronação.

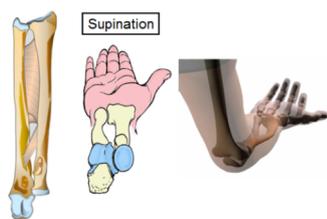


Figura. 2.9— Demonstração do movimento de supinação.

quando colocamos a palma da mão voltada para cima (Figura. 2.9).

Devido ao facto do antebraço juntamente com as articulações locais funcionarem como apenas uma articulação, aplica-se o mesmo tipo de tratamento para todas as fraturas. Isto é, a redução anatómica, a fixação estável e o pós-tratamento funcional precoce (Braunstein 2006).

## 4.1 Patologias

De acordo com o dicionário da língua portuguesa, podemos definir patologia, por um lado, como parte da medicina que estuda doenças, e por outro, o conjunto dos sintomas de uma doença (estado de saúde considerado anormal).

Assim sendo, é considerada patologia toda a alteração ao normal funcionamento do corpo.

### 4.1.1 Fraturas

É considerada fratura todo o rompimento de um ou mais ossos. Colton (1998), refere que podemos defini-la como perda, total ou parcial, da continuidade de um osso, em dois ou mais fragmentos após um traumatismo. Podemos classificá-las em fratura simples, quando o rompimento do osso não leva à rotura de tecidos (fechada), ou em fratura exposta, que como o próprio nome diz, a fratura leva ao rompimento de tecidos (aberta) que ficam suscetíveis ao meio ambiente, com possibilidade de sangramento, aumentando assim, o risco de infeções.

Os sintomas de uma fratura dependem da sua classificação, simples ou exposta. Por norma, para além da dor sentida no local, é detetada uma elevada sensibilidade ou falta de sensação nas extremidades

do membro; deformidade, através de uma posição anormal ou angulação de um local onde não existe articulação; edemas, sendo que uma fratura é quase sempre acompanhada de uma alteração do tecido provocado pelo líquido e por hemorragias que levam a um inchaço de toda a zona envolvente, assim como, a alteração de cor; crepitação, o som ouvido quando a vítima se move, produzido pelo atrito entre as extremidades fraturadas; incapacidade funcional, perda total ou parcial de movimento; hematomas, hemorragias, formigueiro, dormência e por vezes, espasmos musculares, dependendo do osso e da zona fraturada.

O osso apresenta na sua composição estrutural, uma mistura organizada de colagénio e hidroxiapatita cristalina. Num osso normal, o mineral proporciona rigidez e força, enquanto que o colagénio permite que este apresente ductilidade e capacidade em absorver energia antes da fratura (Currey 2003).

Quando a pressão efetuada excede a capacidade máxima tolerada, ultrapassando a absorção máxima de energia, ocorrem fraturas do material sólido do osso.

Numa perspetiva mecânica, as fraturas representam uma falha na estrutura do osso. A força aplicada depende da atividade e vai variar de acordo com a taxa e com a direção da carga. Durante qualquer atividade, é aplicada uma complexa distribuição de forças em todo o esqueleto o que pode conduzir a determinadas deformações. Assim, as propriedades estruturais são influenciadas pelo tamanho e forma do osso, bem como pelas propriedades do tecido ósseo.

Em contraste ao comportamento estrutural, o comportamento do material do tecido ósseo é independente da geometria da amostra. Concluímos que as propriedades do material refletem as características biomecânicas intrínsecas do osso cortical e trabecular (Bouxsein 2005).

A cicatrização de fratura envolve um conjunto complexo e sequencial de eventos até à restauração do osso lesado. O tipo de cura que ocorrerá depende do método de estabilização aplicado. Esta estabilização dependendo das características da fratura e pode ser feito com recurso a quatro técnicas. O tratamento por gesso, fixação externa, fixação intramedular e por placa de compressão.



Figura. 2.10—Estágios da cicatrização de uma fratura.

Até à reposição de osso, a cicatrização de fraturas passa por 3 estágios (Figura. 2.10), destes:

1º Inflamação: formação de hematoma que fornece células capazes de segregar fatores de crescimento na zona da fratura formando um tecido.

2º Reparação: O primeiro tecido forma-se em cerca de duas semanas. De seguida este tecido macio transforma-se em tecido duro. Com a formação da cartilagem há uma maior estabilidade.

3º Remodelação: começa a meio do estágio de reparação e continua até ao amadurecimento do osso recém-formado (Aiyer 2014).

As fraturas são mais frequentes nas crianças, por um lado porque são estas que se encontram à descoberta do desconhecido, e por outro, o facto de estarem em desenvolvimento não possuindo assim uma estrutura óssea completamente formada.

As fraturas mais frequentes nas crianças são as do terço distal do antebraço as quais correspondem entre 30% a 40% de todas as lesões que acontecem no esqueleto imaturo, onde 45% destas ocorrem no rádio. Outro local onde acontecem inúmeras fraturas é nos ossos que compõem a mão (Cooper et al. 2004, C.Santili et al. 1999, Nicolini et al. 2010, Geusens and Dinant 2007, Guggenbuhl 2009).

Os membros superiores não requerem ossos tão grandes e espessos, pois não são eles que nos suportam, contudo, é através deles que muitas das vezes nos protegemos contra quedas. Como resultado do trauma de elevada energia, ocorrem situações de compressão axial, dobrar, rotação e trauma direto (Braunstein 2006).

“In growing children and young adults, the annual incidence of fractures increase temporarily, more in

boys than in girls.(...) with the peak incidence at the age of 14 years among boys and 11 years among girls”(Cooper et al. 2004).

Como citado em cima, as fraturas e traumatismos em geral, acontecem com maior frequência em crianças e jovens do sexo masculino, sendo o pico de incidências aos 14 anos nos rapazes e 11 anos nas raparigas. Entre os 25 e os 40 anos de idade, a percentagem de fraturas é baixa, sendo praticamente a mesma entre sexos (Geusens and Dinant 2007), voltando esta a subir em ambos os sexos após os 40 anos e aumentando posteriormente na mulher, durante a menopausa, devido à queda dos níveis de estrogénio (Guggenbuhl 2009).

Podemos considerar dois tipos de tratamento de fraturas, o não-operatório e o operatório.

### **Tratamento não-operatório**

Indicado para fraturas sem deslocamento e/ou deslocamento associado, assim como, para pacientes em condições gerais precárias com altos riscos cirúrgicos associados.

É aconselhado o uso do imobilizador num mínimo de 4 semanas. Em fraturas ocorridas na zona média ou distal, o imobilizador é colocado na posição neutra de rotação. É conveniente realizar raio-x semanais, de modo a controlar a posição da fratura.

Quanto aos riscos associados, existe 30% de probabilidade de não haver união entre as secções do osso, assim como, um atraso nesta ligação, um limite de movimento, nomeadamente de pronação e supinação, e após remoção do imobilizador uma contração da membrana interóssea (Braunstein 2006).

### **Tratamento operatório**

É indicado para fraturas com deslocação do rádio e do cúbito, com rotação e/ou angulação inferior a 10 graus, fraturas combinadas com deslocamentos radiolares (fratura de monteggia e fratura de galeazzi) e fraturas abertas.

O recurso à operação tem como objetivos a redução anatómica, o restauro do comprimento do cúbito e do rádio, assim como, a restauração do alinhamento axial e rotacional, a estabilização das juntas e os reparos de lesões de tecidos moles. Quando é efetuado uma fixação estável, o movimento pós-operatório é praticamente imediato.

Existem várias abordagens a serem efetuadas numa operação, para escolher a correta a equipa médica tem que estar ciente de todos os dados do paciente, saber o osso que vai

corrigir primeiro (no caso de serem fraturadas mais do que um osso em simultâneo), qual a técnica a utilizar (estabilidade relativa ou absoluta) e os implantes mais apropriados.

Por norma a fratura mais simples é a primeira a ser corrigida. Caso ambas as fraturas apresentem o mesmo grau de importância, a que ocorre no cúbito é a primeira a ser abordada (Braunstein 2006).

### **Tratamento pós-operatório**

É recomendável a imobilização temporária com uma tala bem acolchoada e volumosa entre 10 a 14 dias de modo a ocorrer cicatrização adequados dos tecidos mole. Durante este período, pode ser iniciada a elevação, o movimento suave dos dedos, ativo e passivo, juntamente com a flexão/extensão do cotovelo e o movimento do ombro.

O tratamento funcional começa o mais rápido possível (6 a 8 semanas pós-operatório), existindo um risco elevado de rigidez, em caso de inícios tardios. É aconselhável, realizar raio-x na primeira, sexta e décima segunda semana após operação, de modo a controlar a recuperação do paciente.

A remoção de implantes colocados cirurgicamente raramente é indicada, pois existe um alto risco de lesão neuro vascular e refração (Braunstein 2006).

### **4.1.2. Entorse**

Pode ser definida como uma separação momentânea das superfícies ósseas, ao nível das articulações. Diz respeito à torção ou distensão brusca de uma articulação, com lesão dos ligamentos (estrutura que sustenta as articulações) pois é ultrapassado o seu grau normal de amplitude.

Os ligamentos são responsáveis por manter os ossos e as articulações nas suas posições ideais, protegendo a articulação contra movimentos anormais. Estes ligamentos são estruturas elásticas que esticam até um dado limite, regressando posteriormente à sua posição normal. Se for forçado para além da sua capacidade, ocorre uma entorse.

A quantidade de força aplicada no traumatismo permite classificar as entorses em diversos graus. Grau 1 é o mais ligeiro. Ocorre apenas um estiramento ligeiro do ligamento. No grau 2 verifica-se rotura parcial do ligamento e no grau 3 a rotura é total.

Como nas fraturas simples, a entorse manifesta-se através de dor intensa, acompanhada de edema (inchaço) e hematoma.

Nem sempre é necessário recorrer à imobilização do membro, esta é apenas requerida em entorses de grau 2 e 3. Na entorse de grau 2 para além dos exercícios de força e flexibilidade, repouso e aplicação de gelo, é muitas vezes solicitado pelo médico o uso de imobilizadores. Nas entorses de grau 3, por vezes é necessário realizar cirurgia, contudo uma imobilização adequada pode ser suficiente.

O processo de cicatrização dura entre quatro semanas a seis meses, onde a introdução precoce de movimentos é importante para a prevenção de rigidez.

### 4.1.3. Luxação

Diz respeito ao desencaixe de um osso, onde há deslocação das extremidades ósseas que formam uma articulação que permanecem desalinhadas e sem contacto entre si. Este desencaixe pode ocorrer em caso de pressão intensa ou violenta contração muscular.

Os sintomas mais comuns são a dor intensa, aparecimento de edema (inchaço) e a deformidade que impossibilitam o movimento do membro lesado.

Para tratar uma luxação é necessário colocar as extremidades ósseas no sítio através de uma manobra suave e firme. Quando as extremidades ósseas se encontrarem na posição normal de funcionamento, recorre-se a imobilizadores que garantam uma recuperação de qualidade.

Nos casos mais graves, em que não é possível colocar as extremidades ósseas na sua posição correta, recorre-se á cirurgia. Contudo em ambas as situações são utilizados imobilizadores entre quatro a oito semanas.

## 4.2. Considerações

As crianças são o grupo etário que sofre mais fraturas. A maior incidência é aos catorze anos nos rapazes e aos onze anos nas raparigas.

O cúbito, o rádio e os ossos do carpo são os ossos mais fraturados, fraturas essas provocadas muitas das vezes por quedas onde intuitivamente usamos os membros superiores para proteger a zona da cabeça.

É necessário imobilizar as fraturas mesmo quando são realizadas cirurgias, contudo, a introdução de movimentos precoces de extensão e flexão promovem a recuperação do membro, evitando a rigidez muscular e de articulações.

No caso das fraturas, o membro é imobilizado entre quatro a oito semanas.

As entorses são lesões que nem sempre necessitam de imobilização, contudo, em graus avançados (2 e 3) a imobilização do membro pode ir de quatro semanas a seis meses.

A luxação é uma patologia menos frequente nas crianças uma vez que estas apresentam placas de crescimento mais frágeis, tendendo assim para que ocorra uma fratura antes de existir luxação. Contudo são patologias que caso ocorram, requerem o uso de imobilizadores durante um período de quatro a oito semanas.

Podemos considerar que o uso de imobilizadores é necessário para uma boa recuperação de diversas patologias, só assim a ocorrência de deformidades é diminuída.

## 5 EVOLUÇÃO DA IMOBILIZAÇÃO

Para entender a história das patologias associadas à área de ortopedia, é necessário voltar aos primórdios da humanidade. A prática da medicina é tão antiga quanto o próprio homem, como resposta às necessidades humanas.

Ao longo do tempo, os métodos de diagnóstico, assim como, o tratamento de moléstias humanas, passaram de conhecimentos empíricos a conhecimentos da área científica. Estes, no decorrer dos séculos, sofreram transformações, pertencendo hoje ao núcleo básico de medicina (Wolfovitch, Schiper, and Wolfovitch 2007), sendo a ortopedia e a traumatologia como as conhecemos hoje, fruto de uma evolução que partiu da necessidade de socorro imediato (Castiglioni 1947, Peltier 1993). Foi com o passar do tempo que vieram os aperfeiçoamentos dos instrumentos técnicos e os avanços no conhecimento dos estudos mecânicos do corpo humano (Entralgo 1978).

A imobilização de membros fraturados, articulações artríticas ou torcidas, de modo a prevenir dor e deformidade e ao mesmo tempo permitir a mobilização, tem sido um constante problema em ortopedia (Sharma and Prabu 2013).

Ao longo da história, a imobilização de extremidades tornadas disfuncionais, é uma informação que por vezes não está documentada, tornando-se uma dificuldade, mesmo para profissionais, uma vez que o conhecimento e o entender dos conceitos históricos da imobilização é uma fonte de conhecimento para todos aqueles que a procuram.

O desconforto físico provoca uma procura na resposta instintiva de modo a imobilizar a zona dolorosa. O uso de dispositivos extrínsecos para o processo de imobilização é uma resposta intuitiva do ser vivo.

Na antiguidade, as talas foram usadas principalmente para o tratamento de fraturas. Talas de folhas, juncos, bambu e casca acolchoadas com linho foram referenciadas no Egito. Como prova, foram encontrados restos mumificados usando talas para fraturas, antes ou depois da morte. Relatos da Civilização Egípcia, graças ao papiro encontrado em Tebas e conservado na Academia de medicina de Nova York, demonstram que os traumas eram desafios constantes para os cirurgiões da época (Entralgo 1978).

Hipócrates, em 460 a.C. -377 a.C. recorreu a talas, compressas e bandas para imobilizar fraturas (Figura. 2.11). Essas talas eram caules longos de plantas divididos verticalmente ao meio, embrulhados em lã ou linho que eram colocados nas laterais do membro fraturados. Na civilização Helênica, encontra-se a figura prodigiosa de Hipócrates, considerado o pai da medicina, o qual tratava traumatismos recorrendo a talas de imobilização e extensões contínuas (Entralgo 1978). Também Hipócrates inventou uma tala para reduzir fraturas da tíbia, esta consistia em punhos de couro separados por várias ripas de madeira maiores que a zona afetada, assim conseguia forçar o osso a voltar à posição e ao alinhamento original, tratando a fratura (Fess 2005).



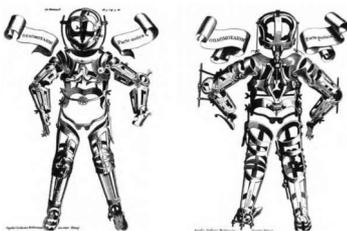
*Figura. 2.11 — Ilustração de imobilização com talas e tecido.*

Em 1000 d.C., nos tempos medievais, a imobilização continuou a ser com recurso a caules de ramos de palma e canas, contudo era usada uma substância semelhante ao gesso, feita a partir de farinha e clara de ovo, assim como uma mistura de vegetais feita a partir de folhas, argila, figo e papoula (Fess 2005).

Os Astecas, em 1400 d.C. usavam talas e folhas que eram mantidas no local com o auxílio de tiras de couro ou pastas compostas por resina (Fess 2005). Na era dos Astecas, eram reduzidas e estabilizadas as fraturas recorrendo ao vinho e anestésicos para o alívio da dor. Já os Incas utilizavam a fisioterapia com fornos e estufas para reduzir a rigidez e as dores articulares (Wolfovitch, Schiper, and Wolfovitch 2007).



*Figura. 2.12—Ilustração de armadura em metal para imobilização do braço.*



*Figura. 2.13—Ilustração de armadura para imobilização de todo o corpo.*

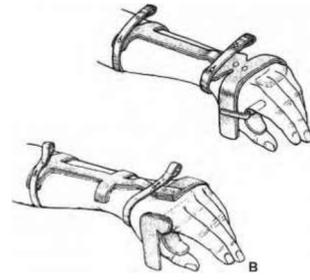
Em 1517, com a introdução da pólvora em combate, os fabricantes de armaduras europeus sentiram-se obrigados a alterar as suas habilidades na produção de armaduras. Foi nesta época que, devido ao seu conhecimento na metalúrgica, assim como, na anatomia externa do corpo humano e aspeto técnico sobre o alinhamento das articulações, que começaram a ser utilizadas talas de metal com fivelas em seu redor fixas com parafusos (Figura. 2.12) denominados de “aparelhos para braços tortos” (Healthcare 2018)

Hieronymus Fabricius foi um cirurgião que em 1592 desenvolveu o primeiro manual da imobilização. Uma compilação ilustrada de armaduras (Figura. 2.13) para tratar contraturas de todas as partes do corpo (Healthcare 2018)

De acordo com Arturo Castiglioni (1947) e Leonard Peltier (1993) existiram pouco avanços na área da ortopedia até ao séc.XVIII, contudo, desde então, houve progressos repentinos com a introdução da anestesia, da técnica cirúrgica anti-séptica-asséptica,

a descoberta de raios-x e antibióticos e em metalurgia e bioengenharia (Peltier 1993).

Entre 1750 e 1850, na França e em Inglaterra, cirurgiões e fabricante/mecânicos trabalharam em conjunto no desenvolvimento e construção de aparelhos e talas personalizadas. Foi um fabricante de eletrodoméstico francês, altamente respeitado, que produziu um imobilizador de finas tiras de metal (Figura. 2.14).



*Figura. 2.14—Ortótese de fabricante reconhecido na época.*

Embora o gesso tenha sido introduzido em 970 na Pérsia, este apenas foi aceite e introduzido na Europa em 1800, sendo na América utilizado anos mais tarde, pois era visto como inimigo dos cirurgiões, uma vez que demorava tempo para secar e era necessário um tecido adequado que o sustentasse.

Em 1883, cirurgiões e fabricantes tornara-se competitivos, encontrando-se em lados opostos no desenvolvimento de imobilizadores, isto porque os cirurgiões viam nos fabricantes pessoas úteis, mas apenas se fossem mantidas no seu devido lugar. Foi assim que os dois ofícios se separaram e começou a existir uma produção independente por parte dos fabricantes (Healthcare 2018). Esta separação pode ser vista como positiva, uma vez que assim começaram a existir dois pontos de vista diferentes, onde a competitividade pelo melhor imobilizador levava ao desenvolvimento de peças, que até à época não havia sido extremo.

Gustav Ernst, fabricante de eletrodomésticos, em 1888, publicou o Livro64. Um livro onde eram descritas e ilustradas talas imobilizadoras para o tratamento de problemas no membro superior. Na mesma época, Hugh Owen Thomas, cirurgião britânico, desenvolveu uma tala femoral mais barata e uma tala de quadril

ambulatória, que permitia melhor tratamento e repouso (Fess 2005). Foi nesta altura que começaram a existir inúmeros tipos e formatos de talas, de todos os tamanhos e com preços mais baixos, nos quais era possível tratar diversas deformidades.

Em 1899, Alessando Codivilla, cirurgião ortopédico na Itália, revelou a importância de primeiramente serem eliminadas as contraturas e só posteriormente ser feito um reequilíbrio do osso, músculos e tendões, ressaltando a importante parceria entre os procedimentos cirúrgicos e a imobilização (Healthcare 2018).

Na década de 1880, nos Estados Unidos da América, os métodos cirúrgicos estavam a expandir-se, onde os cirurgiões era mais que “fixadores de ossos”. Foi assim dada mais importância à reabilitação após tratamento, abrindo caminho para uma maior preocupação, autonomia e independência da ortopedia sobre a cirurgia geral (Fess 2005).

Foi em 1900 que o gesso ganhou grande aceitação e a sua aplicação foi estendida, tornando-se um meio na imobilização de fraturas.

Os avanços na medicina, na tecnologia e a criação de centros de formação, foram fatores determinantes para a evolução da teoria e da prática sobre imobilizadores.

Com o surto de poliomielite na década de 1900 que durou mais de meio século dando-se a pior epidemia desta doença em 1952 nos Estados Unidos, houve avanços nos imobilizadores, isto por se tratar de uma doença que causa paralisia dos membros, assim, era necessário esticar os membros e mante-los no sítio de modo a evitar estas deformidades (Cuf 2014).

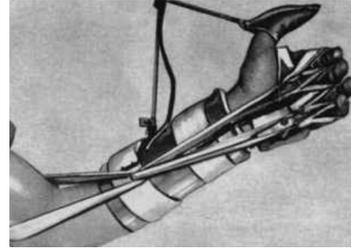
A necessidade de obter maior capacidade funcional das extremidades superiores paralisadas, levou a avanços no desenvolvimento de ortótese. Estas talas eram agora combinadas com suspensórios suspensos, auxiliares de apoio ou de caminhada para o posicionamento do ombro, cotovelo e antebraço, permitindo assim, o movimento funcional das extremidades. O objetivo era tornar o paciente o mais independente possível (Fess 2005).

Em 1939 foi observado que o gesso apesar de cicatrizar a lesão causava edema e inchaço nas sua extremidades, o que poderia levar à ocorrência de infeções (Fess 2005).

Entre 1943 e 1944 o Letterman General Hospital, São Francisco, Califórnia, era um grande hospital onde desembarcavam soldados vindos da guerra. Foi aqui que foi observado que os atrasos da cicatrização e infeções resultavam de uma má imobilização. O membro era

imobilizado, mas numa posição incorreta, não funcional, levando a inúmeros casos de deficiência (Fess 2005).

O uso do gesso era agora suplementado com acessórios que consistiam em fios embutidos e outros aparelhos metálicos (Figura. 2.15).



*Figura. 2.15—Ortótese combinada com elásticos.*

O tipo corretivo de imobilização consistia numa tração lenta e estável na direção correta, com a preocupação de evitar tensões desnecessárias nas articulações que não estavam diretamente envolvidas (Healthcare 2018).

Foi Bunnell que estabeleceu assim um novo padrão no uso de talas, em conjunto com outros cirurgiões elaborou relatórios, boletins, conselhos e ensinamentos que mudaram para sempre o tratamento de lesões no membro superior, sendo ainda hoje aplicados os seus princípios.

Allen e Mason, em 1947, com a sua experiência na Segunda Guerra Mundial, descreveram uma “tala universal”, esta contemplaria cerca de 90% de todas as lesões da mão. A produção desta tala era simples, partia de uma folha de alumínio que era martelada sob calor seguindo a configuração do corpo. Foi projetada uma forma em cúpula para suportar o arco da mão permitindo assim descanso do polegar uma vez que se encontraria em posição “natural”, em forma de agarra.

Como referido anteriormente, a pólvora despertou para a mudança nos fabricantes de armaduras, uma notória melhoria em relação aos materiais à base de fibras anteriormente utilizados, assim como o gesso alterou a forma de tratamento durante a Primeira e Segunda Guerra Mundial e a Guerra da Coreia.

Desde 1900 até os dias de hoje existiram vários materiais utilizados para a imobilização. A revolução

dos materiais poliméricos deu-se no final dos anos 1800 e início dos anos 1900 com o desenvolvimento do celulóide e baquelite.

Em 1941, Marble descreveu um novo material polimérico, o Thermex. Este pode ser aquecido, formado e reaquecido (Healthcare 2018). Começou assim a época onde os materiais “plásticos” começaram a ser utilizados aproveitando as suas características, uma vez que podiam ser aquecidos, moldados e novamente reaquecidos. Contudo, este aquecimento, requeria temperaturas muito elevadas o que impossibilitava a moldagem direta no membro afetado.



*Figura. 2.16—Imobilizador termoplástico by Bunnell em 1945.*

Barsky, em 1945 desenvolveu uma tala de “plástico” transparente com o intuito de imobilizar o polegar (Figura. 2.16). Esta tala era incomum para a época, pois a maioria era construída em metal ou gesso durante a Segunda Guerra Mundial.

O Celastic foi um compósito polimérico utilizado como imobilizador na década de 1950, a sua utilização durou cerca de 15 anos e permitia um reaquecimento, o que se demonstrava como uma mais valia para correções e ajustes posteriores que fossem necessários (Healthcare 2018). Este material podia ser reforçado com metal e a sua moldação podia ser feita em moldes ou diretamente no membro do paciente uma vez protegido com varias camadas de tecido.

Em 1954, as espumas poliméricas com diferentes níveis de rigidez foram defendidas como materiais de imobilização. Uma folha de polietileno e outra de poliuretano eram aquecidas em conjunto num forno a 120°C, temperatura à qual o polietileno amolece e funde com o poliuretano. A placa era colocada no paciente e moldada a sua geometria, sendo o lado do

poliuretano encostado na pele, pelo seu ponto de fusão mais alto o que acabaria por atuar como uma barreira protetora (Healthcare 2018).

Com o recurso a materiais poliméricos, os imobilizadores eram mais leves, duráveis e impermeáveis, resistindo à humidade e sujidade. Contudo, não possuíam capacidade de adquirir os contornos fisiológicos como o gesso.

Anos mais tarde surgiu o Durafoam, uma espuma polimérica endurecível que quando adicionado o seu catalisador se transformava numa espuma com características plásticas, maleável por cerca de quinze minutos. Era formada uma folha deste material e posteriormente enrolada num rolo, adquirindo uma forma circular. Depois era cortada e quando ainda se encontrada quente era colocada no membro lesionado, alcançando o contorno desejado após total arrefecimento (Healthcare 2018).

Em meados da década de 1950 até 1960 foi utilizada a fibra de vidro. Contudo, este material não teve grande aceitação. A fibra de vidro era leve, durável e não tóxica, mas a sua utilização requeria encontrar um cidadão com a fisionomia e medidas semelhantes às do lesionado para que fosse possível produzir um modelo em gesso, no cidadão dito normal, em forma de meia concha onde eram incorporados os dedos, o polegar, o punho e o antebraço na posição correta. Posteriormente este molde, após cura, era retirado do cidadão normal e mergulhado em parafina. Esta camada de parafina depois de seca proporcionava uma separação entre a fibra e o gesso. De seguida era colocada fibra no molde de gesso e adicionada resina de poliéster, em estado líquido (Healthcare 2018). No final, era obtido um imobilizador em fibra de vidro. Este era utilizado em grande escala nos anos 60 e 70 nos Estados Unidos por indivíduos queimados, uma vez que era um tratamento aberto, reduzindo assim a possibilidade de infeções.

Durante a mesma época do Celastic, espumas poliméricas e fibra de vidro, foram utilizados outros polímeros de altas temperaturas, onde, apesar das dificuldades por parte dos terapeutas em manuseá-los, estes foram bem vistos devido á sua relativa fácil maleabilidade em comparação com os materiais metálicos (Fess 2005). Mais tarde, por parte dos terapeutas, estes termoplásticos de altas temperaturas continuaram a ser utilizados, mas de forma diferente, uma vez que começaram a ser moldados diretamente no paciente após ser protegido o membro com várias camadas de meia e/ou algodão. Este espaço deixado pela meia era posteriormente ajustado enquanto o polímero ainda se encontrasse morno.

Ao longo do tempo a estabilização do membro foi feita com recurso a folhas e paus, estacas/tala com fio, corda e tecido, gesso e mais recentemente ortótese poliméricas. Estas constantes alterações deveram-se aos diversos estudos feitos a nível das fraturas, das vantagens e desvantagens de cada imobilizador o que, em conjunto com os avanços tecnológicos, proporcionaram maior conforto ao paciente, levando a uma recuperação sem deformações mais otimizada.

Apesar dos avanços ao longo dos tempos, o gesso é um material ainda bastante usado nos dias de hoje.

Embora este material tenha um custo relativamente baixo e possa ser manuseado com bastante facilidade, o seu uso apresenta desvantagens. Em primeiro lugar, o material apresenta baixa resistência ao impacto, o que faz com que seja necessário recorrer a uma grande espessura de modo a contrariar esta propriedade. Isto gera maior desconforto devido ao volume e ao peso que acarreta. Para além disso, o gesso tem baixa resistência à humidade, sendo que a absorção de água leva a um amolecimento do material, o que não é desejável. Outra desvantagem é o facto de ser difícil manter uma boa higiene da área, o que leva à irritação da superfície da pele, proporcionando maior desconforto ao usuário. No que diz respeito à sua remoção, são vários os relatos de pacientes que sofreram cortes superficiais, pois o controlo do uso da serra depende da perícia do técnico e do controlo de movimentos por parte do paciente.

Uma das últimas desvantagens é sentida pelos especialistas de saúde e não tanto pelo paciente. Devido à opacidade que o material apresenta, sempre que é necessário observar a zona ou realizar um raio-x, o gesso é removido e colocado posteriormente (Fox and Wambach 1972).

Antes da aplicação da imobilização com gesso é necessário confirmar que a patologia se encontra numa posição válida. O gesso é maioritariamente utilizado quando se trata de fraturas com tratamento não cirúrgico do terço distal, colocado na zona posterior ao cotovelo.

Para a colocação do gesso o assistente deve segurar o polegar e os restantes dedos do paciente de modo a deixá-los fora da imobilização (Figura. 2.17).

O gesso inicial deve envolver apenas metade do membro, fixo com ligadura, ou ser composto por duas partes, de modo a permitir o inchaço do membro. Após diminuição do inchaço, o gesso é mudado. É retirado o gesso inicial (Figura. 2.18), e colocado um novo. Nesta fase, por vezes, é realizado um raio-x de modo a confirmar o estado da fratura.

De modo a não contrair contraturas e perda de movimentos, as junções metacarpofalângicas devem ser deixadas livres, assim como, encorajar o paciente à prática de exercícios de flexão e extensão (Figura. 2.19) várias vezes ao dia, de modo a não atrofiar os músculos (Fricker, Jupiter, and Kastelec 2004).

Podemos observa um resumo da evolução histórica dos imobilizadores na Figura. 2.20.

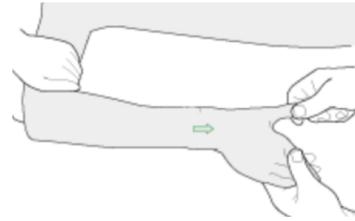


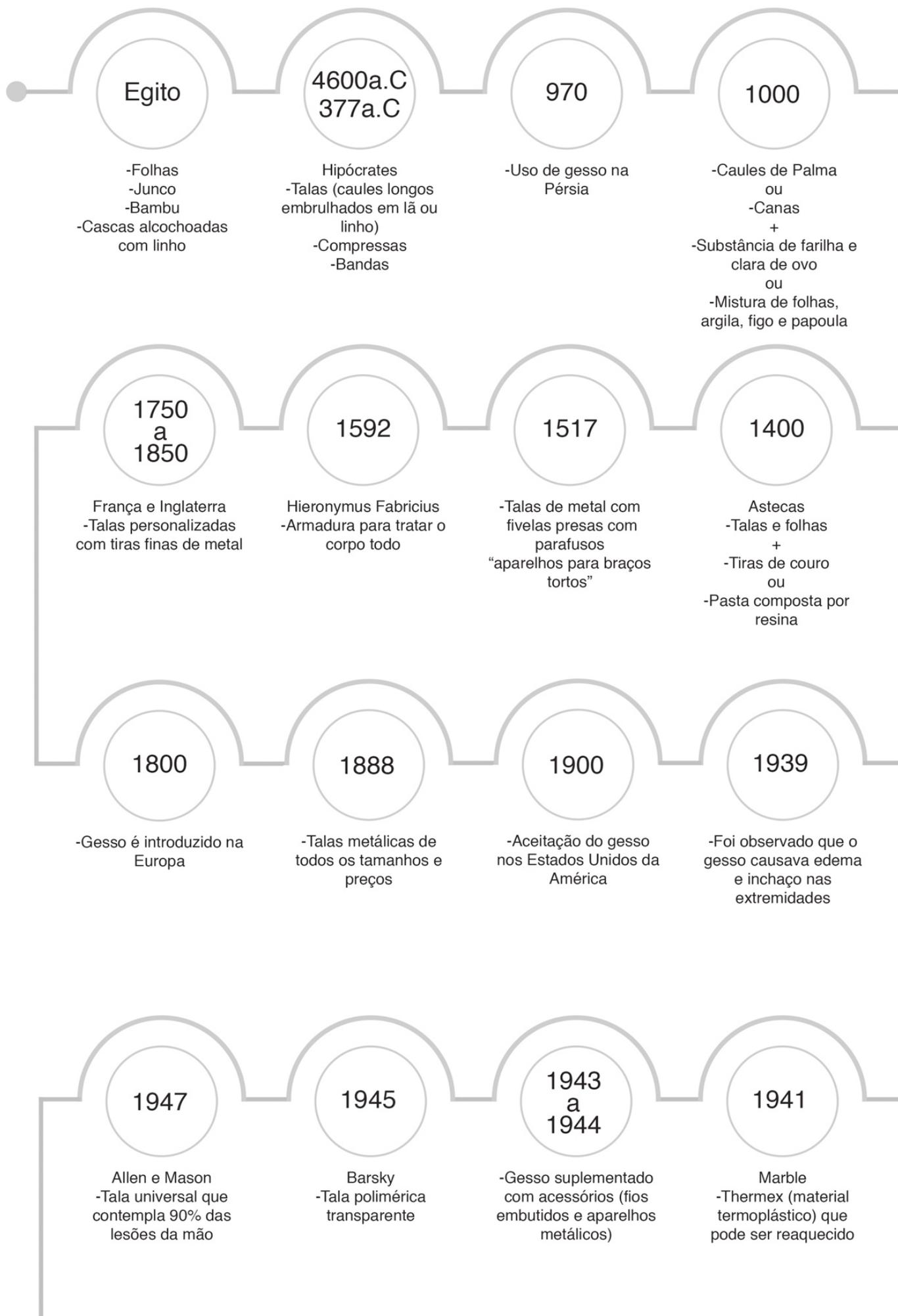
Figura. 2.17— Primeira fase da aplicação do gesso.



Figura. 2.18— Remoção do gesso.



Figura. 2.19— Movimentos da extremidade.



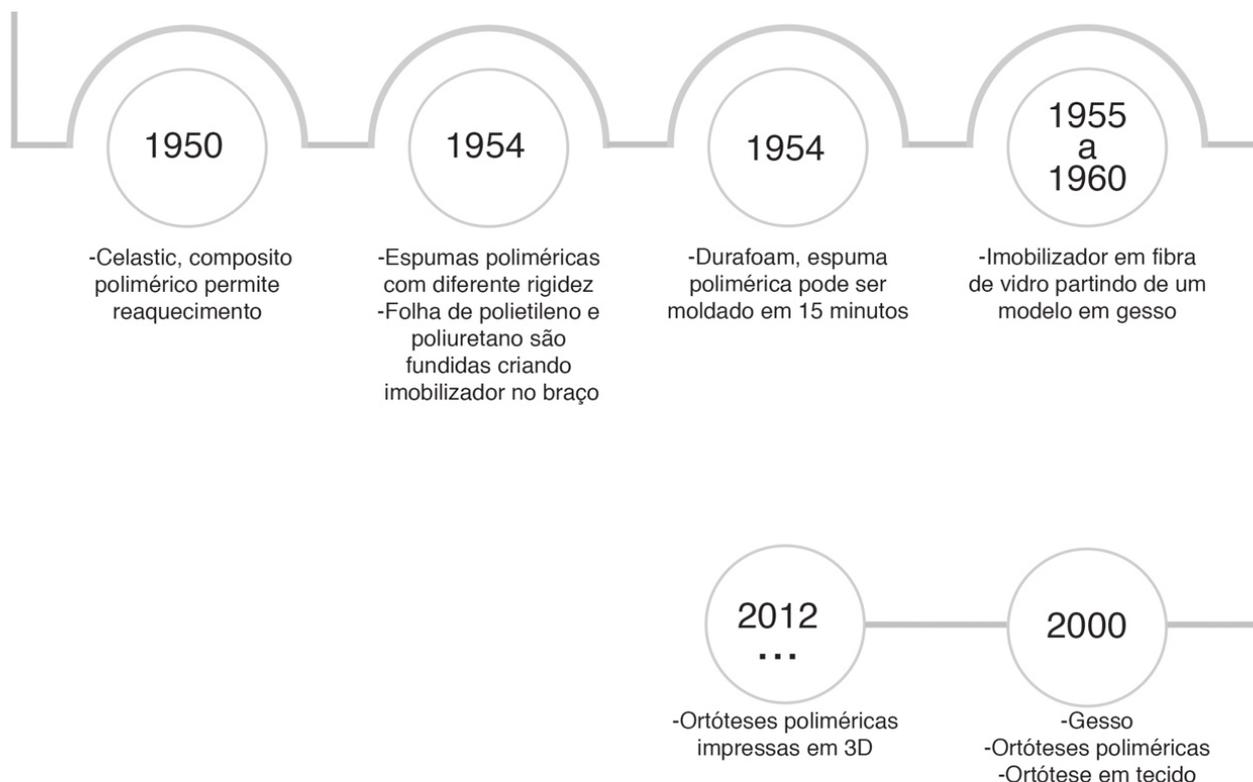


Figura. 2.20— Timeline imobilizadores.

## 6 IMOBILIZADORES

Já foram realizados vários estudos relativamente aos imobilizadores poliméricos produzidos através de processos de prototipagem rápida, contudo, todos eles não passam de pequenos estudos e protótipos que não foram implementados socialmente. Também a informação publicada acerca destes não é, por vezes, alargada, restringindo a profundidade da análise. Contudo, com o intuito de conhecer melhor os diversos produtos do mercado, ainda que não aplicados, foi realizada uma pesquisa acerca de imobilizadores sendo apresentado um pequeno excerto em seguida.

### Cortex Cast | Jake Evill

Modelo produzido por processo de FDM. Este processo consiste na adição de material termoplástico em camadas, extrudidas por uma microfieira. O material termoplástico é alimentado por uma bobine e extrudido em forma de fio. Assim, é depositado o material em camadas sucessivas, que dão origem à forma (Alves et al. 2001).

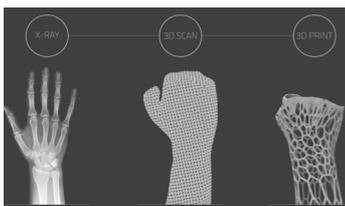


Figura. 2.21 — Procedimento do imobilizador Cortex Cast.



Figura. 2.22 — Cortex Cast by Jake Evill.

Cortex Cast é um imobilizador personalizado, uma vez que é produzido a partir do braço do paciente. Inicialmente é realizado um raio-x de modo a analisar a lesão, a zona e o tipo de fratura. Posteriormente é varrida a superfície do braço através de um scanner. Com esta informação é possível obter as medidas exatas do braço do paciente e desenvolver um imobilizador ajustado às suas necessidades. Por último, o ficheiro gerado pelo scanner é extraído para um programa de modelação, onde é trabalhada a forma garantindo sempre o suporte para as áreas vulnerável, sendo eliminado o material desnecessário (Figura. 2.21).

Este modelo foi inspirado no tecido interno do osso, na sua estrutura em rede, que da origem à forma da superfície (Figura. 2.22).

#### Custom-Made Plastic Cast | MediPrint

Assim como o imobilizador anterior, também este é produzido pelo processo de FDM, a empresa não descreve as características do processo nem do material apenas garantem que o produto previne infeções e úlceras da pele.

Apesar da escassa informação, podemos levantar questões quanto à sua produção. Contrariamente ao modelo anterior, este, não pressupõe partir de uma informação vinda de um scanner. Podemos observar, pela Figura. 2.23 que o modelo não está perfeitamente ajustado ao membro.



Figura. 2.23 — Custom-Made Plastic Cast by MediPrint.

A sua produção é realizada em pelo menos duas partes, realizada esta divisão ao longo das laterais do modelo. Não é perceptível o seu modo de fecho, contudo, podemos observar que este é, provavelmente, realizados nas laterias com determinado encaixe relevante no aspeto estético do modelo.

O facto de apresentar uma superfície com orifícios, pode ter sido importante para a redução de material, logo, a redução direta de preço, o facto de assim apresentar um peso menor e a condição de deixar a superfície da pele em contacto com o ar, prevenindo a humidade e a ocorrência de feridas.

### **3D Printed Wrist Brace | MobiLab**

Assim como o imobilizador apresentado inicialmente, também o projeto da MobiLab parte de informação gerada por um scanner. Após limpeza de imagens, esta informação é tratada num software de modelação 3D e posteriormente extraída para uma impressora 3D. A produção por FDM permite um grande detalhe da peça, não existindo desperdícios de material, uma vez que é apenas utilizado o material necessário para a sua construção (Figura. 2.24)



*Figura. 2.24—3D Printed Wrist Brace by MobiLab.*

A empresa não revela a razão pela qual a superfície é aberta, contudo, podemos assumir que é por uma questão de material, pois no caso leva a uma diminuição de preço. Do mesmo modo que não especifica o corte/abertura ao longo do modelo, podemos assumir que este foi realizado para que fosse possível colocar e retirar o braço do imobilizador.

### **Orthopaedic Cast**

Podemos falar em inovação quando nos referimos ao imobilizador seguinte, isto porque é utilizado um composto de matriz polimérica com reforço de fibra de vidro.

Para a sua produção é necessário recorrer a um scanner, trabalhar a informação gerada e utilizar o processo de SLS (Sinterização Seletiva por Laser). Este processo utiliza pós muito finos, neste caso de compósito os quais são ligados entre si por varrimento de um feixe laser (Alves et al. 2001).

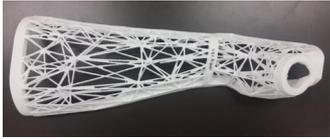


Figura. 2.25—Orthopaedic Cast.

Este modelo é construído em duas metades, contudo não existe informação disponível suficiente para avaliar o seu método de fecho. A sua superfície apresenta orifícios, em formas triangulares, tornando-se uma peça bastante geométrica (Figura. 2.25).

### 3D Printed Wrist Brace

O modelo parte de um tamanho único possível de adaptar a vários tamanhos de membro. Criado por impressão 3D é produzido de forma planificada, sendo posteriormente aquecida e adaptada aos contornos do utente.



Figura. 2.26—3D Printed Wrist Brace.

Como modo de fecho apresenta três tiras de velcro ajustáveis o que o torna fácil e rápido de colocar e retirar (Figura. 2.26). Através deste sistema é possível ter um imobilizador que se ajusta com maior facilidade a diversos indivíduos que pode ser regulado ao longo de toda a recuperação.

A sua superfície aberta permite que a pele “respire” evitando infeções cutâneas. Torna-se também uma mais valia uma vez que o médico ou técnico de saúde pode avaliar visualmente o estado da patologia.

### Post Operative | Scott Summit



Figura. 2.27—Post Operative by Scott Summit.

Imobilizador de pulso, tanto para fraturas como para roturas de ligamento e operações efetuadas na zona (Figura. 2.27)

Desenvolvido por necessidade imediata, este imobilizador encontra-se ajustado ao próprio uma vez que foi desenhado a pensar numa patologia, e usada pelo próprio autor.

Não se encontra especificado o material nem o processo de fabrico, mas podemos falar em processo de FDM no caso de se tratar de um material polimérico,

ou, por exemplo, o processo de SLS que para além de materiais poliméricos podem também ser utilizados compósitos de matriz poliméricas.

Analisada a superfície do modelo, podemos constatar que este apresenta-se completamente diferente das anteriormente referidas. Aqui é utilizado menos material, dando a sensação que apenas são apoiadas zonas extremamente necessárias.

O seu modo de abertura/fecho é efetuado com recurso a tiras de polímero, usualmente denominadas braçadeiras. Estas asseguram o fecho, contudo, se for necessário abrir e voltar a fechar o modelo é necessário cortar estas braçadeira e colocar umas novas.

### **Wrist Fracture | Scott Summit**

Desenvolvido pelo mesmo autor, mencionado anteriormente, este imobilizador é diferente de todos os referidos pela sua forma, material e modo de abertura/fecho.

Produzido em níquel e cobre, Wrist Fracture, diferencia-se pelo seu material de fabrico (Figura. 2.28). Para a sua produção é utilizado o processo de SLS partindo de pós sinterizados por varrimento de um feixe laser.



*Figura. 2.28— Wrist Fracture by Scott Summit.*

Idealizado para a sobrinha do autor, foi personalizado com o seu nome, adquirindo um carácter emocional.

O seu método de abertura/fecho é realizado por um varão inserido no interior de uma geometria onde ambas as partes se completam, travando assim o modelo, mantendo-o fechado.

Também no campo de ortótese mais comuns, produzidas por métodos de fabrico convencionais, existem modelos que requerem avaliação. Neste

sentido foram selecionados alguns modelos diferentes entre si de modo a perceber melhor o mercado e chegar a uma solução favorável.

### **Ortótese Tala | Bigno**

A tala em PVC para punho mãos e dedos (Figura. 2.29), é uma ortótese com posição anatômica, com possibilidade de ser moldada (por ar quente), com forro macio na base para maior conforto e abertura/fecho garantido através de velcro. Tem como função limitar a mobilidade do pulso, mão e dedos, mantendo-os com uma ligeira flexão de 10° e abdução do polegar (Bigno 2010).



*Figura. 29—Tala em PVC, vista inferior e superior.*

As tiras de velcro são fixas na base inferior da peça através de tachas metálicas sendo a zona acolchoada uma peça independente para que seja possível a sua higienização.

Em termos estéticos, este modelo não é apelativo, contudo, é possível ser utilizado por um largo número de indivíduos, pois o seu tamanho é ajustado através das tiras de velcro que podem ser fixas na base de PVC em diferentes zonas conforme pretendido.

### **Ortótese longa | Mercur**

A ortótese longa Mercur (Figura. 2.30) ajuda na recuperação e prevenção de lesões musculares na região do punho. Anatômica e leve, garante liberdade de movimentos ao mesmo tempo que apoia o punho evitando movimentos de flexão e extensão, permitindo a livre movimentação dos dedos. Possui um sistema de fecho em quatro tiras que permite o seu ajuste.



*Figura. 2.30—Ortótese revestida a algodão com fecho em velcro.*

Esta ortótese apresenta uma tala de plástico rígido com bordas arredondadas que se adaptam aos contornos do pulso, que garantem a sua estabilidade, assim como passantes metálicos em zonas estratégicas.

Produzida em tecido resistente e antialérgico com revestimento a algodão, é indicada para o alívio da dor e inflamação, uso no pós-operatório após ser retirado o gesso e lesões de ligamentos.(Mercur 2014)

### **Ortótese longa | Comfort Air Hidrolight**

A tala ortopédica para punho longa da Comfort Air Hidrolight (Figura. 2.31) é confeccionada num material que permite a transpiração/ventilação garantindo maior conforto. Possui duas talas não removíveis, uma na zona superior em alumínio e uma na zona inferior em PVC. Para o fecho é utilizado velcro e uma tira de elástico posicionada em cima da articulação reforçando a imobilização na zona (Ponto 2012)



*Figura. 2.31 — Ortótese com sistema de ventilação e fecho por velcro.*

### **Ortótese longa bilateral | Hidrolight**

A ortótese Bilateral Hidrolight (Figura. 2.32) possui uma tala interna anatómica removível que imobiliza parcialmente o punho. Pode ser usada tanto para o lado direito como esquerdo, sendo ajustada através de velcro com três tiras. É indicada para tratamento de patologias como lesões ligamentos e reabilitação de fraturas de punho e antebraço (Hidrolight 2013).



*Figura. 2.32 — Ortótese bilateral.*

### **Manu Force | Donjoy**

O suporte elástico (Figura. 2.33) seguinte confere estabilidade à articulação do pulso. Apresenta um tecido respirável com suporte em silicone, contribuindo para a redução da pressão sobre proeminência e nervos ósseos.

É composta por uma tala de alumínio, que confere imobilização, a qual pode ser retirada após fase aguda. O nível de compressão pode ser ajustado através do elástico e do velcro situados na zona do pulso (Donjoy 2011).



*Figura. 2.33 — Suporte elástico de estabilização e compressão.*



Figura. 2.34—Imobilizador termoforado com sistema de fecho ajustável.

### Long Thumb Spica II with Boa | Exos

Este imobilizador de pulso (Figura. 2.34) pode ser utilizado no pré-operatório, pós-operatório, pós-traumático e síndrome de túnel de carpo. Este é constituído por um termoplástico com aspeto semelhante a um tecido que é aquecido a vapor, para ficar mais maleável, e posteriormente arrefecido já no braço do paciente.

Apresenta uma forma inovadora de fecho. Na zona central, tem uma circunferência de onde saem fios entrelaçados que seguram a parte superior à inferior, que após colocação no braço são puxados, apertando a zona, garantindo a sua estabilização. De seguida, no dedo polegar é colocada uma cinta que pode ser regulada conforme a anatomia do paciente. Este imobilizador deve ser mantido seco, assim como a pele por baixo dele (Exos 2016).



Figura. 2.35—Exemplo de ortótese feita em AquaFit NS.

### Aquafit NS

Material adequado para uma ampla gama de produtos, tanto ortóteses pequenas como grandes, com a opção de serem utilizadas diferentes espessuras de material (Figura. 2.35). É um material moldado através de calor, fácil de manusear e cortar com propriedades antibacterianas. Quando aquecido, no momento de moldar o material, este é transparente, o que lhe confere vantagens pois é possível visualizar os contornos anatómicos do paciente, realizando uma fácil moldação. Por ser ativado com o calor pode ser posteriormente re-moldado e ajustado.



Figura. 2.36—Recorte retangular do material seguida de aquecimento em água a 65°.



Figura. 2.37—Moldação e acabamento feito manualmente.

O seu revestimento antiaderente permite que seja diretamente moldado sobre ligaduras e revestimentos de algodão em condições de pós-cirurgia (Orfit 2012).

Produtos semelhantes foram referidos na historia, com o uso de termoplástico de elevadas temperaturas o

que os tornava impossíveis que moldar diretamente no braço do paciente. Aquafit NS permite esse ajuste sendo este mantido no local correto através de fitas adesivas.

Nas Figura. 2.36 e Figura. 2.37 é possível observar os paços de uma aplicação deste material.

## 6.1 Considerações

A introdução de novos processos de fabrico, assim como, novos materiais aplicados a artefactos ligados à saúde, apresentam-se vantajosos, levando a uma evolução técnica capaz de alterar por completo o tratamento, a recuperação e o conforto cedido ao paciente e aos profissionais de saúde.

Apesar da elevada aposta, nos últimos anos, acerca de imobilizadores produzidos a partir de impressão 3D, a falta de maturidade nestes projetos é uma lacuna e faz com que não sejam muitas das vezes credíveis para o profissional de saúde nem para o paciente.

Do estado de arte, podemos constatar que o scanner 3D é muita das vezes o método utilizado, isto porque, é através dele que conseguimos obter um varrimento da superfície do membro, desenvolvendo assim um imobilizador ajustado aos seus contornos.

Em termos de processo de fabrico é largamente utilizada a impressão 3D, o que se justifica se pensarmos que os projetos apresentados são de indivíduos autodidatas e sendo este um processo barato e acessível tornando-se acrescida a sua utilização.

Analisados os imobilizadores referidos, observamos que o método de abertura/fecho, conjugada com a necessidade de dividir, maioritária parte das vezes, o modelo em dois, se encontra sempre um desafio. Desde parafusos, braçadeiras e em larga escala o velcro, a solução requer algo simples e prático de fácil manuseamento que possa ser utilizado pelo paciente, mas de igual forma pelo técnico de saúde.

Quanto às ortóteses analisadas, apesar de o material utilizado (tecido) proporcionar conforto ao paciente, para que a imobilização seja efetuada corretamente é necessário recorrer a barras metálicas colocadas estrategicamente no seu interior. Estas, causam desconforto e irritabilidade na pele, sendo o uso de ortóteses maioritariamente utilizados após a retirada do gesso.

O termoplástico moldado a quente apesar de imobilizar o membro não se revela prático, requer tempo e habilidade por parte do técnico, muitas das vezes inexistente.

Em termos estéticos algumas das peças impressas por impressão 3D revelam-se mais sedutoras, uma vez que utilizam apenas um material sem sistemas de abertura/fecho demasiado visíveis, criando uma peça, visualmente mais limpa e simples. Aquelas que recorrem ao velcro assumem, muitas das vezes um carácter barato, confuso, onde é aceitável que o paciente veja o imobilizador de modo negativo.

É necessário criar um elo emocional entre o artefacto e o paciente, uma vez que a utilização deste acarreta sentimentos negativos, o desenvolvimento de um modelo agradável esteticamente e confortável para quem o usa, desperta sentimentos agradáveis, tornando a experiência positiva.

# 03

## CAPÍTULO

### 7 PROJETO

Tendo por base, toda a revisão de literatura e estado de arte anteriormente mencionado, o projeto consiste na elaboração de um imobilizador para o membro superior. Para esse efeito, tem vindo a ser estabelecido um contacto com profissionais de saúde que de certo modo possam validar o projeto, avaliando a veracidade do mesmo.

Foi realizado um estudo sobre o melhor material a ser usado, assim como processo de fabrico mais adequado. Estas foram características que compulsaram alterações constantes no projeto conduzindo a melhorias mantendo os requisitos inerentes ao imobilizador.

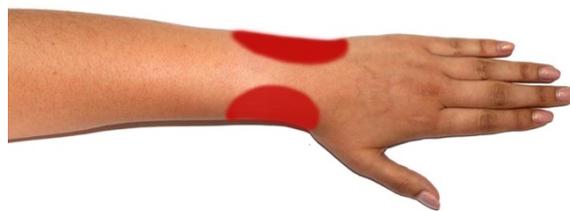
Para o desenvolvimento de uma peça válida que seja bem aceite pelo profissional de saúde como pelo paciente, é necessário pensar em todas as características requeridas por ambos os grupos, assim como, criar inovação em relação aos imobilizadores modernos já

existentes, como por exemplo, estudar as zonas de tensão do membro superior em contacto com o imobilizador.

Tendo como objetivo a implementação e aceitação social, pretendemos realizar protótipos funcionais que permitam analisar pontos positivos e negativos do imobilizador, pontos esses sujeitos a alterações e melhorias.

## 7.1 Requisitos

Em conversa com o Dr. Miguel Trigueiros, médico ortopedista e professor na pós-graduação em Medicina Desportiva na Universidade do Porto, foi-nos dito que existiam zonas de tensão mais propícias a feridas e lesões durante e após o uso de imobilizadores. Estas zonas encontram-se principalmente no pulso, no lado exterior e no lado interior, como podemos observa nas figuras seguintes (Figura. 3.38, Figura. 3.39 e Figura. 3.40).



*Figura. 3.38—Sinalização das zonas de maior tensão.*



*Figura. 3.39—Vista lateral direita, zona de tensão.*



*Figura. 3.40—Vista lateral esquerda, zona de tensão.*

Tendo por base esta informação, a forma foi influenciada, de modo a evitar estas zonas de tensão em contacto com o imobilizador, tornando a peça o mais confortável possível para o usuário.

Outro ponto importante para o desenvolvimento de um imobilizador funcional, é o facto de este necessitar de um ângulo entre quinze a vinte graus entre a zona do antebraço e a mão. Na Figura. 3.41 podemos observar esse ângulo e compreender a sua configuração. Esta é a posição correta de descontração da zona, necessária para a cura da patologia de forma correta sem deformações posteriores.



*Figura. 3.41 – Vista lateral direita, demonstração correta de posição.*

Num relatório de Bunnel foram identificados problemas sobre a má união, rigidez articular e mau posicionamento da lesão, o autor definiu a posição de função do antebraço em 20°, dedos em leve flexão e polegar com articulação parcialmente flexionada. Ressaltou ainda a necessidade de terapia ativa e o uso ativo da mão como um pilar de uma boa reabilitação. Briker em 1945 indicou a necessidade de movimentos ativos o mais cedo possível, de modo a suplementar a terapia. No mesmo ano, meses mais tarde, Hammond referiu que os dedos normais nunca deveriam estar imobilizados e que estes deviam ser movidos por cerca de 10 minutos a cada hora (Healthcare 2018). Toda esta informação foi anteriormente fornecida pelo especialista (Miguel Trigueiros), e mais tarde confirmada por outros autores.

## 7.2 Estudos de Forma e Material

Tendo por base os imobilizadores analisados anteriormente no decorrer do estado de arte, iniciamos o processo de desenvolvimento da forma de modo planificado.

Numa primeira fase foram estudados materiais mais maleáveis que não levassem à acumulação de tensão nas zonas referidas como críticas anteriormente.

Na Figura. 3.42 e Figura. 3.43 podemos observar a primeira ideia a ser explorada, ainda numa fase muito crua e apenas como simulação dos materiais finais desta primeira peça. O modelo parte de uma placa polimérica (exterior), simulada através de cola quente preta, que é colada com outra (placa EVA no interior) que são posteriormente cortadas conferindo a geometria desejada.

Este modelo seria produzido de modo planificado, onde posteriormente era aquecido e moldado ao braço do paciente, adquirindo a sua forma e obtendo a rigidez necessária após

o seu arrefecimento. Para o seu fecho/abertura seria necessário recorrer a um elástico que é colocado em formato zig zag nos orifícios das zonas laterais e fechado no final com uma mola.



*Figura. 3.42—Estudo 1, vista superior.*



*Figura. 3.43—Estudo 1, vista inferior.*

O uso de dois materiais diferentes permite um conforto através de uma superfície suave na zona interior que se encontra em contacto com a pele em contrapartida com a superfície exterior mais resistente e impermeável que garanta a imobilização e uma fácil limpeza.

A peça respirável através dos orifícios ao longo da superfície garantem um maior conforto uma vez que a pele não fica tão facilmente irritada evitando certas lesões causadas pela contínua humidade dos tecidos.

Numa segunda tentativa, desta vez tridimensional, foi usada cola quente, com o intuito de simular o processo FDM (impressão 3D) (Figura. 3.44). Foi envolvido o braço com película aderente (usualmente usada para embrulhar alimentos) e, de seguida, foram sendo feitos vários padrões para testar o seu aspeto visual, flexibilidade e resistência ao longo do braço.



*Figura. 3.44—Segundo modelo, vista frontal, lateral esquerda, traseira e lateral direita, respetivamente.*

Como se pode observar, este protótipo não apresenta as características de um material extrudido por FDM, por essa razão apenas serviu para um estudo visual, pois não apresentava rigidez suficiente para ser testada a imobilização do membro.

Mudando a corrente de pensamento, e com o intuito de alterar o material e o processo de fabrico, numa terceira tentativa foi experimentado o tecido. Para isto foi usado tecido

neoprene (usado nos fatos de surf), sendo este elástico e muito confortável para a pele, uma vez que se ajusta aos contornos do membro (Figura. 3.45). Como método de fecho, assim como pensado inicialmente, seria usado um elástico colocado em formato zig zag e ajustado com uma mola no final (Figura. 3.46 e Figura. 3.47).



*Figura. 3.45— Terceiro modelo em tecido, vista frontal e traseira.*



*Figura. 3.46— Pormenor zona de ajuste com elástico e fecho com mola do terceiro modelo.*



*Figura. 3.47— Pormenor zona de ajuste com elástico do terceiro modelo.*

Neste protótipo foi possível perceber que a zona do elástico, apesar de não causar desconforto, a pele ficava com marcas, o que poderia levar a futuros hematomas. Para evitar essa situação, seria necessário colocar um tecido por baixo da zona do elástico, de modo a que a pele ficasse protegida.

Apesar de o tecido que compõe o protótipo ser bastante elástico, é surpreendente a forma como a zona do pulso fica imobilizada, não sendo possível mexe-lo tão bem como seria de imaginar, contudo, seria necessário empregar algo rígido, que garantisse a completa imobilização.

Tendo por base estas conclusões, retiradas do terceiro protótipo, foi elaborado um quarto que apresentava estas melhorias necessárias ao anterior.

O método de abertura/fecho foi alterado, passando agora a ser efetuado com recurso a velcro. Também foram adicionadas três varetas metálicas, nas laterais do modelo e no centro, com o intuito de tornar a imobilização efetiva. Estas varetas dependendo do estado e tipo de patologia do paciente e no decorrer da sua recuperação, poderia ser colocada ou

não, assim como retirada aquando da higienização da peça. Podemos observar isto na Figura. 3.48.



*Figura. 3.48—Vista de topo do quarto modelo.*

Na Figura. 3.49 podemos observar o modelo 4 em utilização. São claras as alterações necessárias à peça. Primeiro as três casas feitas para as tiras de velcro deformam-se com a força que é necessária para efetuar o ajuste da peça. Os tamanhos das tiras de velcro não são congruentes, sendo estas demasiado grandes ficando soltas nas extremidades, fazendo com que o velcro, a longo prazo, acumule lixo e exista a possibilidade de ficar preso em roupa o que pode causar a abertura acidental do imobilizador.



*Figura. 3.49— Quarto modelo, vista frontal e traseira, respetivamente.*

Após a sua utilização, foi possível constatar que o número e a localização das varetas não era a mais correta (Figura. 3.50). Era constante a vontade de mover as varetas para diferentes zonas que se tornassem mais confortáveis à sua utilização.



*Figura. 3.50—Pormenor de varetas metálicas do quarto modelo.*

De modo a realizar as alterações observadas no modelo quatro, foi elaborado um outro modelo, resultado de melhorias dos anteriores (Figura. 3.51). Desta vez, a zona de abertura e fecho, efetuada com tiras de velcro, apresentava um tecido anterior que protegia a pele de eventuais irritações nesta zona. As varetas que garantiam a imobilização foram substituídas por tiras de alumínio, e alteradas as zonas da sua localização, desta vez, colocadas na zona superior e inferior do braço (Figura. 3.52).

As casas das tiras de velcro foram reforçadas com linha, evitando a sua deformação e o modo de fecho das cavidades das tiras de alumínio foi feito com fecho velcro de modo a existir maior coerência da peça como um todo.



*Figura. 3.51 – Quinto modelo, vista zona exterior e interior, respetivamente.*



*Figura. 3.52 – Demonstração de tira de alumínio do quinto modelo.*

No decorrer do estudo sobre a forma, e sem satisfação acerca da orientação entre material, estética e processo de fabrico, foi estabelecida conversa com o Dr. Miguel Trigueiros onde foi abordada a oportunidade de produzir um imobilizador em cortiça, isto devido à queda no uso de imobilizadores poliméricos e ao interesse por novos materiais naturais.

Partindo da estrutura anatómica do membro superior humano, a forma base caracteriza-se por um acompanhamento natural da sua fisionomia com alterações estratégicas devido às zonas de tensão e à maneira de fecho da peça.

Para o estudo acerca da forma foram feitos moldes em gesso sobre o braço de uma criança enquadrada nos padrões referidos como de maior risco, de modo a obter a

geometria da estrutura do membro superior, e trabalhar sobre ela posteriormente. Na Figura. 3.53 podemos observar o modelo do braço esquerdo, depois de seco e com um corte na lateral esquerda feito com recurso a uma tesoura de modo cauteloso para que fosse possível retirá-lo do braço sem que este ficasse danificado.



*Figura. 3.53—Vistas molde em gesso (frente, lateral esquerda, trás e lateral direita, respetivamente).*

Após obtermos a fisionomia do braço, foram feitos testes de forma, com maior variação na zona de fecho, isto é, o modo como a peça ia ser colocada e estabilizada no braço, foi o maior problema, uma vez que pretendíamos uma forma fácil e prática, mas ao mesmo tempo onde fosse garantida a estabilidade do imobilizador no membro.

Para os protótipos que se seguem, feitos em cortiça, foi usado rolo de cortiça que foi posteriormente triturado numa varinha mágica e quando obtida a granulometria possível foi misturada com cola branca, formando uma pasta. Os moldes de gesso foram cobertos com película aderente e a pasta de cortiça foi colocada em seu redor, criando a forma desejada.

Devido às zonas de tensão assinaladas anteriormente, realizaram-se cortes nas laterais, evitando assim o contacto entre o membro e a superfície da peça. Deste modo, conseguimos evitar lesões e desconforto nessas zonas.

Quando ao sistema de abertura/fecho apresentam-se como cortes laterais, ao decorrer dos orifícios das zonas de tensão. Aqui o objetivo era criar alguma flexibilidade na peça para que fosse possível forçar a sua abertura sempre que se tencionava colocar/retirar o braço, mas, que ao mesmo tempo que deformado o modelo este voltasse à sua forma original para ser possível uma correta postura do membro para a recuperação. O protótipo pode ser observado na Figura. 3.54.



*Figura. 3.54— Vistas primeiro protótipo em cortiça (frente, lateral esquerda, trás e lateral direita, respetivamente).*

Realizado o protótipo foi possível constatar que o método de abertura/fecho não era funcional. A cedência que este permitia não era suficiente para que fosse possível colocar a mão no interior da peça. Com isto, partiu-se para novo protótipo com a abertura feita através de dois cortes, na vertical, um na zona superior e outro na zona inferior, acompanhando o modelo até cerca do seu centro.

Na Figura. 3.55 podemos observar estes cortes, assim como, os orifícios para as zonas de tensão.



*Figura. 3.55— Segundo modelo em cortiça, vista frontal, lateral esquerda, traseira e lateral direita, respetivamente.*

Com este modelo, concluímos que a abertura/fecho precisava mais uma vez de sofrer alterações, dado que não proporcionada a possibilidade de colocar/retirar o braço. Não apresentava flexibilidade suficiente impossibilitando esta ação. Também os orifícios para as zonas de tensão eram demasiado pequenos e precisavam de ser reajustados.

Com isto partiu-se para novos estudos, desta vez partindo de um molde em gesso de um braço adulto, o meu próprio braço. Esta alteração deveu-se apenas ao facto de ser um

processo mais prático e rápido, uma vez que poderia experimentar os protótipos na hora e efetuar alterações na peça.

Procedeu-se assim ao molde em gesso, como podemos observar na Figura. 3.56, desta vez já com as zonas de tensão assinaladas. Numa perspetiva mais estética do que funcional, foi testado um novo método de abertura/fecho, realizado na zona superior do modelo através de um corte vertical ao longo de toda a superfície.



*Figura. 3.56—Segundo molde em gesso, vista frontal, lateral esquerda, traseira, lateral direita, respetivamente.*

Após o molde em gesso, mais uma vez foi feito um modelo em cortiça, como melhoramento ao modelo anterior, na peça que se segue, foram ajustadas as zonas e tamanho dos orifícios das zonas de tensão, assim como, a parte superior junto aos dedos, onde foi necessário alterar o tamanho e ângulo do corte, de modo a proporcionar liberdade para a movimentação dos dedos após a imobilização do membro.

A abertura para o dedo polegar foi alargada, evitando assim alguma tensão que possa surgir nesta zona, uma vez que a capacidade de rotação deste dedo, requer maior espaço e liberdade.

Também o método de abertura/fecho foi alterado, desta vez em diagonal desde a zona do polegar até à zona inferior da peça (Figura. 3.57). Este método proporcionou flexibilidade suficiente para colocar e retirar o braço, assim como rigidez necessária que garanta a imobilização do membro.



Figura. 3.57—Terceiro modelo em cortiça, vista frontal, lateral esquerda, traseira, lateral direita, respetivamente.

## 7.3 Definição do Material

### 7.3.1 Cortiça

Definido o material do imobilizador, foi realizada nova revisão da literatura e estado de arte, de modo a conhecer melhor este material e quais as suas características.

A cortiça é um material que provém dos países mediterrâneos onde, desde cedo, se distinguiu em várias áreas de aplicação, tendo acompanhado a humanidade desde os tempos primordiais.



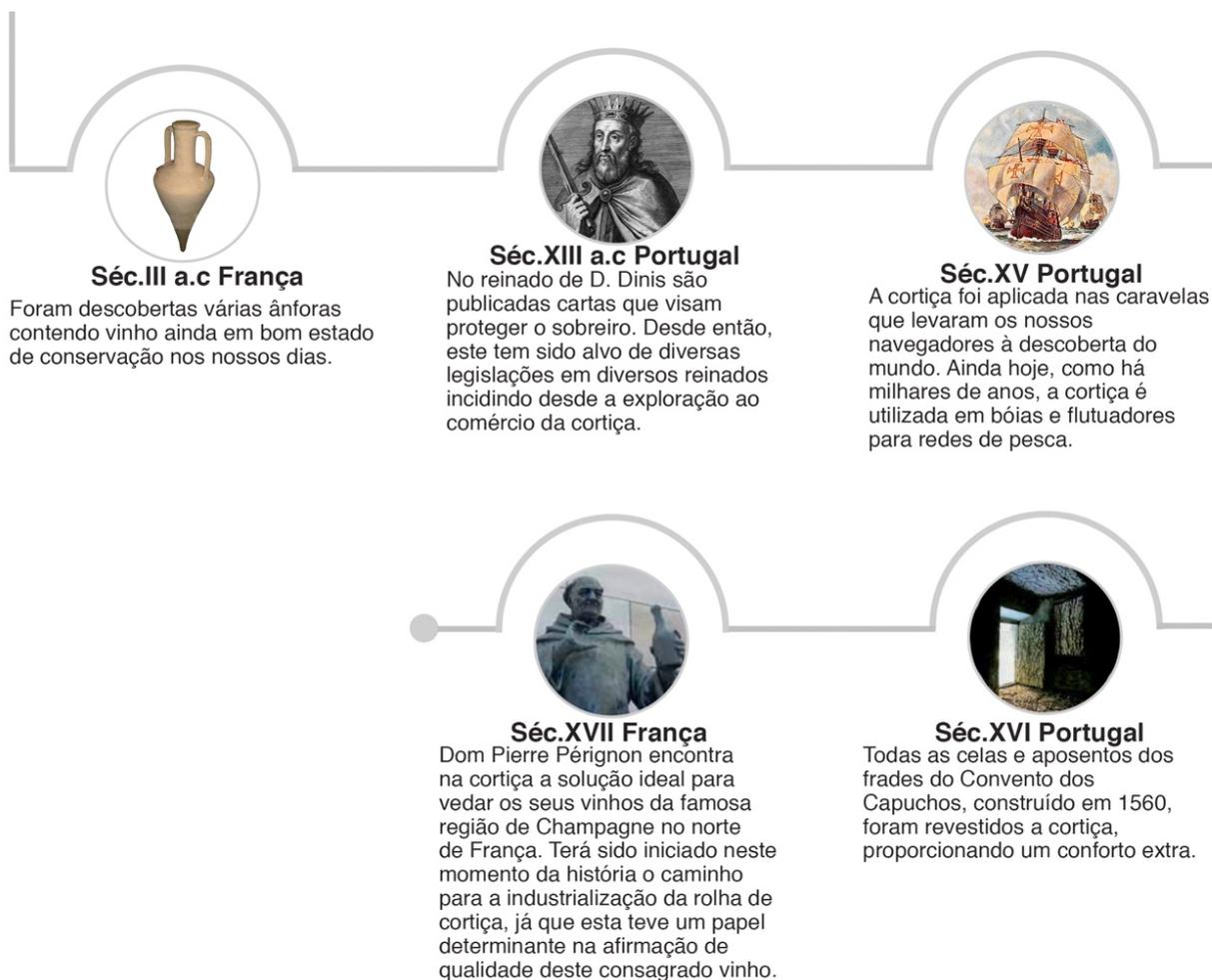


Figura. 3.58—Timeline cortiça.

É devido aos avanços tecnológicos que, atualmente, é possível obter derivados de cortiça, assim como, efetuar melhoramentos das suas características. Podemos falar em globalização deste material, uma vez que se expandiu a sua utilização, devido à gradual preocupação no uso de matérias naturais e sustentáveis, novos produtos, padrões e cores que fazem deste um material de carácter exótico em certos mercados (Gil).

A cortiça é um material de origem natural, presente na casca do sobreiro (*Quercus Suber L.*) tornando-o num tecido vegetal, 100% natural, que pelas suas propriedades físicas, mecânicas e químicas, desde há muitos séculos que desperta interesse para diversos fins. (Amorim 2015, Vieira 2009)

De um modo macroscópico, a cortiça é um material leve, elástico e praticamente impermeável a líquidos e gases, isolante térmico e elétrico e absorvedor acústico e viriático, sendo também inócuo e praticamente imputrescível, apresentando a capacidade de ser comprimido sem expansão lateral. Em termos microscópicos, esta é constituída por

camadas de células cujas membranas possuem um certo grau de impermeabilidade, encontrando-se cheias de um gás semelhante ao ar, em cerca de 90% do volume (Gil 1998).

A cortiça é um tecido constituído por células compactas sem espaços livres de modo regular, cujo conteúdo desapareceu ao longo do crescimento e sofreu uma posterior impermeabilização (processo de suberificação) das membranas celulares. A estrutura do tecido, assim como, a natureza das membranas celulares é responsável pelas características da cortiça. O volume das paredes das células é de 10-15% do volume total o que significa que cerca de 80-90% da composição da cortiça é composta por espaços vazios, conferindo isolamento e resiliência (Gil 1998).

É devido à elevada percentagem gasosa, que a cortiça apresenta elevada leveza. A associação destes espaços vazios são os responsáveis pela compressibilidade e elasticidade, que fazem com que seja possível comprimir a cortiça até metade do seu tamanho, sem perder flexibilidade (Amorim 2016).

Quando a cortiça é extraída do sobreiro, fica exposta a parte exterior do entrecasco, que é empurrada pelas sucessivas camadas de novas células que se formam no interior, dando origem à chamada raspa (principal constituinte da parte exterior da cortiça, a costa (Figura. 3.59).

A raspa seca, contrai, endurece e fenda devido à tensão originária do crescimento de novas camadas no interior. A camada mais interna, a última a formar-se, é designada barriga ou ventre, esta, apresenta menos elasticidade, comparativamente às restantes, e apresenta orifícios dos canais lenticulares, dando

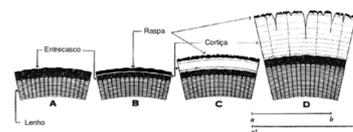


Figura. 3.59—Esquema da formação de cortiça.

origem a uma maior porosidade. De ressaltar que a porosidade é um critério de qualidade da cortiça. (Gil 1998, Oliveira and Oliveira 2000)

Se cortarmos o tronco do sobreiro horizontalmente, conseguimos observar anéis de crescimento, distinguíveis devido à formação de células de diferentes dimensões e espessuras formadas na primavera/verão ou no outono/inverno.

Cada anel anual compreende, por norma, entre 50 a 200 camadas de células de largura, entre 1mm a 6mm, sendo esta variação a principal responsável pelas diferentes espessuras. No outono as células são mais pequenas e mais espessas, apresentando uma tonalidade mais escura (Gil 1998, Gibson and Ashby 1997) (Figura. 3.60).

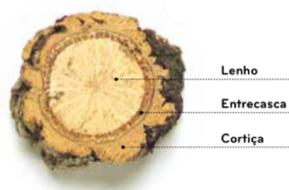


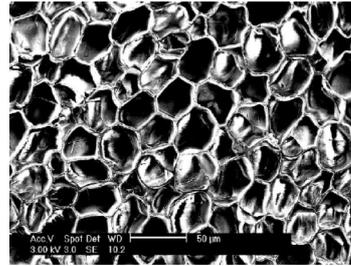
Figura. 3.60— Estrutura do tronco do sobreiro.

Para avaliarmos a qualidade da cortiça, existem alguns aspetos exteriores que se usam como indicadores, como por exemplo, a cor clara da cortiça virgem, assim como, o seu aspeto liso, macieza e pequena espessura, ou ausência da costa; a homogeneidade da massa de cortiça; o tipo de poros, a sua dimensão, quantidade e distribuição.(Gil 1998)

*“O sobreiro é uma planta pequena; o único produto útil que origina é a casca, muito espessa, e que, uma vez removida, volta a crescer.” Plínio, o Velho (d.C. 77)*

O Sobreiro é uma espécie de clima mediterrânico, situando-se em larga escala na Península Ibérica, especialmente nas regiões de influência atlântica (Silva 2007). Encontrou no nosso país as condições ideais para o seu desenvolvimento, ocupando uma área de cerca de 730 mil hectares, o que representa mais de 22% da área florestal nacional, e cerca de 32% da área mundial da espécie. (Cortiça 2010)

Se executarmos um corte tangencial na cortiça, podemos observar que as células exibem uma estrutura semelhante à de um favo-de-mel, onde cada célula apresenta, por norma, cinco a sete lados (Figura. 3.61). Devido à compressão a qua as células estão sujeitas durante o crescimento da espessura, as suas paredes laterias encontram-se, com frequência, enrugadas. (Natividade, 1938; Pereira *et al.*, 1987).



*Figura. 3.61 —Estrutura celular em favo-de-mel da cortiça.*

A cortiça é extraída do tronco e dos ramos do sobreiro, dando origem a peças semi-tubulares. Esta extração é tradicionalmente feita através de cortes ao longo da casca da árvore com recurso a machados, contudo existem já processos mecânicos.

O processo de extração, denominado descortiçamento, está sujeito a regras e normas que garantem a sobrevivência da árvore e a sua exploração consciente. É no início da primavera e do outono que ocorre o descortiçamento, no caso das condições ambientais o permitirem, uma vez que é a fase mais ativa do crescimento da cortiça, sendo em Portugal, a periodicidade mínima de nove anos. (S.P.Silva *et al.* 2005) Este período encontra-se discriminado no Decreto-Lei 11/97 de 14 de janeiro e é designado por “idade legal da cortiça”. Por norma, um sobreiro pode ser descortiçado de quinze a dezoito vezes ao longo da sua vida.

O descortiçamento pode ser dividido em 6 etapas, destas:(Amorim 2016)

1. Abrir: onde a cortiça é golpeada verticalmente na sua ranhura mais vincada com recurso a machados, separando a prancha do entrecasco.
2. Separar: com um movimento de torção do machado é separada a prancha através da introdução do gume do machado entre a

barriga da prancha e o entrecasco.

3. Traçar: é delimitado o tamanho da prancha de cortiça a ser retirada, através de um corte horizontal ou traçagem.
4. Extrair: a prancha é retirada da árvore com cuidado de modo a evitar a quebra. Quanto maior a prancha, maior o seu valor comercial.
5. Descalçar: são dadas pancadas nos calços do sobreiro de modo a afugentar eventuais parasitas que possam surgir nos fragmentos de cortiça que são deixados junto á base do tronco da árvore.
6. Por último, cada sobreiro é marcado com a numeração do último algarismo do ano, de modo a ser perceptível qual foi o ano em que ocorreu a extração da cortiça.

A exploração do sobreiro inicia-se, quando a árvore tem cerca de 25 anos de idade e atinge cerca de 1,3 metros de altura e 0,7 metros.(Amorim 2016) Esta não pode ser totalmente descortificada uma vez que essa ação a colocaria numa posição de risco, com a possível morte.(Gil) Esta espécie é capaz de atingir os 20 metros em 200 anos de vida, tendo o maior sobreiro do mundo origem portuguesa com registo no Guinness Book. Este terá cerca de 102 toneladas e, a cada 9 anos, produz cortiça suficiente para 10 mil rolhas. (Amorim 2016)

O primeiro descortçamento, como referido anteriormente, ocorre aos 25 anos. Denomina-se de desbóia e é quando se produz a cortiça chamada virgem, cuja estrutura é irregular e de extrema dureza, não apresentando ainda a qualidade ideal para a produção de rolhas, sendo aproveitada para outros fins, como por exemplo pavimentos e isolamentos. São os sucessivos descortçamentos que dão origem a uma cortiça com superfície exterior mais uniforme, designada cortiça de reprodução ou amadia (Gil , Amorim 2016, Gil 1998, Oliveira and Oliveira 2000).

A cortiça secundeira (segundo descortçamento), aos 34 anos é a primeira cortiça de reprodução e apesar de já mais regular e menos dura, ainda apresenta irregularidade, sendo por essa razão, assim como a cortiça gerada no primeiro descortçamento, triturada e posteriormente transformada em aglomerado. Nos aglomerados compostos, os granulados são obtidos da trituração de cortiça virgem, bocados, refugo e desperdícios de operações de processamento (aparas, rolhas defeituosas, restos de aglomerado, entre outros). No fabrico do aglomerado expandido de cortiça, é utilizado um triturado mais grosseiro (Fernández 1970), obtido essencialmente por trituração de falca e de outros tipos menores de cortiça.(Gil)

Aos 43 anos, no terceiro descortiçamento, é obtida cortiça de reprodução com as propriedades ideais para produções de qualidade. É a partir deste momento que o sobreiro oferecerá cortiça de qualidade, durante cerca de século e meio, de nove em nove anos (Amorim 2016).

Após o descortiçamento, é necessário deixar as pranchas de cortiça repousar o ar livre, de modo a obter maturação e estabilização. Para as rolhas, o código internacional de praticas rolheiras (CIPR) estipulou o empilhamento das pranchas longe de materiais que a possam contaminar num período nunca inferior a seis meses (Amorim 2016).

A floresta do sobreiro no mediterrâneo atinge 2,1 milhões de hectares de montado. Em Portugal atinge 736 mil hectares, fazendo com que sejamos responsáveis por cerca de 54% da produção de cortiça, produzindo em média 185 mil toneladas de cortiça. Esta matéria prima detém grande importância económica nacional, uma vez que, somos responsáveis pela produção de 70% de cortiça em todo o mundo. (Amorim 2016, Cortiça 2016)

### Granulados

Os granulados são obtidos pela ação de diversos moinhos escolhidos em função do material e do tipo de granulado pretendido (EGF 1982). Para obter o grau de humidade desejado é necessário efetuar uma secagem através da circulação forçada de ar quente, por norma, em secadores rotativos (Gil). A esquematização do seu processo encontra-se descrito na Figura. 3.62.

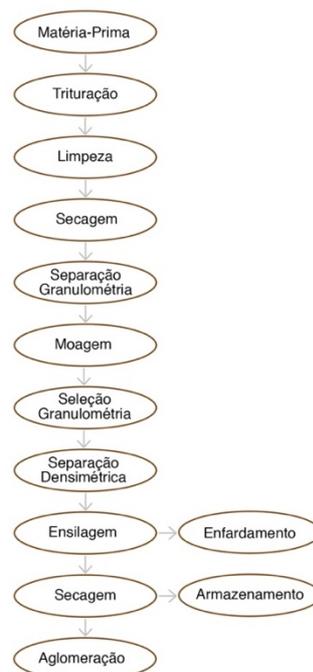


Figura. 3.62—Esquematização formação de granulados.

De acordo com a norma NP-114 são considerados granulados os fragmentos de cortiça de granulometria superior a 0,25 mm e inferior a 22,4 mm. As partículas inferiores a 0,25 mm são consideradas pó de cortiça.

### **Aglomerados compostos**

De acordo com a função e aplicação do produto que é pretendido, e partindo dos grânulos, são produzidos aglomerados compostos de cortiça, que resultam do processo de aglutinação dos grânulos (de acordo com a granulometria e massa volúmica pretendida) por ação da pressão, temperatura e um agente aglutinante. Os aglomerados podem ainda ser pigmentados durante a fase de aglomeração ou pintados superficialmente (Gil 1998).

Os aglomerados representam grande importância devido às suas possíveis alterações ao nível de padrões, cor, combinação com outros materiais e alteração das suas propriedades, que fazem deste uma tendência aos olhos de arquitetos, engenheiros civis, designers e decoradores, que vêm neste material novas oportunidades e métodos de aplicação.

### **Ecologia**

Em termos ecológicos, a cortiça é um material natural, possível de ser reciclado. Para esse fim é necessário proceder à sua trituração.

Esta trituração pode ser feita em cortiça limpa, isto é, em produtos que apenas sejam compostos por cortiça, ou em produtos contaminados com outros produtos (tintas, vernizes, colas, resinas, películas, entre outros). Para isso procede-se à sua trituração obtendo-se assim um regranulado, que tal como os regranulados limpos se destina a novas aplicações, por norma em isolamentos térmicos ou utilizado como inerte no fabrico de betões e argamassas leves (Gil 1998). Nos casos onde o processo de obtenção de produtos em cortiça não tem contaminações de películas, colas, argamassas, entre outros, os produtos triturados podem ser utilizados e incorporados em produtos técnicos (Gil).

Devido a todas as normas e padrões exigidos na produção de rolhas, os regranulados não podem ser utilizados para o fabrico de rolhas.

Na transformação de produtos corticeiros é produzido um resíduo, pó de cortiça. Este é queimado para a produção de vapor e/ou energia necessários à fábrica, ou cedidos à rede elétrica (Amorim 2016). Assim, para além do reaproveitamento dos produtos em cortiça, também os resíduos gerados são aproveitados.

O sobreiro é uma árvore que promove a fixação de CO<sub>2</sub>, uma vez que a sua exploração periódica incrementa a produção de cortiça entre 250-400%, produtos esses de longa duração (Gil 2009, Gil).

### 7.3.2 Exemplos de aplicações

*A cortiça é um material que certamente merece atenção no design. O seu interesse reside na combinação entre as suas características tradicionais e as suas propriedades técnicas inovadoras.*  
(Jasper Morrison)

Nos últimos anos, arquitetos, designers, decoradores e diversos profissionais, voltaram a mostrar interesse pelos materiais naturais, nos quais a cortiça assume um papel relevante devido à sua multiplicidade com diferentes texturas, tons e cores, padrões que permitem a criação de diferentes ambientes para as mais diversas utilizações, associadas ao conforto inerente a este material.

#### Alejandro Aravena

Arquiteto chileno de destaque internacional devido ao desenvolvimento de ideias e projetos no âmbito social no contexto do atelier Elemental.

Cork Clogs (Figura. 3.63) é um conceito inspirado nas socas holandesas, onde a escolha do material se deve às características intrínsecas do mesmo. Esta é explorada uma vez que é mais leve e forte, assim como, o facto de apresentar ótica resistência à humidade.

#### James Irvine

Designer de produto britânico, faleceu em 2013 e como um dos seus últimos trabalhos, desenhou Stow, (Figura. 3.64) um módulo de parede para colocar livros ou revistas que em conjunto funciona como uma estante



Figura. 3.63—Cork Clogs by Alejandro Aravena.



Figura. 3.64—Stow by James Irvine.



Figura. 65—Cork Kit by Amanda Levet.



Figura. 3.66—Cork Shoes/ Cork Bowl by Jasper Morrison.



Figura. 3.67—Bancos em cortiça by Álvaro Siza.

com propriedades acústicas, explorando a capacidade acústica da cortiça.

### Amanda Levet

Arquiteta britânica que fez parte do estúdio *Future System* e hoje em dia trabalha no atelier AL\_A, idealizou Cork Kit. Este consiste em dois objetos modulares (Figura. 3.65) que em conjunto podem responder a diversas funções, tirando sempre partido das propriedades acústicas da cortiça. Estes módulos podem ser utilizados individualmente como bancos e mesas de apoio ou conjugados como escadas ou elementos de parede.

### Jasper Morrison

Designer de produto britânico desenvolveu alguns projetos em cortiça, de ressaltar os sapatos Cork Shoes, produto contemporâneo que responde às exigências ao nível de conforto e estética natural; e a Cork Bowl, uma grande taça produzida a partir de um bloco de cortiça de resíduos de rolhas (Figura. 3.66).

### Álvaro Siza

Um dos mais importantes arquitetos portugueses desenhou dois bancos (Figura. 3.67) de diferentes dimensões que se encastram, onde a cortiça oferece uma experiência de extremo conforto e capacidade de amortecimento ao impacto.

*As vantagens de trabalhar com a cortiça como matéria-prima neste projeto são notórias se atendermos à temperatura, à leveza e à flexibilidade que o banco irá ter, o que se reflete em conforto a vários níveis.*

(Álvaro Siza)

### Eduardo Souto Moura

Arquiteto português fascinado com a sensação agradável que a cortiça proporciona, desenvolveu um conjunto de puxadores para portas e um corrimão (Figura. 3.68) se ressaltam as características sensoriais, o tato, da cortiça.



Figura. 68—Puxadores e Corrimão by Eduardo Souto Moura.

### Noato Fukasawa

Designer de produto japonês, criador da marca  $\pm 0$ , tem trabalhado com a empresa Seiko e Muji, produziu dois bancos de diferentes alturas, onde destaca a suavidade e o conforto da cortiça (Figura. 3.69).



Figura. 3.69—Bancos by Naoto Fukasawa.(Composites 2011)

### Prancha de Surf McNamara

A corticeira amorim, líder mundial no ramo da cortiça, em conjunto com a empresa Mercedes Benz, desenvolveram uma prancha de surf, em cortiça, para o surfista havaiano Garrett McNamara (Figura. 3.70). Neste projeto, foram aproveitadas características do material, como a excelente absorção ao impacto, propriedades de amortecimento que proporcionam maior conforto ao surfista, isto sem condicionar o interior da peça, uma vez que este não apodrece com a água.



Figura. 3.70—SurfBoard by Mercedes Benz & Amorim.

## 7.4 Considerações

Com a investigação realizada concluímos que as características apresentadas pelo material de cortiça proporcionam um leque de oportunidades criativas e inovadoras que necessitam de uma melhor e maior exploração.

É com os avanços a nível tecnológico que os avanços de produção de produtos em cortiça vão sendo, em maior escala, introduzidos no mercado, de modo a responderem às necessidades do consumidor. Isto requer investigação e trabalho por parte de

profissionais, assumindo os designer um importante papel neste desenvolvimento, através do uso de ferramentas de trabalho estratégico, tornando assim possível o desenvolvimento de novas soluções de mercado competentes (Mestre and Gil 2011).

Devido às características inerentes da cortiça, como as suas capacidades acústicas, térmicas e amortecedoras, este é um material recorrentemente utilizados para fins específicos, contudo, as suas características intrínsecas, textura, tonalidade, fazem deste um material diferenciador.

A aposta na comercialização de novos produtos em cortiça, com conceitos mais sóbrios e *clean* tem-se apresentado como tendência, principalmente para designer e arquitetos, que apostam neste material, com características tão própria, aplicando-o em diferentes meios, conceitos, elevando a sua aplicabilidade, usualidade e funcionalidade. São estes profissionais que têm vindo a apostar num material tão antigo, à muito estagnado, enaltecendo as suas legações sensoriais como a transmissão da percepção de calma, simplicidade, conforto, harmonia visual e sustentabilidade (Mestre and Gil 2011).

Concluimos assim, que o design é uma área imprescindível no desenvolvimento de novos produtos/serviços necessários ao desenvolvimento da atividade económica, uma vez que estes se debatem com vários parâmetros, desde as necessidades do consumidos, do seu meio envolvente, da história, hábitos e rotinas, com vista ao desenvolvimento de novos produtos que respondam a esta necessidades e se enquadrem no espaço, meio social, atendendo também a preocupações sociais como a sustentabilidade.

## 8 CONSTRUÇÃO DO MODELO 3D

### 8.1 Scanner

A competitividade, assim como a busca por novas tecnologias que diferenciem os produtos industrias, criam um ambiente propício à utilização de novas técnicas como fator de inovação em novos produtos. Neste sentido, foi usada Tecnologia de Digitalização Tridimensional através do uso de um Scanner 3D Portátil.

Este equipamento permite a capturas de dados de uma certa superfície, permitindo a construção/reconstrução de objetos, transformando-os em modelos 3D virtuais. O desenvolvimento de produto, a construção de moldes e controlo de qualidade, são algumas das áreas onde a técnica de digitalização 3D tem vindo a ser utilizada, mas também no armazenamento virtual o qual permite uma redução económica de espaço físico e transporte, permitindo o uso/manipulação dos modelos tridimensionais virtuais

Após digitalização das peças, estas são compatíveis com sistemas CAD/CAM/CAE, onde podem ser alterados, melhorados e transformados em novas peças, ou produtos otimizados.

O scanner utilizado no desenvolvimento deste projeto foi o Artec 3D Eva (Figura 3.71). Este scanner permite uma rápida captação, captando medições precisas de alta resolução, o que proporciona aplicações quase ilimitadas, sem o uso de equipamentos adicionais. Trata-se de um equipamento que captura e processa em simultâneo até dois milhões de pontos por segundo, com precisão de até 0,1 milímetro. Apresenta uma resolução de 1,3 megapixel, sendo a sua área de trabalho, ou seja, a distância a que este deve estar do objeto a ser digitalizado, entre 0,4 metros a um metro. Eva é um scanner portátil o que o torna mais acessível, sendo o seu peso de cerca de 0,85 Kg (Artec 2018). Neste projeto foi o scanner escolhido pela acessibilidade, uma vez que se encontra disponível no Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia do Porto.



*Figura. 3.71 —Scanner Artc Eva.*

Os processos de digitalização podem ser divididos em sistemas com ou sem contacto, no caso deste, é considerado um método sem contacto, sendo que assim trás uma maior automação na aquisição de

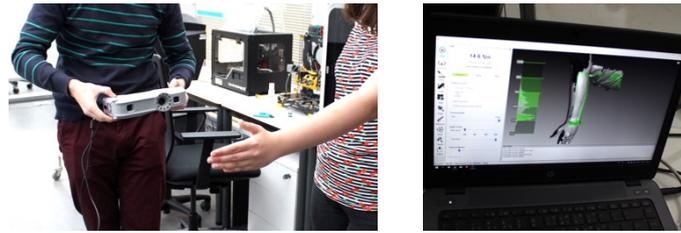
dados (Ferreira and Alves 2003). O processo a laser é mais preciso e em regra geral mais rápido, contudo, para o seu bom funcionamento existem consoantes como a opacidade e cor da superfície, fatores que podem levar a uma dificuldade ou até mesmo impossibilidade de digitalizar a peça. Processos sem contacto são indicados para objetos com grande quantidade de detalhe independentemente da sua dureza, uma vez que não existe contacto com a peça (M.Sokovic and J.Kopac 2006).

Após finalizada a varredura sobre a área superficial a ser digitalizada, obtém-se um mapeamento ponto por ponto da superfície do objeto. Como resultado desse mapeamento, o conjunto de milhares de pontos é denominado de “nuvem de pontos”. Esta nuvem é posteriormente manipulada computacionalmente e pode obter-se assim uma superfície tridimensional.

Um arquivo com milhares de pontos pode tornar-se demasiado pesado para ser possível de manipular. No caso deste projeto foi necessário reduzir esta nuvem em 99%, caso contrário era impossível trabalhar sobre ela de modo a chegar à modelação final. A filtragem de pontos é muito importante para a redução de ruídos inerentes ao processo de digitalização, bem como para a criação de um modelo tridimensional mais facilmente manipulável (Silva 2006). A partir da nuvem de pontos já filtrada, o sistema une os pontos três a três formando inúmeros triângulos planos, criando-se assim uma malha tridimensional da superfície da peça. Com esta redução de pontos a superfície não fica tão *smooth*, contudo, as superfícies geradas não influenciam de modo relevante a peça final.

Para a digitalização do braço foi tida em atenção a posição correta para uma boa recuperação da patologia. O ângulo de 20° entre o punho e a mão, o polegar em posição natural e os restantes dedos semi-fletidos, sem sofrerem esforço. Esta é a posição natural, e é a que se pretende que o membro mantenha ao longo da recuperação. Estes requisitos foram já mencionados anteriormente.

Após digitalização do braço foi usado o programa *Artec Studio 11* para observar o modelo e analisar possíveis falhas de digitalização do scanner. Devido à geometria do braço humano e ao movimento gerado por este não estar apoiado em lado algum, a digitalização apresentou algumas dificuldades, sendo necessário recorrer a novas tentativas. De modo a resolver esse problema, foi tentado digitalizar o braço diversas vezes, onde a posição e mais uma vez a movimentação impulsiva do membro se tornaram desafios. Contudo, no final, a situação foi resolvida através da sobreposição de várias digitalizações uma só do antebraço e três do pulso e mão, sendo estas trabalhadas posteriormente no programa *Artec Studio 11* (Figura. 3.72).

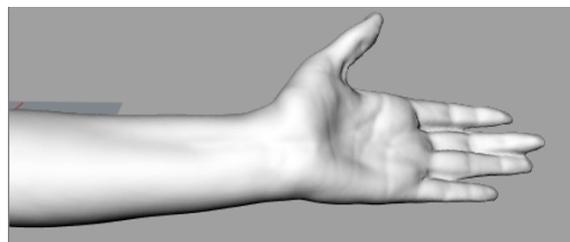


*Figura. 3.72—Processo de digitalização e processamento de dados partindo do scanner.*

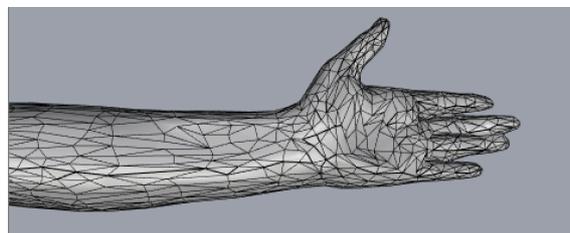
## 8.2 Modelação

Terminada a digitalização foi exportado o ficheiro para STL e aberto no programa de modelação 3D *Rhinoceros 5.0*.

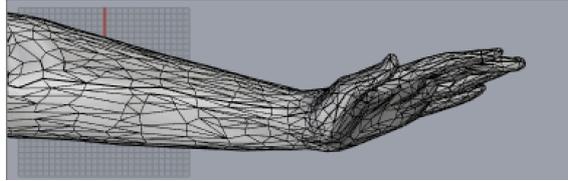
*Rhinoceros 5.0*. trata-se de um software de modelagem tridimensional baseado na tecnologia NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline)-modelo matemático usado regularmente em programas gráficos para gerar e representar curvas e superfícies- foi neste software que foi reduzida a nuvem de pontos a 99% e trabalhado todo o modelo ate ao desenvolvimento do modelo final. Nas Figuras seguintes (Figura. 3.73, Figura. 3.74, Figura. 3.75 e Figura. 3.76) podemos observar a malha criada, um conjunto de triângulos que formam a superfície.



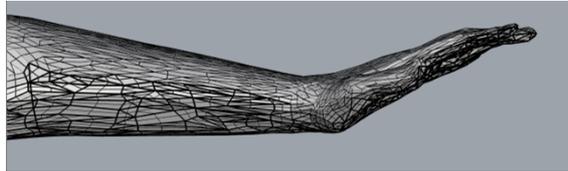
*Figura. 3.73—Modelo em STL proveniente do scanner*



*Figura. 3.74—Vista interior do modelo reduzido em 99%.*



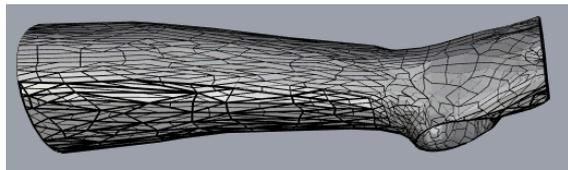
*Figura. 3.75—Vista livre do modelo reduzido em 99%.*



*Figura. 3.76—Vista lateral direita do modelo reduzido em 99%.*

Partindo do modelo obtido pelo scanner foi desenvolvida a forma do imobilizador, tendo em conta características e requisitos anteriormente estudados.

O primeiro passo foi limpar a imagem, eliminar zonas desnecessárias como a zona do cotovelo e as extremidades dos dedos (Figura. 3.77).

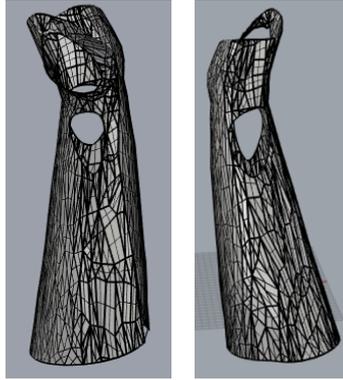


*Figura. 3.77—Corte do modelo.*

De seguida, de acordo com a fisionomia do braço, foi executado um corte na zona superior, junto à noz dos dedos. Este corte permite que seja possível movimentá-los, não causando atrofio, promovendo a recuperação da patologia. No interior, na palma da mão, o corte é mais acentuado, este deve-se ao movimento de flexão dos dedos, que sem o qual, este não seria possível.

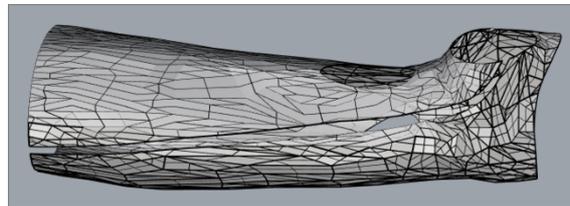
Também nesta fase foram recortadas as zonas de tensão, isto após análise do membro do lesionado, assim como, ajustada a zona do polegar, tornando-se maior, permitindo de igual modo a sua movimentação, neste caso o seu movimento de rotação.

A zona inferior, junto ao antebraço, foi desenhada para maior conforto, encontrando-se recortada com determinado ângulo. Estas alteração podem ser observadas na Figura. 3.78.



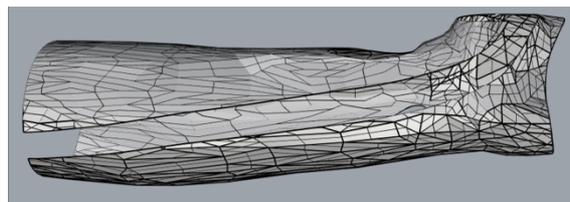
*Figura. 3.78—Vista lateral direita e esquerda, respetivamente, do modelo em desenvolvimento.*

Um dos modos de abertura/fecho foi um dos simulados anteriormente no protótipo manual realizado em cortiça. Este consiste num corte diagonal ao modelo, com a distancia de 5mm, desde a zona do polegar até à zona final inferior (Figura. 3.79), onde se espera que com a flexibilidade e rigidez certa do modelo em cortiça, este permite a colocar e retirar o braço do paciente com alguma facilidade. Este recorte foi realizado na zona interior do antebraço/mão, isto devido à proteção que esta zona tem, evitando assim que o imobilizador fique preso em sítios inesperados e também por uma questão estética, encontrando-se assim o imobilizador, na zona exterior, mais *clean*.



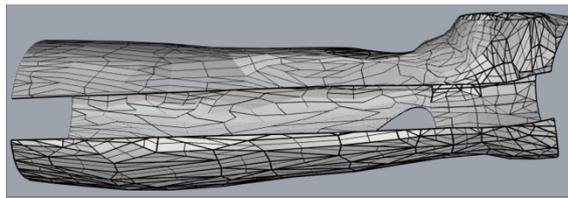
*Figura. 3.79—Primeiro método de fecho/abertura em diagonal com cinco milímetros.*

Como variação deste método, foi realizado um corte semelhante, mas desta vez com cerca de dois centímetros de distancia (Figura. 3.80). Este corte, em ambos os casos, é desejável que confira ao modelo alguma flexibilidade, flexibilidade essa necessária para a colocação/retirada do modelo.



*Figura. 3.80—Segundo método de fecho/abertura em diagonal com dois centímetros.*

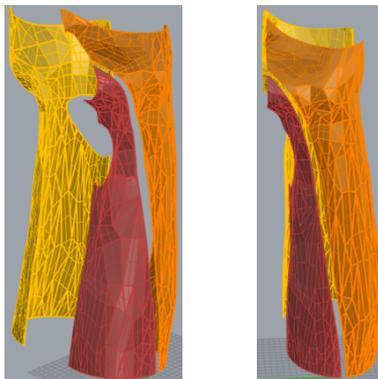
Outro dos métodos de abertura/fecho consiste num corte paralelo verticalmente ao modelo, este com uma distância de dois centímetros (Figura. 3.81).



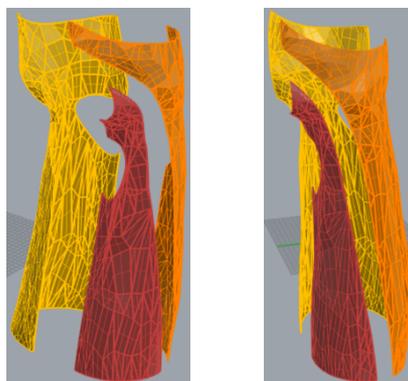
*Figura. 3.81 – Terceiro método de fecho/abertura reto com dois centímetros.*

Neste caso, foi idealizado uma versão deste modelo que consiste no uso de uma camada tecido de cortiça no interior da abertura, juntamente com um elástico, colocado em zig zag, que permitem o fechamento da peça. Este fecho é ajustado com um elástico e controlado por uma mola. O tecido no interior impede agressões na pele, tornando-se este sistema ajustável a vários estágios recuperação do paciente, assim como, torna o imobilizador mais abrangente, uma vez que o mesmo tamanho pode ser ligeiramente ajustado a outros contornos. Esse ajuste é apenas possível devido à flexibilidade da cortiça.

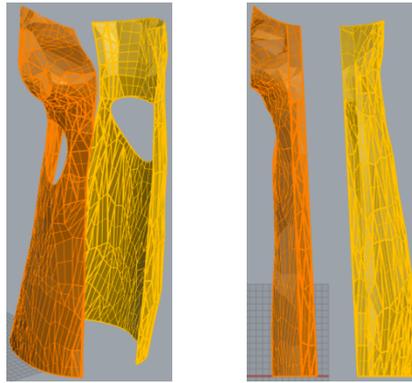
Foram divididos todos os três modelos com métodos de abertura/fecho diferentes de modo a observar nas Figura. 3.82, Figura. 3.83 e Figura. 3.84 a divisão dos três modelos.



*Figura. 3.82 – Primeiro modelo.*



*Figura. 3.83 – Segundo modelo.*



*Figura. 3.84— Terceiro modelo.*

Na Figura. 3.82 foi realizado um corte diagonal de cinco milímetros, na imagem seguinte, no segundo modelo, o corte foi igualmente diagonal, mas agora com dois centímetros de largura, e por último na Figura. 3.84 o corte foi realizado verticalmente com a largura de 2,5 centímetros.

Todo o processo de digitalização e modelação foram importantes para perceber melhor a peça que idealizava de um modo tridimensional ainda que numa versão digital. Permitiu-me comunicar melhor a minha visão final e o que pretendia desenvolver. O facto de criar um ficheiro digital do produto, irá permitir, futuramente, uma aproximação à produção da peça de modo industrial, sendo por essa razão uma mais valia no decorrer do projeto.

## 9 TESTES COMPOSIÇÃO DO MATERIAL

Para testar a composição do material, quantidade de cortiça e aglutinante, o aglutinante mais adequado a ser utilizado, o tipo de pressão e o tempo desta, assim como, a temperatura a qual esta se realiza, foram realizados diversos testes onde inicialmente se partiu para a construção de moldes em madeira e MDF, uma vez ser o material mais barato e disponível.

Para o primeiro molde, macho e fêmea, foi escolhida uma forma geométrica simples, um quadrado de 5cmx5cm, de onde foram retiradas as mostras. Este foi produzido a partir de uma fresadora CNC onde a fresa devastou o material excedente, dando origem ao molde (Figura 3.85).

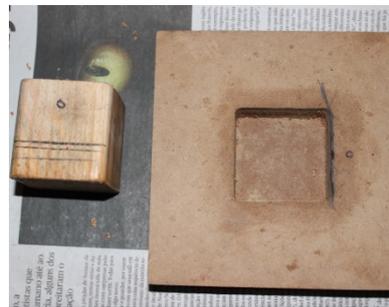
O segundo molde (Figura. 3.86) consiste na parte fêmea do primeiro molde e de um cunho de madeira, feito com as medidas necessárias para a total funcionalidade do molde e contramolde número 2.

Ao longo dos testes foram desenvolvidos mais moldes por três razões. A primeira delas devido ao facto de alguns moldes saírem danificados dos testes; a necessidade de melhorar a praticidade do molde para mais fácil desamoldação da mostra e por último a necessidade de existir mais que um molde para poder realizar vários testes no mesmo dia, uma vez que para a produção de uma mostra, por norma, eram precisas várias horas.

Contrariamente ao primeiro molde, os restantes foram produzidos artesanalmente, com recurso à serra automática horizontal, pistola de pregos, fresa vertical, berbequim e parafusos, uma vez que eram os materiais mais acessíveis que possibilitavam a construção de um molde em minutos (Figura. 3.87, Figura. 3.88).



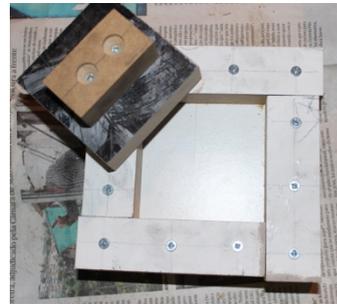
*Figura. 3.85—Molde CNC.*



*Figura. 3.86—Molde 2.*



*Figura. 3.87—Molde 3.*



*Figura. 3.88—Molde 4..*

Foi ainda utilizado um molde diferente, em ferro, já existente na oficina da FBAUP (Figura 3.89).



*Figura. 3.89—Molde de Ferro.*

### Teste 1

- 5 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 2,14 g adesivo/cola poliuretano
- prensa hidráulica + grampo

A quantidade de adesivo/cola poliuretano a utilizar foi determinada por regra de três simples onde foi usada a proporção 70%-30% ou seja, 70% de cortiça para 30% de adesivo/cola. A mistura foi feita e depositada no molde CNC. O processo pode ser observado nas seguintes figuras.



Figura. 3.90—Pesagem da cortiça, do adesivo de poliuretano e mistura efetuada, respetivamente.



Figura. 3.91—Molde CNC antes e depois do depósito da mistura.



Figura. 3.92—Prensa hidráulica utilizada com compressão do molde.



Figura. 3.93—Pormenor do molde após compressão com a mistura no seu interior.

Devido ao excesso de material ou à insuficiente pressão efetuada pela prensa, podemos observar, pela Figura. 3.93, que o molde não fecha completamente. A pressão foi contínua durante um minuto e de seguida retirada e colocado o molde numa mufla por dez minutos a 130 °C.

Com este ainda quente, foi usado um grampo até total arrefecimento da peça.

Resultado:

A peça não saiu perfeita (Figura. 3.94). Apresenta consistência, flexibilidade e não se desfaz. Colou na zona inferior e o molde superior (macho) partiu. Houve dificuldade em abrir o molde.



*Figura. 3.94—Amostra 1.*

### Teste 2

- 5 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 2,14 g adesivo/cola poliuretano
- prensa hidráulica + grampo

A mistura foi feita e depositada no molde 2. Este molde resulta do aproveitamento do molde fêmea que resistiu no teste anterior, com a adição de um cunho de madeira em substituição ao molde macho que foi destruído no primeiro teste.



*Figura. 3.95—Molde 2 com mistura.*



*Figura. 3.96—Molde a ser prensado.*

Como podemos observar na Figura. 3.96, foram desenhadas linhas horizontais no cunho como método de medição, uma vez que a prensa hidráulica utilizada tinha o mostrador de toneladas estragado. A primeira linha inferior diz respeito à descida do cunho sem ser aplicada pressão e a linha desenhada na zona superior corresponde à máxima pressão aplicada.

Neste teste foi aumentado o tempo de pressão de um minuto para dez minutos e a temperatura na mufla foi diminuída passando de 130 °C para 110 °C, sendo submetido a esta temperatura por dez minutos. Retirado o molde, foi aplicado um grampo durante trinta minutos até total arrefecimento (Fig. 3.97).



*Figura. 3.97—Pressão do molde efetuada com grampo.*

Resultado:

Não resultou. A peça não aglomerou e veio presa ao molde superior.

### **Teste 3**

- 3 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 1,3 g adesivo/cola poliuretano
- prensa hidráulica + grampo

Foram reduzidas as quantidades de matéria-prima relativamente aos testes anteriores e não foi usada a mufla para aquecer a mistura. Neste teste após medição do material e deposição no molde 2, foi exercida a pressão através da prensa hidráulica por cinco minutos e aliviada e reajustada com um grampo, ficando fechado durante quarenta horas e trinta minutos.

Resultado:

O molde não abriu e foi preciso cortar. O MDF que compõe o molde deformou e absorveu a adesivo/cola poliuretano (Figura. 3.98)

Peça flexível, mas quebradiça devido às rachaduras feitas com a espátula na tentativa de retirar a amostra do molde (Figura. 3.99).



*Figura. 3.98—Pormenor do molde e da mostra.*



*Figura. 3.99—Amostra 2.*

#### Teste 4

- 11 g granulado 0,5 mm – 2 mm
- 4,7 g adesivo/cola poliuretano
- prensa hidráulica

Foi utilizado o molde de ferro, que apresenta dimensões maiores que os restantes e por essa razão foi aumentada a quantidade de material.

Após medida e misturada a matéria-prima, foi depositada no molde e aplicada pressão através da prensa hidráulica de modo contínuo durante quarenta e duas horas. O processo pode ser observado nas seguintes figuras.



Figura. 3.100— Molde de ferro com mistura.



Figura. 3.101— Molde de ferro fechado com a mistura.



Figura. 3.102— Pressão aplicada no molde de ferro através de prensa hidráulica.

Resultado:

Dificuldade em abrir o molde. A amostra ficou colada à base de MDF que se desfez e colou à cortiça. A parte metálica também colou à resina, mas não tanto como a zona de MDF. A peça apresenta algumas rachaduras efetuadas com a espátula na tentativa de retirar a amostra da base de MDF, contudo apresenta muita flexibilidade.



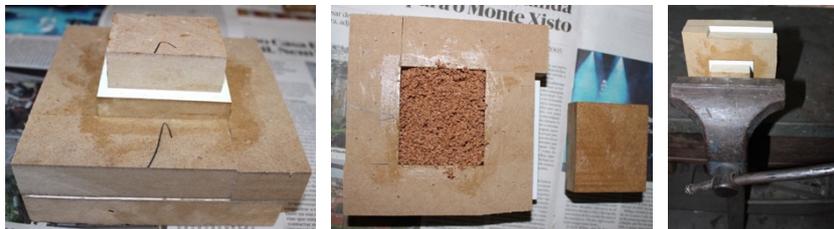
Figura. 3.103— Vista superior, inferior e espessura da Amostra 3, respetivamente.

### Teste 5

- 5 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 2,7 g adesivo/cola poliuretano
- desmoldante (vaselina)
- torno

Alterámos a relação de proporção entre a cortiça e a cola de poliuretano, sendo agora utilizada 65% de cortiça para 35% de adesivo/cola de poliuretano.

Enchido o molde 3, efetuou-se pressão com o torno durante dezasseis horas. O processo pode ser observado nas seguintes figuras.



*Figura. 3.104—Processo do teste 5.*

Resultado:

Até este ponto foi uma das melhores peças. Molde fácil de abrir e retirar a peça. Peça flexível e com bom acabamento.



*Figura. 3.105—Amostra 4.*

### Teste 6

- 5 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 2,7 g adesivo/cola poliuretano
- prensa manual + grampo

Utilizamos a mesma porção de matéria prima do teste anterior. Desta vez foi alterado o método de prensagem, recorrendo à prensa manual.

A amostra foi pensada continuamente durante dez minutos e posteriormente sujeito a calor na mufla a uma temperatura de 120 °C durante oito minutos e a 130 °C por cinco minutos. Após arrefecimento durante uma hora, com a pressão de um grampo, foi aberto o molde e desmoldada a peça. O processo pode ser observado nas figuras seguintes.



*Figura. 3.106—Processo ilustrativo do teste 6.*

Resultado:

Apesar de compacta e flexível a peça encontra-se pegajosa. A razão encontrada foi o facto de utilizar adesivo/cola em demasiado e/ou o tempo insuficiente para completo arrefecimento.

No dia seguinte, observamos a amostra e esta já não se encontrava pegajosa, tendo um bom acabamento superficial.



*Figura. 3.107—Amostra 5.*

### **Teste 7**

- 10 g granulado > 5 mm
- 4,3 g adesivo/cola poliuretano
- chapas metálicas
- prensa hidráulica + grampo

Alteramos a gramagem da cortiça e a sua proporção novamente para 30% — 70%. Com o intuito de facilitar a remoção da peça do molde foi utilizada uma chapa metálica no molde superior (macho). Exercida pressão durante quarenta e cinco minutos na prensa hidráulica (Figura. 3.108).



*Figura. 3.108—Molde com matéria-prima e chapa de metal*

De seguida foi submetida a calor, na mufla, durante dez minutos a uma temperatura de 120°C — 130°C. Desta vez foi deixado o molde a arrefecer durante dezoito horas com a pressão exercida através de um grampo.

Resultado:

Dificuldade em abrir o molde. Teve que se partir. A superfície da amostra que esteve em contacto com a chapa metálica apresenta mais brilho, possivelmente porque o adesivo/cola não foi absorvido pelo MDF. A peça está flexível e resistente. Mais compacta que as anteriores realizadas com a cortiça de grão 0,5 mm — 2 mm.



*Figura. 3.109—Amostra 6.*

### **Teste 8**

- 8 g granulado > 5 mm
- 8 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 8,6 g adesivo/cola poliuretano
- desmoldante (vaselina)
- torno

Combinamos duas granulometrias de cortiça sendo a relação de proporção entre esta e o adesivo/cola de 65% para 35%.

Foi o teste onde foi utilizada uma maior quantidade de matéria prima, isso dificultou o fecho do molde. Foi aplicada vaselina em todas as superfícies do molde onde a mistura estaria em contacto e efetuada pressão, durante dezasseis horas e vinte minutos, com o recurso a um torno.



*Figura. 3.110—Processo teste 8.*

Resultado:

A peça não aglomerou e está quebradiça. Uma possível explicação foi a absorção de adesivo/cola pelo molde ou o uso de pouca resina.



*Figura. 3.111—Amostra 7.*

### **Teste 9**

- 16 g granulado > 5 mm
- 8,6 g adesivo/cola poliuretano
- desmoldante (vaselina)
- grampo

Partindo apenas do granulado mais grosso e utilizando a mesma proporção entre a cortiça e o adesivo/cola do teste anterior, ou seja, 65% – 35%, foi realizado o nono teste. Foi aplicada vaselina no molde e exercida pressão através de um grampo durante dezassete horas e vinte minutos.

Resultado:

Fraca aglomeração da peça. A quantidade de resina não foi suficiente (foi absorvida pelo molde). A amostra encontra-se frágil e quebradiça.



*Figura. 3.112—Amostra 8.*

### Teste 10

- 10 g granulado > 5 mm
- 4,3 g adesivo/cola poliuretano
- chapas metálicas
- prensa hidráulica

Aplicadas chapas metálicas em todas as superfícies onde a mistura entra em contacto com o molde, foi exercida pressão contínua durante setenta e duas horas.

Resultado:

A amostra (Figura. 3.114) está bem aglomerada e flexível com superfície brilhante.



*Figura. 3.113—Molde 5 com mistura para teste 10.*



*Figura. 3.114—Amostra 9.*

### Teste 11

- 10 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 4,3 g adesivo/cola poliuretano
- chapas metálicas
- desmoldante (vaselina)
- torno

Com o molde revestido a chapas metálicas e vaselina foi exercida pressão com um torna durante um período de setenta horas e quarenta minutos.

Resultado:

Peça bem aglomerada e flexível. Apareta estar mais resistente que a amostra com granulado grosso, possivelmente devido às partículas mais finas.



*Figura. 3.115—Amostra 10.*

### **Teste 12**

- 10 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- resina de poliuretano vazamento rápido: 10 g parte A + 10 g parte B
- chapas metálicas
- torno

Pesados os componentes foi misturada a cortiça com a parte B até obter uma mistura homogénea. De seguida foi adicionada a parte A. Devido ao reduzido tempo de trabalho que esta resina oferece, foi difícil conseguir uma mistura homogénea.

À medida que foi exercida a pressão, observou-se o vazamento do excedente de resina. Deste modo, foi-nos possível perceber o tempo de reação. O molde foi aberto, após três minutos, através da remoção dos parafusos que fixavam as paredes laterais.

Resultado:

Não existe uma homogeneidade quer em termos de quantidade de resina quer na espessura na peça. Amostra dura e pouco flexível. Há alteração na cor da peça devido à resina.



*Figura. 3.116—Amostra 11.*

### **Teste 13**

- 10 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 4,3 g cola de poliuretano
- malha de fibra de vidro
- chapas metálicas
- prensa hidráulica

Mistura dividida em duas partes. Depositada no molde intercalando com a malha de fibra de vidro. O objetivo da adição desta é produzir uma amostra flexível e mais dúctil, capaz de absorver mais energia do que as anteriores. A pressão foi exercida durante vinte horas.

Resultado:

Peça muito flexível, semelhante a um tecido de cortiça.



*Figura. 3.117—Amostra 12.*

#### **Teste 14**

- 10 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 4,3 g cola de poliuretano
- tecido de linho
- chapas metálicas
- torno

Semelhante ao teste anterior, neste foi substituída a fibra por tecido de linho e aplicada pressão durante vinte e quatro horas.

Resultado:

Peça flexível e não quebradiça, uniforme e com bom aspeto superficial.



*Figura. 3.118—Amostra 13.*

### Teste 15

- 6 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 2,5 g resina termoendurecível de poliuretano: 1,8 g parte A + 0,7 g parte B
- chapas metálicas
- desmoldante (vaselina)
- prensa manual

Alterada a resina, foi feita a mistura e depositada no molde com pressão durante doze horas.

Resultado:

Peça frágil e quebradiça. Apesar desta resina permitir a deformação do material quando submetido a um aquecimento de cerca de 50 °C (segundo fornecedor), foi aquecida a amostra com uma pistola de ar quente onde se observou uma ligeira deformação, contudo, não a suficiente.



*Figura. 3.119—Amostra 14.*

### Teste 16

- 5 g granulado 0,5 mm — 2mm
- 5,2 g resina termoendurecível de poliuretano: 3,5 g parte A + 1,7 g parte B
- chapas metálicas
- desmoldante (vaselina)
- prensa manual

Em relação ao teste anterior, foi aumentada a quantidade de resina e aplicada pressão por trinta minutos.

Resultado:

Apesar do aumento da quantidade de resina, a peça continua a não responder à temperatura de 50°C como era esperada. A amostra quebradiça e sem flexibilidade.



*Figura. 3.120—Amostra 15.*

### **Teste 17**

- 5 g granulado 0,5 mm — 2 mm
- 5 g resina elastómero de poliuretano: 3,8 g parte A + 1,2 g parte B
- chapas metálicas
- desmoldante (vaselina)
- prensa manual

Nova resina e pressão exercida no molde durante vinte e quatro horas.

Resultado:

Amostra com cheiro intenso a resina, pegajosa e flexível. Após vinte e quatro horas ao ar livre perdeu as duas primeiras características.



*Figura. 3.121—Amostra 16.*

## **9.1 Reflexão**

Apesar do adesivo/cola de poliuretano necessitar (segundo fabricante) de temperatura para a sua cura, ao longo dos testes observámos que essa pode ser realizada à temperatura ambiente, contudo, é bastante mais demorada. A resina de poliuretano reage em cerca de três minutos e podemos obter peças instantaneamente, no entanto, não apresenta tempo de trabalho que garante uniformidade. As restantes resinas não se adequam ao projeto pois uma não reage à temperatura de transição vítrea ( $t_g$ ) e a outra apresenta um cheiro intenso.

A adição de fibra de vidro ou tecido de linho confere maior flexibilidade à peça, evitando rotura.

A composição dos moldes é essencial para a obtenção de boas peças. O interior deve ser num material não absorvente e que permita uma fácil desmoldagem.

## 10 CONSTRUÇÃO DE PROTÓTIPOS

Com o intuito de testar o material, o desenho e a funcionalidade do mesmo, foram efetuados protótipos partindo inicialmente, por questões de praticidade e rapidez, do modelo do meu braço esquerdo.

### **Molde 1**

O primeiro molde está dividido em três partes.

Para realizar a leitura do braço, este foi revestido com barro, onde a primeira camada é a que determina a espessura final da peça. Para isso, foi estendido o barro numa superfície lisa, que permitisse uma espessura de cinco milímetros. Devido às propriedades do material, um dos desafios foi garantir a sua uniformidade no decorrer da sua aplicação.

Posicionado e estabilizado o membro, tendo em conta o ângulo entre quinze a vinte graus na zona do pulso, foi derramado o gesso até cerca de metade do braço. Uma vez seco foi lixada a superfície e criados pontos guia para alinhar, posteriormente, as duas metades do molde na posição.

Pronta a primeira metade do molde, foi aplicada vaselina em toda a superfície que entraria em contacto com a nova camada e foi vertido o gesso, criando a segunda metade. No decorrer de todo este processo era importante que o braço se mantivesse o mais imóvel possível, o que se tornou difícil no decorrer do tempo.

No final foi aberto, retirado o braço e limpo todos os restos de barro, vaselina e impurezas do molde. Nas figuras seguintes conseguimos ver o processo descrito.



*Figura. 3.122—Processo de construção da primeira e segunda parte do Molde 1.*

Feita a primeira e segunda parte do molde, para a terceira foi repetido todo o processo à exceção do revestimento do braço em barro. Desta vez foi aplicada vaselina (desmoldante) e utilizada a primeira parte do molde como apoio do braço.

De seguida foi derramado gesso para o seu interior e aplicado um tubo de alumínio que mais tarde serviria como pega. Após secagem do interior procedeu-se à destruição do

molde através de uma serra, obtendo assim o positivo do molde e concluindo a terceira parte. Podemos acompanhar o processo descrito nas imagens seguintes.



*Figura. 3.123—Processo de construção da terceira parte do Molde 1.*

Para preparar o molde para a produção de protótipos, o primeiro passo foi proteger o gesso com goma laca e, de seguida, passar uma fina camada de vaselina nas laterais. Procedemos à preparação da mistura de cortiça e resina, aplicamos em todo o molde e efetuamos o seu fecho com recurso a fitas de borracha. O procedimento pode ser observado nas imagens seguintes.



*Figura. 3.124—Processo de construção de protótipos.*

Para todos os protótipos retirados a partir deste molde o processo foi sempre semelhante, no entanto, foram sempre havendo variáveis quanto à mistura de cortiça e resina, tanto em quantidade como na granulometria da cortiça e do tipo de resina utilizada.

Após retirar a peça do molde esta apresentada bastantes defeitos. Excedente ou falta de material em certas zonas, não uniformidade da espessura nem da mistura entre resina e cortiça. Foi no decorrer da realização de diversos protótipos que conseguimos chegar a uma melhoria destes aspetos. Na Figura 3.125, podemos observar o primeiro protótipo em

“cru”, ou seja, acabado de sair do molde. Era assim necessário proceder a processos de acabamento com recurso a serra e lixa.



*Figura. 3.125—Aspeto de protótipo retirado do molde.*



*Figura. 3.126—Primeiros protótipos após processo de acabamento iniciais.*

No decorrer da elaboração de protótipos para além dos defeitos que o molde apresentava, também este começou a sofrer algum desgaste o que provocava cada vez mais desigualdades nos protótipos. Por essa razão partimos para a conceção de um segundo molde. Este em resina gesmonite com o interior em silicone que permitia uma melhor e mais rápida desmoldagem.

### **Molde 2**

Para a construção deste partimos de um braço de criança feito em cera que foi adaptado ao projeto (Figura 3.127).



*Figura. 3.127—Braço em cera.*

Para entender melhor o processo de construção do molde 2, vamos dividir a sua construção em duas etapas. A primeira consistiu na construção da parte positiva, ou seja, no braço que se encontra no interior. A segunda diz respeito ao negativo.

### **Primeira etapa**

O primeiro passo foi contornar o braço de cera com barro e criar encaixes guia (Figura 3.128). Foi aplicado gesso, que após secagem deu origem a metade do molde. Repetido o processo para a outra metade e obtivemos o molde que serviria para a produção do braço em resina e silicone.



*Figura. 3.128—Primeiras etapas do processo de construção do molde 2.*

Para a construção do braço, fizemos a mistura de silicone, foi aplicada uma fina camada no interior do molde seguida da aplicação de uma trama, uma camada de silicone e por último fibra de vidro. A adição destes materiais serviu para reforçar o silicone.



*Figura. 3.129—Aplicação de silicone na primeira etapa.*

Foi fechado o molde com a ajuda de fitas de borracha, não esquecendo o veio de ferro que serviria como pega e após cura do silicone foi derramada a mistura de resina gesmonite. Por último abrimos e limpamos o molde e o modelo do braço.



*Figura. 3.130—Derrame de resina gesmonite e limpeza de excessos.*

## Segunda etapa

Obtido o braço era necessário criar o seu negativo. Para isso foi revestido o braço com tiras de barro. Essas tiras era o que daria no final a espessura aos protótipos. No molde 1 tinha sido dada uma espessura de aproximadamente cinco milímetros, desta vez a espessura foi reduzida a metade.

Utilizamos a película aderente para revestir o braço e criamos a base de barro que suportaria a resina gesmonite. Aplicámos esta com reforço de fibra de vidro e repetimos o processo para a outra metade do molde.



*Figura. 3.131—Demonstração da aplicação de barro e construção do molde em resina gesmonite.*

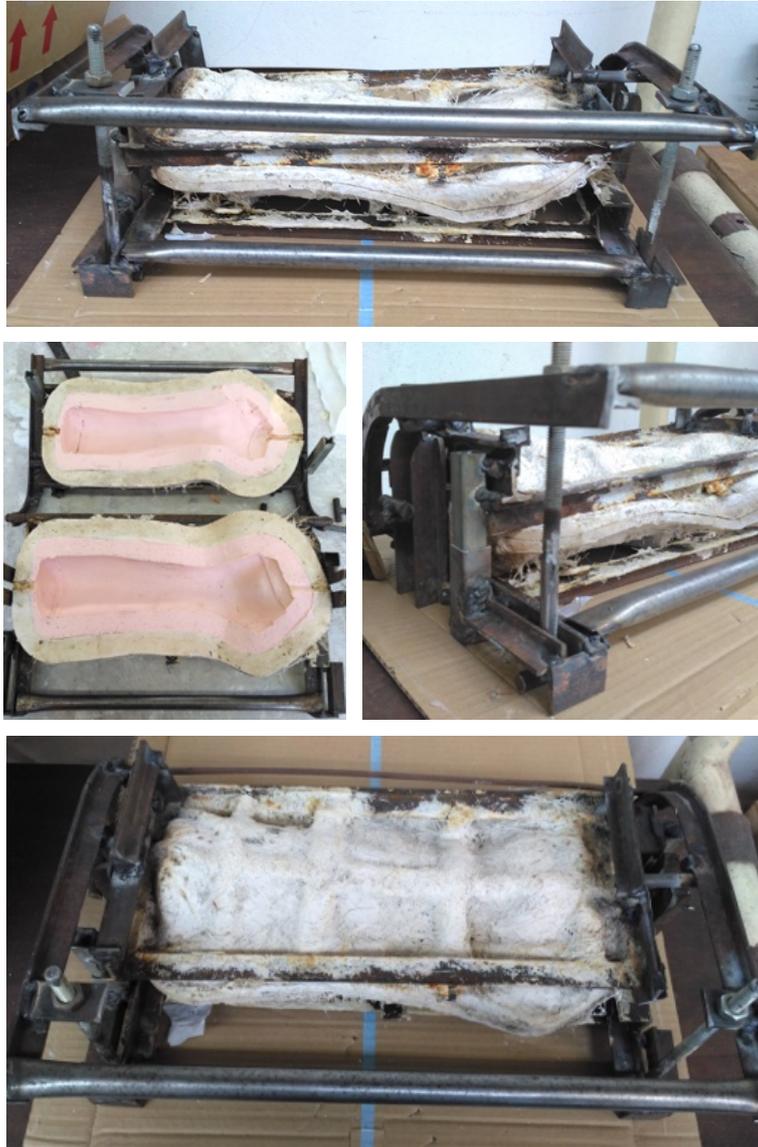
Para a zona de silicone, foi preparada a mistura, a qual reforçamos com carbonato de cálcio e aplicada em metade do molde de resina. Foi fechado o molde, e após cura do silicone foi repetido o processo para a outra metade.



*Figura. 3.132—Fases do processo com aplicação de silicone na segunda etapa.*

Finalizado o molde 2 já era possível obter protótipos, contudo, para tornar a produção de moldes autónoma surgiu a hipótese de elaborar uma estrutura metálica onde a abertura/fecho ficasse garantida sem recorrer a tiras de borrachas (elásticos).

Para a estrutura metálica foi utilizado ferro como material principal, que foi cortado e manuseado até obter a disposição necessária e por fim soldado dando origem à estrutura. Este foi um processo de semanas pois estava dependente da disponibilidade de técnicos para a execução de formações para obtenção de competências a nível de material e maquinaria.



*Figura. 3.133—Estrutura metálica elaborada sobre o molde 2.*

Realizados testes com a estrutura, concluímos que a força efetuada no fecho do molde não era suficiente. Tentámos utilizar elásticos para a aplicação de pressão, contudo este método não era eficaz nem pratico. Assim, a estrutura foi removida e recorreu-se aos elásticos como método de fecho do molde.



*Figura. 3.134—Molde 2 com estrutura de metal e pressão aplicada com elásticos.*

Para retirar protótipos deste molde, era necessário realizar um corte vertical, com uma serra. Este corte foi sendo alterado em termos de posição e largura como caso de estudo, onde o objetivo era perceber qual a maneira mais fácil de o imobilizador ser colocado e retirado do braço do paciente.



*Figura. 3.135—Processo de retirada do protótipo do molde.*

### **Protótipo 1**

Para este protótipo foi utilizada resina de poliuretano, 50 g parte A e 50 g parte B juntamente com quinze gramas de cortiça com granulometria entre 0,5 mm — 2 mm e cinco gramas em pó.

No final o protótipo apresentava uma quantidade insuficiente de resina e por essa razão foi adicionada uma camada de resina na superfície exterior com a ajuda de um pincel.



*Figura. 3.136—Vistas protótipo 1.*

### **Protótipo 2**

No segundo protótipo foi aumentada a quantidade de resina e de cortiça, passando agora para 70 g de parte A e 70 g de parte B, e 30 g de granulado 0,5 mm — 2 mm com quinze gramas de cortiça em pó.

Como consequência destas alterações, o protótipo apresentava melhor qualidade, com superfície mais uniforme.



*Figura. 3.137—Vistas protótipo 2.*

### Protótipo 3

Neste foi mantida a mesma quantidade de resina de poliuretano (70 g A+70 g B) mas aumentada a quantidade de pó de cortiça, de modo a tentar preencher os espaços vazios e criar uma superfície mais uniforme. Assim, passámos a ter vinte gramas de pó de cortiça e vinte e cinco gramas de granulado 0,5 mm — 2 mm.

A peça apresentava defeitos à superfície que foram corrigidos com a preparação de uma mistura de resina de poliuretano e cortiça em pó aplicada com uma faca nas zonas críticas.



*Figura. 3.138—Vistas protótipo 3.*

### Protótipo 4

No protótipo seguinte foi aumentada a quantidade de resina para 80 g A mais 80 g B e mantidas as quantidades de cortiça. Decidimos fazer esta alteração, uma vez que o protótipo anterior revelava falta de resina.

Apesar de um resultado bastante uniforme, este aumento de resina causou uma rigidez que não era apreciada e alguma zonas onde apenas era visível o acumular de resina, zonas brancas.



*Figura. 3.139—Vistas protótipo 4.*

### **Protótipo 5**

Neste ensaio foi acrescentada uma camada de fibra de vidro. Para isto foi preparada uma mistura com 30 g parte A mais 30 g parte B apenas com pó de cortiça e outra mistura com 100 g de cada parte de resina mais 25 g granulado 0,5 mm — 2 mm e dez gramas de cortiça em pó. Feitas as misturas foi depositada a mistura com 100 g A +100 g B de resina no molde, seguida de uma manta de fibra de vidro e por último a mistura com 30 g A + 30 g B. Aqui o objetivo era esconder a fibra de vidro e proporcionar uma superfície mais lisa no interior do protótipo, daí o uso de pó de cortiça, e na superfície exterior obter o mesmo aspeto anteriormente alcançado.

A utilização de fibra de vidro, o aumento da utilização de resina e consequentemente do volume da mistura, deu origem a uma peça extremamente rígida, com maior espessura que as anteriores.



*Figura. 3.140—Vistas protótipo 5.*

Ainda neste protótipo foi testado a introdução de orifícios que tornariam a peça mais flexível e com menos peso. Foi desenhada a geometria pretendida e com uma broca retirado o excesso de material. Como processo de acabamento foram lixados os orifícios com uma lixa elétrica.



*Figura. 3.141 — Vistas protótipo 5 com orifícios.*

### **Protótipo 6**

Um dos últimos protótipos passou pela introdução de elástico como meio de abertura e fecho da peça no braço do paciente.

Para isso foram utilizadas 70 g de cada parte A+B de resina de poliuretano juntamente com 30 g de granulado de cortiça 0,2 mm — 0,5 mm e quinze gramas de pó de cortiça.

Este teste foi produzido num dia de bastante calor o que resultou numa reação mais rápida da resina. Como resultado não foi possível espalhar a mistura no molde como desejada e quando procedemos ao fecho do molde tivemos muita dificuldade pois a resina já tinha reagido e endurecido a mistura. Como resultado, a peça não juntou a parte superior e inferior como podemos observar na Figura. 3.142.



*Figura. 3.142—Vistas protótipo 6.*

Uma vez que só iríamos utilizar a metade da peça para produzir o protótipo 7, o facto de as metades não terem juntado não foi um fator determinante. Contudo, a baixa quantidade de cortiça e resina nas laterais resultou numa peça mais frágil.

A peça foi aparada e lixada seguindo para a colocação de elásticos fixos em umas das laterais. Esta colocação foi efetuada apenas através do depósito de resina de poliuretano.

Na lateral oposto à fixação do elástico, a peça foi perfurada através de uma broca e lixada para que fosse possível, ao elástico, atravessar e ajustar a peça ao braço.

Após esta perfuração a peça partiu com relativa facilidade. A principal razão apontada foi a fragilidade das laterais deste protótipo, assim como, a força exercida pelos elásticos.



*Figura. 3.143—Protótipo 6 com elásticos e zona de fratura.*

### **Protótipo 7**

O protótipo seguinte assemelha-se ao protótipo 5. Aqui foi reduzida a espessura da peça e aumentado o recorte vertical de modo a facilitar a colocação e retirada do braço.

Neste protótipo foi utilizada resina de poliuretano (70 g de cada parte A+B) com quinze gramas de granulado de cortiça 0,2 mm — 0,5 mm e dez gramas de pó de cortiça.

Após retirar a peça do molde procedemos à perfuração de todos os buracos através de uma broca e seguidamente de uma lixa elétrica.

Como resultado, este protótipo apresenta maior flexibilidade relativamente aos anteriores, sendo a sua colocação no membro mais fácil.



*Figura. 3.144—Protótipo 7, perfuração e lixa elétrica.*

### **Protótipo 8**

Para o oitavo protótipo foi alterado o aglutinante, utilizando a partir de agora a cola/adesivo de poliuretano. Foi utilizado vinte e cinco gramas de cortiça 0,2 mm — 0,5 mm e cinco gramas de pó de cortiça, juntamente com cinquenta gramas de cola/adesivo de poliuretano.

Aplicado no molde, este foi fechado com recurso a elástico e mantida a pressão constante por cerca de 24 horas.



*Figura. 3.145- Vistas protótipo 8.*

Através deste teste percebemos que a peça era estruturalmente frágil, sendo insuficiente a sua consistência, porém, representava o início do estudo de uma flexibilidade requerida desde o começo.

Ainda com este protótipo foram testados métodos de fecho da peça.

Do lado direito, foi utilizado elástico de cinco centímetros e elástico de dois centímetros com aplicação de velcro e tiras metálicas.



*Figura. 3.146- Protótipo 8 com método de fecho 1.*

Do lado esquerdo foi testado o fecho com fio de elástico com perfil redondo e colchetes, formando uma silhueta em zig zag.



*Figura. 147- Protótipo 8 com método de fecho 2.*

Em ambas as situações o fecho estava garantido, contudo, em termos estéticos, ambas as soluções não concretizavam a expectativa inicial do projeto, revertendo o imobilizador para uma peça de cariz artesanal.

### **Protótipo 9**

Como nos testes de material, foi aplicado tecido na zona interna da peça, o que, juntamente com a cola/adesivo de poliuretano, conferia ligação entre os granulados de cortiça.

Foi aplicado tecido de algodão diretamente no molde do braço, com um pincel, impregnando o tecido com cola/adesivo de poliuretano. De seguida foi feita a mistura com trinta gramas de cortiça 0,2 mm — 0,5 mm e cinco gramas de pó de cortiça com cinquenta gramas de cola/adesivo de poliuretano.

Assim como no processo do protótipo anterior, foram aguardadas vinte e quatro horas até desmoldar a peça.



*Figura. 3.148- Vistas protótipo 9.*

Peça estruturalmente mais sólida e concisa, contudo, a quantidade de cola/adesivo de poliuretano não parecia suficiente.

#### **Protótipo 10**

O décimo protótipo segue de uma repetição do protótipo anterior, contudo foi aumentada a quantidade de cola/adesivo de poliuretano, passando de cinquenta gramas para setenta e cinco gramas.

Uma vez que o tempo de secagem podia ser reduzido através do aquecimento da peça numa mufla entre dez a quinze minutos a cerca de 80 °C, foi aplicado esse processo de modo a não ter que esperar as vinte e quatro horas. Para isso foi fechado o molde com grampos e mantido na mufla por quinze minutos a 80°C e duas horas com a mufla já desligada, mas com o calor residual.

Após abertura do molde e retirada a peça, procedeu-se a processos de acabamento.



Figura. 3.149- Vistas protótipo 10.

### Protótipo 11

Com o objetivo de tirar uma peça mais resistente, foi repetido o processo, aumentando a quantidade de cola/adesivo de poliuretano para noventa gramas.



Figura. 3.150- Vistas protótipo 11.

Como resultado, obtivemos uma peça mais resistente, com flexibilidade, visualmente mais brilhante e homogênea.

Ao longo de todo o processo e através do contacto com as equipas médicas, foram sendo alterados os protótipos de modo a manter a ideologia do projeto sem comprometer os requisitos médicos.



*Figura. 3.151- Avaliação por Miguel Trigueiros.*

Também foram tidas em conta observações de profissionais da industria corticeira e de materiais aglutinantes que ajustaram o processo de fabrico, influenciando o imobilizador com o intuito de o aproximar de um método de produção futuramente industrializado.

11 IMOBILIZADOR







# 04

## CAPÍTULO

### 12 CONCLUSÕES

O uso de imobilizadores que estabilizam um membro afetado e que contribuam para a recuperação das patologias tem sido uma preocupação de todos os tempos.

Ao longo desta investigação foi possível verificar que o uso das talas gessadas é ainda uma prática comum. Apesar de haver uma esmagadora utilização deste material, existem profissionais que já não o aconselham. Estes, são adotados principalmente, pelo seu baixo custo e fácil acesso.

Há já melhores soluções que estão a ser propostas, mas que lamentavelmente não são acessíveis à maioria das pessoas. A prática médica é condicionada pelo ambiente em redor, existindo grandes diferenças entre centro hospitalares. Apesar de serem alternativas

ao gesso, e revelarem eficácia, não são muitas das vezes aplicadas a todos os pacientes, devido ao seu preço elevado.

A nossa proposta vem de encontro a esta ambição dos médicos em alterar o método de estabilização de membros. Propomos uma solução mais leve, menos volumosa, de mais fácil e rápida colocação e que permite, sobretudo, a realização de exercícios prematuramente. Estes estimulam os músculos subjacente à lesão, permitindo uma recuperação mais rápida e com menos risco de deformações.

O nosso produto é composto por cortiça e adesivo/cola de poliuretano com o interior revestido a tecido de algodão. Da avaliação dos profissionais e pacientes concluímos que a nossa proposta contribui para a melhoria das condições atuais.

Acreditamos ainda que, caso a indústria corticeira seja envolvida de forma progressiva nesta proposta, tornar-se-á vantajoso para toda a área da saúde. Os recursos para a sua produção já existem na indústria, tornando-se uma oportunidade de negocio, evitando importação de outras ortóteses.

## 13 LIMITAÇÕES E SUGESTÕES FUTURAS

Os aglutinantes utilizados foram os que se encontraram disponíveis para a realização da fase experimental, apesar de uma vasta procura na zona norte e centro do país, apenas foram realizados testes com resina de poliuretanos, adesivo/cola de poliuretano, elastómero de poliuretano e resina termoendurecível de poliuretano, podendo ser alargados estes testes a outros aglutinantes.

Os moldes produzidos não competem com os da indústria, contudo, a falta de apoio monetário para a construção de moldes metálicos levou-nos ao desenvolvimento de moldes mais acessíveis e exequíveis.

Neste projeto foram apenas realizados protótipos para o braço esquerdo, futuramente, a construção de moldes com diferentes tamanhos, para o uso de pacientes nas diversas faixas etárias, assim como, a construção de moldes para o braço direito e/ou até outras zonas do corpo seriam fundamentais.

Apesar de validados por médicos e profissionais de saúde, o imobilizador em cortiça teria que ser submetido a diferentes testes mecânicos não realizados nesta investigação devido ao número elevado de protótipos e ao tempo que cada teste requer.

## REFERÊNCIAS

- Aiyer, Amiethab. 2014.
- Alves, Fernando Jorge Lino, Fernandes Jorge Sousa Braga, Manuel São Simões, Rui Jorge de Lemos Neto, and Teresa Margarida Guerra Pereira Duarte. 2001. *ProtoClick: Prototipagem Rápida*.
- Amorim. 2015. "A cortiça-um dos mais extraordinários produtos da natureza." Amorim, accessed 4 de Abril. <https://www.amorim.com/a-cortiça-o-que-e/>.
- Amorim. 2016.
- Anatomia, Aula de. 2001. "Sistema Esquelético." Aula de Anatomia, accessed 12 de Janeiro de 2018. <https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-esqueletico/>.
- Artec. 2018. "Professional 3D scanning solutions." accessed 8 de Junho de 2018. <https://www.artec3d.com/files/pdf/ArtecScanners-Booklet-EURO.pdf>.
- Basalla, George. 1989. *The evolution of technology*. Cambridge University Press.
- Bignoa. 2010. "Tala Ortopédica PVC para Punho, Mãos e Dedos Tima." Orto Ponto, accessed 15 de Janeiro de 2018. <https://www.ortoponto.com.br/produto/tala-ortopedica-pvc-para-punho-maos-e-dedos-tima-1412>.
- Bouxsein, Mary L. 2005. "Determinants of skeletal fragility." *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 19 (6):897-911. doi: <https://doi.org/10.1016/j.berh.2005.07.004>.
- Braunstein, Volker. 2006. O Foundation - AO/OTA Fracture Classification.
- C.Santili, G.Waiseberg, M.Akkari, R.M.V.Mota, L.M.B.Leite, and J.C.L.Prado. 1999. "Fraturas do terço distal do rádio na criança." *Revista Brasileira de Ortopedia* 34 (1):5.
- Castiglioni, Arturo. 1947. *História da Medicina* Edited by Companhia Nacional. Vol. 2.
- Cavendish, Marshall. 2010. *Mammal Anatomy: An Illustrated Guide*. Library of congress cataloging-in-publication data: Paul Bernabeo.
- Cesar, Daniel. "Introdução à Osteologia." Anatomia Online, accessed 12 Dezembro. <http://anatomiaonline.com/introducao-a-osteologia/>.
- Colton, C. L. 1998. "5,000 years of the treatment of fractures." *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur* 84 (Suppl. 1):23-26.
- Composites, Amorim Cork. 2011. "Metamorphosis." accessed 7 de Junho de 2018. <https://amorimcorkcomposites.com/pt/inovacao/casos-de-estudo/metamorphosis/>.
- Cooper, Cyrus, Elaine M. Dennison, Herbert G. M. Leufkens, Nicholas Bishop, and Tjeerd P. van Staa. 2004. "Epidemiology of Childhood Fractures in Britain: A Study Using the General Practice Research Database." *Journal of Bone and Mineral Research* 19 (12):1976-1981. doi: 10.1359/jbmr.040902.
- Cortiça, APCOR- Associação Portuguesa da. 2016. "Cortiça em Números." APCOR, accessed 20 de Abril de 2018. <https://www.apcor.pt/media-center/estatisticas/>.
- Cortiça, Centro Tecnológico da. 2010.
- Cuf. 2014. "Poliomielite." accessed 9 de Junho de 2018. <https://www.saudecuf.pt/mais-saude/doencas-a-z/poliomielite>.
- Donjoy. 2011. "ManuForce." Djo Global, accessed 15 de Janeiro de 2018. <https://www.djoglobal.com/products/donjoy/manuforce>.
- EGF. 1982. *Análise tecnológica do sector corticeiro*. Vol. I, II. Lisboa.
- Entralgo, Pedro Laín. 1978. *Medicina e Historia*. Edited by Ediciones Escorial. 2 ed. Madrid.
- Exos. 2016. "Long Thumb Spica II." Djo Global, accessed 15 de Janeiro de 2018. <http://www.djoglobal.com/products/exos/long-thumb-spica-ii-boa>.
- Fernández, Luis Velasco. 1970. *Aglomerados negros de corcho-Parte I e II*. 2 vols. Vol. 44. Madrid: Asociación de Investigación de las Industrias de la Madera.
- Ferreira, J.C., and N.F. Alves. 2003. "Integration of reverse engineering and rapid tooling in foundry technology." *Journal of Materials Processing Technology* 142:9. doi: 10.1016/S0924-0136(03)00601-0.
- Fess, E.E. 2005. *Hand and Upper Extremity Splinting: Principles & Methods*. Mosby.

- Fox, Daniel W., and Allen Wambach. 1972. Plastic Cast. In *United States Patent*, edited by General Electric Company. United States: 32,391.
- Fricker, Renato, Jesse Jupiter, and Matej Kastelec. 2004. "Nonoperative treatment; casting." AO Foundation, accessed 12 de Janeiro de 2018. [https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Radiu s&segment=Distal&classification=23-A1.1&treatment=&method=Cast&implantstype=&approach=&redfix\\_url=1285238880882&Language=en](https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Radiu s&segment=Distal&classification=23-A1.1&treatment=&method=Cast&implantstype=&approach=&redfix_url=1285238880882&Language=en).
- Geusens, Piet, and GeertJan Dinant. 2007. "Integrating a Gender Dimension into Osteoporosis and Fracture Risk Research." *Gender Medicine* 4 (Supplement 2):S147-S161. doi: [https://doi.org/10.1016/S1550-8579\(07\)80055-6](https://doi.org/10.1016/S1550-8579(07)80055-6).
- Gibson, Lorna J., and Michael F. Ashby. 1997. *Cellular Solids: Structure and Properties*. Englaterra: Cambridge University Press.
- Gil, Luis. 2009. "Cork Composites: A Review." 2.
- Gil, Luís. 1998. *Cortiça-Produção, Tecnologia e Aplicação*. Lisboa: INETI.
- Gil, Luís.
- Guggenbuhl, Pascal. 2009. "Osteoporosis in males and females: Is there really a difference?" *Joint Bone Spine* 76 (6):595-601. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2009.10.001>.
- Healthcare, Mitch Medical. 2018. "Mitch Medical Healthcare: Extremity Splinting." Mitch Medical Healthcare, accessed 9 de Junho de 2018. <https://www.mitchmedical.us/extremity-splinting/view-the-past.html>.
- Hidrolight. 2013. "Órtese com Tala para Punho Bilateral." Hidrolight, accessed 15 de Janeiro de 2018. <http://www.hidrolight.com.br/product/ortese-tala-para-punho-bilateral/>.
- Institute, National Cancer. 2009. "Classification of the bone." National Cancer Institute, accessed 12 de Janeiro de 2018. <https://training.seer.cancer.gov/anatomy/skeletal/classification.html>.
- Lian, Ong Kim, and Tan Thuan Heng. 2002. "The impact of medical technology on healthcare today." *Hong Kong Journal of Emergency Medicine* 9:6.
- M.Sokovic, and J.Kopac. 2006. "RE (reverse engineering) as necessary phase by rapid product development." *Journal of Materials Processing Technology* 175 (1-3):6.
- Mercur. 2014. "Órtese Longa Punho com Tala." Mercur, accessed 15 de Janeiro de 2018. <http://www.mercur.com.br/produtos/visualizar/178/ortese-longa-punho-com-tala - detalhes-produto>.
- Mestre, Ana, and Luís Gil. 2011. "Cork for Sustainable Product Design." *Ciência & Tecnologia dos Materiais* 23 (3/4):11.
- Miller, Larry. 2007. "We're born with 270 bones. As adult we have 206.", Last Modified 9 Dezembro 2007, accessed 15 de Dezembro. <https://www.groundreport.com/were-born-with-270-bones-as-adults-we-have-206/>.
- Moore, Keith L., T.V.N. Persaud, and Mark G. Torchia. 2016. *Embriologia Clínica*. 1 vols. Vol. 1. Brasil: Elsevier Editora.
- Nicolini, Alexandre Pedro, Bruno Jannarelli, Mario Henrique Lobão Gonçalves, Francesco Camara Blumetti, Eiffel Tsuyoshi Dobashi, and Akira Ishida. 2010. "Tratamento das fraturas da diáfise dos ossos do antebraço em crianças e adolescentes." *Acta Ortopédica Brasileira* 18:35-38.
- Oliveira, Manuel Alves de, and Leonel de Oliveira. 2000. *The Cork*. Rio de Mouro: Amorim Group.
- Orfit. 2012. "AquaFit NS." Orfit, accessed 15 de Janeiro de 2018. <https://www.orfit.com/physical-rehabilitation/products/aquafit-ns/>.
- Peltier, Leonard F. 1993. *Fractures: A History and Iconography of Their Treatment*. Norman
- Physiology, Anatomy &. 2014. "Classification of Bones." Anatomy & Physiology, Last Modified 11 de Julho de 2014, accessed 12 de Janeiro de 2018. <http://anatomyandphysiologyi.com/function-and-classification-of-bones/>.
- Ponto, Orto. 2012. "Tala para Punho Longa Esquerdo Ortopédica Comfort Air Hidrolight com Sistema de Ventilação." Orto Ponto, accessed 15 de Janeiro de 2018.

<https://www.ortoponto.com.br/produto/tala-para-punho-longa-esquerdo-ortopedica-comfort-air-hidrolight-com-sistema-de-ventilacao-1746>.

- S.P.Silva, M.A.Sabino, E.M.Fernandes, V.M. Correló, L.F.Boesel, and R.L.Reis. 2005. "Cork: properties, capabilities and applications." *International Materials* 20.
- Sharma, Hemant, and Dhanasekara Prabu. 2013. "Plaster of Paris: Past, present and future." *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*:4.
- Silva, Fábio Pinto da. 2006. "O Uso da Digitalização Tridimensional a Laser no Desenvolvimento e Caracterização de Texturas Aplicadas ao Design de Produto." Mestre, Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais, universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- Silva, Joaquim Sande. 2007. *Arvores e Florestas de Portugal*. Vol. 3. Lisboa: Edição Público.
- Trigueiros, Miguel. 2018. Portugal, Porto.
- Vieira, Henrique Duarte. 2009. "Análise de Características da Cortiça Amadia Relevantes para a sua Qualidade Industrial." Mestre, Instituto Superior de Agronomia, Universidade Técnica de Lisboa.
- Wolfovitch, Moysés, Luis Schiper, and Luiz Wolfovitch. 2007. "A História da Ortopedia no Estado da Bahia." *Gazeta médica da Bahia* 77 (2):5.

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura. 2.1 – Estrutura de osso longo (Cummings 2009).....	7
Figura. 2.2 – Esquemática da estrutura óssea do membro superior (Fonte autor). .....	8
Figura. 2.3 – Distribuição dos ossos do carpo (Anatomia 2001).....	8
Figura. 2.4 – Distribuição dos osso da zona proximal (Anatomia 2001). ....	8
Figura. 2.5 – Distribuição dos ossos da zona distal (Anatomia 2001). ....	9
Figura. 2.6 – Esquemas anatómico do antebraço(Braunstein 2006).....	9
Figura. 2.7 – Esquema de articulações no punho (Braunstein 2006). ....	9
Figura. 2.8 – Demonstração do movimento de pronação (Braunstein 2006). ....	10
Figura. 2.9 – Demonstração do movimento de supinação (Braunstein 2006) ....	10
Figura. 2.10 – Estágios da cicatrização de uma fratura (Aiyer 2014).....	12
Figura. 2.11 – Ilustração de imobilização com talas e tecido (Google Imagens)..	17
Figura. 2.12 – Ilustração de armadura em metal para imobilização do braço (Healthcare 2018). ....	18
Figura. 2.13 – Ilustração de armadura para imobilização de todo o corpo (Healthcare 2018). ....	18
Figura. 2.14 – Ortótese de fabricante reconhecido na época (Healthcare 2018)..	19
Figura. 2.15 – Ortótese combinada com elásticos (Healthcare 2018).....	21
Figura. 2.16 – Imobilizador termoplástico by Bunnell em 1945 (Healthcare 2018).	22
Figura. 2.17 – Primeira fase da aplicação do gesso (Fricker, Jupiter, and Kastelec 2004). ....	25
Figura. 2.18 – Remoção do gesso (Fricker, Jupiter, and Kastelec 2004). ....	25
Figura. 2.19 – Movimentos da extremidade (Fricker, Jupiter, and Kastelec 2004).	25
Figura. 2.20 – Timeline imobilizadores (Fonte autor).. ....	27
Figura. 2.21 – Procedimento do imobilizador Cortex Cast (Evill and Evill 2013). ..	28
Figura. 2.22 – Cortex Cast by Jake Evill (Evill and Evill 2013).....	28
Figura. 2.23 – Custom-Made Plastic Cast by MediPrint (Print 2014).....	28
Figura. 2.24 – 3D Printed Wrist Brace by MobiLab (More 2012). ....	29
Figura. 2.25 – Orthopaedic Cast (Pietila 2016). ....	30
Figura. 2.26 – 3D Printed Wrist Brace (Bastian 2014).....	30

Figura. 2.27—Post Operative by Scott Summit (Summit 2014). .....	30
Figura. 2.28—Wrist Fracture by Scott Summit (Summit 2007). .....	31
Figura. 2.29—Tala em PVC, vista inferior e superior (Bignoia 2015). .....	32
Figura. 2.30—Ortótese revestida a algodão com fecho em velcro (Mercur 2014).32	
Figura. 2.31—Ortótese com sistema de ventilação e fecho por velcro (Ponto 2012). 33	
Figura. 2.32—Ortótese bilateral (Hidrolight 2013). .....	33
Figura. 2.33—Suporte elástico de estabilização e compressão (Donjoy 2011). ...	33
Figura. 2.34—Imobilizador termoformado com sistema de fecho ajustável (Exos 2016). .....	34
Figura. 2.35—Exemplo de ortótese feita em AquaFit NS (Orfit 2012). .....	34
Figura. 2.36—Recorte retangular do material seguida de aquecimento em água a 65° (Efectiv 2012). .....	34
Figura. 2.37—Moldação e acabamento feito manualmente (Efectiv 2012). .....	34
Figura. 3.38—Sinalização das zonas de maior tensão (Fonte autor). .....	38
Figura. 3.39—Vista lateral direita, zona de tensão (Fonte autor).. .....	38
Figura. 3.40—Vista lateral esquerda, zona de tensão(Fonte autor). .....	38
Figura. 3.41—Vista lateral direita, demonstração correta de posição (Fonte autor)..39	
Figura. 3.42—Estudo 1, vista superior (Fonte autor).. .....	40
Figura. 3.43—Estudo 1, vista inferior (Fonte autor). .....	40
Figura. 3.44—Segundo modelo, vista frontal, lateral esquerda, traseira e lateral direita, respetivamente (Fonte autor). .....	40
Figura. 3.45— Terceiro modelo em tecido, vista frontal e traseira (Fonte autor)...	41
Figura. 3.46—Pormenor zona de ajuste com elástico e fecho com mola do terceiro modelo (Fonte autor). .....	41
Figura. 3.47—Pormenor zona de ajuste com elástico do terceiro modelo (Fonte autor). .....	41
Figura. 3.48—Vista de topo do quarto modelo (Fonte autor). .....	42
Figura. 3.49— Quarto modelo, vista frontal e traseira, respetivamente..42	
Figura. 3.50—Pormenor de varetas metálicas do quarto modelo (Fonte autor)..	42
Figura. 3.51—Quinto modelo, vista zona exterior e interior, respetivamente (Fonte autor).. .....	43
Figura. 3.52— Demonstração de tira de alumínio do quinto modelo (Fonte autor)..	43

Figura. 3.53—Vistas molde em gesso (frente, lateral esquerda, trás e lateral direita, respetivamente) (Fonte autor).....	44
Figura. 3.54— Vistas primeiro protótipo em cortiça (frente, lateral esquerda, trás e lateral direita, respetivamente) (Fonte autor).....	45
Figura. 3.55— Segundo modelo em cortiça, vista frontal, lateral esquerda, traseira e lateral direita, respetivamente (Fonte autor).....	45
Figura. 3.56—Segundo molde em gesso, vista frontal, lateral esquerda, traseira, lateral direita, respetivamente (Fonte autor).....	46
Figura. 3.57—Terceiro modelo em cortiça, vista frontal, lateral esquerda, traseira, lateral direita, respetivamente (Fonte autor).....	47
Figura. 3.58—Timeline cortiça (Fonte autor).....	48
Figura. 3.59—Esquema da formação de cortiça (Gil 2009).....	49
Figura. 3.60— Estrutura do tronco do sobreiro .(Amorim 2016).....	50
Figura. 3.61 — Estrutura celular em favo-de-mel da cortiça (Gil 2009).....	51
Figura. 3.62 —Esquemática formação de granulados (Fonte autor).....	53
Figura. 3.63—Cork Clogs by Alejandro Aravena (Composites 2011).....	55
Figura. 3.64—Stow by James Irvine (Amorim 2018, Capitão 2018).....	55
Figura. 3.65—Cork Kit by Amanda Levet (Imobiliário 2017, AL_A's 2014).....	56
Figura. 3.66—Cork Shoes/ Cork Bowl by Jasper Morrison (Morrison 2005).....	56
Figura. 3.67—Bancos em cortiça by Álvaro Siza (Composites 2011).....	56
Figura. 3.68—Puxadores e Corrimão by Eduardo Souto Moura (Cortiça 2016).....	57
Figura. 3.69—Bancos by Naoto Fukasawa (Composites 2011).....	57
Figura. 3.70—SurfBoard by Mercedes Benz & Amorim(Cortiça 2016, Composites 2011).....	57
Figura. 3.71 —Scanner Artc Eva (Artec 2018).....	59
Figura. 3.72—Processo de digitalização e processamento de dados partindo do scanner (Fonte autor).....	61
Figura. 3.73—Modelo em STL proveniente do scanner (Fonte autor).....	61
Figura. 3.74—Vista interior do modelo reduzido em 99% (Fonte autor).....	61
Figura. 3.75—Vista livre do modelo reduzido em 99% (Fonte autor).....	62
Figura. 3.76—Vista lateral direita do modelo reduzido em 99% (Fonte autor).....	62
Figura. 3.77—Corte do modelo (Fonte autor).....	62

Figura. 3.78—Vista lateral direita e esquerda, respetivamente, do modelo em desenvolvimento (Fonte autor). .....	63
Figura. 3.79—Primeiro método de fecho/abertura em diagonal com cinco milímetros (Fonte autor). .....	63
Figura. 3.80—Segundo método de fecho/abertura em diagonal com dois centímetros (Fonte autor). .....	63
Figura. 3.81—Terceiro método de fecho/abertura reto com dois centímetros (Fonte autor). .....	64
Figura. 3.82—Primeiro modelo (Fonte autor). .....	64
Figura. 3.83—Segundo modelo (Fonte autor). .....	64
Figura. 3.84—Terceiro modelo (Fonte autor). .....	65
Figura. 3.85—Molde CNC (Fonte autor). .....	66
Figura. 3.86—Molde 2 (Fonte autor). .....	66
Figura. 3.87—Molde 3 (Fonte autor). .....	66
Figura. 3.88—Molde 4 (Fonte autor).. .....	66
Figura. 3.89—Molde de Ferro (Fonte autor). .....	66
Figura. 3.90—Pesagem da cortiça, do adesivo de poliuretano e mistura efetuada, respetivamente (Fonte autor). .....	67
Figura. 3.91—Molde CNC antes e depois do deposito da mistura (Fonte autor). .....	67
Figura. 3.92—Prensa hidráulica utilizada com compressão do molde (Fonte autor).. .....	67
Figura. 3.93—Pormenor do molde após compressão com a mistura no seu interior (Fonte autor). .....	67
Figura. 3.94—Amostra 1 (Fonte autor). .....	68
Figura. 3.95—Molde 2 com mistura (Fonte autor). .....	68
Figura. 3.96—Molde a ser prensado (Fonte autor). .....	68
Figura. 3.97—Pressão do molde efetuada com grampo (Fonte autor).. .....	69
Figura. 3.98—Pormenor do molde e da mostra (Fonte autor). .....	69
Figura. 3.99—Amostra 2 (Fonte autor). .....	69
Figura. 3.100—Molde de ferro com mistura (Fonte autor). .....	70
Figura. 3.101—Molde de ferro fechado com a mistura (Fonte autor). .....	70
Figura. 3.102—Pressão aplicada no molde de ferro através de prensa hidráulica (Fonte autor). .....	70

Figura. 3.103—Vista superior, inferior e espessura da Amostra 3, respetivamente (Fonte autor). .....	70
Figura. 3.104—Processo do teste 5 (Fonte autor).....	71
Figura. 3.105—Amostra 4 (Fonte autor).....	71
Figura. 3.106—Processo ilustrativo do teste 6 (Fonte autor).. .....	72
Figura. 3.107—Amostra 5 (Fonte autor).....	72
Figura. 3.108—Molde com matéria-prima e chapa de metal (Fonte autor). .....	73
Figura. 3.109—Amostra 6 (Fonte autor).....	73
Figura. 3.110—Processo teste 8 (Fonte autor).....	74
Figura. 3.111—Amostra 7 (Fonte autor).....	74
Figura. 3.112—Amostra 8 (Fonte autor).....	74
Figura. 3.113—Molde 5 com mistura para teste 10 (Fonte autor).....	75
Figura. 3.114—Amostra 9 (Fonte autor).....	75
Figura. 3.115—Amostra 10 (Fonte autor).....	76
Figura. 3.116—Amostra 11 (Fonte autor).....	76
Figura. 3.117—Amostra 12 (Fonte autor).....	77
Figura. 3.118—Amostra 13 (Fonte autor).....	77
Figura. 3.119—Amostra 14 (Fonte autor).....	78
Figura. 3.120—Amostra 15 (Fonte autor).....	79
Figura. 3.121—Amostra 16 (Fonte autor).....	79
Figura. 3.122—Processo de construção da primeira e segunda parte do Molde 1 (Fonte autor). .....	81
Figura. 3.123—Processo de construção da terceira parte do Molde 1 (Fonte autor). 82	
Figura. 3.124—Processo de construção de protótipos (Fonte autor). .....	83
Figura. 3.125—Aspeto de protótipo retirado do molde (Fonte autor). .....	84
Figura. 3.126—Primeiros protótipos após processo de acabamento iniciais (Fonte autor).. .....	84
Figura. 3.127—Braço em cera (Fonte autor). .....	85
Figura. 3.128—Primeiras etapas do processo de construção do molde 2 (Fonte autor). .....	86
Figura. 3.129—Aplicação de silicone na primeira etapa (Fonte autor).. .....	87

Figura. 3.130—Derrame de resina gesmonite e limpeza de excessos (Fonte autor)..	87
Figura. 3.131 —Demonstração da aplicação de barro e construção do molde em resina gesmonite (Fonte autor)..	88
Figura. 3.132—Fases do processo com aplicação de silicone na segunda etapa (Fonte autor)..	89
Figura. 3.133—Estrutura metálica elaborada sobre o molde 2 (Fonte autor)..	90
Figura. 3.134—Molde 2 com estrutura de metal e pressão aplicada com elásticos (Fonte autor)..	91
Figura. 3.135—Processo de retirada do protótipo do molde (Fonte autor)..	91
Figura. 3.136—Vistas protótipo 1 (Fonte autor)..	92
Figura. 3.137—Vistas protótipo 2 (Fonte autor)..	92
Figura. 3.138—Vistas protótipo 3 (Fonte autor)..	93
Figura. 3.139—Vistas protótipo 4 (Fonte autor)..	94
Figura. 3.140—Vistas protótipo 5 (Fonte autor)..	94
Figura. 3.141—Vistas protótipo 5 com orifícios (Fonte autor)..	95
Figura. 3.142—Vistas protótipo 6 (Fonte autor)..	96
Figura. 3.143—Protótipo 6 com elásticos e zona de fratura (Fonte autor)..	97
Figura. 3.144—Protótipo 7, perfuração e lixa elétrica (Fonte autor)..	98
Figura. 3.145- Vistas protótipo 8 (Fonte autor)..	99
Figura. 3.146- Protótipo 8 com método de fecho 1 (Fonte autor)..	99
Figura. 147- Protótipo 8 com método de fecho 2 (Fonte autor)..	100
Figura. 3.148- Vistas protótipo 9 (Fonte autor)..	101
Figura. 3.149- Vistas protótipo 10 (Fonte autor)..	102
Figura. 3.150- Vistas protótipo 11 (Fonte autor)..	102
Figura. 3.152- Avaliação por Miguel Trigueiros (Fonte autor)..	103
Figura. B.1- Testes com elastómero de poliuretano e resina de poliuretano termoplástica (Fonte autor)..	122
Figura. C.1 —Diferença entre superfície sem e com cera de abelha (Fonte autor)	123
Figura. C.2- Teste de cor (Fonte autor)..	123

## ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

CAD	Computer Aided Design
CAE	Computer Aided Engineering
CAM	Computer Aided Manufacturing
cm	Centímetro
CNC	Computer Numeric Control (inglês). Controlo numérico computadorizado
FBAUP	Faculdade de Belas Artes da Universidade do Porto
FDM	Fused Deposition Modeling (inglês) Modelação por deposição de material fundido
g	Gramas
IDEGUI	Instituto de Design de Guimarães
INEGI	Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial
m	Metro
MDF	Medium-Density Fiberboard (inglês) Painel de fibras de média densidade, material derivado da madeira
mm	Milímetro
mp	Megapixel
NURBS	Non Uniform Rational Basis Spline (inglês)
PVC	Policloreto de Vinilo
SLS	Selective Laser Sintering (inglês) Sinterização Seletiva a Laser
STL	Stereolithography (inglês) Estereolitografia
UPorto	Universidade do Porto
3D	Três Dimensões, tridimensional

# ANEXOS A

## FICHAS TÉCNICAS DOS AGLUTINANTES

 <b>HB QUIMICA - REPRESENTAÇÕES COMÉRCIO E SERVIÇOS, LDA</b>		<h3>FICHA TÉCNICA</h3>				
<b>Armazém / Escritório: Trav. De Gatões, Armazém A</b> <b>4460-886 CUSTÓIAS MTS</b> <small>hbarros@hbquimica.mail.pt - Capital Social 5.000,00 € - Mat. C.R.C Matosinhos sob o nº 57910</small>						
<b>Tlf: 93.9697781 / 22.9533344 Fax: 22.9531156</b>						
<b>N.C. 505 435 730</b>		<b>HB R16-26 A + B</b>				
<b>GENERALIDADES:</b>						
<b>APLICAÇÕES:</b> O <b>HB R16-26</b> é uma resina de poliuretano para vazamento directo com a adição de carga mineral, para a confecção de negativos, moldes e maquetas. Para o uso em ferramentas para termoconformado, adicionar carga de alumínio, de forma a melhorar a condutividade térmica.						
<b>CARACTERÍSTICAS:</b> Rápida desmoldagem; boa resistência à temperatura, após pós-cura; baixa viscosidade; proporção variável de adição de cargas; proporção de mistura 1:1 em peso.						
<b>PRECAUÇÕES NA UTILIZAÇÃO:</b> Durante o uso seguir, estritamente, as regras de higiene de trabalho apropriadas: locais ventilados, uso de luvas e óculos, agitar bem o produto, antes da sua utilização.						
<b>ARMAZENAGEM:</b> Este produto pode ser conservado durante 6 meses, resguardado da humidade, a uma temperatura inferior a 25°C, nas embalagens de origem, sem as abrir. Após abertura, utilizar até um mês, em local seco.						
<b>EMBALAGENS:</b>						
HB R16-26 A (POLIOL)      6 x 1kg		HB R16-26 B (ISOCIANATO)      6 X 1Kg				
<b>CARACTERÍSTICAS DA MISTURA</b>						
HB R16-26 A (POLIOL) - HB R16-26 B (ISOCIANATO)		PROPORÇÃO DA MISTURA	VISCOSIDADE EM mPa.s	TEMPO ABERTO DA MISTURA, A 25° C	VISCOSIDADE EM mPa.s	TEMPO PARA DESMOLDAGEM
HB R16-26 A + HB R16-26 B		100 gr	80	5'45"	90 +/- 10	90 MINUTOS
		100 gr				
<b>CARACTERÍSTICAS DO HB R16-26 A + B APÓS UMA SEMANA A 25° C</b>						
		UNIDADES		VALOR		
DUREZA		Shore D		80		
PESO ESPECÍFICO		gr / cc		1,05		
Tg (TMA) ( com tratamento térmico )		0° C		100		
CONTRACÇÃO LINEAR		0/00		140		
TEMPO DE DESMOLDAGEM ESPESSURA FINA (5 mm)		MINUTOS		90		



HB QUÍMICA - REPRESENTAÇÕES COMÉRCIO E SERVIÇOS, LDA

## FICHA TÉCNICA

Amazém / Escritório: Trav. De Gatões, Amazém A  
4460-886 CUSTÓIAS MTS

hbarros@hbquimica.mail.pt - Capital Social 5.000,00 € - Mat. C.R.C Matosinhos sob o nº 57910

Tlf: 93.9697781 / 22.9533344 Fax: 22.9531156

N.C. 505 435 730

**HB PMC 780E A + B**

### GENERALIDADES:

#### APLICAÇÕES:

O **HB PMC 780E** é um elastómero de poliuretano destinado ao fabrico de madres, moldes e modelos em várias indústrias.

#### CARACTERÍSTICAS:

Multifuncional. Facilidade de utilização. Baixa viscosidade. Boa resistência à rasgagem, ao impacto e à abrasão. Grande estabilidade dimensional.

#### PRECAUÇÕES NA UTILIZAÇÃO:

Durante o uso seguir, estritamente, as regras de higiene de trabalho apropriadas: locais ventilados, uso de luvas e óculos e máscara de protecção.

#### ARMAZENAGEM:

Este produto pode ser conservado durante 12 meses, resguardado da humidade a uma temperatura inferior a 25°C, em embalagens de origem, sem as abrir.

#### EMBALAGENS:

RESINA HB PMC 780E A

1 Kg

ENDURECEDOR HB PMC 780E B

0,3 Kg

CARACTERÍSTICAS DA MISTURA <i>RESINA+ENDURECEDOR HB PMC 780E</i>	PROPORÇÃO DA MISTURA	VISCOSIDADE EM Cps	TEMPO ABERTO DA MISTURA, A 25° C	VISCOSIDADE EM Cps	TEMPO PARA DESMOLDAGEM
	<i>RESINA HB PMC 780E A</i> + <i>ENDURECEDOR HB PMC 780E B</i>	100 gr  30 gr	4000	30 MINUTOS	4000

CARACTERÍSTICAS DO <i>HB PMC 780E A + B</i> APÓS UMA SEMANA A 25° C	UNIDADES	VALOR
DUREZA	Shore A	80
PESO ESPECÍFICO	gr / cc	1,09
RESISTENCIA À RASGAGEM (ASTM D624 mould B)	N/mm	40
ALONGAMENTO À RUPTURA	%	600



HB QUÍMICA - REPRESENTAÇÕES COMÉRCIO E SERVIÇOS, LDA

Armazém / Escritório: Trav. De Gatões, Armazém A  
4460-886 CUSTÓIAS MTS

hbarros@hbquimica.mail.pt - Capital Social 5.000,00 € - Mat. C.R.C Matosinhos sob o nº 57910

Tlf: 93.9697781 / 22.9533344 Fax: 22.9531156

N.C. 505 435 730

## FICHA TÉCNICA

### HB UR GRE 17 A + B

**GENERALIDADES:**

**APLICAÇÕES:**

**O HB UR GRE 17 A+B** é uma resina de poliuretano destinada à reprodução de texturas para a indústria de maquetas.

**CARACTERÍSTICAS:**

Multifuncional. Facilidade de utilização. A baixa viscosidade deste sistema permite uma rápida mistura e fácil aplicação. Contração inapreciável. Desmoldagem rápida.

**PRECAUÇÕES NA UTILIZAÇÃO:**

Durante o uso seguir, estritamente, as regras de higiene de trabalho apropriadas: locais ventilados, uso de luvas e óculos.

**ARMAZENAGEM:**

Este produto pode ser conservado durante 6 meses, resguardado da humidade, a uma temperatura inferior a 25°C, nas embalagens de origem, sem as abrir. Após abertura, utilizar até um mês, em local seco.

**EMBALAGENS:**

HB UR GRE 17 A (POLIOL)	1 kg	HB UR GRE 17 B (ISOCIANATO)	1 Kg					
<b>CARACTERÍSTICAS DA MISTURA</b>				PROPORÇÃO DA MISTURA	VISCOSIDADE EM mPa.s	TEMPO ABERTO DA MISTURA, A 25° C	VISCOSIDADE EM mPa.s	TEMPO PARA DESMOLDAGEM
<b>HB UR GRE 17 A + HB UR GRE 17 B</b>								
<b>HB UR GRE 17 A + HB UR GRE 17 B</b>				100 gr	1,20 +/- 20	1 MINUTO	90 +/- 10	30 MINUTOS
<b>50 ou 43 gr</b>				40 +/- 5				
<b>CARACTERÍSTICAS DO HB UR GRE 17 A+B APÓS UMA SEMANA A 25° C</b>				UNIDADES		VALOR		
DUREZA				Shore D		57		
PESO ESPECÍFICO				gr / cc		1,03		
Tg (TMA)				0° C		54		
CONTRACÇÃO LINEAR				mm/m		1,5 +/- 0,3		
TEMPO DE DESMOLDAGEM ESPESSURA FINA (3 mm)				MINUTOS		30		
TEMPO DE ENDURECIMENTO COMPLETO A 25°C				MINUTOS		30 A 45		

## ANEXOS B

### TESTES DE AGLUTINANTES



*Figura. B.1— Testes com elastómero de poliuretano e resina de poliuretano termoplástica.*

## ANEXOS C

### SUPERFÍCIE

Como protetor de superfície da peça, foi testada a cera de abelha como método de acabamento. O facto de ser um produto natural apresenta menos hipóteses de causar irritações ao paciente, conferindo um brilho à peça.



*Figura. C.1 — Diferença entre superfície sem e com cera de abelha.*

Foi introduzida cor, aplicada na finalização da peça através de tinta spray, com o intuito de cativar a criança facilitando a sua aceitação na utilização do imobilizador, conferindo um carácter emocional à peça, uma vez que poderia ser escolhida a cor desejada.



*Figura. C.2- Teste de cor.*