



**Ricardo Manuel  
Martins Moreira**

**Desenvolvimento de uma prótese infantil adaptável**





**Ricardo Manuel  
Martins Moreira**

## **Desenvolvimento de uma prótese infantil adaptável**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica realizada sob a orientação científica do Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e coorientação científica do Professor Doutor Mário Augusto Pires Vaz, Professor Associado com Agregação da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.



**o júri / the jury**

presidente / president

**Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos**  
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

**Professor Doutor Rui Jorge Dias Costa**  
Professor Adjunto da Universidade de Aveiro (Arguente Principal)

**Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas**  
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (orientador)



**agradecimentos /  
acknowledgements**

Agradeço ao orientador Prof. Doutor Carlos Relvas e ao coorientador Prof. Doutor Mário Vaz por partilharem os seus conhecimentos científicos e pelo apoio e incentivo demonstrados durante a realização do trabalho.

Agradeço ao Engenheiro António Festas pela disponibilidade para maquinar os componentes da prótese.

Agradeço à Doutora Inês Machado Vaz pela paciência e conhecimentos partilhados.

Agradeço a todos os colegas e verdadeiros amigos que acompanharam e estiveram sempre disponíveis nos momentos em que mais precisei.

Agradecimento especial dedicado a toda a família e à minha namorada por estarem do meu lado e por me apoiarem durante todo o percurso, não só no decorrer desta dissertação como todo o percurso académico.





## Resumo

As próteses infantis distinguem-se dos outros tipos de próteses devido à sua morfologia reduzida e simplificação nas suas funcionalidades em comparação às próteses para adultos ou idosos. Esta última característica é consequente da taxa de incidência da amputação na população pediátrica que é relativamente baixa em relação às outras populações e pelo tempo reduzido de utilização da prótese causado pelo crescimento da criança, que leva a que as próteses e os seus componentes sejam ajustados ou substituídos periodicamente.

O objetivo desta dissertação é desenvolver uma prótese transfemoral infantil adaptável ao crescimento do utilizador e simultaneamente resistente a ambientes balneários para uma criança que sofreu de síndrome de bandas amnióticas do qual resultaram uma série de malformações, incluindo a amputação do membro inferior direito ao nível do joelho. O desenvolvimento deste produto, que é considerado um dispositivo médico, começou pela recolha e análise das necessidades do utilizador através de uma ferramenta própria denominada de QFD (*Quality Function Deployment*). Definidas as características do produto, elaborou-se um conceito que reflete as necessidades recolhidas do utilizador durante a análise QFD e posteriormente foi elaborado um modelo tridimensional com base nesse mesmo conceito com o apoio de um *software* de modelação CAD 3D (*Computer Aided Design*). Os modelos tridimensionais foram usados como base para a criação dos modelos numéricos para as simulações estruturais com elementos finitos dos componentes constituintes da prótese e para o fabrico dos mesmos.

Com os modelos tridimensionais validados passou-se ao processo prototipagem da prótese com objetivo de analisar e detetar potenciais falhas nos sistemas desenvolvidos. Foi construído um protótipo técnico-funcional com recurso a métodos de maquinagem convencional e CNC (*Computerized Numerical Control*) que requereu uma prévia preparação dos modelos dos componentes a maquinar através de um *software* CAM (*Computer Aided Manufacturing*). Seguidamente foi efetuada uma análise de modos de falhas e efeitos ou FMEA para a deteção de falhas e aplicação das respetivas ações corretivas no protótipo.

O resultado deste processo de desenvolvimento foi uma prótese de fabrico viável capaz de satisfazer as necessidades do utilizador e contribuir positivamente para a qualidade de vida do mesmo.



## Abstract

Children's prostheses are distinguished from other types of prostheses because of its reduced size and simplified features compared to prostheses for adults or seniors. The simplified features are the consequence of relatively low incidence rate of amputation in the pediatric population compared to other populations and the short period of use of the prosthesis due to the growth of the child, which leads to periodical adjustments and replacements of the prosthesis components.

The aim of this thesis is to develop a transfemoral child prosthesis adaptable to the user's growth and simultaneously resistant to aquatic environments for a child who suffered from amniotic band syndrome which resulted in a series of malformations, including a lower limb amputation at the knee level.

The development of this product, which is considered a medical device, began in the collection and analysis of user needs through a tool called QFD (Quality Function Deployment). With the product characteristics defined, it was elaborated a concept that reflects the collected user needs during the QFD analysis and a three-dimensional model was subsequently prepared based on the same concept with the help of a CAD 3D (Computer Aided Design) modelling software. The three-dimensional models were used as a basis for the creation of numerical models for structural finite element simulations of the prosthesis components.

With the validated three-dimensional models through the structural analyses, the development process went to the prototyping stage in order to analyse and detect potential failures in the systems developed. A technical-functional prototype was built using conventional machining methods and CNC machining (Computerized numerical control) which required prior preparation of models of the components to be machined using a CAM (Computer Aided Manufacturing) software. Then it was made an analysis of failure modes and effects or FMEA for the detection of failures and application of the respective corrective actions on the prototype.

The result of this development process was a viable manufacturing prosthesis able to satisfy the user needs and contribute positively to the quality of life.



# Conteúdo

<b>Conteúdo</b>	<b>i</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>iii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>v</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Problema . . . . .	1
1.2 Motivação e Objetivo . . . . .	2
1.3 Conteúdos da tese . . . . .	2
<b>2 Enquadramento</b>	<b>4</b>
2.1 Amputação . . . . .	4
2.1.1 Classificação da amputação . . . . .	5
2.1.2 Etiologia e epidemiologia da amputação . . . . .	6
2.2 Próteses . . . . .	7
2.2.1 Próteses transfemorais . . . . .	7
2.2.2 Procedimentos de protetização . . . . .	9
2.2.3 Ciclo de marcha . . . . .	11
<b>3 Projeto e desenvolvimento</b>	<b>13</b>
3.1 Projeto de dispositivos médicos . . . . .	13
3.2 Requisitos e especificações do produto . . . . .	15
3.3 Análise morfológica . . . . .	20
3.4 Proposta de solução . . . . .	28
<b>4 Dimensionamento da solução</b>	<b>31</b>
4.1 Modelo tridimensional . . . . .	31
4.2 Análise e simulação . . . . .	43
4.3 Análise de resultados . . . . .	50
<b>5 Fabrico do modelo protótipo</b>	<b>54</b>
5.1 Processos e materiais . . . . .	54
5.2 Modelo físico . . . . .	59
5.3 Análise de modo e efeito de falha (FMEA) . . . . .	61
<b>6 Conclusões e Trabalhos futuros</b>	<b>63</b>

<b>Referências</b>	<b>65</b>
<b>A Anexos</b>	<b>69</b>
<b>B Desenhos técnicos</b>	<b>75</b>

# Lista de Figuras

2.1	Taxa de ocorrência dos níveis de amputação nos membros. (WORLD HEALTH ORGANIZATION USA (2004)) . . . . .	6
2.2	Exemplos de próteses transfemorais. (OTTOBOCK (2015)) . . . . .	8
2.3	Molde "negativo" do coto em ligaduras de gesso. . . . .	9
2.4	Réplica da volumetria do coto em gesso. . . . .	10
2.5	Aplicação do material termoendurecível para obtenção do encaixe final. . . . .	10
2.6	Fases e subfases do ciclo de marcha humano. (Adaptado de BIOMETRICS (2011))	12
3.1	Aplicação de métodos de controlo para um processo de design em cascata. (Adaptado de FDA (1997)) . . . . .	14
3.2	Modelo do tipo "casa da qualidade" representativo de um <i>QFD</i> . . . . .	16
3.3	Exemplos de joelhos protéticos mecânicos. (CORPORATE; OSSUR) . . . . .	21
3.4	Soluções tecnológicas de joelho protético mecânico. . . . .	22
3.5	Joelho protético computadorizado. ("Genium" da Ottobock <sup>®</sup> ) . . . . .	23
3.6	Exemplos de pés protéticos estáticos. . . . .	24
3.7	Exemplos de pés protéticos dinâmicos. . . . .	25
3.8	Exemplos de pés protéticos de resposta dinâmica. . . . .	25
3.9	Exemplo de hastes protéticas. . . . .	26
3.10	Adaptadores protéticos standard piramidais com ligação do tipo "4-holes". . . . .	27
3.11	Adaptadores protéticos standard piramidais com ligações roscadas e por aperto. . . . .	27
3.12	Exemplo de coberturas estéticas. . . . .	28
3.13	Esboço com a morfologia do joelho protético a desenvolver. . . . .	29
3.14	Esboço da geometria e sistema de extensão da haste protética a desenvolver. . . . .	29
3.15	Esboço da cobertura estética com aparência morfológica natural. . . . .	30
4.1	Movimento de flexão natural do joelho. (Adaptado de PELLIS (2010)) . . . . .	32
4.2	Representação do ângulo de sobre extensão do joelho protético. . . . .	33
4.3	Modelos tridimensionais dos componentes principais do joelho protético. . . . .	33
4.4	Modelo tridimensional do joelho protético. . . . .	34
4.5	Dimensões dos segmentos corporais em função da altura. (Adaptado de DRILLIS/CONTINI (1966)) . . . . .	36
4.6	Modelos tridimensionais dos componentes que integram os adaptadores piramidais fêmea. . . . .	38
4.7	Modelo tridimensional do componente roscado que permite a extensão da haste. . . . .	38
4.8	Modelos tridimensionais do casquilho roscado e do componente de aperto. . . . .	39
4.9	Esquema representativo do tipo de ligações entre os componentes da haste. . . . .	39

4.10	Modelos tridimensionais da haste e do joelho protéticos. . . . .	41
4.11	Modelos tridimensionais do conceito da cobertura estética de aparência morfológica natural. . . . .	42
4.12	Esquema representativo do método de fixação da cobertura estética. . . . .	42
4.13	Modelo tridimensional do conjunto dos componentes protéticos (joelho, haste, pé e cobertura estética). . . . .	43
4.14	Modelos numéricos de elementos finitos dos componentes do joelho e as respectivas condições da simulação. . . . .	46
4.15	Gráfico com a variação da magnitude dos deslocamentos com o refinamento da malha. . . . .	47
4.16	Diagrama das condições de carga aplicadas na haste durante a simulação. . . . .	49
4.17	Representação da malha no modelo numérico completo da haste. . . . .	49
4.18	Detalhe da distribuição de tensões de <i>Von-Mises</i> no componente superior do joelho (escala em <i>Pa</i> ). . . . .	51
5.1	Máquinas ferramenta usadas no fabrico do protótipo. . . . .	55
5.2	Modelo tridimensional de preparação do componente inferior do joelho para maquinação CNC. . . . .	55
5.3	Simulação dos percursos da ferramenta na maquinação CNC dos componentes do joelho protético. . . . .	56
5.4	Modelos simulados dos resultados das operações de maquinação dos componentes do joelho. . . . .	57
5.5	Resultado do processo de fabrico dos componentes do joelho. . . . .	58
5.6	Joelho protético de eixo-único desenvolvido. . . . .	59
5.7	Montagem dos componentes maquinados. . . . .	60
5.8	Representação do sistema ligado a um encaixe e a um pé protético. . . . .	61
5.9	Implementação do novo método de fixação do veio. . . . .	62
A.1	Curva de crescimento ponderal anual de indivíduos de sexo feminino entre 2 e 20 anos (Estatura).(DIRECÇÃO-GERAL DA SAÚDE (2006)) . . . . .	70
A.2	Matriz de relações da análise QFD. . . . .	72
A.3	Curva de crescimento ponderal anual de indivíduos de sexo feminino entre 2 e 20 anos (Peso). (DIRECÇÃO-GERAL DA SAÚDE (2006)) . . . . .	73



# Lista de Tabelas

2.1	Principais níveis de amputação no membro inferior . . . . .	5
2.2	Níveis de capacidade funcional. (Adaptado de GAILEY <i>et al.</i> (2002)) . . . . .	11
3.1	Divisão e enquadramento dos requisitos do cliente. . . . .	17
3.2	Parâmetros de design organizados por componente e respetiva direção de melhoria. . . . .	18
3.3	Comparação da importância relativa dos requisitos do consumidor relativamente às amostragens A e B. . . . .	19
3.4	Priorização revista dos parâmetros de design organizados por componente. . . . .	20
4.1	Propriedades mecânicas do alumínio 6063. (AALCO (2015)) . . . . .	32
4.2	Descrição dos componentes que constituem o joelho protético. . . . .	34
4.3	Características dos componentes do joelho protético. . . . .	35
4.4	Características morfológicas relevantes do amputado. . . . .	35
4.5	Crescimento ponderal anual esperado para o percentil 25 e respetivos comprimentos dos segmentos da perna e do pé. . . . .	36
4.6	Características dos componentes da haste protética. . . . .	40
4.7	Propriedades mecânicas do polímero dos casquilhos. (IGUS (2015)) . . . . .	40
4.8	Número de elementos da malha de cada componente do joelho e o material atribuído à malha. . . . .	44
4.9	Caracterização dos contactos entre os componentes do joelho. . . . .	44
4.10	Dados relativos ao cálculo da carga aplicada durante a simulação estrutural do joelho. . . . .	45
4.11	Caracterização da malha dos componentes constituintes da haste. . . . .	47
4.12	Caracterização dos contactos entre os componentes da haste. . . . .	48
4.13	Dados relativos ao cálculo das forças aplicado na haste durante a simulação. . . . .	49
4.14	Distribuição das tensões de <i>Von-Mises</i> no joelho protético. . . . .	50
4.15	Magnitude dos deslocamentos no joelho protético. . . . .	51
4.16	Tensões de <i>Von-Mises</i> na haste protética. . . . .	52
4.17	Magnitude dos deslocamentos na haste protética. . . . .	52
5.1	Processos e materiais usados no fabrico dos componentes do protótipo. . . . .	58
A.1	Descrição dos componentes que constituem a haste protética. . . . .	71
A.2	Análise de modo e efeito de falha (FMEA). . . . .	74
B.1	Lista de artigos do desenho de conjunto e da vista explodida. . . . .	87



# Capítulo 1

## Introdução

A prótese é um dispositivo médico capaz de substituir um membro, órgão ou tecido humano por componentes artificiais. Estes dispositivos são usados em casos de amputação, visto que as pessoas que necessitam de próteses são aquelas que, pelos mais variados motivos, tiveram de se submeter à amputação de um ou mais membros.

As amputações afetam todos os tipos de populações desde a pediátrica até à população geriátrica e uma prótese para uma criança é integralmente diferente de uma prótese para um adulto ou para um idoso visto que estas populações, para além de terem níveis de atividades diferentes têm necessidades distintas.

O desenvolvimento deste tipo de dispositivos leva em conta uma série de cuidados, normas e metodologias adicionais ao desenvolvimento de um produto convencional que garantem a qualidade do produto. A funcionalidade e a segurança para o utilizador destes dispositivos são fatores de elevada importância e que não podem ser desconsiderados.

### 1.1 Problema

Atualmente existe um número limitado de opções para a população pediátrica no que diz respeito a próteses. O tempo de vida das mesmas é menor do que uma prótese para adulto ou idoso devido ao rápido crescimento da mesma. O crescimento da criança e respetivo membro residual leva a que a prótese tenha de ser ajustada ou substituída periodicamente. Este fator em conjunto com a amputação na população pediátrica ter uma taxa de incidência baixa comparada a outras populações leva a que as soluções de próteses para a população pediátrica disponíveis no mercado sejam reduzidas. (DILLINGHAM/PEZZIN/MACKENZIE, 2002)

O tema desta dissertação envolve o desenvolvimento de uma prótese transfemoral para uma menina de 8 anos de idade com desenvolvimento estatura - ponderal de acordo com o esperado. Sofreu síndrome de bandas amnióticas do qual resultaram malformações várias, submetidas a tratamentos cirúrgicos e conservadores (fisioterapia, imobilização gessada, ortotetização e protetização).

Atualmente, no membro inferior direito sofre de uma amputação ao nível do joelho e no membro inferior esquerdo sofre de agenesia dos ligamentos cruzados e pé boto. De momento utiliza prótese para amputação transfemoral, endoesquelética com esqueleto em duro alumínio, encaixe tipo quadrilátero (variante MAS) com interface em silicone com pino trançador, joelho monocentrico de fricção constante (que utiliza sem fricção), pé SACH e revestimento cosmético.

No membro inferior esquerdo não utiliza qualquer tipo de ortótese para compensar a instabilidade antero-posterior e rotacional do joelho. Todas as disponíveis no mercado, com tamanho adaptado, são com bloqueio em extensão, o que pode causar lesões articulares a longo prazo.

## **1.2 Motivação e Objetivo**

A amputação de um membro é um fator de detrimento à qualidade de vida para o amputado, provocando uma limitação de movimento e atividades que o mesmo pode desenvolver. Para a população pediátrica este fator agrava-se devido ao constante crescimento estatural e psicológico da criança. Para além destes fatores as próteses infantis apresentam uma baixa variedade em termos de funcionalidades específicas.

Este trabalho oferece a oportunidade de desenvolver um dispositivo capaz de promover ativamente a qualidade de vida de uma pessoa. O objetivo é desenvolver e produzir uma prótese tranfemural adaptada para o tipo de amputação da criança com a opção de alongamento para se adaptar ao seu crescimento e capaz tolerar ambientes balneários.

## **1.3 Conteúdos da tese**

### **Capítulo 1**

O capítulo 1 é constituído por uma introdução e contextualização do tema da dissertação.

### **Capítulo 2**

O capítulo 2 é constituído por enquadramento ao problema e descreve os vários tipos de amputação, que população afetam e quais as principais causas que levam à amputação. Neste capítulo também são introduzidos os vários tipos próteses do membro inferior e os seus respetivos componentes, tal como o procedimento geral de protetização.

### **Capítulo 3**

O capítulo 3 é introduzido com a metodologia e princípios de desenvolvimento de dispositivos médicos seguido de metodologias de desenvolvimento e projeto gerais, como a análise QFD e a análise morfológica do produto.

### **Capítulo 4**

No capítulo 4 apresenta-se o modelo tridimensional e posterior análise estrutural da prótese com modelos de elementos finitos, obtido por uma ferramenta de CAD 3D *Computer Aided Design*, bem como a descrição do processo de dimensionamento dos seus componentes.

### **Capítulo 5**

No capítulo 5 apresenta-se a preparação e maquinação dos componentes desenvolvidos no capítulo anterior com recurso a ferramentas de CAD e de CAM *Computer Aided Manufacturing*.

## **Capítulo 6**

O capítulo 6 é reservado às conclusões do trabalho efetuado, sendo apresentadas sugestões para o desenvolvimento de trabalhos futuros.

## Capítulo 2

# Enquadramento

### 2.1 Amputação

A amputação é a remoção cirúrgica intencional de um membro ou parte do corpo, com o objetivo de remover tecido contaminado ou morto ou aliviar dor ao paciente. É usada em casos extremos, quando outras soluções menos intrusivas não são possíveis ou viáveis, onde a parte do corpo a remover põe em risco a vida do paciente ou afete significativamente a qualidade de vida do mesmo.

A amputação é um dos procedimentos cirúrgicos mais antigos conhecido pelo homem. As primeiras técnicas tinham grandes limitações, levando muitas vezes a resultados indesejados como hemorragias e choques sépticos. Tendo como causa estas limitações, as primeiras amputações eram feitas principalmente para remover tecido morto. Para combater as elevadas taxas de complicações os cirurgiões dependiam da velocidade e técnica para melhorar os resultados e para minimizar a dor. A guerra foi um dos fatores que serviu como catalisador para a inovação de técnicas cirúrgicas de amputação, no entanto a taxa de mortalidade não diminuiu até à introdução de técnicas assépticas e anestesia geral nos meados do século XIX. (BIRCH, 2008)

O membro residual da amputação é denominado coto e deve ser considerado como um novo membro, uma vez que é parte integrante do corpo e também responsável pelo controlo da prótese. Segundo CARVALHO (2003), para que o coto possa exercer esta última função, principalmente na deambulação, tem de estar em perfeitas condições, tais como:

- Nível adequado, nem sempre o melhor coto é o mais longo;
- Coto estável, visto que a presença de deformidades nas articulações proximais ao coto pode dificultar a deambulação e a protetização;
- Presença de um bom "almofadamento";
- Bom estado da pele. Um coto com boa sensibilidade, sem úlceras e enxertos cutâneos facilita a reabilitação;
- Ausência de neuromas terminais. Para certos níveis a presença de neuromas impede o contacto e/ou a descarga distal;
- Boa circulação arterial e venosa, evitando assim, isquemia e estase venosa;

- Boa cicatrização. As suturas devem ser efetuadas em locais apropriados conforme o nível de amputação. As cicatrizes não devem ser irregulares, hipertróficas ou apresentar aderências, retrações, deiscências e supurações;
- Ausência de edema significativo.

### 2.1.1 Classificação da amputação

Para a padronização da terminologia orto-protésica foi desenvolvido em 1974 um sistema de classificação internacional para a definição dos vários níveis de amputação. (KAY, 1974) Os níveis mais comuns de amputação no membro inferior, de acordo com essa terminologia estão representados na tabela seguinte.

Tabela 2.1: Principais níveis de amputação no membro inferior

Desarticulação ao nível da anca		Amputação na articulação da anca com pélvis intacta;
transfemoral	Proximal	Comprimento femoral inferior a 35%;
	Média	Comprimento femoral compreendido entre 35% e 60%;
	Distal	Comprimento femoral superior a 60%;
Desarticulação ao nível do joelho		Amputação na articulação do joelho com fêmur intacto;
Transtibial	Proximal	Comprimento tibial inferior a 20%;
	Média	Comprimento tibial compreendido entre 20% e 50%;
	Distal	Comprimento tibial superior a 50%;
	Syme's	Desarticulação ao nível do tornozelo acompanhado da colocação de um apoio ao nível do calcanhar. Pode incluir a remoção dos maléolos e epicôndilos distais da tíbia/perónio;

De todos os tipos principais de amputação no membro inferior a desarticulação do joelho é a menos comum. Segundo WORLD HEALTH ORGANIZATION USA (2004), a desarticulação do joelho compreende cerca de 1,2 % de todas as amputações do membro inferior ou 1% de todas as amputações dos membros da população em estudo. (*vd.* Figura 2.1)

A desarticulação do joelho consiste numa transecção a nível do joelho, onde a técnica cirúrgica aplicada é simples e não traumática devido à preservação de estruturas músculo-esqueléticas importantes como o fêmur, a patela e os músculos da coxa. Este tipo de preservação não é possível numa amputação transfemoral onde há uma bissecção do fêmur a nível proximal, medial ou distal. Segundo STARK (2004), a desarticulação do joelho apresenta várias vantagens em relação à amputação transfemoral devido às estruturas preservadas, nomeadamente:

- Um braço de alavanca maior;

- Maior força muscular;
- Possibilidade de descarga distal;
- Bom controlo rotacional sobre as próteses;
- Melhor suspensão protética;
- Maior facilidade de colocação e remoção da prótese;
- Menor gasto energético durante a deambulação.

Para população pediátrica, existem outras vantagens que tornam a desarticulação do joelho preferencial à bissecção do fémur (CUMMINGS/KAPP, 1992), como:

- A preservação da placa epifisária, que permite o crescimento do coto;
- O crescimento excessivo terminal é evitado.

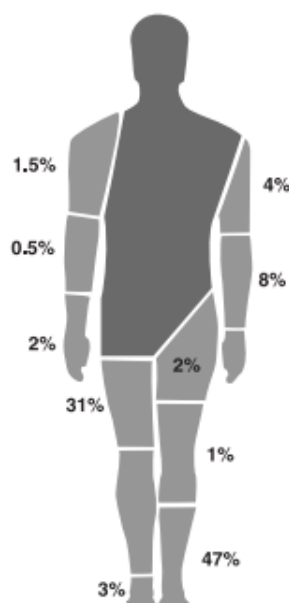


Figura 2.1: Taxa de ocorrência dos níveis de amputação nos membros. (WORLD HEALTH ORGANIZATION USA (2004))

### 2.1.2 Etiologia e epidemiologia da amputação

A amputação do membro inferior na população pediátrica pode ser dividida consoante a sua etiologia em três grandes categorias: amputações de emergência, deformidades congênicas e amputações eletivas. As amputações de emergência compreendem cerca de 70% de todas as amputações cirúrgicas realizadas nesta população e estão normalmente associadas a acidentes. (CUMMINGS/KAPP, 1992) As deformidades congênicas no membro inferior presentes à nascença são caracterizadas como longitudinais, transversas e completas ou incompletas.



Podem envolver um ou mais ossos, ocorrer unilateralmente ou bilateralmente e são normalmente dissociados dos defeitos nos órgãos. Na maior parte das incidências são patologias de etiologia não definida, no entanto existem medicamentos conhecidos por afetar o desenvolvimento dos membros como a talidomida, o ácido retinóico e o misoprostol. Deformidades nos membros também podem ser causadas por ruturas vasculares (ex: Síndrome de bandas de amnióticas), malformações vasculares (ex: Síndrome de Poland) ou fatores genéticos. (DILLINGHAM/PEZZIN/MACKENZIE, 2002; PHOEBE R. SCOTT-WYARD, 2013)

Em geral, deformidades congénitas dos membros ocorrem a uma taxa de 26 por 100000 nascimentos com uma ligeira preponderância para afetar o sexo masculino e os membros superiores.

Nos membros inferiores, as deformidades mais comuns são reduções longitudinais do dedo do pé (14,2%), deformidades femorais longitudinais (6,1%), deformidades fibulares longitudinais (1,9%) e as deformidades longitudinais da tibia (1,7 %). (DILLINGHAM/PEZZIN/MACKENZIE, 2002)

## 2.2 Próteses

Uma prótese é um dispositivo médico permanente ou transitório usado para substituir total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido e são usadas desde os primórdios da civilização humana. O nível de funcionalidade motora dada por uma prótese do membro inferior pode variar extensamente. A função mais básica que uma prótese do membro inferior pode proporcionar é apoio estrutural outrora proporcionado por porções do sistema esquelético removidos ou em falta. Próteses mais avançadas incluem funcionalidades de controlo de estabilidade, amortecimento de impactos e armazenamento e libertação de energia que substituem algumas das funções dos sistemas musculares alterados ou em falta. Uma boa prótese tem o potencial de melhorar consideravelmente a capacidade que o amputado tem em participar em atividades físicas, resultando numa melhor qualidade de vida.

### 2.2.1 Próteses transfemorais

Este tipo de próteses dividem-se em endosqueléticas ou exoesqueléticas. As exoesqueléticas são normalmente construídas em madeira ou plástico e atualmente são mais utilizadas como próteses de banho ou para uso geriátrico, no entanto, relativamente às próteses geriátricas, as exoesqueléticas apresentam desvantagens a nível económico e de execução do que as endosqueléticas, pois quando são necessários ajustes que envolvam alinhamento ou alterações morfológicas de grande dimensão é necessária intervenções que despendem de mais tempo e material do que nas endosqueléticas.

As próteses endosqueléticas ou modulares permitem fazer mais alterações ao longo da reabilitação do amputado com menos gastos. A composição destes dispositivos compreende a junção de vários tipos de componentes, desde o encaixe; mecanismo de suspensão; articulação do joelho; articulação do tornozelo e o pé protético.



(a) Prótese exoesquelética



(b) Prótese endoesquelética

Figura 2.2: Exemplos de próteses transfemorais. (OTTOBOCK (2015))

O encaixe apresenta-se como a interface entre o membro residual e a prótese, tendo como principais funções não só a proteção do membro mas também transmitir apropriadamente as forças associadas com a deambulação e a ortostase. O tipo de encaixe usado com maior frequência nos amputados transfemorais designa-se por encaixe de contenção isquiática (*ischial containment socket (M.A.S.)*). Introduzido no final da década de 90 como uma evolução do encaixe quadrilátero é caracterizado por uma dimensão ântero-posterior larga e uma dimensão medio-lateral mais estreita, melhorando o conforto e o controlo da prótese. (THE O&P EDGE, 2004)

Cada prótese necessita de um mecanismo de suspensão de forma a impedir a queda ou a perda de contacto da mesma com o membro residual. Os métodos mais utilizados são realizados através do uso de cintos, ligas ou mangas de forma a suspender a prótese ao membro residual, ou eventualmente através de um mecanismo de sucção em que o encaixe propriamente dito é suspenso através da diferença de pressão do ar, auxiliado pela utilização de um gel, induzindo a fixação da prótese. Este último método é usado com mais frequência nos amputados transfemorais.

A articulação do membro residual com o segmento tibial da prótese é obtida através do uso de uma prótese de joelho, podendo esta ser mecânica ou computadorizada. Estes dispositivos têm como principais funções a promoção do equilíbrio e o suporte nas fases de deambulação e de ortostase, bem como controlar o movimento na fase de balanço da marcha.

O segmento tibial é acoplado a um dispositivo que tem como principal função a substituição da articulação tibiotársica, podendo este ser estático ou dinâmico. Nos dispositivos estáticos não existe mobilidade independente do pé protético com o segmento tibial, contudo a facilitação dos movimentos quotidianos é obtida através da forma do pé.

Este último componente da prótese é classificado tendo em conta o retorno de energia mecânica e elástica acumulada e o seu uso no auxílio da propulsão. As principais funções do pé protético compreendem a absorção das forças de impacto, o fornecimento de uma superfície de contacto equilibrada, a substituição e replicação da função muscular e articulação anatómica, bem como o restauro da aparência cosmética.

## 2.2.2 Procedimentos de protetização

O processo de confecção e adaptação das próteses tem que satisfazer as necessidades específicas de cada paciente. Esta particularidade faz com que os pacientes tenham de ser acompanhados individualmente, não permitindo que as próteses possam ser produzidas em massa. A etapa crítica deste processo é a identificação do estado do membro residual do paciente, que no pior cenário resulta na impossibilidade do paciente candidato poder usar a prótese.

O componente com maior nível de personalização na prótese é o encaixe. Este é altamente personalizado e adaptado ao paciente através de métodos empíricos. O nível de amputação, o estado de cicatrização e a massa muscular de cada membro residual, são fatores variáveis entre pacientes e fundamentais na criação de um encaixe, que não é mais do que uma réplica fiel do coto.

A criação do encaixe começa pela medição do membro residual nas zonas relevantes, como as zonas de apoio e articulações. Uma vez obtidas as medidas do coto, é então iniciado o processo de criação do encaixe, cujo primeiro passo é reproduzir a volumetria do membro residual com o auxílio de ligaduras de gesso. (*vd.* Figura 2.3)



Figura 2.3: Molde "negativo" do coto em ligaduras de gesso.

Estas ligaduras quando retiradas do coto do paciente funcionam como um molde "negativo" que é preenchido por gesso para posterior obtenção de uma réplica do membro residual do paciente. É inserido um tubo na réplica para facilitar o seu manuseamento, uma vez que esta é posteriormente retificada de acordo com as medições feitas na fase inicial do processo.



Figura 2.4: Réplica da volumetria do coto em gesso.

Uma vez obtida a réplica do coto, esta é utilizada como suporte para a obtenção de um protótipo do encaixe em polipropileno [PP], que pela sua transparência permite ao técnico protésico aplicar o encaixe no membro residual do paciente e verificar as zonas problemáticas, sempre com o auxílio do paciente através das queixas deste. Devido à transparência do encaixe o técnico pode identificar zonas com demasiada pressão ou com bolsas de ar que vão provocar instabilidade do encaixe, e portanto devem ser eliminadas. O encaixe final é realizado com base no protótipo obtido, sendo utilizados normalmente materiais termoendurecíveis, como resinas ou materiais compósitos.



(a)



(b)

Figura 2.5: Aplicação do material termoendurecível para obtenção do encaixe final.

Os restantes componentes da prótese, tais como tubos, elementos de ligação e articulações, dependendo do tipo de protetização, são adquiridos pela clínica em diversos fornecedores e dependem de diversos fatores tais como idade, estilo de vida do paciente e a sua capacidade funcional.

As capacidades funcionais de um paciente sujeito a uma amputação do membro inferior são medidas por uma escala de cinco elementos chamada de *Medicare Functional Classifi-*

ation Level (MFCL) ou "K-levels" adotada da *US Health Care Financing Administration (HCFA) Common Procedure Coding System* pela *MEDICARE* em 1995. O MFCL também descreve a necessidade do uso de certos componentes protéticos e ajuda o clínico a determinar em conjunto com outros fatores a capacidade do paciente em alcançar um estado funcional predeterminado num período razoável de tempo.

Tabela 2.2: Níveis de capacidade funcional. (Adaptado de GAILEY *et al.* (2002))

Nível	Capacidade
K-Level 0	Não tem capacidade ou potencial para deambular de forma segura com ou sem assistência. A prótese não melhora a qualidade de vida nem a mobilidade.
K-Level 1	Tem capacidade ou potencial para usar uma prótese para deambular em superfícies planas a uma cadência fixa.
K-Level 2	Tem capacidade ou potencial para deambulação com capacidade de atravessar barreiras ambientais de baixo nível como escadas ou superfícies desniveladas.
K-Level 3	Tem capacidade ou potencial para deambular com cadência variável. Tem capacidade de atravessar a maior parte das barreiras ambientais e pode ter atividades vocacionais, terapêuticas ou físicas que requeiram o uso da prótese para além da locomoção.
K-Level 4	Tem capacidade ou potencial para a deambulação protética que excede as competências básicas de locomoção, exibindo altos níveis de impacto, tensões e energia. Típico das exigências protéticas da criança, adulto ativo, ou atleta.

Uma vez completo o processo de protetização do paciente são necessários diversas afinações e alinhamentos realizados pelo técnico protésico. A prótese, como qualquer outra peça mecânica precisa de manutenção e por vezes variações morfológicas do paciente pode obrigar a realização de um novo encaixe, repetindo todo o processo descrito anteriormente.

### 2.2.3 Ciclo de marcha

O ato de locomoção humana envolve uma solicitação de diversos sistemas e estruturas biológicas e neurológicas, uma vez que é necessário uma sincronização dos sistemas músculo-esqueléticos e nervosos, de forma a articular os diversos segmentos corporais entre si numa sequência de eventos cujo objetivo central visa a translação do centro de massa no sentido da progressão.

Cada sujeito adota uma velocidade de locomoção, de forma a despender o mínimo de energia em cada passada, e adota de forma ecológica padrões cinéticos e cinemáticos tendo em vista a economia de esforço. Isto tudo torna a locomoção uma função bastante complexa. O ciclo de marcha compreende um intervalo de tempo ou sequência de movimentos que ocorrem em cada passada, sendo possível a sua divisão em duas fases: a fase de apoio e a fase de balanço. Cada uma destas fases poderá ser ainda subdividida e analisada em diversos momentos. (ROSE/GAMBLE, 2006)

A fase de apoio normalmente representa cerca de 60% do tempo do ciclo completo de marcha, podendo ser subdivididos em duplo apoio ou apoio simples. Na subfase de apoio duplo ambos os pés encontram-se em contacto com o solo, sendo que a uma velocidade de marcha considerada normal corresponde a cerca de 10% do ciclo de marcha para cada membro inferior. A sua duração tende a diminuir à medida que a velocidade de marcha aumenta, desaparecendo totalmente a partir da corrida. A subfase de apoio simples representa cerca de 40% do tempo do ciclo completo de marcha.

A fase de balanço representa cerca de 40% do tempo total do ciclo de marcha, e pode ser subdividida em: 1) balanço inicial ou aceleração, 2) fase média de balanço, 3) balanço final ou desaceleração. A subfase de balanço inicial ocorre no momento em que o apoio perde o contacto com o solo e o membro inferior é acelerado no sentido do movimento através da flexão das articulações da anca e do joelho acompanhadas por uma dorsiflexão da articulação do tornozelo. A subfase da fase média de balanço ocorre no momento em que o membro inferior em aceleração se encontra alinhado com o membro inferior em apoio. A subfase de balanço final ou desaceleração ocorre aquando do momento de desaceleração do membro inferior, preparando-o para o contacto com o solo.

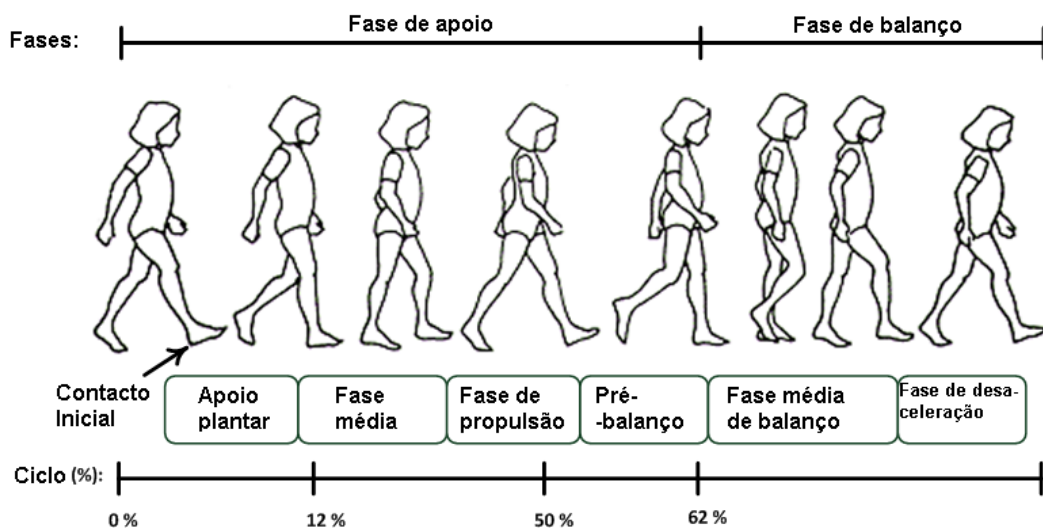


Figura 2.6: Fases e subfases do ciclo de marcha humana. (Adaptado de BIOMETRICS (2011))

## Capítulo 3

# Projeto e desenvolvimento

### 3.1 Projeto de dispositivos médicos

O desenvolvimento de um dispositivo médico implica um conjunto de normas e princípios que garantem a qualidade e segurança do produto, bem como a eficiência de desenvolvimento do mesmo. Trata-se de um processo multidisciplinar que envolve o estudo de fatores humanos, ergonomia, antropometria, biomecânica e psicologia.

No processo de desenvolvimento deste tipo de produtos é fundamental perceber as necessidades de todas as partes interessadas. É importante definir corretamente qual é o utilizador final e envolvê-lo nos estágios iniciais do processo de desenvolvimento do dispositivo de forma a que o *feedback* do mesmo tenha resultados sobre o produto final. Do ponto de vista do utilizador o dispositivo deve melhorar a sua qualidade de vida/tratamento e ser o mais fácil de usar possível. Os requisitos do dispositivo devem ser relacionados com as necessidades clínicas do paciente, descrevendo a sua funcionalidade e não o seu modo de operação.

Um bom planeamento de arquitetura do produto é crucial para o seu desenvolvimento. Devem-se definir quais são os componentes mais importantes e como eles se integram no produto final. É necessário analisar, desenvolver, fabricar e testar os componentes mais importantes do sistema e deixar esses resultados definir as condições e limites para as partes menos importantes. (CIRTEC)

O dispositivo deve ser desenvolvido para a produção, isto é, deve-se considerar como os seus componentes vão ser fabricados e montados. Desta forma a equipa de fabrico do dispositivo também deve ser incluída na conceção do mesmo para que se possa definir as soluções construtivas ideais aumentando a eficiência de desenvolvimento.

Devido à natureza de dispositivo médico é necessário dar especial atenção aos riscos inerentes à sua utilização. O desenvolvimento deve conter métodos de controlo de qualidade e de deteção de riscos como ilustrado na figura 3.1.

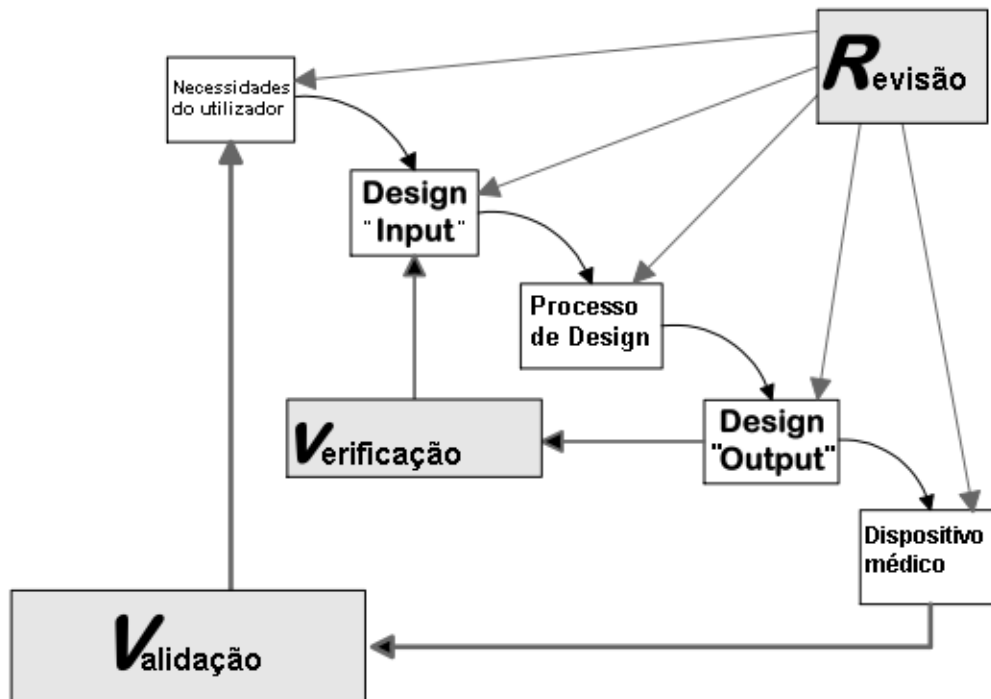


Figura 3.1: Aplicação de métodos de controlo para um processo de design em cascata. (Adaptado de FDA (1997))

As entradas de desenvolvimento ou "*design inputs*" são o ponto de partida para a conceção de um produto. Os requisitos que se formaram a partir das necessidades do utilizador permitem estabelecer uma base para a execução de tarefas de projeto subsequentes e validação do design. Portanto, o desenvolvimento de uma base sólida de requisitos é crucial no desenvolvimento de um dispositivo médico.

Após o processo de desenvolvimento e análise dos resultados é necessário aplicar um controlo de qualidade de forma a garantir que o produto desenvolvido corresponda às necessidades reais do utilizador. Os requisitos do sistema de controlo de qualidade para o resultado do processo podem ser separados em dois elementos:

- Os resultados do processo de desenvolvimento devem ser expressos em termos que permitam a avaliação adequada de adaptação do projeto aos seus requisitos;
- As características do projeto que são cruciais para a segurança e o bom funcionamento do dispositivo devem ser identificadas.

O uso de metodologias de controlo e de desenvolvimento rigorosas através de revisões sobre a viabilidade e produtividade do projeto no que diz respeito às capacidades de produção e de apoio e de satisfação de requisitos de necessidades do utilizador, resulta em dispositivos médicos viáveis e seguros. (FDA, 1997)



## 3.2 Requisitos e especificações do produto

Foi conduzida uma análise QFD (*Quality Function Deployment*) no processo do desenvolvimento de uma prótese funcional e adequada ao paciente. Os resultados da análise foram usados para validar o conceito desenvolvido assim como para guiar e melhorar futuros aspetos do mesmo.

O desenvolvimento de uma prótese é um processo multidisciplinar que envolve múltiplas especificações técnicas e clínicas para além de conjugar os requisitos dos pacientes, auxiliares, médicos, técnicos, produtores e outros profissionais de forma a desenvolver uma nova prótese, tornando-se num enorme desafio que rapidamente leva a um aumento dos custos e tempos de produção. A redução destes é a razão pela qual a ferramenta QFD se tem provado útil em aplicações de engenharia de reabilitação. (JACQUES *et al.*, 1994)

O *QFD*, desenvolvido no Japão nos anos 70, foi criado para reduzir os tempos de desenvolvimento de produtos aplicando uma metodologia sistemática que relaciona parâmetros de design com os requisitos do consumidor de um produto com a finalidade de eliminar o desperdício de recursos em modificações e *redesigns* do mesmo. O *template* mais comum do diagrama do *QFD* encontra-se na figura 3.2 e inclui uma lista de requisitos do cliente com os respetivos valores de importância relativa e uma lista de parâmetros de design quantificáveis que podem ser alterados de forma a afetar os requisitos do cliente. Estas duas listas formam a matriz de relações, uma matriz bidimensional que compreende a secção principal do *QFD*, que relaciona cada parâmetro de design com os requisitos do cliente. A secção da análise competitiva que se encontra no extremo direito do diagrama relaciona os mecanismos competitivos relacionados ao produto e permite definir estratégias de marketing específicas. A matriz de correlação, representada por uma matriz triangular, forma o telhado da "casa da qualidade" e mostra como alterações em certos parâmetros de design afeta outros. Por último, os resultados relativos e absolutos para cada parâmetro são compilados abaixo da matriz de relações.

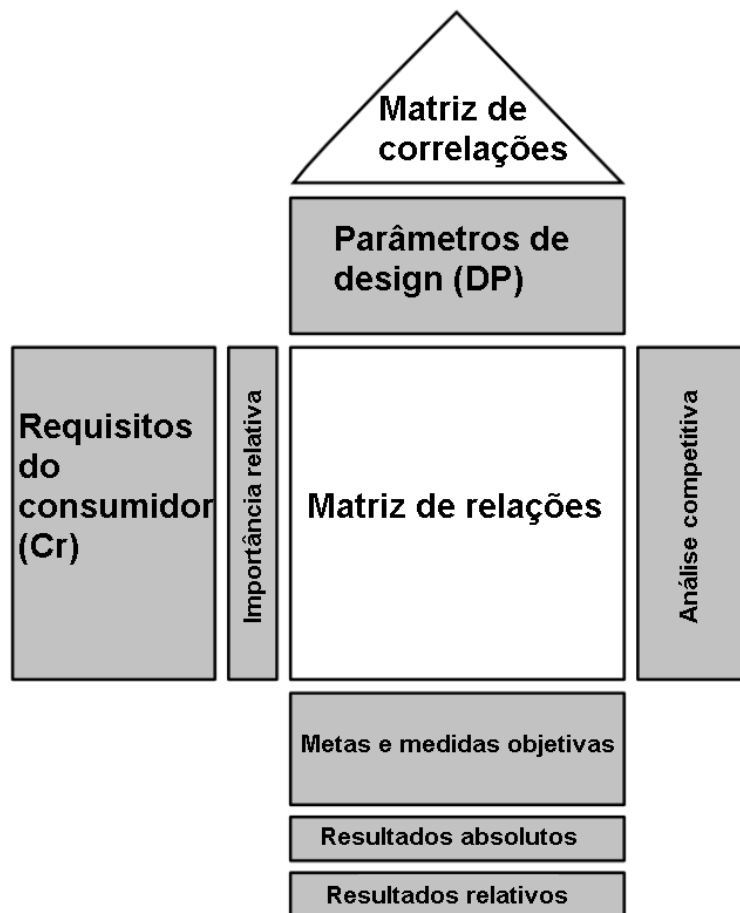


Figura 3.2: Modelo do tipo "casa da qualidade" representativo de um *QFD*.

### Requisitos do cliente

A aquisição de requisitos do cliente é normalmente efetuada por um estudo ou inquérito sobre uma população que represente o mercado alvo a que o produto se destina. Tomando em conta a natureza do produto a desenvolver, isto é, um produto para um cliente em específico, os requisitos foram diretamente adquiridos do utilizador e foram posteriormente cruzados e completados com os requisitos/necessidades de uma prótese pediátrica do membro inferior definidos por CUMMINGS/KAPP (1992).

Com estes dados, foi definido um conjunto de requisitos representados na tabela 3.1, que foram organizados e agregados em seis grupos de forma a simplificar o preenchimento do *QFD* sem perder a qualidade da análise.

Os requisitos do cliente chamados de requisitos de nível 2 são divididos e agrupados em seis grupos chamados de requisitos de nível 1 com o propósito de facilitar a análise do "foco" deste produto. A importância relativa dos requisitos foi atribuída com pesos de 1 (o menos importante) a 13 (o mais importante).

Tabela 3.1: Divisão e enquadramento dos requisitos do cliente.

Requisitos de nível 1	Requisitos de nível 2
Segurança	Estabilidade funcional Não ferir o utilizador
Funcionalidade técnica	Extensível Robustez Durabilidade
Adequação cosmética	Aparência morfológica natural Esteticamente agradável
Adequação Biomecânica	Leve Marcha confortável/suave
Resistência a ambientes balneários	Resistente à corrosão Não reter fluidos ou detritos
Baixo custo	Disponibilidade local Baixa manutenção

### Parâmetros de design

Para identificar uma lista de parâmetros de design quantificáveis foi conduzida uma pesquisa sobre as características significativas numa prótese de membro inferior. Os parâmetros foram escolhidos de acordo com as características gerais necessárias para uma prótese segundo CUMMINGS/KAPP (1992) e as características específicas dos componentes protéticos relevantes como o joelho segundo WYSS/CLEGHORN (2012) e o pé segundo GOUJON *et al.* (2006) e EDELSTEIN (1988).

Após a aquisição dos parâmetros de design foi definida a direção de melhoria para cada parâmetro no qual o objetivo era minimizar ( $\nabla$ ), maximizar ( $\Delta$ ) ou atingir um certo valor ( $\otimes$ ). Os parâmetros de design definidos na tabela 3.2 estão organizados e divididos por componentes com a finalidade de não generalizar as características específicas de cada componente constituinte do produto.

Tabela 3.2: Parâmetros de design organizados por componente e respectiva direção de melhoria.

Componente	Parâmetros de design	
Pé	Peso	▽
	Módulo de <i>Young</i>	⊗
	Corrosividade do material	▽
	Ângulo máximo de extensão dos dedos	⊗
	Resposta dinâmica	△
	Absorção de impacto	△
	Estabilidade	△
	Força de propulsão	△
	Forma antropométrica	△
Haste\Canela	Peso	▽
	Módulo de <i>Young</i>	△
	Número de componentes	▽
	Corrosividade do material	▽
	Curso (máximo comprimento extensível)	△
	Aparência morfológica natural	△
Joelho	Peso	▽
	Módulo de <i>Young</i>	△
	Facilidade de iniciação de flexão	△
	Corrosividade do material	▽
	Número de componentes	▽
Encaixe	Qualidade de suspensão	△
	Adequação ao paciente	△
	Corrosividade do material	▽
	Módulo de <i>Young</i>	▽

## Análise e resultados

Com os requisitos do consumidor e os parâmetros de design definidos podem se estabelecer as relações entre cada requisito e parâmetro na matriz de relações. Os valores atribuídos a cada relação são classificados como: forte, moderado, fraco e sem relação com os pesos de 9, 3, 1 e 0, respectivamente. A matriz de relações e as respectivas relações atribuídas estão representadas na figura A.2 em anexo.

A priorização dos requisitos do consumidor foi obtida diretamente dos pesos definidos para os mesmos, não sendo realizado uma análise competitiva dos mesmos devido à natureza única do produto, ou seja, não visando a sua comercialização.

De forma a criar uma análise eficiente foram realizadas duas priorizações dos requisitos, a perspectiva da engenharia e a perspectiva da medicina. As duas priorizações referidas são: a priorização "A" que foi definida com o apoio do engenheiro orientador desta dissertação, e a priorização "B", que foi definida pela médica consultora desta dissertação. O resultado destas priorizações estão representados na tabela seguinte.

Tabela 3.3: Comparação da importância relativa dos requisitos do consumidor relativamente às amostragens A e B.

Requisitos do consumidor		A		B	
		Pesos	Média	Pesos	Média
Segurança	Estabilidade funcional	12	12,5	10	11,5
	Não ferir o utilizador	13		13	
Funcionalidade técnica	Extensível	3	6,7	6	7,3
	Robustez	8		11	
	Durabilidade	9		5	
Adequação cosmética	Aparência morfológica natural	6	5,5	3	3,5
	Esteticamente agradável	5		4	
Adequação biomecânica	Leve	10	10,5	9	10,5
	Marcha confortável/suave	11		12	
Resistência a ambientes balneários	Resistente à corrosão	7	5,5	8	7,5
	Não reter fluidos ou detritos	4		7	
Baixo custo	Disponibilidade local	1	1,5	1	1,5
	Baixa manutenção	2		2	

Com os pesos atribuídos foi possível obter uma priorização revista dos requisitos do consumidor. De acordo com a análise a ordem de importância, do mais importante para o menos importante, para os requisitos é:

- Segurança;
- Adequação biomecânica;
- Funcionalidade técnica;
- Resistência a ambientes balneários;
- Adequação cosmética;
- Baixo custo.

A matriz de relações, onde se atribuí os pesos das relações dos parâmetros de design com os requisitos do consumidor foi preenchida em conjunto com a médica consultora desta dissertação, com o objetivo de manter a análise do QFD o mais próxima possível das perspectivas da engenharia e da medicina em relação às funcionalidades de uma prótese.

Para além dos pesos das relações com os requisitos, a cada parâmetro de design foi atribuído um valor representativo da dificuldade de atuação de "0" (fácil) a "10" (extremamente difícil) sobre a direção de melhoria do mesmo, anteriormente definidas na tabela 3.2.

A priorização dos parâmetros de design foi obtida através da soma do produto dos pesos atribuídos aos requisitos do consumidor com os pesos das relações atribuídos aos parâmetros de design na matriz de relações. Posteriormente multiplicaram-se os valores calculados para cada parâmetro com um fator representativo da dificuldade de atuação do mesmo. Os resultados destas operações resultaram numa priorização dos parâmetros de design presente na tabela seguinte.

Tabela 3.4: Priorização revista dos parâmetros de design organizados por componente.

Componente	Parâmetro de design	Peso
Pé	Estabilidade	2,04
	Peso	1,88
	Ângulo máximo de extensão dos dedos	0,99
	Resposta dinâmica	0,99
	Absorção de impacto	0,99
	Módulo de <i>Young</i>	0,87
	Forma antropométrica	0,84
	Corrosividade do material	0,53
	Força de propulsão	0,33
Haste\Canela	Peso	1,13
	Número de componentes	1,11
	Revestimento cosmético	1,11
	Módulo de <i>Young</i>	0,95
	Corrosividade do material	0,44
	Curso (máximo comprimento extensível)	0,24
Joelho	Facilidade de iniciação de flexão	1,56
	Peso	1,38
	Número de componentes	0,84
	Módulo de <i>Young</i>	0,67
	Corrosividade do material	0,62
Encaixe	Método de suspensão	1,78
	Tipologia de encaixe adequado ao paciente	1,18
	Módulo de <i>Young</i>	0,80
	Corrosividade do material	0,62

No geral, os resultados da análise revelam que os parâmetros com maior prioridade são os parâmetros relativos ao peso dos componentes, à estabilidade oferecida ao amputado durante a marcha e à simplicidade do sistema.

### 3.3 Análise morfológica

Com o objetivo de desenvolver um produto o mais adequado possível é necessário considerar as diferentes configurações e soluções possíveis para os diferentes mecanismos.

Atualmente existem no mercado diversas soluções tecnológicas para os diferentes componentes de uma prótese transfemoral, com diferentes finalidades e capacidades. O foco no desenvolvimento desta prótese será no joelho, haste, pé e cobertura estética da prótese. O encaixe é personalizado e adaptado ao utilizador e método de suspensão usado é escolhido em função do tipo de encaixe e preferência do utilizador.

#### Joelho protético

Podemos dividir todos os tipos de joelhos protéticos em dois: mecânico ou computadorizado. Começando pelo joelho mecânico, este é categorizado em dois tipos: monocêntrico ou policêntrico. (DUPES, 2008)

O joelho monocêntrico funciona como uma simples dobradiça e é mais durável, leve e barato do que os outros tipos de joelho. Devido à sua simplicidade, não possuem um bom controle de estabilidade, o que significa que o amputado tem de usar os seus músculos para se manter numa posição estável enquanto se encontra em ortostase ou usar um sistema de bloqueio manual que bloqueia o joelho em determinadas posições. Normalmente este tipo de joelho usa fricção como forma de controle de movimento para evitar que a perna protética balance demasiadamente rápido durante a marcha.

Os joelhos policêntricos são sistemas mais complexos que trazem algumas vantagens comparativamente aos sistemas monocêntricos, nomeadamente:

- Permitem mais liberdade de movimento;
- São mais estáveis durante a fase de apoio;
- Reduzem o comprimento da perna no início da fase de balanço, minimizando o risco do amputado tropeçar;
- Possuem um bom controle de movimento que permitem velocidades de marcha ideais;
- Podem conter sistemas de controle de movimento com fluído, que permite diferentes velocidades de marcha.

Estes joelhos são sistemas que funcionam bem para a maior parte dos amputados, incluindo aqueles que têm problemas com os outros tipos de joelhos ou amputados com desarticulação do joelho, amputação bilateral ou membros residuais longos. Apresentam a desvantagem de serem mais pesados do que os joelhos monocêntricos, de necessitarem de maior manutenção e de terem menor tempo de vida.



(a) Joelho monocêntrico (Medi OFM2<sup>®</sup>)

(b) Joelho policêntrico (Ossur Total Knee<sup>®</sup> 2100)

Figura 3.3: Exemplos de joelhos protéticos mecânicos. (CORPORATE; OSSUR)

Para além do número de eixos que possuem, existem outras características funcionais que descrevem os joelhos protéticos. Em termos de controlo de estabilidade existem duas opções: bloqueio manual ou controlo de postura ativo por peso. O bloqueio manual é a solução mais estável possível e consiste num mecanismo que bloqueia automaticamente o joelho em extensão, sendo facilmente desbloqueado pelo utilizador quando pretendido. A marcha com este sistema é rígida e ineficiente e é normalmente usado em amputados com baixa capacidade muscular ou amputados ativos que andam em superfícies irregulares. A outra opção para controlo de estabilidade é o controlo de postura ativo por peso, que bloqueia quando o utilizador coloca o seu peso sobre o joelho. Este é o sistema preferido para a primeira prótese ou para amputados idosos ou menos ativos.

Outra característica funcional que descreve um joelho protético é o seu controlo de movimento ou controlo de balanço. Estes sistemas de controlo de movimento servem o propósito de regularizar a marcha do amputado e podem ser divididos em sistemas de fricção constante, de fricção variável ou sistemas de controlo por fluído.

Os sistemas de controlo por fricção constante são simples, leves e viáveis mas só podem ser ajustados para uma única velocidade de marcha, ao contrário dos sistemas de fricção variável que aumentam a sua resistência à medida que o joelho flete, permitindo assim variações na velocidade de marcha. Comparativamente aos sistemas de fricção constante estes são mais complexos e necessitam de mais manutenção e ajustes.

Por último, os sistemas de controlo por fluído possuem um sistema tipo "pistão" que oferece vários graus de resistência durante a fase de balanço, permitindo ao amputado andar confortavelmente a diferentes velocidades de marcha. Há dois tipos de sistemas de controlo por fluído: pneumáticos e hidráulicos. Os sistemas pneumáticos usam ar que é comprimido durante a flexão do joelho para ajudar na extensão do mesmo. Estes sistemas podem incluir uma mola de apoio que dão mais estabilidade ao sistema e por consequência à marcha do amputado. Os sistemas hidráulicos funcionam de forma idêntica mas o fluído operante é um líquido, normalmente óleo de silicone. Estes são mais eficazes que os pneumáticos e proporcionam uma função quase normal do joelho mas em contrapartida são mais pesados, caros e complexos.

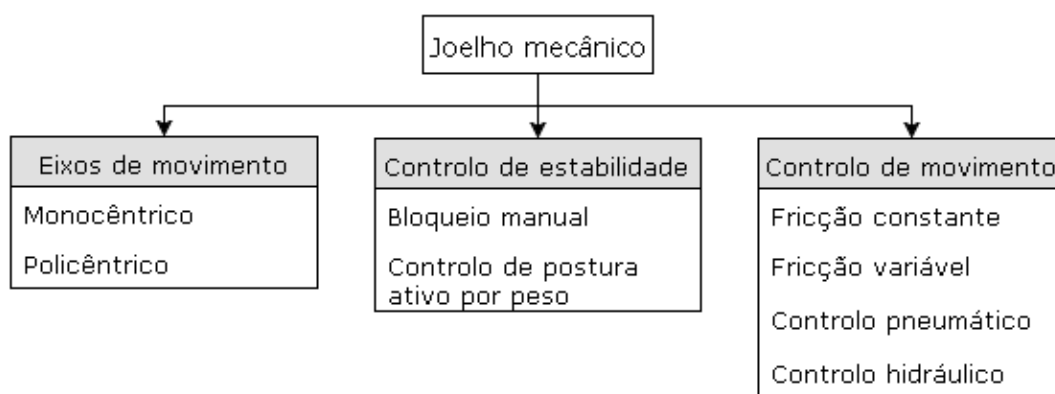


Figura 3.4: Soluções tecnológicas de joelho protético mecânico.

O joelho protético computadorizado é uma tecnologia relativamente recente e que ainda continua em desenvolvimento. Existem vários modelos deste tipo de joelho no mercado com alguma diversidade de características e desempenho, porém, todos os joelhos computadorizados



partilham das seguintes características:

- São normalmente mais compactos e leves que os joelhos mecânicos;
- São inicialmente programados para "aprender" o padrão de marcha do seu utilizador;
- Têm temporizadores e sensores de força e de aceleração que fazem leituras de cerca de 50 vezes por segundo e instantaneamente ajustam o sistema de controlo de fluido para efetuar as devidas correções;
- Requerem menos esforço para controlar o "timing", o que significa que o amputado tem uma marcha mais natural, maiores tempos de caminhada e melhor controlo em superfícies irregulares;
- São apropriados para maior parte dos amputados ativos, desde amputados com atividade moderada até amputados ativos. (DUPES, 2008)



Figura 3.5: Joelho protético computadorizado. ("Genium" da Ottobock<sup>®</sup>)

## Pé protético

Atualmente existe uma enorme variedade de modelos de pés protéticos no mercado. Alguns desses modelos são projetados para tarefas específicas, tais como, caminhar, correr, dançar e para desportos como ciclismo, golfe, natação, esqui na neve e são normalmente feitos de materiais leves como plásticos, ligas metálicas e compostos de fibra de carbono. Apesar da variedade de modelos não existe um pé que é perfeito para cada amputado. O médico ou o técnico protésico deve escolher um pé com base no nível de amputação, idade, peso, tamanho do pé, nível de atividade e as necessidades de trabalho. (FERGASON, 2007)

Os pés protéticos podem ser divididos em pés estáticos ou dinâmicos. Os pés estáticos ou básicos são também divididos em dois tipos, pés SACH (*Solid Ankle Cushioned Heel*) ou quilhas elásticas. O pé SACH é o mais simples dos dois. É um pé rígido com um calcanhar em borracha que comprime com o peso do utilizador, permitindo que haja um movimento do tornozelo no início da fase de apoio do pé fornecendo estabilidade e movimento lateral reduzido durante o resto da marcha. O SACH vem em diversas alturas de salto para que ele possa ser usado com diferentes tipos de sapatos.

As quilhas elásticas são um pouco mais flexíveis e permitem que a parte dianteira do pé se ajuste às irregularidades do pavimento sem perder rigidez e estabilidade durante a marcha ou em ortostase. Ambos os pés protéticos básicos:

- Não possuem componentes articulados, são mais resistentes e precisam de pouca manutenção;
- São mais baratos que os pés protéticos articulados;
- São feitos de espuma de borracha e moldados para se que pareçam com um pé humano;
- São amortecidos, mas absorvem e retornam menos energia do que os pés de resposta dinâmica;
- São projetados para amputados que fazem uma quantidade limitada de deambulação a uma velocidade constante;
- São muitas vezes utilizados como primeira prótese.

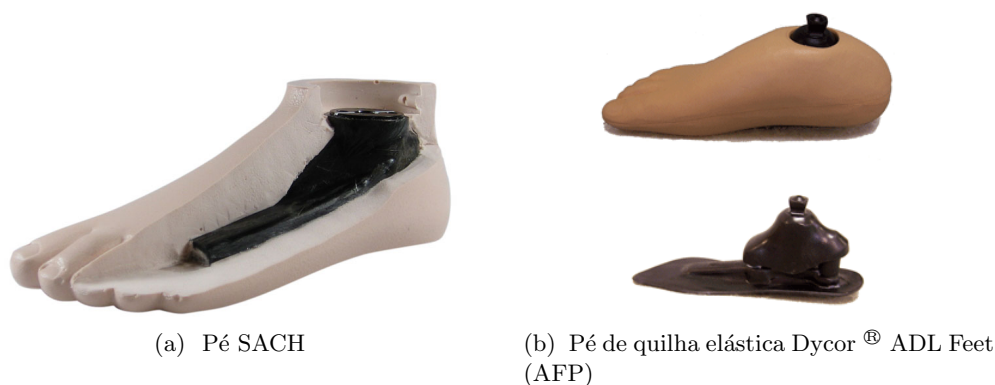


Figura 3.6: Exemplos de pés protéticos estáticos.

Os pés protéticos dinâmicos ou articulados são divididos, dependendo da liberdade de movimento oferecida, em dois tipos: pés articulados de eixo-único ou pés articulados multi-eixo. O pé de eixo-único contém uma articulação que permite que o pé possa mover para cima e para baixo, aumentando a estabilidade do joelho. Quanto mais rapidamente a sola do pé fica completamente em contacto com o solo mais estável se torna a prótese. Esta característica é benéfica para os utilizadores com maiores níveis de amputação e reduz o esforço necessário para o controlo ativo da prótese. Em contrapartida, a articulação acrescenta peso à prótese, exige manutenção periódica e é ligeiramente mais cara do que o pé mais básico SACH. Por estas razões, é mais adequado para indivíduos cuja preocupação principal é a estabilidade.

O pé protético multi-eixo embora semelhante ao de único-eixo em termos de peso, durabilidade e custo, tem melhores desempenhos em superfícies irregulares. A mobilidade acrescida deste dispositivo leva a uma maior absorção de impactos e tensões geradas durante a caminhada, o que ajuda a proteger o utilizador bem como a própria prótese do desgaste. Esta solução é bastante utilizada por caminhantes, golfistas, dançarinos e outros que precisam de mobilidade significativa para o seu trabalho ou necessidades de lazer.



(a) Pé com articulação de eixo-único

(b) Pé com articulação multi-axial

Figura 3.7: Exemplos de pés protéticos dinâmicos.

Outro tipo de solução para os pés protéticos são os pés de resposta dinâmica que absorvem e libertam energia durante a marcha do amputado tornando-a mais eficiente e por consequência permitem maiores tempos de caminhada. Indivíduos com um maior grau de atividade preferem este tipo de componente protético devido à capacidade de resposta que este oferece a variações de velocidade e a mudanças de direção na marcha. Para além da sua capacidade de resposta, proporcionam ao utilizador uma sensação de impulso, um leque mais normal de movimentos e uma marcha mais equilibrada. Alguns pés de resposta dinâmica apresentam um design chamado de *"split-toe"* que adiciona estabilidade à prótese imitando a capacidade de movimento de inversão/eversão natural do pé e tornozelo, para além de serem capazes de diminuir a quantidade de impactos no outro pé.



(a) Pé de resposta dinâmica ( Flex-Foot<sup>®</sup> Assure)

(b) Pé de resposta dinâmica com design *"split toe"*( Freedom Innovations DynAdapt<sup>®</sup>)

Figura 3.8: Exemplos de pés protéticos de resposta dinâmica.

## Haste, adaptadores e cobertura estética

A haste é o componente que faz a ligação do joelho protético ao pé protético e é normalmente um dos componentes mais simples de uma prótese. A solução mais simples para as hastes é constituída por um tubo metálico ou compósito ligado aos outros componentes por adaptadores garantindo uma ligação estável e rígida entre os mesmos. Outras variantes podem incluir um ou dois adaptadores integrados nas extremidades do tubo como mostra na figura 3.9(a). Outro tipo de solução para a haste protética é a haste extensível que oferece as mesmas funcionalidades e características da haste simples mas tem a vantagem de permitir regular com facilidade o comprimento da mesma. Esta solução é mais complexa, pesada e cara que a anterior mas permite que a prótese possa acompanhar o crescimento rápido de uma criança ou adolescente. (vd. Figura 3.9(b))



Figura 3.9: Exemplo de hastes protéticas.

Como foi referido anteriormente existe uma interface que faz a ligação física entre os componentes numa prótese endosquelética. Estes adaptadores são normalizados para permitir compatibilidade entre componentes protéticos. Os adaptadores standard são denominados de adaptadores piramidais macho ou fêmea. (vd. Figura 3.10)



(a) Adaptador piramidal macho



(b) Adaptador piramidal fêmea

Figura 3.10: Adaptadores protéticos standard piramidais com ligação do tipo "4-holes".

Os adaptadores tem uma enorme variedade de configurações que permitem ligar qualquer tipo de componente, como por exemplo:

- Adaptadores standard com ligação aparafusada do tipo "4-holes" que efetuam a ligação de componentes protéticos a componentes com superfícies amplas rígidas ou semirrígidas como encaixes ou pés protéticos básicos;
- Adaptadores standard duplos do tipo macho-macho, fêmea-fêmea ou macho-fêmea que fazem a ligação com outros adaptadores standard;
- Adaptadores standard macho ou fêmea com ligação roscada; (vd. Figura 3.11(a))
- Adaptadores standard macho ou fêmea com ligação por aperto que fazem ligação a hastes tubulares. (vd. Figura 3.11(b))



(a) Adaptador piramidal macho com ligação roscada



Tube Clamp

(b) Adaptador piramidal fêmea com ligação por aperto

Figura 3.11: Adaptadores protéticos standard piramidais com ligações roscadas e por aperto.

De modo a obter uma forma morfológica mais natural em próteses endosqueléticas é muitas vezes usado uma cobertura estética. O tipo e forma da cobertura usada na prótese é definida pelo utilizador de acordo com as suas preferências. As coberturas podem possuir uma forma e aspeto muito idêntico à morfologia natural da secção que está a substituir ou terem um aspeto personalizado. As coberturas de aparência morfológica natural são normalmente coberturas em espuma de polietileno de baixa densidade também denominada por espuma "Plastazote", que são trabalhadas manualmente por um técnico protésico a partir de um bloco de espuma até obter a forma desejada ou coberturas com uma constituição rígida ou semirrígida em fibra de vidro ou silicone, com a cor de pele desejada.

Coberturas mais personalizadas são normalmente construídas em fibras de vidro ou carbono ou são impressas em 3D com diversos padrões e formas.



Figura 3.12: Exemplo de coberturas estéticas.

### 3.4 Proposta de solução

Realizada a análise morfológica do produto e considerando as soluções tecnológicas existentes foi idealizado um produto com um conjunto de características capazes de satisfazer de melhor forma possível os requisitos do utilizador.

Optou-se por desenvolver um joelho mecânico simples de eixo-único e de atrito constante. Existe uma preferência por parte do utilizador no uso deste tipo de configuração e este é capaz de satisfazer as necessidades de mobilidade e controlo da prótese. Na figura seguinte encontra-se um dos esboços iniciais da geometria do joelho a desenvolver.

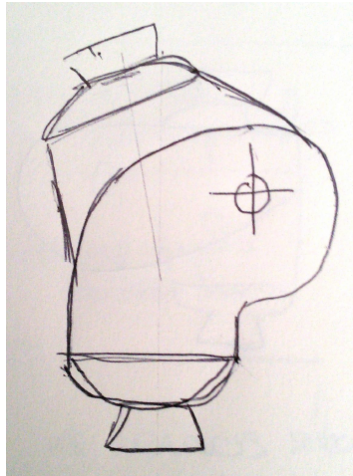


Figura 3.13: Esboço com a morfologia do joelho protético a desenvolver.

Com o objetivo de resolver a problemática do acompanhamento da prótese ao crescimento rápido da criança, optou-se por desenvolver uma haste com um sistema de extensão. Na figura 3.14 está representado um esboço do sistema de extensão que compõe a haste protética a desenvolver. Os detalhes de funcionamento e a composição do sistema são explicados no capítulo 4.1.

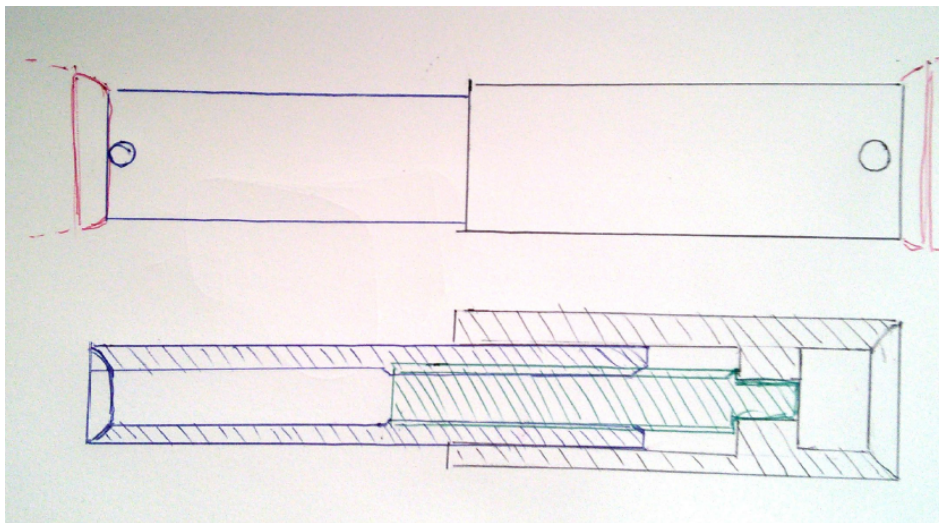


Figura 3.14: Esboço da geometria e sistema de extensão da haste protética a desenvolver.

Devido à baixa atividade do utilizador e à necessidade de troca frequente do pé protético por questões de estabilidade e simetria morfológica optou-se por usar um pé protético básico SACH em vez de criar um pé extensível. O sistema de extensão no pé protético traria desvantagens como o aumento de peso, aumento da complexidade do sistema e perda de durabilidade.

Para manter uma aparência morfológica natural para uma prótese extensível e resistente a ambientes balneários optou-se por desenvolver uma cobertura com aparência morfológica natural em fibra de vidro capaz de acompanhar a extensão da haste. A cobertura é constituída

por duas partes principais que se sobrepõem na zona distal da perna. O esboço do sistema da cobertura estética está representado na figura seguinte.

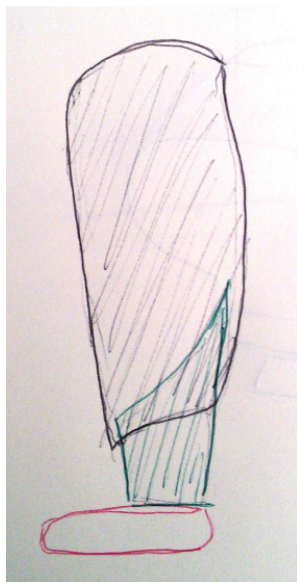


Figura 3.15: Esboço da cobertura estética com aparência morfológica natural.



## Capítulo 4

# Dimensionamento da solução

### 4.1 Modelo tridimensional

O modelo tridimensional visa o posterior desenvolvimento do protótipo físico da prótese conceptualizada e inclui dois aspetos principais: a modelação da prótese com recurso a uma ferramenta CAD 3D (*Computer-Aided Design*) e uma análise e simulação com o uso de métodos de elementos finitos (FEM). O objetivo do processo de modelação é desenvolver um produto otimizado de acordo com as características propostas para o conceito. Os modelos finais foram concebidos para o fabrico de um protótipo funcional capaz de satisfazer os requisitos propostos. O processo de desenvolvimento do modelo tridimensional envolveu a integração dos requisitos do produto presentes no capítulo 3.2 e as características para a sua execução, tais como:

- Resistência;
- Produtibilidade;
- Baixo custo;
- Peso.

De todas as características a resistência mecânica dos componentes e a estabilidade estrutural da prótese são os elementos mais importantes para a segurança do utilizador. Qualquer falha dos componentes pode causar danos no utilizador.

Com a finalidade de manter o custo baixo foi empregada uma abordagem de design para fabricação. O objetivo é reduzir custos e melhorar a facilidade com que a prótese pode ser fabricada e montada. Por exemplo, o ênfase de desenvolvimento foi colocada na simetria, dimensões e componentes normalizados sempre que possível. Foram definidos materiais capazes de ser trabalhados com facilidade, sem recorrer a ferramentas caras ou específicas. O material definido para os principais componentes do joelho e haste da prótese foi o alumínio da série 6063 devido às suas propriedades mecânicas apresentadas na tabela 4.1, ao seu custo, à sua maquinabilidade e à sua disponibilidade local. O uso destas técnicas e materiais, ajudaram na conceção de um dispositivo que é mais facilmente reparado e ajustado. Com estes critérios foram desenvolvidos os primeiros modelos usando o *software* de modelação Dassault Systèmes CATIA V5.

Tabela 4.1: Propriedades mecânicas do alumínio 6063. (AALCO (2015))

Propriedades	Valores	Unidades
Densidade	2700	$kg/m^3$
Módulo de elasticidade	68,9	$GPa$
Tensão de cedência	210	$MPa$
Coefficiente de <i>Poisson</i>	0,33	
Coefficiente de atrito estático	0,12	

### Joelho protético

Uma articulação do joelho artificial deve compreender pelo menos os seguintes elementos: um ou mais eixos de rotação, uma forma de parar a extensão do joelho para prevenir a sobre extensão do mesmo e algum tipo de conector no topo e no fundo do componente para garantir a ligação aos outros componentes protéticos. Para além das características definidas na criação do conceito do joelho, optou-se por desenvolver um joelho o mais compacto possível com o objetivo de reduzir o peso e diminuir a distância entre o eixo de rotação do joelho e o ponto de conexão ao encaixe protético. Esta distância influencia a adaptabilidade do joelho ao amputado que possui um membro residual longo.

O primeiro passo para o dimensionamento do joelho protético de eixo-único é definir a localização do seu eixo de rotação, e para isso é necessário perceber a biometria do joelho natural. Como definido por HOLLISTER *et al.* (1993), o joelho é constituído por dois eixos de rotação naturais: o eixo de rotação femoral e o eixo de rotação tibial. Os joelhos protéticos policêntricos tentam emular esta morfologia reproduzindo assim um movimento mais natural.

Como se pode ver na figura 4.1, verifica-se que o movimento do joelho é composto por um movimento de rotação e de deslizamento do ponto periférico P, que segue uma curva em espiral, recuando em direção ao centro do joelho.

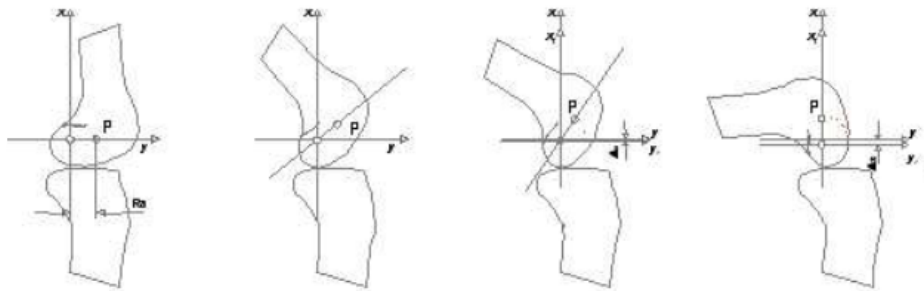


Figura 4.1: Movimento de flexão natural do joelho. (Adaptado de PELLIS (2010))

Os joelhos monocêntricos, ao contrário dos policêntricos reproduzem a flexão do joelho com um movimento de rotação simples. A posição do eixo rotação neste tipo de joelhos é definida em relação ao raio de rotação natural do joelho, que é definido por PELLIS (2010) como sendo  $13 \pm 3,6$  mm, onde a variação corresponde ao movimento em espiral referido anteriormente.

Com estas características morfológicas em consideração e um breve estudo da forma e estrutura dos joelhos protéticos infantis no mercado e do joelho usado anteriormente pelo amputado, foi definido um raio de rotação de 10 mm para o joelho protético desenvolvido.

Este raio enquadra-se dentro dos limites do raio de rotação natural definido anteriormente e tem em conta a morfologia da criança.

Com a posição do eixo definida é necessário dimensionar a geometria dos componentes que constituem o joelho. De forma a evitar a extensão excessiva do joelho e ao mesmo tempo permitir o bloqueio do mesmo em extensão quando o amputado está em ortostase, a geometria do joelho não deve permitir uma sobre extensão superior a  $7^\circ$ . Este ângulo é definido de acordo com o ângulo de sobre extensão natural do joelho humano que é, de acordo com JAGODZINSKI/RICHTER/PÄSSLER (2000),  $6,3 \pm 3,8$  graus.

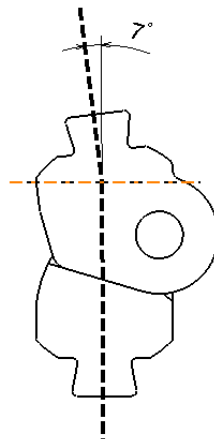
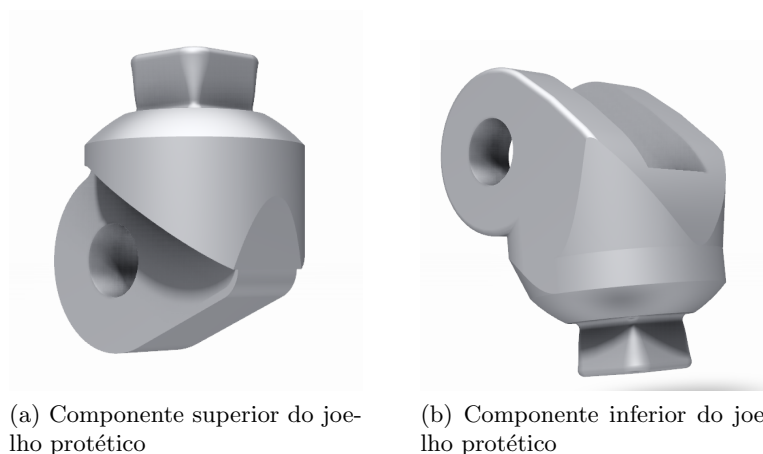


Figura 4.2: Representação do ângulo de sobre extensão do joelho protético.

O joelho desenvolvido é composto por dois componentes principais: o componente superior e o componente inferior, representados na figura 4.3. Os adaptadores standard estão integrados no próprio joelho e fazem a conexão entre o joelho e o encaixe protético e a conexão entre o joelho e a haste protética.



(a) Componente superior do joelho protético

(b) Componente inferior do joelho protético

Figura 4.3: Modelos tridimensionais dos componentes principais do joelho protético.

O componente superior e inferior são ligados entre si por um veio e formam assim a estrutura funcional do joelho. Com o objetivo de estabilizar o joelho e reduzir o atrito

de movimento foram adicionadas duas anilhas espaçadoras entre os componentes principais. O modelo completo do joelho é apresentado na figura 4.4 onde estão identificados os seus elementos constituintes e a sua descrição está presente na tabela 4.2. Os desenhos técnicos dos componentes e o desenho de conjunto estão presentes em anexo.

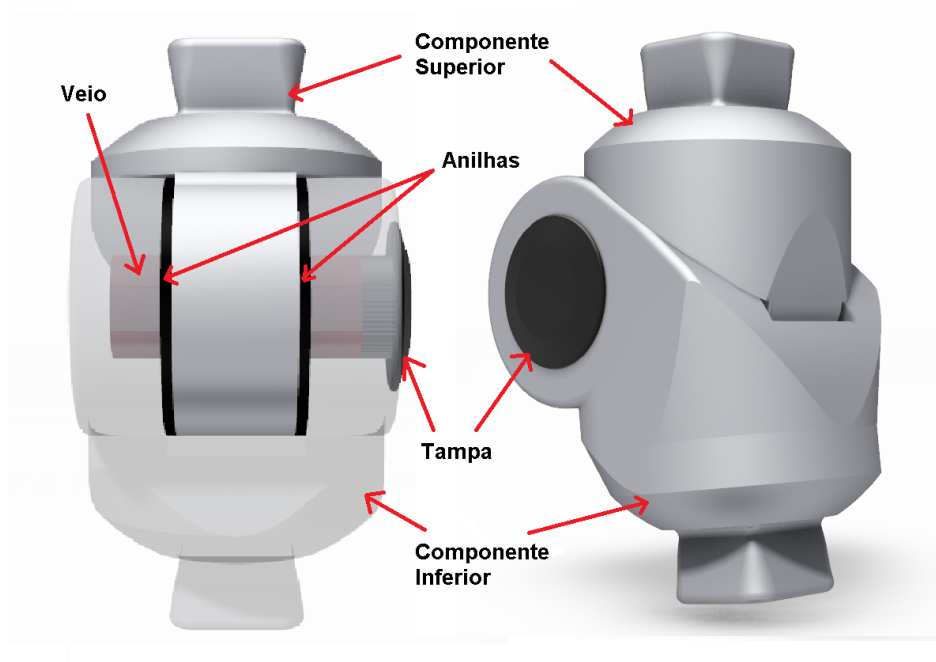


Figura 4.4: Modelo tridimensional do joelho protético.

Tabela 4.2: Descrição dos componentes que constituem o joelho protético.

Componente	Descrição
Componente Superior	Um dos principais componentes estruturais do joelho. Tem incluído um adaptador piramidal macho que faz ligação ao encaixe protético.
Componente Inferior	Um dos principais componentes estruturais do joelho. Tem incluído um adaptador piramidal macho que faz ligação á haste protético.
Veio	Veio de rotação do joelho protético.
Tampa	Elemento de acesso e fixação do veio do joelho. Permite a desmontagem do joelho para manutenção.
Anilha não normalizada	Elemento de interface entre os componentes principais com o objetivo de diminuir o atrito entre os mesmos. Aumenta a facilidade de iniciação de flexão do joelho.

As características do conjunto dos componentes que constituem o joelho protético desenvolvido estão apresentados na tabela seguinte.

Tabela 4.3: Características dos componentes do joelho protético.

Componentes	Quantidade	Material	Massa (g)
Componente Superior	1	Alumínio 6063-T6	37,0
Componente Inferior	1	Alumínio 6063-T6	56,0
Veio	1	Alumínio 6063-T6	5,0
Tampa	1	Polímero <sup>1</sup>	0,5
Anilhas	2	Polímero <sup>1</sup>	1,0
Total:	6		99,5

## Haste protética

A haste é o componente de ligação entre o joelho protético e o pé protético e deve ser capaz de suportar e transferir os esforços produzidos durante a marcha do amputado. Com o objetivo de dimensionar uma haste extensível e que funcione dentro dos intervalos de comprimento adequados realizou-se um estudo da morfologia natural da perna e da taxa de crescimento da mesma. Alguns dados relevantes sobre a estatura do amputado, presentes na tabela 4.4 foram recolhidos com este objetivo em mente.

Tabela 4.4: Características morfológicas relevantes do amputado.

Característica	Valor
Idade	8
Sexo	Feminino
Peso	20 kg
Altura	1,23 m

Para determinar os comprimentos dos segmentos corporais do amputado foram usadas as relações encontradas por DRILLIS/CONTINI (1966) que definiu os comprimentos dos segmentos corporais em função da altura do indivíduo. Como representado na figura 4.5, os comprimentos dos segmentos da perna e da "perna + pé" é, respetivamente, 24,6% e 28,5% da altura do indivíduo.

<sup>1</sup>Plástico com uma densidade de 1200 kg/m<sup>3</sup>.

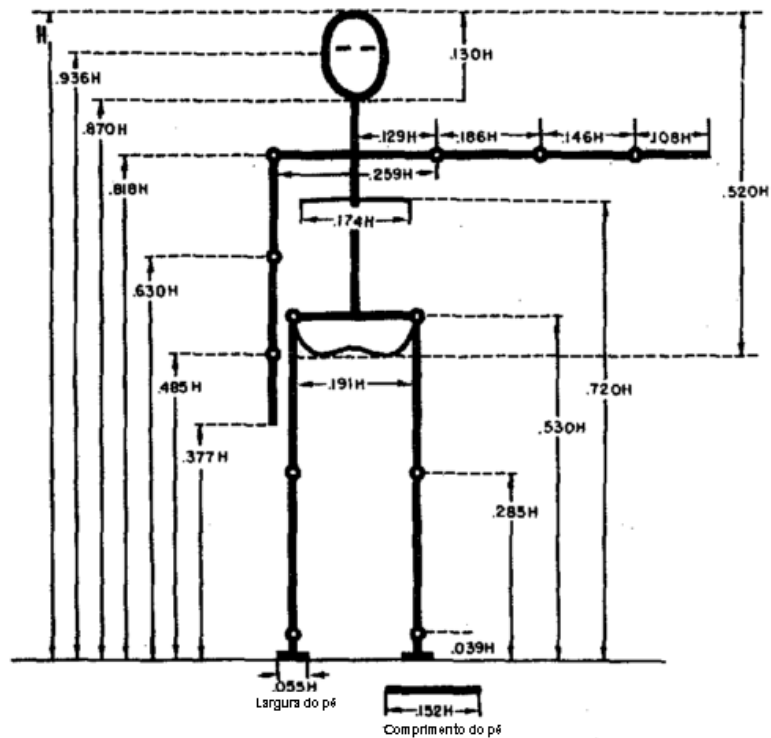


Figura 4.5: Dimensões dos segmentos corporais em função da altura. (Adaptado de DRILLIS/CONTINI (1966))

Como os comprimentos dos segmentos estão em função da altura, estimou-se o crescimento da criança segundo as curvas de crescimento anuais fornecidas pela Direção Geral da Saúde Portuguesa. (DIRECÇÃO-GERAL DA SAÚDE, 2006) Com base na curva de crescimento ponderado anual de um indivíduo do sexo feminino com idade compreendida entre 2 a 20 anos, representada na figura A.1 em anexo estimou-se que a criança se enquadra no 25º percentil.

Os percentis são medidas que dividem uma amostra ordenada (por ordem crescente dos dados) em 100 partes, cada uma com uma percentagem de dados aproximadamente iguais. Desta forma, o 25º percentil é o primeiro quartil da amostra, isto é 25% da amostragem possui uma altura igual ou inferior ao valor de referência. Seguindo a curva do 25º percentil obtiveram-se os valores presentes na tabela 4.5.

Tabela 4.5: Crescimento ponderal anual esperado para o percentil 25 e respetivos comprimentos dos segmentos da perna e do pé.

Idade	Altura esperada (cm)	Comprimentos dos segmentos (cm)	
		Perna	Perna + pé
8	123	30,26	35,06
9	128	31,49	36,48
10	133	32,72	37,91
11	138	33,95	39,33
12	145	35,67	41,33

Como a haste é um elemento estrutural da prótese e não apresenta nenhuma funcionalidade adicional optou-se por desenvolver uma haste com um tempo de vida esperado de 4 anos.

A tabela anterior mostra que o crescimento estimado do segmento da perna em 4 anos é de aproximadamente 5 cm. Com isto em mente definiu-se uma extensão máxima recomendável de 6 cm para acomodar qualquer variação que possa ocorrer na taxa de crescimento.

Para estimar o comprimento mínimo da haste é necessário ter em conta que o segmento da perna é medido desde a articulação do joelho até à articulação do tornozelo, isto é, é preciso considerar a dimensão do joelho protético e o comprimento do coto da criança, que tratando-se de uma desarticulação do joelho, possui o comprimento natural da coxa. De acordo com esta informação a haste e o joelho protético combinados devem possuir um comprimento mínimo de aproximadamente 30 cm, que é o comprimento do segmento da perna estimado para uma criança do sexo feminino de 8 anos de idade.

Considerando que o comprimento do joelho protético é cerca de 40 mm como demonstrado nos desenhos técnicos em anexo, a haste deve possuir:

- Um comprimento mínimo de aproximadamente 260 mm;
- Um comprimento máximo recomendado de aproximadamente 320 mm.

O sistema da haste extensível é composto por duas partes principais: a haste superior e haste inferior. Ambas partes possuem uma morfologia tubular e os seus principais componentes estruturais são dois tubos de diâmetros diferentes que se sobrepõem: o superior e o inferior, este com um diâmetro menor que o anterior. O conceito assenta na variação de comprimento da haste no roscar ou desenroscar do componente inferior em relação ao componente superior da haste. A variação do comprimento por cada revolução do sistema é de 1 mm de forma a maximizar o nível de adaptação da prótese ao crescimento da criança sem aumentar a complexidade de utilização do sistema.

Os elementos de ligação da haste aos outros componentes protéticos são dois adaptadores piramidais fêmea integrados na haste. Estes adaptadores estão integrados na haste através de dois componentes que estão representados na figura 4.6. Estes componentes são ligados ao resto da haste, nomeadamente aos respetivos tubos, através de uma ligação roscada que é posteriormente fixada por uma resina, selando assim o interior da haste e impedindo que os componentes se desenrosem com o uso da prótese.

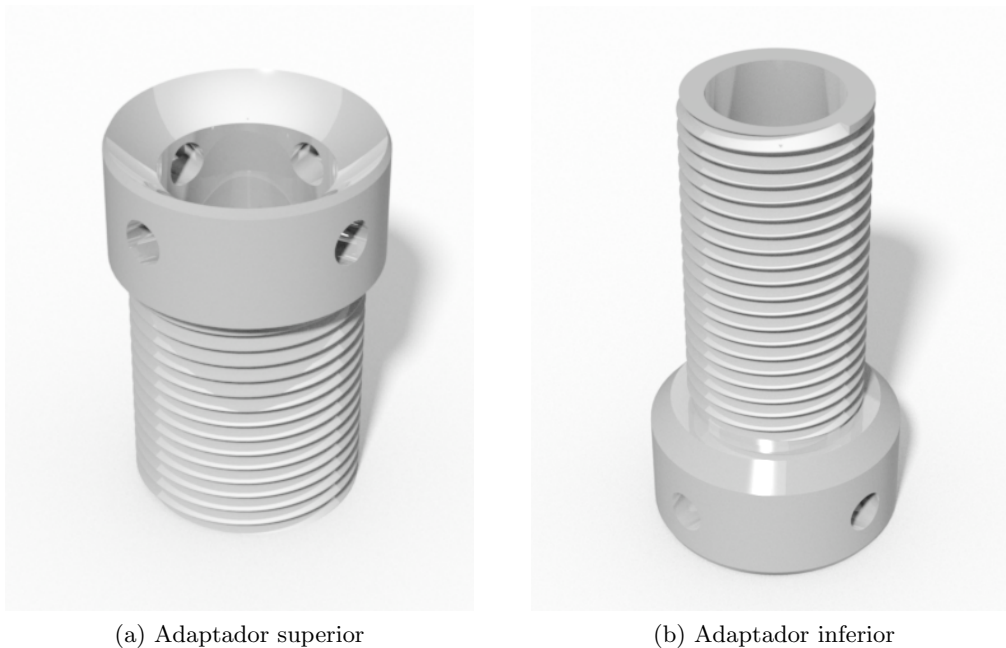


Figura 4.6: Modelos tridimensionais dos componentes que integram os adaptadores piramidais fêmea.

Como referido anteriormente a extensão é dada por um sistema roscado tipo "parafuso/porca" em que neste caso o "parafuso" é um componente roscado com a morfologia idêntica a um parafuso representado na figura 4.7. A "porca" que rosca e desenrosca ao longo deste componente, aumentando ou diminuindo o comprimento da haste como um todo, é um casquilho roscado representado na figura 4.8 (a). Este componente é rigidamente ligado à parte inferior da haste através de uma ligação roscada e posteriormente selada e fixada com uma resina para garantir a solidez de ligação. Já o componente roscado é ligado à parte superior da haste através de uma ligação roscada auxiliada por um parafuso e uma anilha. A montagem dos componentes aqui descritos está representada na figura 4.9, onde em (a) demonstra a ligação roscada fixa entre o adaptador superior e o tubo superior à semelhança da ligação entre o adaptador inferior e o tubo inferior. Em (b) está representada a ligação entre o componente roscado, o casquilho roscado e o tubo inferior.

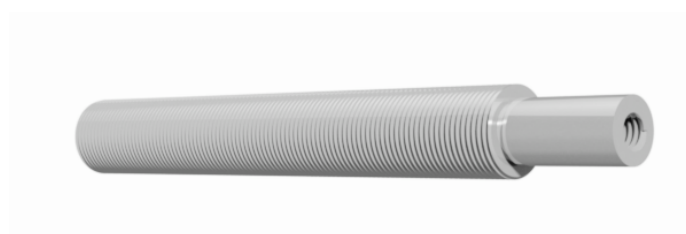


Figura 4.7: Modelo tridimensional do componente roscado que permite a extensão da haste.

Como as duas partes da haste estão livres de rodar entre si é necessário colocar um mecanismo de fixação de posição na haste. A solução optada para este caso foi usar um componente de aperto, representado na figura 4.8 (b). Este componente funciona como uma



braçadeira, transformando o torque de aperto criado por um parafuso para criar uma tensão sobre os componentes a fixar, fixando-os em posição através da força de atrito gerada.

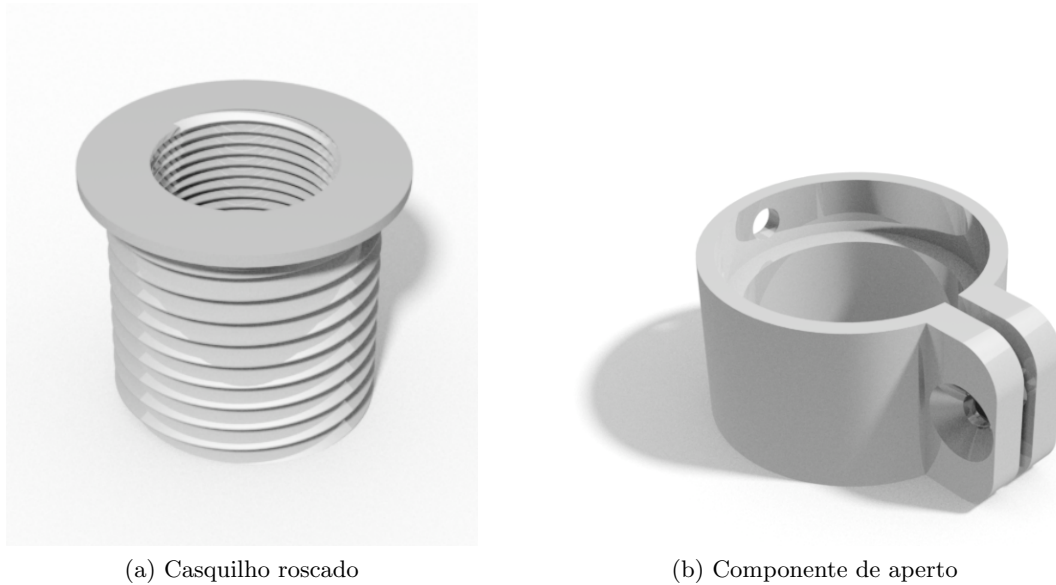


Figura 4.8: Modelos tridimensionais do casquilho roscado e do componente de aperto.

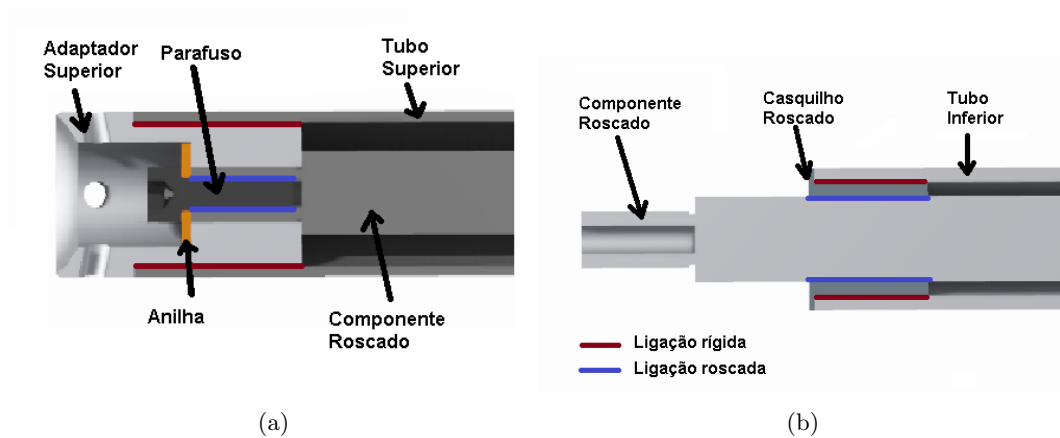


Figura 4.9: Esquema representativo do tipo de ligações entre os componentes da haste.

De forma a garantir que a ligação entre as duas partes da haste é estável foram usados dois casquilhos auto lubrificados que fazem a interface interior entre os dois tubos que constituem a haste. Esta interface permite criar uma superfície de atrito reduzido ( que facilita a rotação das partes para a extensão da haste) com uma área de contacto suficiente para manter os tubos alinhados e a ligação estável.

A lista de componentes da haste e a respetiva descrição dos mesmos pode ser encontrada em anexo na tabela A.1 em conjunto com os respetivos desenhos técnicos dos componentes e o desenho de conjunto do sistema.

O conjunto completo do modelo da haste protética desenvolvida apresenta as características presentes na tabela seguinte.

Tabela 4.6: Características dos componentes da haste protética.

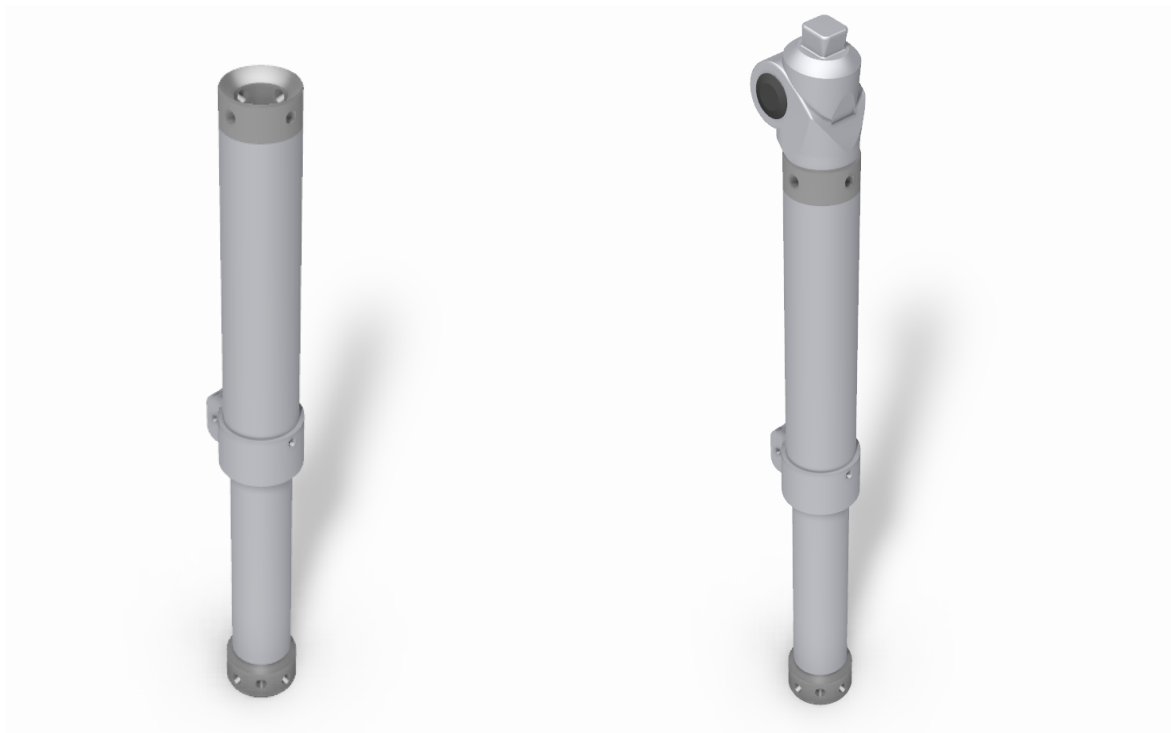
Componentes	Quantidade	Material	Massa (g)
Adaptador Superior	1	Alumínio 6063-T6	44,0
Tubo Superior	1	Alumínio 6063-T6	50,0
Rosca	1	Alumínio 6063-T6	51,0
Casquilho	1	Polímero <sup>2</sup>	4,0
Casquilho c/Flange	1	Polímero <sup>2</sup>	4,0
Casquilho Roscado	1	Alumínio 6063-T6	10,0
Aperto	1	Alumínio 6063-T6	21,0
Tubo Inferior	1	Alumínio 6063-T6	95,0
Adaptador Inferior	1	Alumínio 6063-T6	32,0
Anilha	1	Alumínio	0,9
Parafuso M4x10	1	Aço Inox A4	1,0
Parafuso M6x20	1	Aço Inox A2	7,0
Perno roscado M6x10	8	Aço Inox A2	16,0
Total	20		335,9

Tabela 4.7: Propriedades mecânicas do polímero dos casquilhos. (IGUS (2015))

Propriedades	Valores	Unidades
Densidade	1460	$kg/m^3$
Módulo de elasticidade	7,8	$GPa$
Tensão de cedência	210	$MPa$
Coefficiente de <i>Poisson</i>	0,38	
Coefficiente de atrito estático	0,08	

Na figura seguinte está representada a haste protética completa em (a) e o conjunto da haste com o joelho protético desenvolvido em (b) onde está demonstrada a ligação entre os adaptadores piramidais macho (do joelho) e fêmea (do adaptador superior da haste).

<sup>2</sup>Propriedades mecânicas do polímero presentes na tabela 4.7.



(a) Haste protética

(b) Conjunto da haste e joelho protéticos

Figura 4.10: Modelos tridimensionais da haste e do joelho protéticos.

### **Cobertura estética**

A aparência morfológica natural é um dos critérios mais importantes para o produto final, visto que a percepção que o utilizador tem da prótese influencia o conforto de utilização da mesma. A cobertura estética de aparência morfológica natural desenvolvida é constituída por dois componentes sobrepostos que deslizam entre si: o componente superior e o componente inferior. Ambos os componentes são constituídos por fibra de vidro e não apresentam funcionalidades adicionais. Os modelos tridimensionais representativos da cobertura estética a desenvolver estão representados na figura 4.11.

A razão pela qual a cobertura é constituída por dois componentes distintos é para conseguir acompanhar a extensão da haste sem necessidade de reajustar ou trocar de cobertura. Desta forma a cobertura deve ter o mesmo nível de extensão que a haste protética desenvolvida sem perder a aparência morfológica natural.

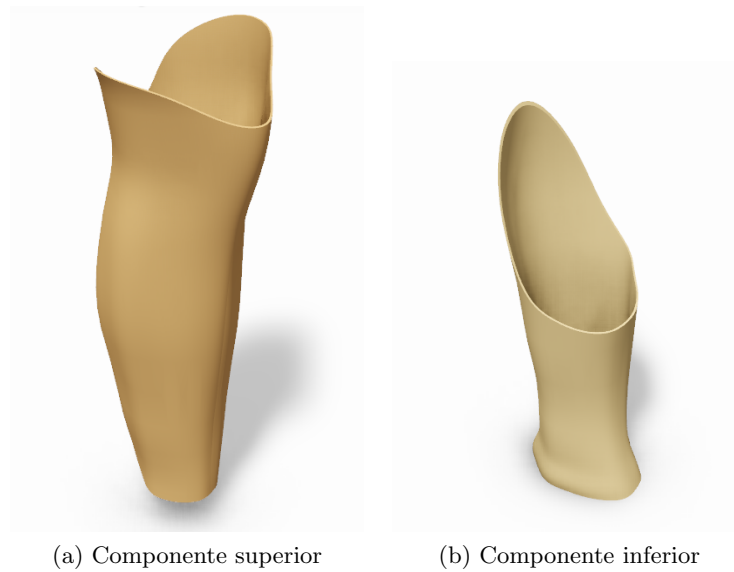


Figura 4.11: Modelos tridimensionais do conceito da cobertura estética de aparência morfológica natural.

O método de fixação da cobertura estética ao resto da prótese é obtido através do aperto proporcionado por uma secção insuflável no interior da cobertura. Esta secção está solidária com a parte interior da carenagem do componente superior da cobertura e pode ser insuflada através de uma válvula criando uma pressão sobre a haste suficiente para segurar a cobertura em posição e também selar os componentes da haste do meio ambiente, aumentando a resistência da mesma à corrosão. O componente inferior tem uma ligação topo a topo com o pé protésico com o objetivo de criar uma interface o mais homogênea possível. Na figura seguinte está representado um modelo do sistema de fixação descrito.

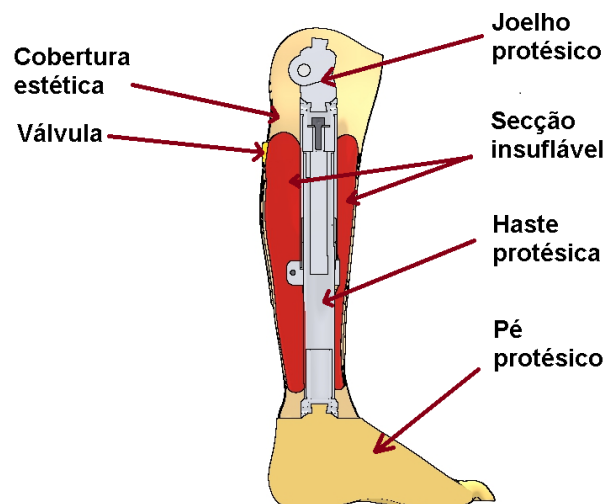


Figura 4.12: Esquema representativo do método de fixação da cobertura estética.

A obtenção do modelo tridimensional da cobertura estética real é feito através do levantamento de forma da outra perna do amputado, espelhando o modelo obtido da nuvem de pontos adquirida do levantamento de forma. Seguidamente, pode ser projetado um molde negativo a partir do modelo para a deposição da fibra de vidro com o objetivo de obter o protótipo da cobertura estética.

O modelo completo da prótese desenvolvida está representado na figura 4.13 em conjunto com um modelo representativo do pé SACH e o modelo representativo da cobertura estética.



Figura 4.13: Modelo tridimensional do conjunto dos componentes protéticos (joelho, haste, pé e cobertura estética).

## 4.2 Análise e simulação

Nesta parte do capítulo o objetivo foi desenvolver os modelos numéricos de elementos finitos que representam de forma fiel a geometria dos componentes protéticos, para posteriormente serem usados em testes de simulação.

Após a geração dos modelos geométricos, foram geradas as malhas de elementos finitos. O *software* usado para a geração das malhas foi o mesmo que o usado para o desenvolvimento dos modelos CAD, ou seja, o Dassault Systems CATIA V5.

Nas simulações foi recriada a carga de compressão máxima sobre a articulação do joelho durante a corrida de um indivíduo com a mesma estatura do que a criança à qual esta prótese se destina. Esta situação representa um extremo de utilização da prótese e serve o propósito de testar os limites estruturais do joelho protético e da haste protética desenvolvidos. Com os modelos numéricos simulados foram analisados as tensões de *Von-Mises* nas zonas consideradas críticas e eventualmente identificados os riscos de fratura ou de deformação plástica dos componentes, e a magnitude dos deslocamentos nodais, de forma a identificar o comportamento da prótese na situação testada.

## Análise estrutural do joelho protético

A partir dos modelos tridimensionais dos componentes do joelho foram desenvolvidos os modelos numéricos, excluindo os modelos das anilhas e da tampa porque não apresentam funcionalidades estruturais relevantes para a análise. As malhas foram desenvolvidas a partir dos modelos geométricos de cada componente com elementos tetraédricos, de maneira a que a malha se apresente o mais próximo possível da forma geométrica de cada componente. O tamanho dos elementos da malha escolhido foi de 1 mm para todos os componentes do joelho selecionados para a simulação, de forma a reproduzir em detalhe a geometria complexa dos componentes do joelho.

Os modelos numéricos dos componentes do joelho e as respetivas malhas estão representados na figura 4.14 (a) e na tabela 4.8 encontram-se os números de elementos de cada malha. Todos os materiais atribuídos aos modelos numéricos são isotrópicos, homogéneos e linearmente elásticos.

Tabela 4.8: Número de elementos da malha de cada componente do joelho e o material atribuído à malha.

Componentes	Nº de elementos	Material
Componente Superior	281403	Alumínio 6063-T6 <sup>3</sup>
Componente Inferior	212717	Alumínio 6063-T6
Veio	17062	Alumínio 6063-T6
Total	511182	

Com as características dos modelos numéricos definidas é necessário estabelecer os tipos de interações entre os mesmos que variam de acordo com a posição relativa do joelho. Para esta análise os componentes selecionados estão montados na posição de sobre extensão máxima. (*vd.* Figura 4.2)

As condições de contacto estabelecidas entre os modelos numéricos dos componentes nesta posição estão presentes na tabela 4.9.

Tabela 4.9: Caracterização dos contactos entre os componentes do joelho.

Interface		Tipo de contacto	Coefficiente de atrito
Componente Superior	Componente Inferior	Contacto com atrito	0,12 <sup>3</sup>
Componente Superior	Veio	Contacto com atrito	0,12
Componente Inferior	Veio	Contacto com atrito	0,12

As condições de carga definidas para esta análise pretendem simular os esforços causados na secção da perna e no joelho durante a corrida.

As condições definidas foram:

- Uma carga distribuída aplicada no topo do componente superior do joelho (Adaptador piramidal macho com ligação ao encaixe);
- Um encastramento aplicado no fundo do componente inferior do joelho. (Adaptador piramidal macho com ligação à haste).

<sup>3</sup>As propriedades mecânicas do alumínio estão presentes na tabela 4.1.

As condições de carga referidas foram aplicadas de acordo com o que está representado na figura 4.14 (b), em que o encastramento está representado a azul e a carga distribuída a amarelo.

A magnitude da carga foi definida como sendo a carga de pico aplicada na articulação do joelho proveniente da tibia durante a corrida. Segundo D'LIMA *et al.* (2012) a magnitude dessa carga é de  $4,2 \pm 0,2$  vezes o peso do corpo.

Como a carga é definida em função do peso calculou-se o peso da criança para um período de 4 anos após o atual. O período de 4 anos deve-se ao facto de este ser o número de anos para qual a haste projetada é capaz de acompanhar o crescimento da criança. Desta forma o cálculo da carga é definido pela seguinte equação:

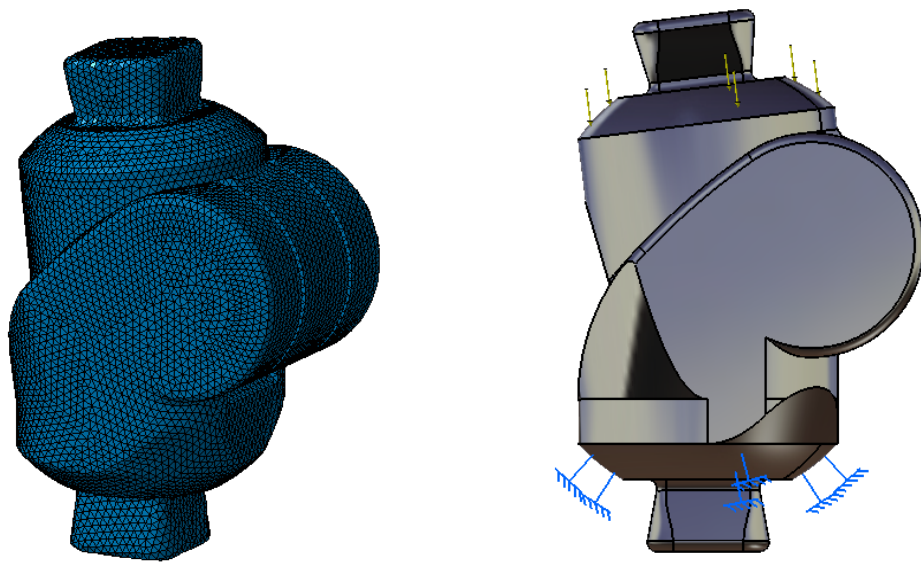
$$\begin{aligned} \text{Peso (kg)} \times 9,8 &= \text{Força (N)} \\ \text{Carga (N)} &= \text{Força (N)} \times \text{Fator multiplicativo} \end{aligned} \tag{4.1}$$

Com os dados recolhidos anteriormente sobre a criança presentes na tabela 4.4 sabe-se que em 4 anos a criança terá 12 anos de idade e que o peso dela pode ser estimado usando o método das curvas de crescimento ponderal anuais da Direção Geral da Saúde Portuguesa. (DIRECÇÃO-GERAL DA SAÚDE, 2006) Admitindo que a criança aos 12 anos ainda pertence ao 25º percentil é possível estimar o peso a partir da curva crescimento presente na figura A.3 em anexo.

Com o peso estimado é possível então calcular a carga a aplicar usando a equação anteriormente referida. O resultado da equação e os valores dos seus parâmetros estão presentes na tabela seguinte.

Tabela 4.10: Dados relativos ao cálculo da carga aplicada durante a simulação estrutural do joelho.

Idade	Peso estimado (kg)	Força (N)	Fator multiplicativo	Carga calculada (N)
12	36	352,8	4,2	1481,76



(a) Malha de elementos tetraédricos dos componentes do joelho

(b) Aplicação das condições de carga da simulação

Figura 4.14: Modelos numéricos de elementos finitos dos componentes do joelho e as respectivas condições da simulação.

### **Análise estrutural da haste protética**

Os modelos numéricos dos componentes da haste foram construídos de forma idêntica aos modelos numéricos do joelho. Para esta simulação foram excluídos todos os parafusos e a anilha porque estes não apresentam funcionalidades estruturais relevantes para a análise.

Da mesma forma que na análise do joelho, as malhas foram desenvolvidas a partir de cada componente dos modelos geométricos com elementos tetraédricos. O tamanho dos elementos da malha foi escolhido através de uma análise de convergência de malha devido ao maior número de componentes envolvidos na simulação.

O teste de convergência de malha foi realizado num modelo simplificado da haste a simular que incluía a parte superior da haste e a aplicação das condições de carga esperadas para a simulação. A análise dos resultados obtidos durante o teste de convergência efetua a comparação da magnitude dos deslocamentos nodais em relação ao nível de refinamento da malha. Os resultados do teste de convergência estão presentes na figura 4.15.



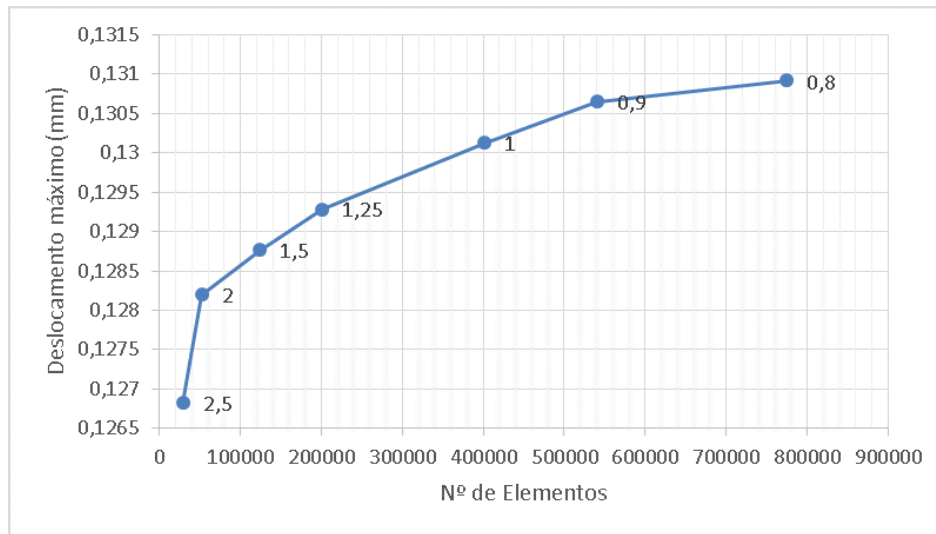


Figura 4.15: Gráfico com a variação da magnitude dos deslocamentos com o refinamento da malha.

Após a análise dos resultados do teste optou-se por escolher uma malha de 1 mm para os modelos numéricos dos componentes que compõe a simulação. Apesar da convergência de resultados aparecer para malhas inferiores a 1 mm, a escolha de uma malha mais refinada que a escolhida resulta num grande aumento de tempo de computação para uma variação não significativa nos resultados.

Os modelos numéricos dos componentes da haste e as respectivas malhas estão representados na figura 4.17 e na tabela 4.11 encontram-se os números de elementos de cada malha. Todos os materiais atribuídos aos modelos numéricos são isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Tabela 4.11: Caracterização da malha dos componentes constituintes da haste.

Componentes	Nº de elementos	Material
Adaptador Superior	162570	Alumínio 6063-T6 <sup>4</sup>
Tubo Superior	182187	Alumínio 6063-T6
Rosca	165147	Alumínio 6063-T6
Casquilho	23170	Polímero <sup>5</sup>
Casquilho c\flange	25770	Polímero
Casquilho Roscado	37601	Alumínio 6063-T6
Aperto	76629	Alumínio 6063-T6
Tubo Inferior	300253	Alumínio 6063-T6
Adaptador Inferior	118228	Alumínio 6063-T6
Total	1091555	

Após a construção dos modelos numéricos é necessário estabelecer os tipos de interações entre os mesmos. Para esta análise os componentes da haste estão montados na posição de

<sup>4</sup>Propriedades mecânicas do alumínio presentes na tabela 4.1.

<sup>5</sup>Propriedades mecânicas do polímero presentes na tabela 4.7.

máxima extensão de acordo com o que é pretendido simular, isto é, a condição estrutural da prótese no seu uso mais extremo.

As condições de contacto estabelecidas entre os modelos numéricos dos componentes da haste estão presentes na tabela 4.12.

Tabela 4.12: Caracterização dos contactos entre os componentes da haste.

Interface		Tipo de contacto	Coefficiente de atrito
Adaptador Superior	Tubo Superior	Ligação rígida	
Adaptador Superior	Componente roscado	Ligação rígida	
Tubo Superior	Casquilho	Ligação rígida	
Tubo Superior	Casquilho	Contacto com atrito	0,08 <sup>6</sup>
Tubo Superior	Casquilho c/flange	Ligação rígida	
Casquilho	Casquilho c/flange	Contacto com atrito	0,08 <sup>6</sup>
Tubo Inferior	Casquilho	Contacto deslizante	
Tubo Inferior	Casquilho c/flange	Contacto deslizante	
Tubo Inferior	Casquilho Roscado	Ligação rígida	
Tubo Inferior	Adaptador Inferior	Ligação rígida	
Casquilho Roscado	Casquilho	Contacto deslizante	
Aperto	Tubo Superior	Contacto com atrito	0,12 <sup>7</sup>
Aperto	Casquilho c/flange	Contacto com atrito	0,08 <sup>6</sup>
Aperto	Tubo Inferior	Contacto com atrito	0,12 <sup>7</sup>
Aperto	Parafuso virtual	Contacto virtual com força de aperto <sup>8</sup>	
Componente roscado	Casquilho roscado	Ligação rígida	

Com os modelos numéricos caracterizados são necessários definir as condições de carga a aplicar na simulação. Em semelhança à simulação estrutural do joelho, a carga aplicada na haste simula o ato de corrida de um individuo com a estatura idêntica à criança. As condições de carga aplicadas na haste para esta simulação são:

- Uma carga aplicada no topo do adaptador superior da haste que faz ligação ao joelho protético;
- Um encastramento do fundo do adaptador inferior da haste que faz ligação ao pé protético.

A aplicação das condições de carga estão representadas na figura 4.16 em que o ponto "A" é a interface entre o componente inferior do joelho e o adaptador superior da haste e o ponto "B" é a interface entre o adaptador inferior da haste e o pé protético.

A carga, que tem a mesma magnitude da carga usada na simulação anterior, é transferida do joelho para a haste. A magnitude das forças foi calculada de acordo com as relações trigonométricas representadas na figura 4.16 (a) e na equação 4.2. O valor dos parâmetros usados na equação e o seu resultado estão presentes na tabela 4.13.

<sup>6</sup>Ver propriedades do polímero na tabela 4.7.

<sup>7</sup>Ver propriedades do alumínio na tabela 4.1.

<sup>8</sup>O contacto simula o aperto do componente com uma força de 300 N.

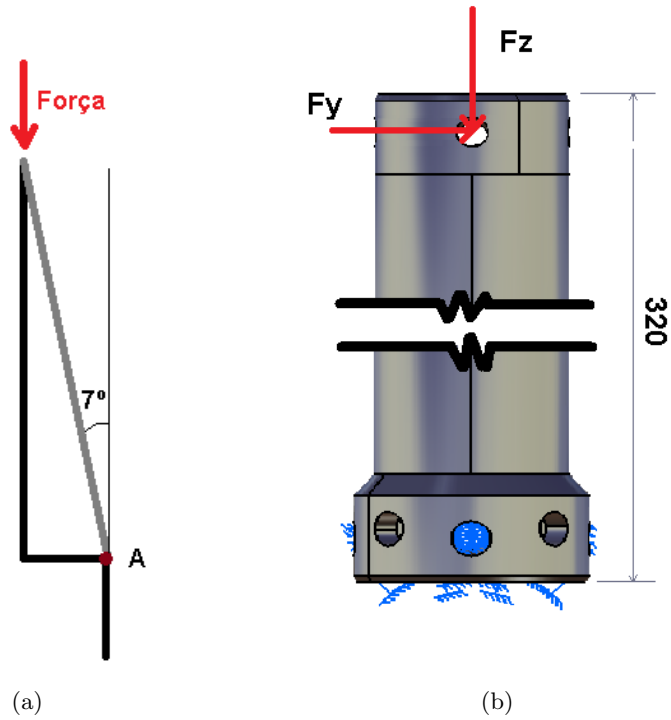


Figura 4.16: Diagrama das condições de carga aplicadas na haste durante a simulação.

$$\text{Força (N)} = \sqrt{F_y^2 (N) + F_z^2 (N)} \quad (4.2)$$

Com:  $F_y = \sin 7^\circ \times \text{Força (N)}$   
 $F_z = \cos 7^\circ \times \text{Força (N)}$

Tabela 4.13: Dados relativos ao cálculo das forças aplicado na haste durante a simulação.

Força (N)	$F_z$ (N)	$F_y$ (N)
1481,76	1470,72	180,59

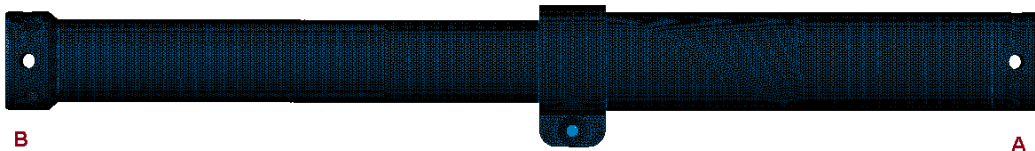


Figura 4.17: Representação da malha no modelo numérico completo da haste.

### 4.3 Análise de resultados

Para a análise estrutural dos componentes referidos anteriormente foram selecionados dois conjuntos de resultados para cada simulação: as tensões de *Von-Mises* e os deslocamentos nodais.

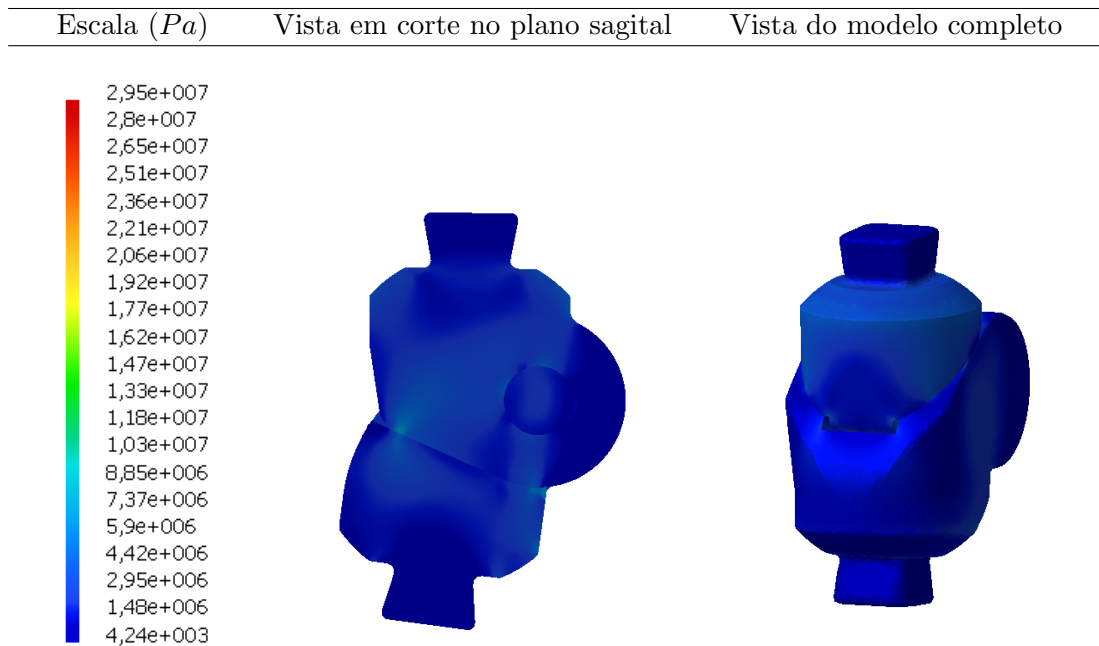
A distribuição de tensões segundo o critério de *Von-Mises* é empregado para materiais que podem ser considerados dúcteis, homogêneos e isotrópicos. Este critério permite estabelecer um limite superior para o estado de tensão que define a falha do material. Se o material for dúctil, geralmente a falha será especificada pelo início do escoamento, sendo assim o limite de escoamento ou tensão de cedência, é a tensão máxima que um material pode suportar antes de se inicie a deformação plástica.

O resultado apresentado sobre os deslocamentos dos componentes simulados são deslocamentos em magnitude, ou seja, o maior deslocamento de cada ponto em direção à resultante dos deslocamentos existentes, sendo independente do seu sentido. A visualização dos resultados é feita por meio de uma escala de cores, em que cada tonalidade corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas.

#### Resultados da análise estrutural do joelho protético

Na tabela 4.14 está representada a distribuição de tensões de *Von-Mises* resultantes da simulação estrutural realizada ao joelho. As zonas com maiores concentrações de tensões encontram-se no componente superior que está representado na figura 4.18. Nesta figura foi aplicado um limite superior de 10 MPa à escala de cores com o objetivo de se observar claramente as zonas de concentração de tensões.

Tabela 4.14: Distribuição das tensões de *Von-Mises* no joelho protético.



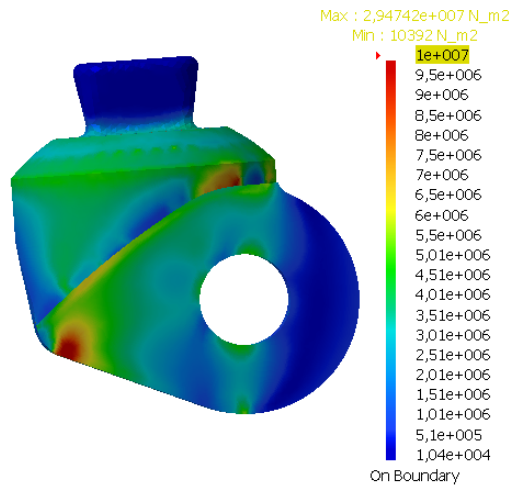
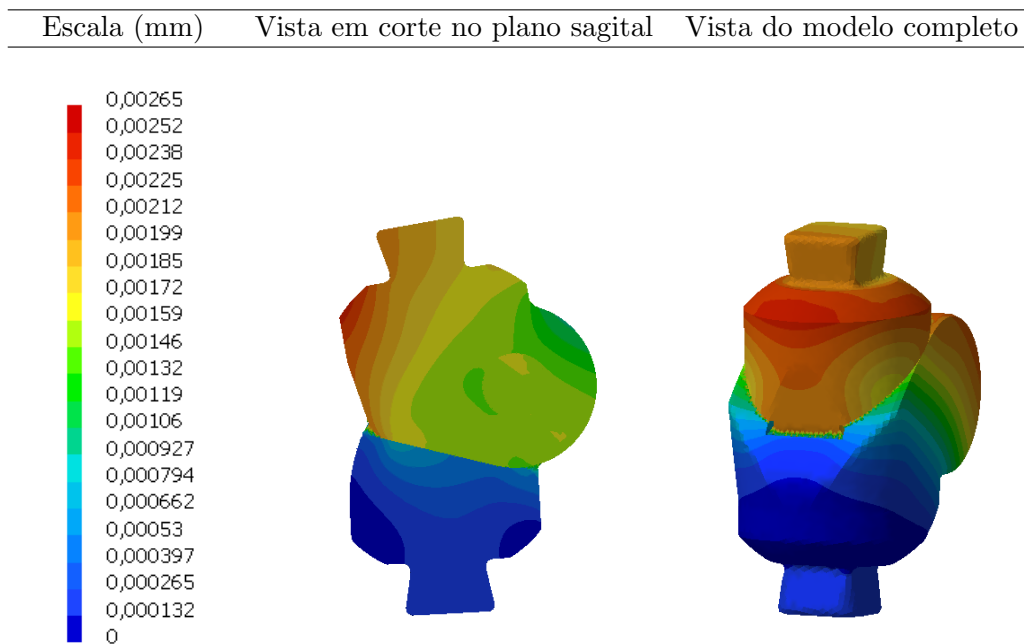


Figura 4.18: Detalhe da distribuição de tensões de *Von-Mises* no componente superior do joelho (escala em *Pa*).

Na tabela seguinte está representada a distribuição dos deslocamentos resultantes da simulação estrutural do joelho.

Tabela 4.15: Magnitude dos deslocamentos no joelho protético.



A tensão máxima registada na análise estrutural do joelho foi de aproximadamente 29,47 MPa que é inferior à tensão de limite elástico ou tensão de cedência do material selecionado para os componentes, que como referido na tabela 4.1 é de 210 MPa. Esta diferença significa que não há risco de cedência do material para a carga aplicada. O deslocamento máximo nodal presente no modelo é de 0,00265 mm, o que representa uma boa estabilidade estrutural do conjunto do sistema do joelho.

## Resultados da análise estrutural da haste protética

A distribuição de tensões de *Von-Mises* nos componentes da haste resultante da simulação estrutural realizada estão presentes na tabela 4.16. Pode-se verificar que o componente com uma maior concentração de tensões, e que por consequência com maior probabilidade de falha é o tubo inferior da haste.

Tabela 4.16: Tensões de *Von-Mises* na haste protética.

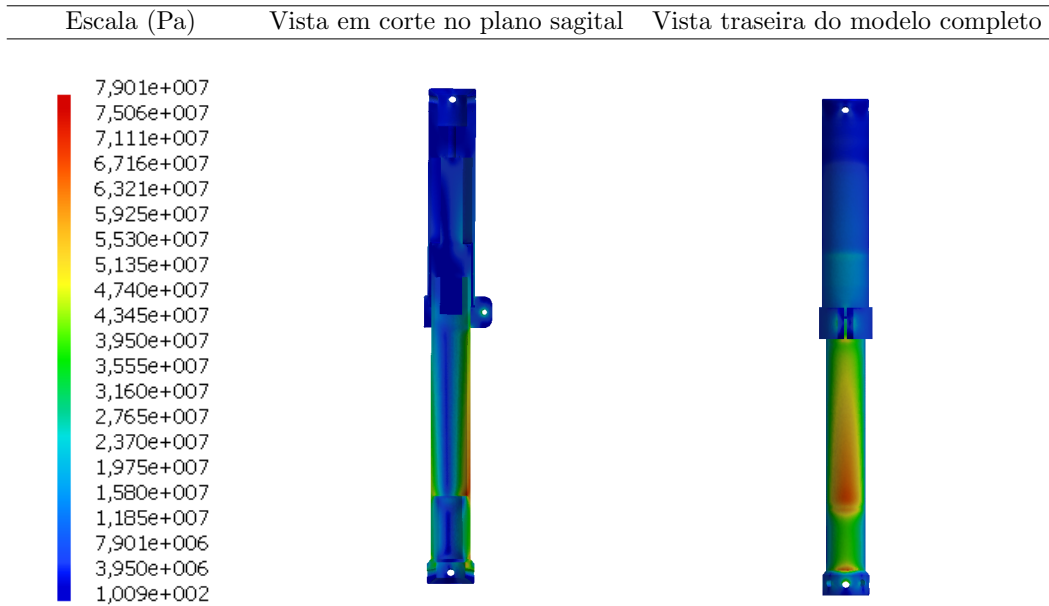
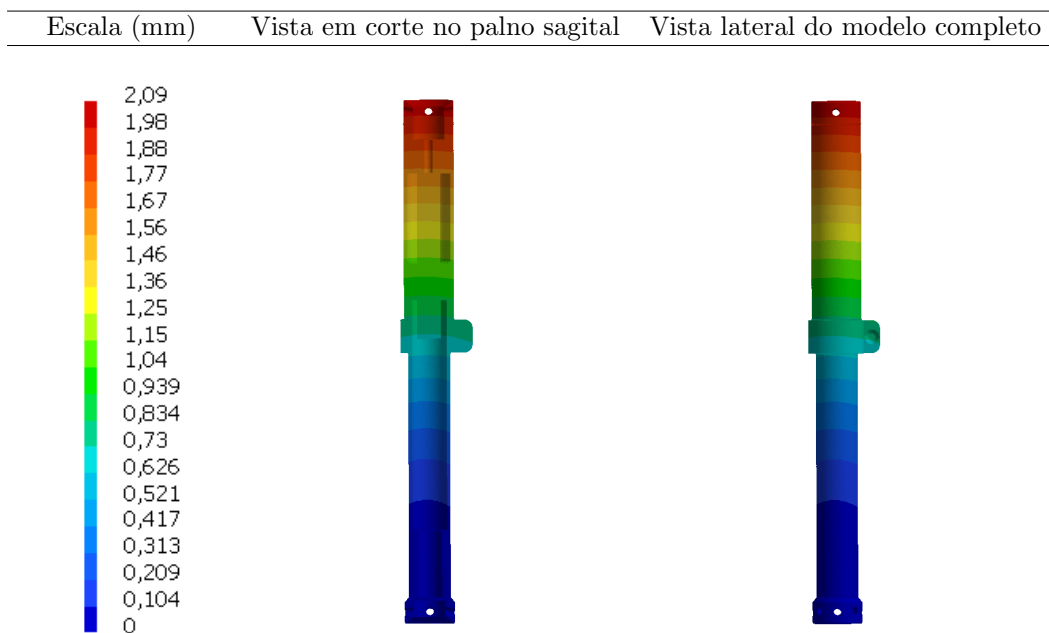


Tabela 4.17: Magnitude dos deslocamentos na haste protética.



A tensão máxima registada na análise estrutural da haste foi de aproximadamente 79,01 MPa que é inferior à tensão de limite elástico ou tensão de cedência dos materiais selecionados para os componentes, que como referido nas tabelas 4.1 e 4.7 é de 210 MPa para ambos os materiais. Esta diferença indica que não há risco de cedência do material para a carga aplicada. O deslocamento máximo nodal presente no modelo é de 2,09 mm, o que representa um deslocamento visível, mas face ao comprimento total da haste, ao nível de tensões submetidas e à maleabilidade do material reflete um resultado esperado e dentro do comportamento elástico do material.

Os resultados das análises ao joelho e haste protética revelam que os componentes desenvolvidos são estruturalmente viáveis e neste sentido seguros para o utilizador.

## Capítulo 5

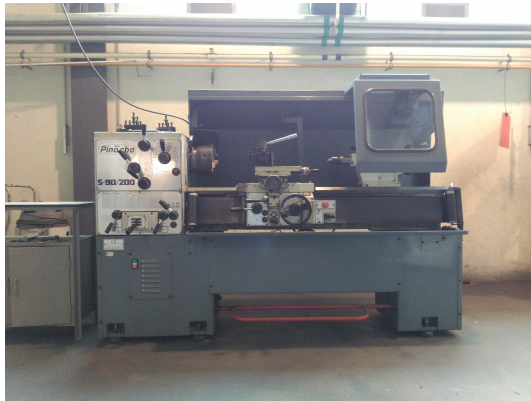
# Fabrico do modelo protótipo

Neste capítulo descreve-se o processo de preparação e fabrico do protótipo funcional da prótese desenvolvida. Um protótipo de um produto ou sistema é muitas vezes uma versão inicial, reduzida proporcionalmente, da solução de sistema ou de parte de uma solução de sistema construída num curto período de tempo e aprimorada em várias iterações para testar e avaliar a eficácia dos métodos de desenvolvimento utilizados para resolver um problema específico. O protótipo desenvolvido neste trabalho é um protótipo técnico-funcional, isto é, o objetivo deste protótipo é testar funcionalmente as soluções desenvolvidas e torná-lo através de processos iterativos de melhoria no produto final.

### 5.1 Processos e materiais

Para o fabrico do protótipo técnico-funcional recorreu-se aos processos de maquinação por Controlo Numérico Computorizado (CNC) e maquinação por torno convencional. A utilização de CNC, é o processo mais apropriado para a maquinação de componentes com geometria complexa como os componentes superior e inferior do joelho protético. O comando numérico computadorizado é por definição um equipamento eletrónico que recebe informações de modo a permitir que a máquina realize as operações de maquinação, por meio de linguagem própria, denominado programa CNC e processa essas informações. Os sinais elétricos responsáveis pelo acionamento dos motores que permitem à máquina a realização dos movimentos de maquinação desejados, realizando a operação na sequência programada sem a intervenção do operador. As máquinas ferramenta usadas no processo de fabrico dos componentes do protótipo técnico-funcional estão apresentadas na figura seguinte.





(a) Torno convencional



(b) Centro de maquinagem CNC

Figura 5.1: Máquinas ferramenta usadas no fabrico do protótipo.

Os modelos dos componentes para maquinação em CNC foram preparados e adaptados de acordo com os meios disponíveis para a maquinação dos mesmos. A preparação dos modelos para a maquinação CNC passou por definir e criar zonas de aperto e definir as dimensões do material em bruto. Na figura 5.2 está representado um modelo de preparação do componente inferior do joelho com o respetivo bloco de material a maquinar e um elemento de suporte, que posteriormente à maquinação das faces foi removido com a peça numa posição de aperto diferente, com o objetivo de obter a geometria interna do componente.

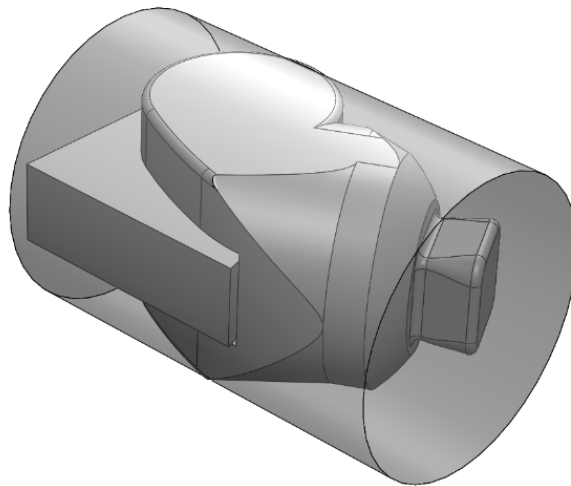


Figura 5.2: Modelo tridimensional de preparação do componente inferior do joelho para maquinação CNC.

Com os blocos de material a maquinar definidos procedeu-se à criação automatizada do programa CNC. A programação automática exige apenas um modelo em CAD 3D. Todos os cálculos são efetuados via computador com um *software* de CAM que permite a elaboração automática do programa no formato necessário para a sua maquinação em CNC. Este método é geralmente conhecido por programação CAM. Este método também permite a visualização de uma simulação dos percursos da ferramenta e do processo de maquinação dos componentes. Estas simulações estão presentes na figura 5.3 para a maquinação dos componentes superior e inferior do joelho protético.

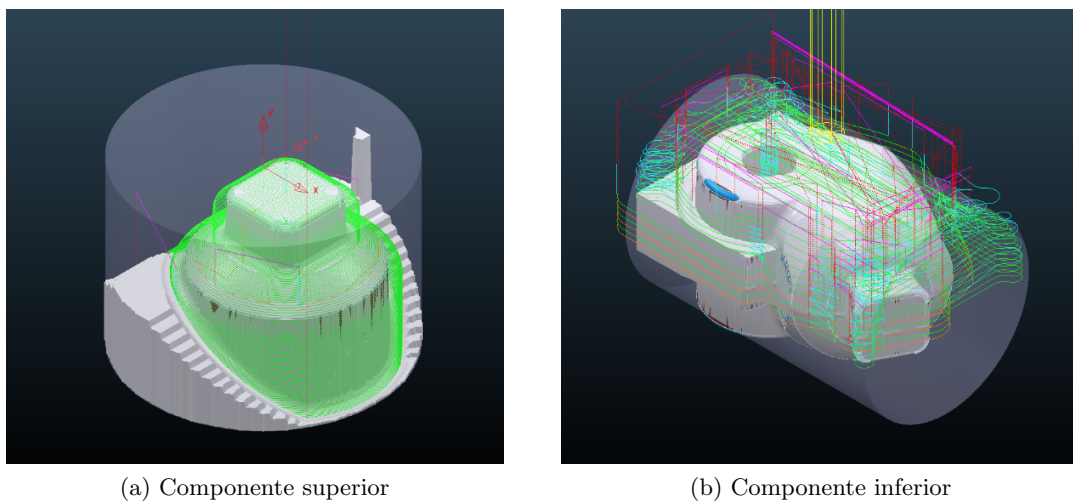
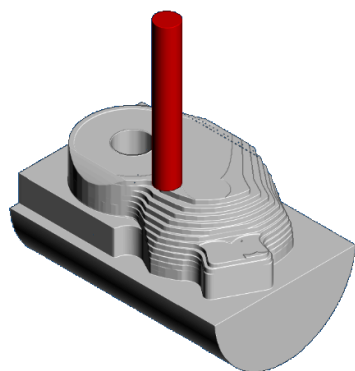
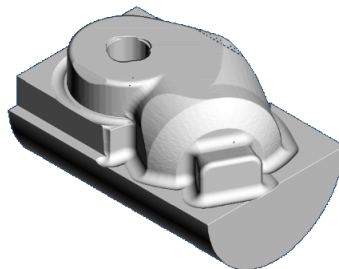


Figura 5.3: Simulação dos percursos da ferramenta na maquinação CNC dos componentes do joelho protético.

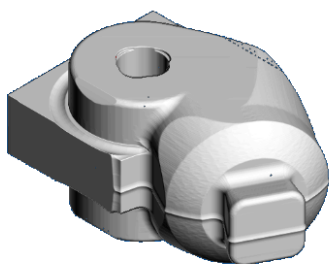
As operações principais de maquinação usadas para a obtenção da geometria destes componentes foram a operação de desbaste e a operação de acabamento. Na figura 5.4 está representado o resultado da aplicação destas duas operações nos blocos de material em bruto dos componentes a maquinar.



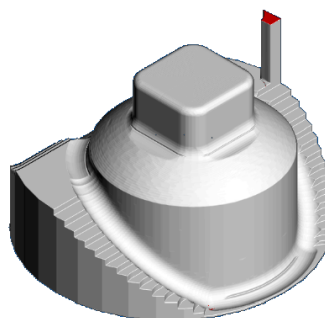
(a) Operação de desbaste no componente inferior do joelho



(b) Operação de acabamento no componente inferior do joelho



(c) Resultado das operações de maquinagem na face oposta do componente inferior do joelho



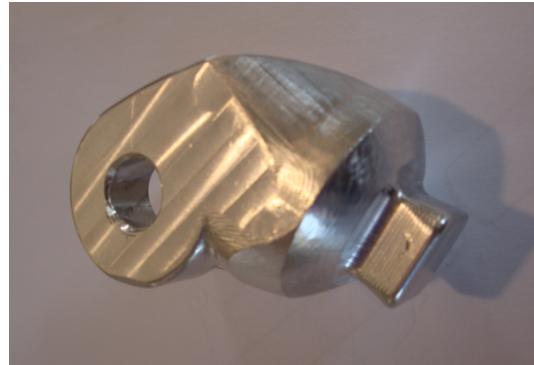
(d) Resultado das operações de maquinagem na face superior do componente superior do joelho

Figura 5.4: Modelos simulados dos resultados das operações de maquinagem dos componentes do joelho.

O resultado deste processo pode ser verificado na figura 5.5, onde estão presentes os componentes superior e inferior do joelho obtidos pelos processos de maquinagem referidos. Os restantes componentes da prótese foram obtidos através da maquinagem por torno convencional. Na tabela 5.1 estão definidos os processos usados, o material e as dimensões do bloco em bruto de todos os componentes maquinados. Os materiais do protótipo técnico-funcional foram escolhidos de acordo com os meios disponíveis, tendo em consideração as propriedades mecânicas do material escolhido.



(a) Componente superior



(b) Componente inferior

Figura 5.5: Resultado do processo de fabrico dos componentes do joelho.

Tabela 5.1: Processos e materiais usados no fabrico dos componentes do protótipo.

Componente	Processo de fabrico	Material	Quantidade de material
Joelho			
Componente Superior	Maquinação CNC	Alumínio	Varão $\phi 40 \times 40 \text{ mm}$
Componente Inferior	Maquinação CNC	Alumínio	Varão $\phi 40 \times 50 \text{ mm}$
Veio	Maquinação no torno convencional	Alumínio	Varão $\phi 10 \times 40 \text{ mm}$
Haste			
Adaptador Superior	Maquinação no torno convencional e posterior maquinação em CNC	Alumínio	Varão $\phi 30 \times 44 \text{ mm}$
Adaptador Inferior	Maquinação no torno convencional e posterior maquinação em CNC	Alumínio	Varão $\phi 30 \times 56 \text{ mm}$
Tubo Superior	Maquinação no torno convencional	Alumínio 6063-T6	Tubo $\phi 30 \times 2 \times 124 \text{ mm}$
Tubo Inferior	Maquinação no torno convencional	Alumínio 6063-T6	Tubo $\phi 25 \times 2 \times 200 \text{ mm}$
Componente roscado	Maquinação no torno convencional	Alumínio	Varão $\phi 20 \times 120 \text{ mm}$
Casquilho roscado	Maquinação no torno convencional	Alumínio	Varão $\phi 30 \times 21 \text{ mm}$
Aperto	Maquinação no torno convencional e posterior maquinação em CNC	Alumínio	Varão $\phi 50 \times 20 \text{ mm}$

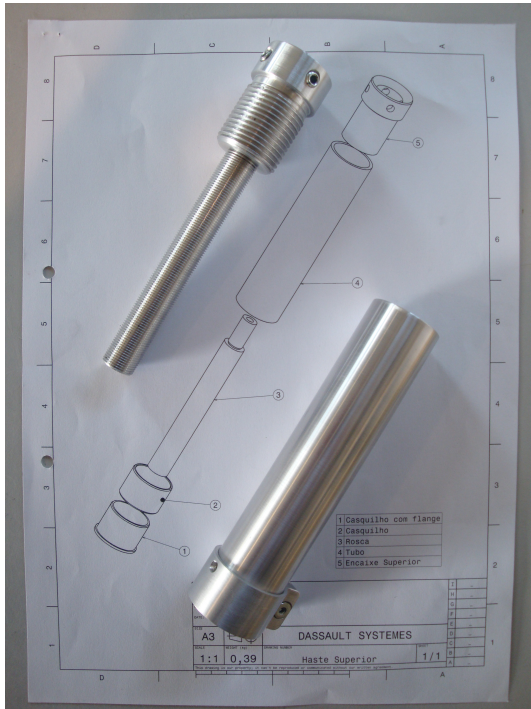
## 5.2 Modelo físico

Nesta secção apresentam-se os componentes obtidos através dos processos de maquinação anteriormente referidos. Na figura seguinte está apresentado o resultado final da montagem do joelho protético de eixo-único desenvolvido após a maquinação dos respetivos componentes. Foram aplicadas algumas alterações ao veio de joelho e ao método de fixação do mesmo de acordo com uma análise de modo e efeito de falha (FMEA) realizada ao protótipo. Esta análise está detalhada mais à frente neste capítulo.

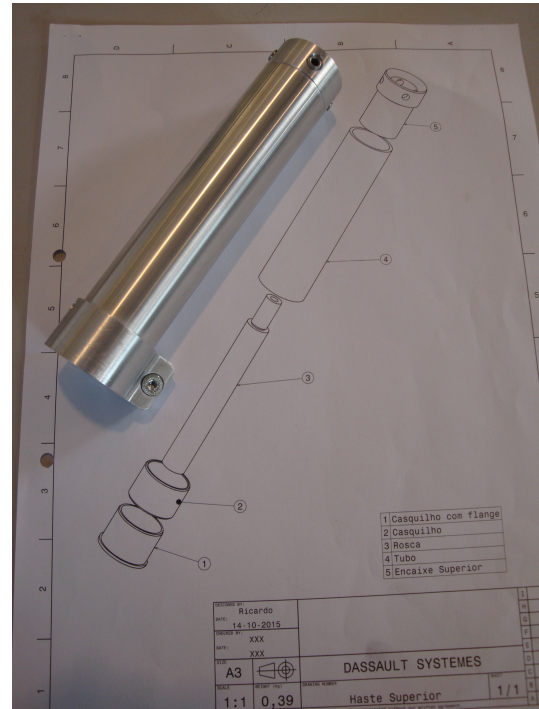


Figura 5.6: Joelho protético de eixo-único desenvolvido.

Os componentes maquinados que compõem a haste protética estão apresentados na figura 5.7 em conjunto com a montagem da mesma com o joelho protético. Posteriormente o conjunto haste/joelho foi montado com um encaixe do tipo quadrilátero (variante MAS) com interface em silicone e um pé protético SACH anteriormente cedidos para o estudo da sua morfologia e funcionalidade. (*vd.* Figura 5.8)



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.7: Montagem dos componentes maquinados.

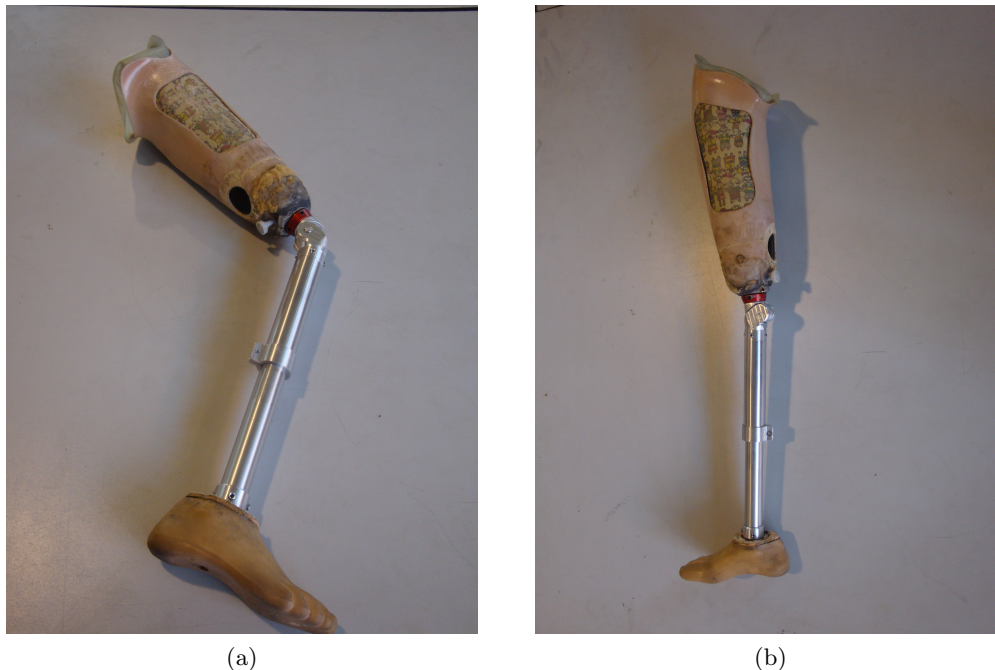


Figura 5.8: Representação do sistema ligado a um encaixe e a um pé protético.

### 5.3 Análise de modo e efeito de falha (FMEA)

De forma a validar o protótipo técnico-funcional desenvolvido e proceder à sua revisão para chegar ao produto final é necessário recorrer a uma análise FMEA. Esta, também conhecida por análise do modo e efeito de falha é uma ferramenta usada para aumentar a fiabilidade de um certo produto durante a fase de projeto ou processo. A ferramenta consiste em sistematizar um grupo de atividades para detetar possíveis falhas e avaliar os efeitos das mesmas para o projeto ou processo. A partir dessas possíveis falhas, identificam-se ações a serem tomadas para eliminar ou reduzir a probabilidade de que estas ocorram.

Os tipos de falha identificados podem ser classificados como:

- Falha crítica. Segurança do utilizador em risco, tomar ações de melhoria com urgência;
- Falha maior. Este tipo de falha afeta o rendimento do produto mas não afeta a segurança do utilizador, devem ser tomadas ações de melhoria;
- Falha menor. Não afeta o rendimento do produto nem coloca o utilizador em risco, podem não ser tomadas ações de melhoria.

O FMEA construído pode está apresentado na tabela A.2 em anexo, onde estão detalhadas e identificadas potências falhas e as possíveis intervenções corretivas.

Algumas ações corretivas foram imediatamente aplicadas durante o fabrico de acordo com os recursos disponíveis, tais como:

- A introdução de um pino transversal para evitar a rotação livre entre o componente roscado e o adaptador superior da haste;

- A alteração do método de fixação do veio do joelho. A tampa plástica foi substituída por uma ligação aparafusada entre o veio e o componente inferior do joelho. O resultado da alteração está representado na figura 5.9.

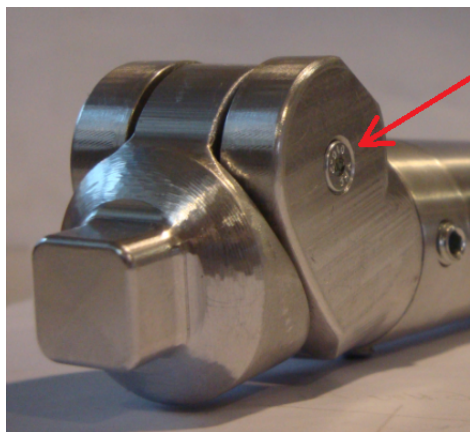


Figura 5.9: Implementação do novo método de fixação do veio.



## Capítulo 6

# Conclusões e Trabalhos futuros

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um dispositivo médico, nomeadamente uma prótese transfemoral infantil com a funcionalidade de acompanhar o crescimento da criança, ser resistente a ambientes balneários e ser cosmeticamente semelhante à morfologia natural da perna. Os recursos necessários para o desenvolvimento deste tipo de produto são elevados, tanto a nível de materiais como a nível de meios. Vários estudos e testes são necessários para ir de encontro à exigência de qualidade e fiabilidade que estes produtos acarretam. Com isto em mente recorreu-se a uma estratégia de otimização no desenvolvimento da prótese que implicou a implementação da perspectiva da engenharia e medicina na análise QFD com o objetivo de tornar o desenvolvimento deste tipo de produto o mais eficiente possível.

Durante o desenvolvimento de um produto desta natureza é comum depararmo-nos com barreiras a nível de soluções, meios, ideias e recursos. As grandes limitações que se apresentaram durante o decurso deste trabalho foram a dificuldade de obter os recursos necessários para fabricar o protótipo da prótese e limitações a nível de tempo que levaram a dificuldades no desenvolvimento de alguns componentes da prótese bem como a elaboração de testes experimentais. Estes testes ou mesmo as simulações dos testes estruturais, de forma garantir um funcionamento correto e um tempo de vida apropriado do produto deviam-se realizar segundo as regras ditas pela norma ISO 10328 referente aos testes estruturais de próteses do membro inferior.

Foi mesmo assim possível elaborar um protótipo técnico-funcional capaz de chegar ao nível do produto final desejado, isto é, uma prótese de fabrico viável capaz de satisfazer as necessidades do utilizador e contribuir positivamente para a qualidade de vida do mesmo. Do modelo desenvolvido pode-se concluir que este permitiu alcançar os seguintes objetivos:

- Resistente e comportamento seguro em funcionamento. A análise estrutural dos componentes mostraram que as tensões máximas de *Von-Mises* resultantes da simulação estrutural dos componentes em situação limite de funcionamento são de 29,47 MPa para o joelho e 79,01 MPa para a haste. Estes valores não ultrapassam a tensão de cedência dos materiais que constituem ambos os componentes testados da prótese que é de 210 MPa. O resultado da magnitude de deslocamentos nos componentes testados mostraram que não existem deslocamentos significativos no joelho e que o deslocamento máximo em situação limite para a haste é de cerca de 2 mm, que tendo em conta o comprimento da haste, as cargas aplicadas e a maleabilidade do material é um deslocamento aceitável e que não compromete a solidez estrutural do sistema;
- O sistema é de fácil fabrico o que facilita a substituição de qualquer componente que se

deteriore com o uso ou e desgaste ou seja necessário efetuar modificações ao design dos mesmos;

- O sistema foi desenvolvido para facilitar a ligação com os outros componentes normalizados nomeadamente o encaixe e o pé protético;
- O sistema estrutural da prótese é capaz de acomodar as alterações morfológicas da criança durante o seu crescimento num período de 4 anos;
- O sistema é de fácil operação e de regulação pelo utilizador;
- O conceito para o desenvolvimento do componente de revestimento cosmético ficou definido e presume-se que este seja funcional e facilmente materializável.

Tendo em conta as limitações no desenvolvimento e os objetivos completados, o produto final com todas as características e requisitos definidos anteriormente no trabalho, poderá ser complementado através da realização dos seguintes trabalhos futuros:

- Implementação das restantes ações corretivas definidas na análise de modo e efeito de falha, de forma a tornar o protótipo estrutura e funcionalmente viável e no mesmo sentido seguro para o utilizador;
- Realizar uma análise de marcha experimental do amputado com o protótipo da prótese desenvolvida com o objetivo de detetar e corrigir falhas no design do joelho e haste protéticas desenvolvidas. Este estudo é especialmente relevante devido ao facto de existirem dados relativos à marcha do amputado em questão, possibilitando a comparação de resultados e aumentando a eficiência da otimização do dispositivo em relação à adaptação biomecânica do mesmo;
- Continuação do desenvolvimento da cobertura estética visando assim completação da prótese proposta. Este componente, apesar de não apresentar características funcionais, é um elemento de elevada importância para o produto final. A aparência morfológica natural da prótese contribuí para o conforto a nível psicológico do utilizador.

Considerando os vários componentes associados a este estudo em conjunto demonstra-se um processo multidisciplinar no desenvolvimento de um modelo simples e funcional de uma prótese transfemoral infantil. Os resultados deste trabalho mostram que através de métodos estratégicos de pesquisa, projeto de engenharia e testes, a prótese transfemoral infantil adaptável apropriada para o utilizador final pode ser desenvolvida.

Este trabalho permitiu também perceber que um membro artificial pode ser definido como uma parte do corpo maleável, capaz de tomar qualquer forma ou funcionalidade, que por vezes com capacidades iguais ou superiores à capacidade biológica humana.

# Referências

- AALCO – *Aluminium Alloy - Commercial Alloy - 6063 - T6 Extrusions*. 2015 <URL: [http://www.aalco.co.uk/datasheets/Aluminium-Alloy-6063-T6-Extrusions\\_158.ashx](http://www.aalco.co.uk/datasheets/Aluminium-Alloy-6063-T6-Extrusions_158.ashx)> – Visitado em 2015-11-10
- BIOMETRICS, Derawi – *Gait*. 2011 <URL: [http://biometrics.derawi.com/?page\\_id=38](http://biometrics.derawi.com/?page_id=38)> – Visitado em 2015-11-09
- BIRCH, R – *A history of limb amputation*. Springer, 2008, pp. 1276–1277. ISBN 9781846284434
- CARVALHO, José André – *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação*. Manole, 2003
- CIRTEC, MDDI Tech Roundup: – *Principles of Medical Device Design*. <URL: <http://dc.cn.ubm-us.com/i/518166-mddi-tech-roundup-cirtec>> – Visitado em 2015-11-04
- CORPORATE, Medi – *OFM2*. <URL: <http://mediusa.com/portfolio-item/ofm2/>> – Visitado em 2015-11-02
- CUMMINGS, Donald R.; KAPP, Susan L. – *Lower-Limb Pediatric Prosthetics: General Considerations and Philosophy*. 1992 <URL: [http://www.oandp.org/jpo/library/1992\\_04\\_196.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/1992_04_196.asp)>
- DILLINGHAM, Timothy R; PEZZIN, Liliana E; MACKENZIE, Ellen J – *Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States*. The Southern medical journal, 95 Agosto 2002 Número 8, pp. 875–883 <URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12190225>>. ISSN 0038–4348
- DIREÇÃO-GERAL DA SAÚDE, Ministério da Saúde – *Atualização das curvas de crescimento, consultas de vigilância de saúde infantil e juvenil*. 2006, p. 05/DSMIA <URL: <http://www.dgs.pt>>
- D’LIMA, Darryl D *et al.* – *Knee joint forces: prediction, measurement, and significance*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine, 226 feb 2012 Número 2, pp. 95–102 <URL: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3324308&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. ISSN 0954–4119
- DRILLIS, R.; CONTINI, R. – *Segment length expressed as ratio of body height*. New York: Office of Vocational Rehabilitation 1966 Número 1166
- DUPES, Bill – *Prosthetic Knee Systems*. Amputee Coalition of America, 2008, pp. 49–50

- EDELSTEIN, J E – *Prosthetic feet. State of the Art*. Physical therapy, 68 1988, pp. 1874–1881. ISSN 0026–8976
- FDA – *Design control guidance for medical device manufacturers*. 1997 , 53 páginas
- FERGASON, John – *Prosthetic Feet*. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation, 2007 Número c, pp.643–657. ISBN 13:978–0–7506–7479–9
- GAILEY, Robert S. *et al.* – *The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee’s ability to ambulate*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 83 2002 Número 5, pp. 613–627. ISSN 00039993
- GOUJON, H *et al.* – *A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait*. Prosthetics and orthotics international, 30 2006 Número August 2006, pp.213–223. ISBN 1529886080207
- HOLLISTER, a M *et al.* – *The axes of rotation of the knee*. Clinical orthopaedics and related research, 1993 Número 290, pp.259–268. ISSN 0009–921X
- IGUS – *Casquilhos em polímero auto-lubrificados iglidur*. 2015 <URL: [http://www.igus.pt/wpck/1859/iglidur\\_G\\_Werkstoffdaten](http://www.igus.pt/wpck/1859/iglidur_G_Werkstoffdaten)> – Visitado em 2015-11-10
- JACQUES, G.E. *et al.* – *Application of quality function deployment in rehabilitation engineering*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 2 1994 Número 3, pp.158–164. ISSN 10636528
- JAGODZINSKI, M; RICHTER, G M; PÄSSLER, H H – *Biomechanical analysis of knee hyperextension and of the impingement of the anterior cruciate ligament: a cinematographic MRI study with impact on tibial tunnel positioning in anterior cruciate ligament reconstruction*. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA, 8 jan 2000 Número 1, pp. 11–9 <URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10663314>>. ISSN 0942–2056
- KAY, Hector W. – *A Proposed Nomenclature For Limb Prosthetics*. Orthotics and Prosthetics, 28 1974 Número 4, pp.37–47
- OSSUR – *Total Knee 2100*. <URL: <http://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/knees-and-legs/mechanical-knees/total-knee-2100>> – Visitado em 2015-11-02
- OTTOBOCK – *Orthotists & Prosthetists*. 2015 <URL: [http://professionals.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob\\_us\\_en/hs.xsl/44707.html?id=46454](http://professionals.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/44707.html?id=46454)> – Visitado em 2015-09-28
- PELLIS, G. – *Variable center of rotation concerning the physiological motion of the knee theorem*. Bologna, 2010 , 0–2 páginas
- PHOEBE R. SCOTT-WYARD, DO – *Congenital Lower Limb Deficiency*. 2013 <URL: <http://me.aapmr.org/kn/article.html?id=213>> – Visitado em 2015-03-19
- ROSE, Jessica; GAMBLE, James Gibson – *Human Walking*. 2006 <URL: [https://books.google.pt/books/about/Human\\_Walking.html?id=q6WrPwAACAAJ&redir\\_esc=y](https://books.google.pt/books/about/Human_Walking.html?id=q6WrPwAACAAJ&redir_esc=y)>. ISBN 0781759544

STARK, Gerald – *Overview of Knee Disarticulation*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics, 16 2004 Número 4, pp.130–137 <URL: [http://www.oandp.org/jpo/library/2004\\_04\\_130.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/2004_04_130.asp)>. ISSN 1040–8800

THE O&P EDGE – *M.A.S. Socket: A Transfemoral Revolution*. 2004 <URL: [http://www.oandp.com/articles/2004-06\\_03.asp](http://www.oandp.com/articles/2004-06_03.asp)> – Visitado em 2015-09-28

WORLD HEALTH ORGANIZATION USA – *The Rehabilitation of People with Amputations*. 2004, pp. 1–107

WYSS, Dominik; CLEGHORN, W L Andrysek J – *Evaluation and design of a globally applicable rear-locking prosthetic knee mechanism*. Tese de Doutoramento, University of Toronto, 2012,, p.136 <URL: <http://search.proquest.com/docview/1327515496?accountid=37552>>



**Apêndice A**

**Anexos**

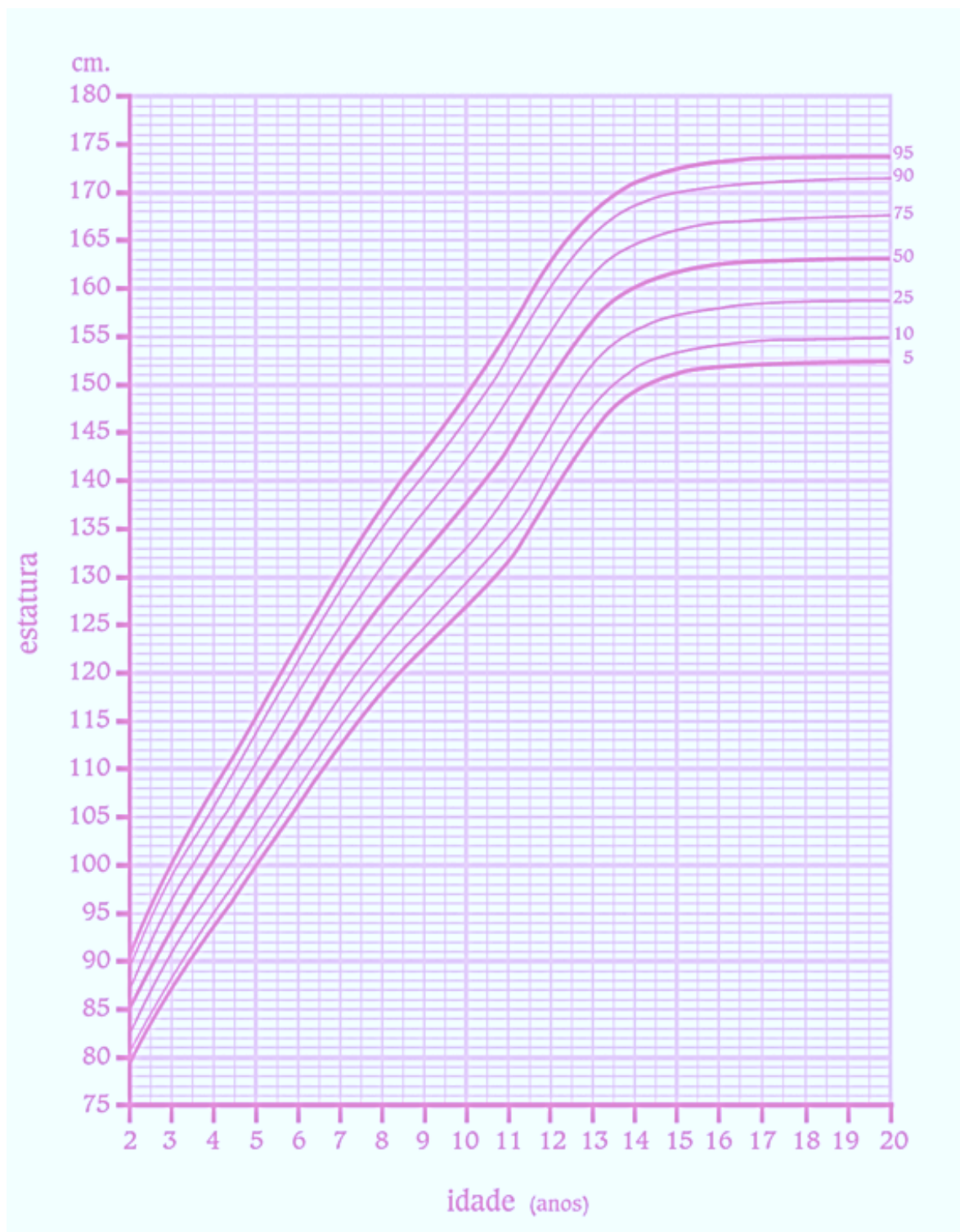


Figura A.1: Curva de crescimento ponderal anual de indivíduos de sexo feminino entre 2 e 20 anos (Estatura).(DIRECÇÃO-GERAL DA SAÚDE (2006))



Tabela A.1: Descrição dos componentes que constituem a haste protética.

Componentes	Descrição
Tubo superior	Um dos principais componentes estruturais da parte superior da haste.
Tubo inferior	Um dos principais componentes estruturais da parte inferior da haste.
Adaptador superior	Componente de ligação entre a haste e o joelho protético. Inclui um adaptador piramidal fêmea e um suporte para o componente roscado.
Adaptador inferior	Componente de ligação entre a haste e o pé protético. Inclui um adaptador piramidal fêmea.
Componente roscado	Um dos principais componente do sistema de extensão da haste em conjunto com o casquilho roscado.
Aperto	Componente usado para fixar as duas partes da haste protética.
Casquilho roscado	Componente da parte inferior da haste. Em conjunto com o componente roscado completam o sistema de extensão da haste.
Casquilho	Casquilho com a função de manter a interface entre as duas partes da haste estável.
Casquilho c/flange	Casquilho com a função de manter a interface entre as duas partes da haste estável.
Parafuso com oco hexagonal de cabeça cilíndrica M6x20	Usado na fixação entre o componente roscado e o adaptador superior.
Anilha não normalizada	Suporte na fixação entre o componente roscado e o adaptador superior.
Perno roscado com oco hexagonal M6x10	Usado na fixação da interface entre adaptadores piramidais macho e fêmea.
Parafuso com oco hexagonal C. Embeber. Interior M4x10	Usado para gerar uma força de aperto com o suporte do componente de aperto.



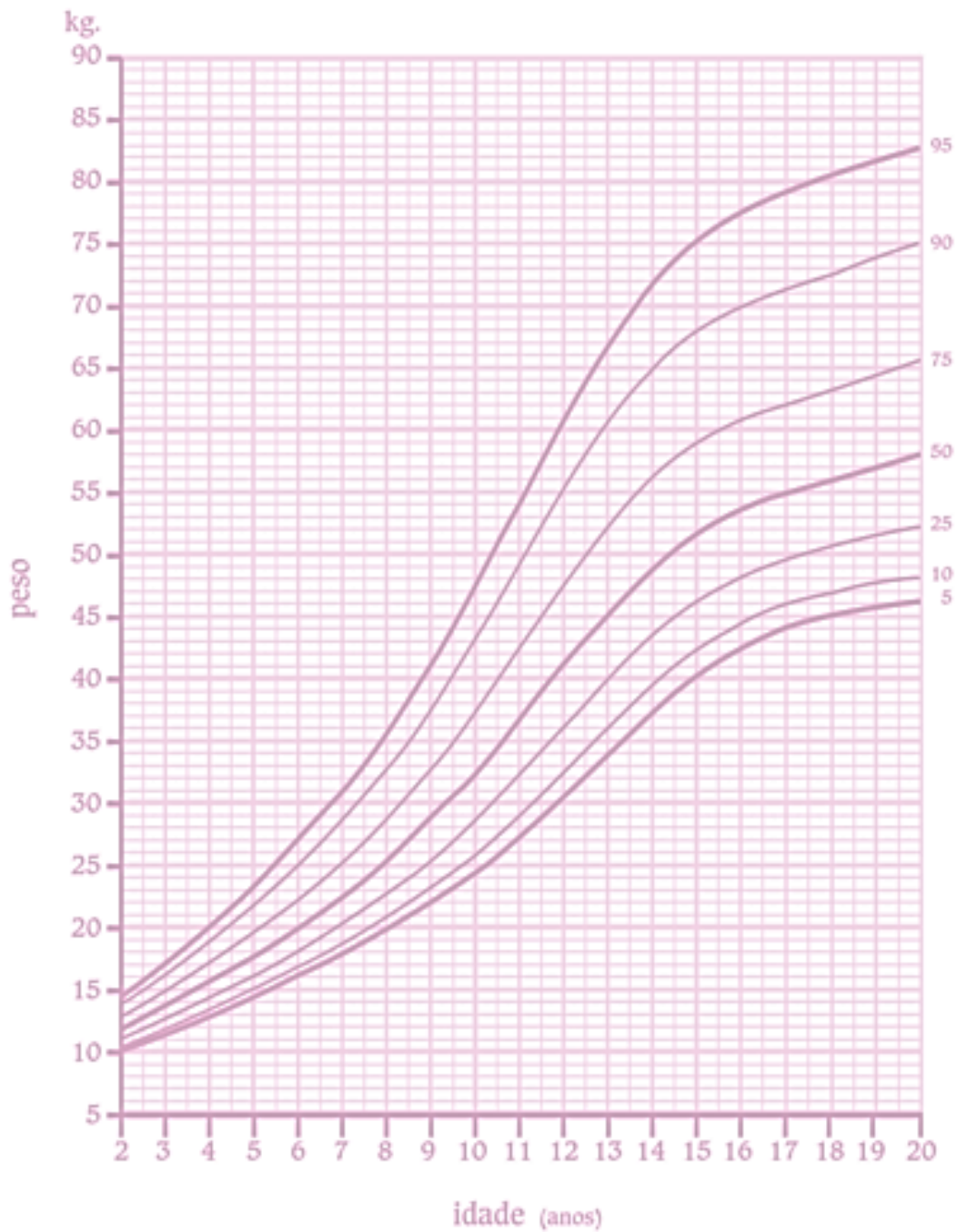


Figura A.3: Curva de crescimento ponderal anual de indivíduos de sexo feminino entre 2 e 20 anos (Peso). (DIRECÇÃO-GERAL DA SAÚDE (2006))

Tabela A.2: Análise de modo e efeito de falha (FMEA).

Nome do componente	Função do componente	Modo(s) de falha	Causa(s) de falha	Efeito(s) potencial(is) de falha(s)	Termos de Falha	Possíveis ações corretivas
Joelho protético	Articulação da prótese	Desgaste dos componentes maquinados	Material esco-lhido demasiadamente macio	Segurança do utilizador e funcionalidade da prótese em risco	Falha crítica	Usar aço INOX como material
		Deslocamento do veio	Método de fixação inadequado	Perda de componentes e exposição das zonas de fricção do joelho ao meio ambiente	Falha menor	Mudar o sistema de fixação do veio
Haste protética	Ligação do joelho protético ao pé protético e regulação do comprimento da prótese	Desgaste do componente rosçado	Material esco-lhido demasiadamente macio	Sistema de extensão inoperável. Estabilidade estrutural da prótese em risco	Falha crítica	Usar aço INOX como material
		Desgaste do casquilho rosçado	Material esco-lhido demasiadamente macio	Sistema de extensão inoperável. Estabilidade estrutural da prótese em risco	Falha crítica	Usar latão como material
		Libertação da ligação rosçada fixa dos adaptadores	A rotação da haste para a extensão da mesma provoca esforços que tendem a desenroscar os componentes colados	A solidez estrutural da prótese fica em risco	Falha maior	A direção de aperto da rosca nos adaptadores ser igual à direção de extensão da prótese
		Rotação relativa livre do componente rosçado	A geometria da ligação da rosca ao adaptador superior permite que este rode livremente	Funcionalidade do sistema de extensão em risco	Falha maior	Fixar a ligação do componente rosçado ao adaptador através da modificação da geometria de encaixe ou da colocação de um pino transversal aos dois componentes

## Apêndice B

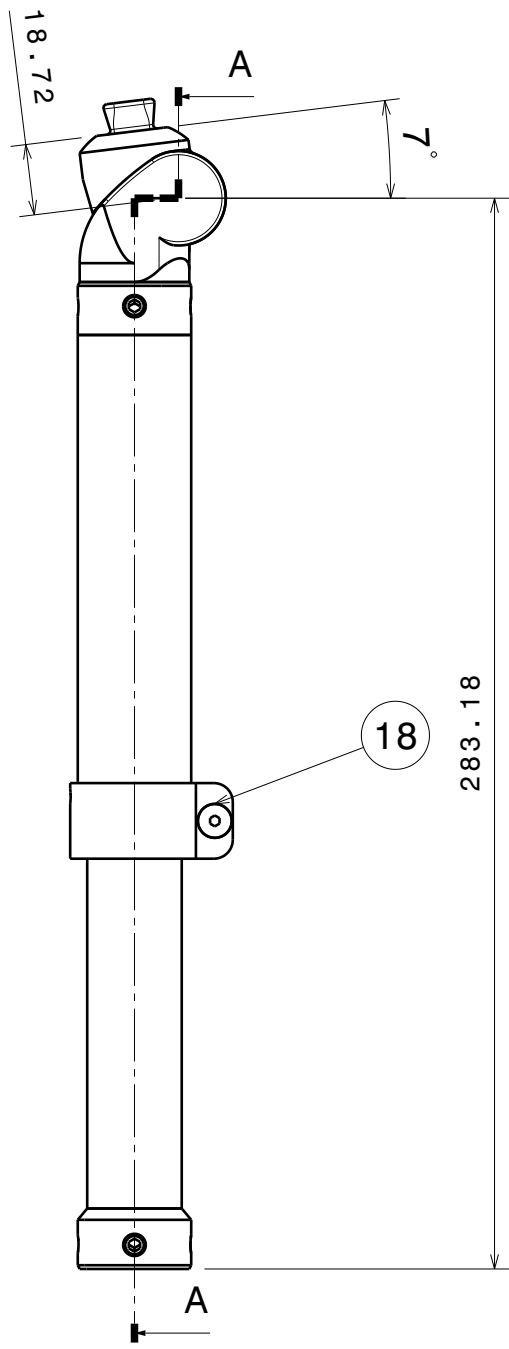
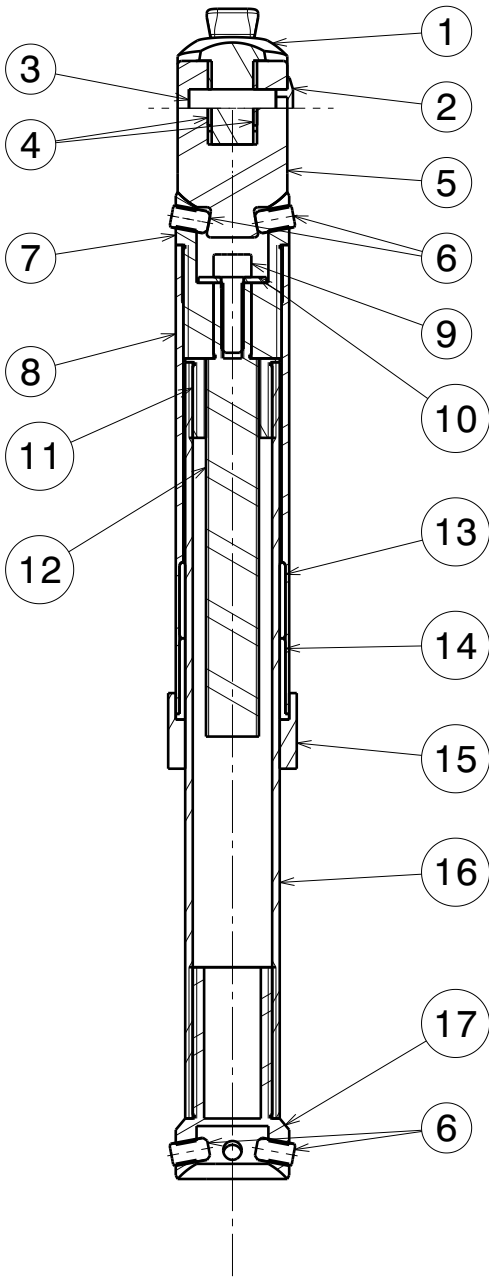
# Desenhos técnicos

D

C

B

A

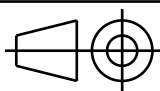


Secção A-A  
Escala: 1:2

DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
DATE:  
**25-11-2015**

Desenho Nº: 001

SIZE  
**A4**



ISO 2768- fH  
ISO 8015

SCALE  
**1:2**

WEIGHT (kg)  
**0,39**

DRAWING NUMBER  
**Desenho de conjunto da haste e joelho protéticos**

SHEET  
**1/1**

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

A

4

4

3

3

2

2

1

1

D

C

B

A

4

4

3

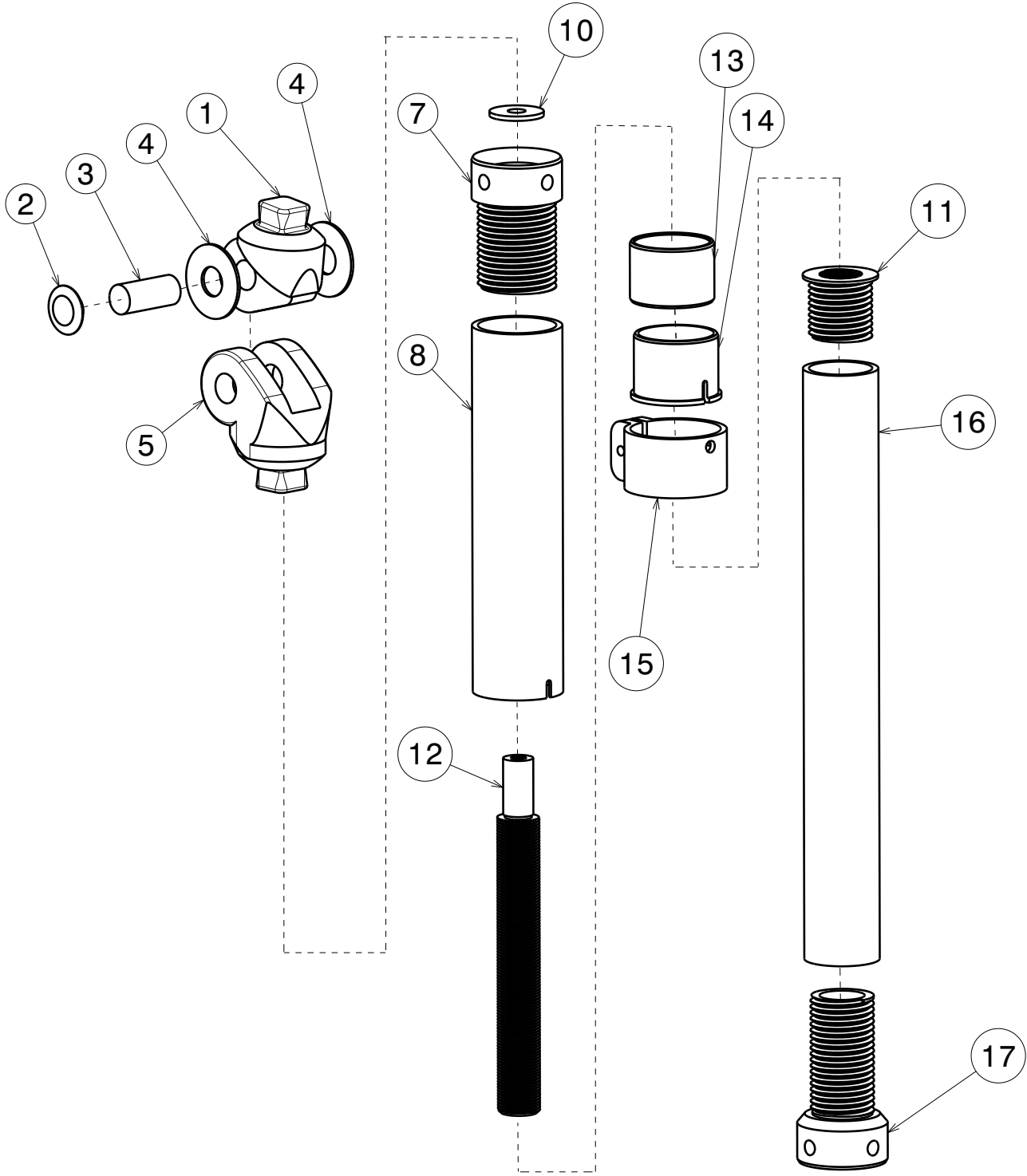
3

2

2

1

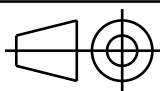
1



DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
 DATE:  
**16-12-2015**

Desenho Nº 002

SIZE  
**A4**



SCALE  
**1:2**

WEIGHT (kg)  
**0,30**

DRAWING NUMBER  
**Vista explodida da haste e joelho protéticos**

SHEET  
**1/1**

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

A

D

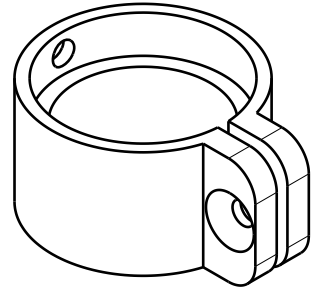
C

B

A

4

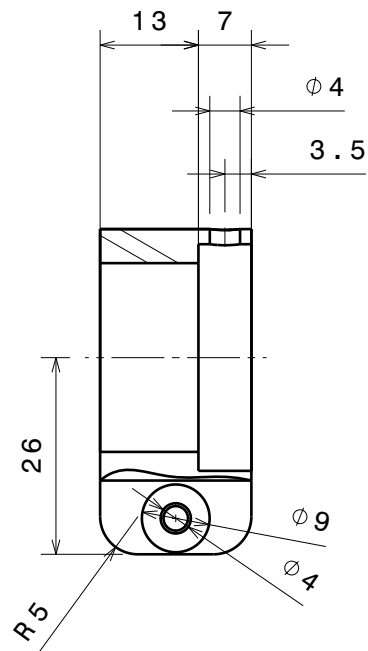
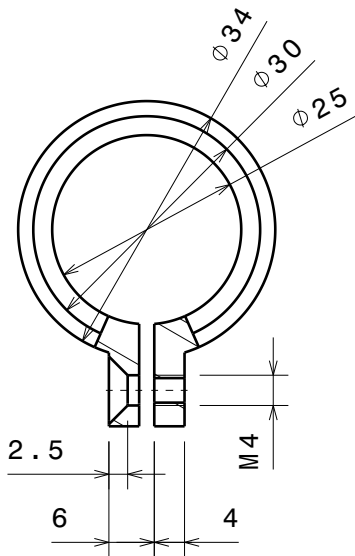
4



Vista Isométrica  
Escala: 1:1

3

3



2

2

1

1

DESIGNED BY:

Ricardo Moreira

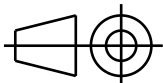
DATE:

23-11-2015

Desenho Nº: 003

SIZE

A4



ISO 2768-fH

ISO 8015

SCALE

1:1

WEIGHT (kg)

0,02

DRAWING NUMBER

Componente de Aperto

SHEET

1/1

I

-

H

-

G

-

F

-

E

-

D

-

C

-

B

-

A

-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

A



D

C

B

A

4

4

3

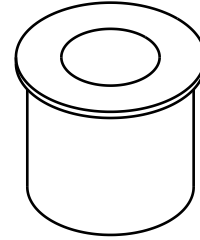
3

2

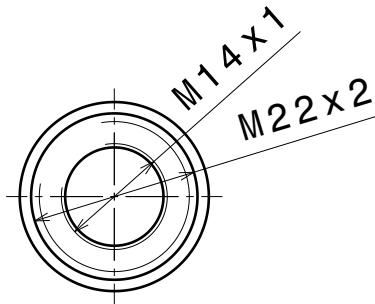
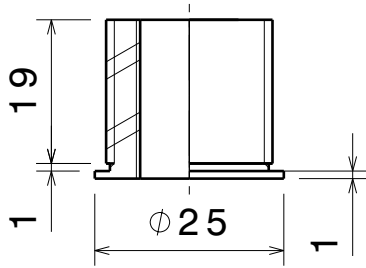
2

1

1



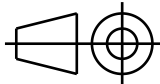
Vista Isométrica  
Escala: 1:1



DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
DATE:  
**23-11-2015**

Desenho Nº: 004

SIZE  
**A4**



ISO 2768- fH  
ISO 8015

SCALE  
**1:1**

WEIGHT (kg)  
**0,01**

DRAWING NUMBER  
**Casquilho Roscado**

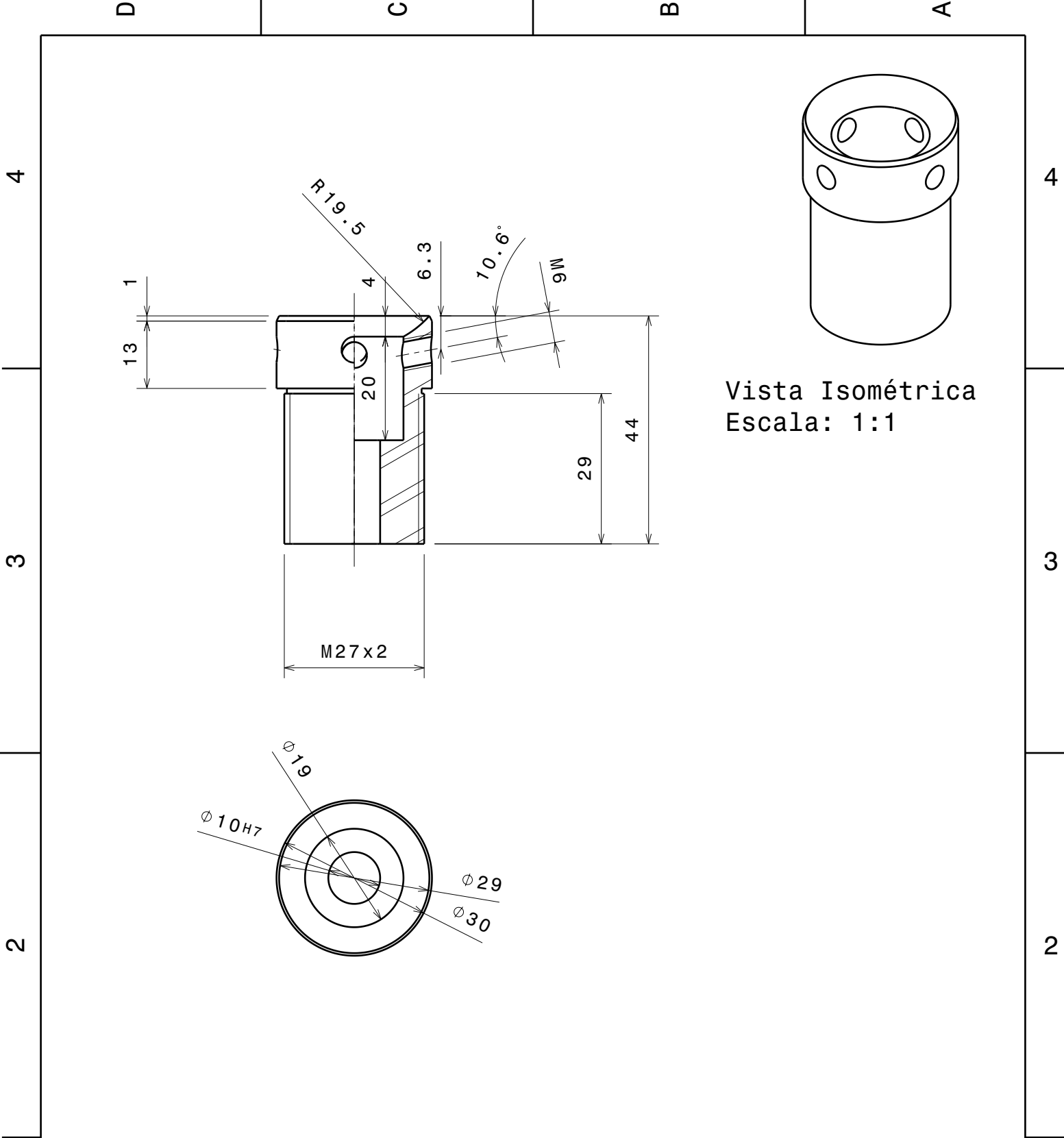
SHEET  
**1 / 1**

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

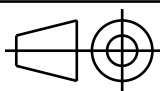
A



DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
 DATE:  
**23-11-2015**

Desenho Nº 005

SIZE  
**A4**



ISO 2768- fH  
 ISO 8015

SCALE  
**1:1**

WEIGHT (kg)  
**0,05**

DRAWING NUMBER  
**Adaptador Superior**

SHEET  
**1 / 1**

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

C

B

A

4

4

3

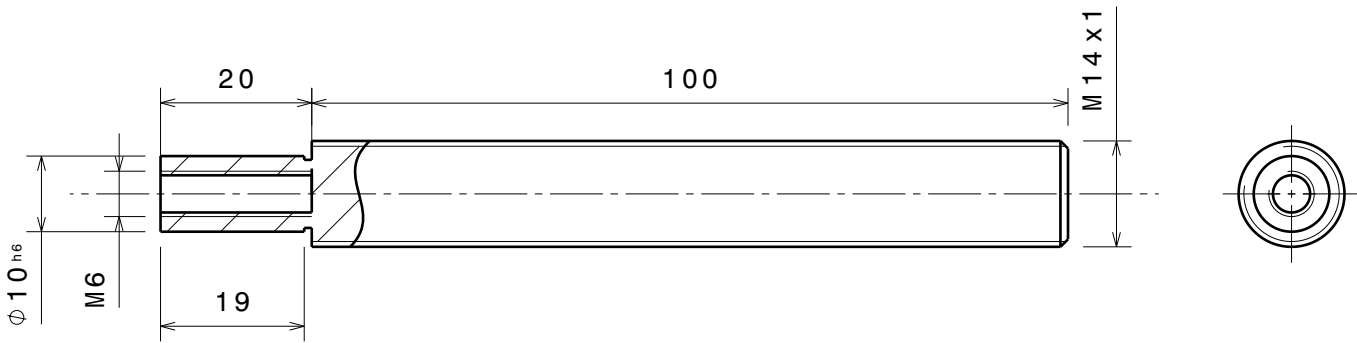
3

2

2

1

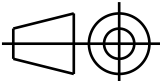
1



DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
 DATE:  
**23-11-2015**

Desenho Nº: 006

SIZE  
**A4**



ISO 2768- fH  
 ISO 8015

SCALE  
**1:1**

WEIGHT (kg)  
**0,04**

DRAWING NUMBER  
**Componente Roscado**

SHEET  
**1 / 1**

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

A

D

C

B

A

4

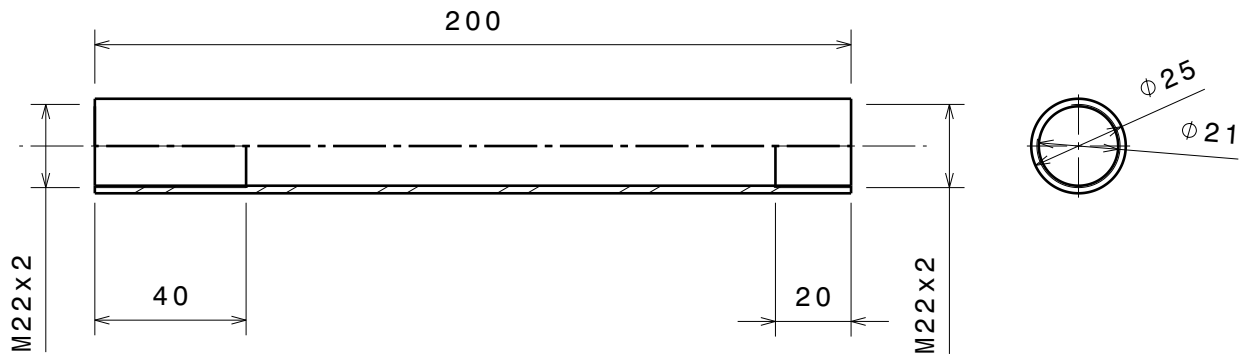
4

3

3

2

2

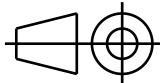


1

1

DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
 DATE:  
**23-11-2015**

Desenho N<sup>o</sup>: 007

SIZE  
**A4** 

ISO 2768- fH  
 ISO 8015

SCALE  
**1:2**

WEIGHT (kg)  
**0,08**

DRAWING NUMBER  
**1**

**Tubo Inferior**

SHEET  
**1 / 1**

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

A

D

C

B

A

4

4

3

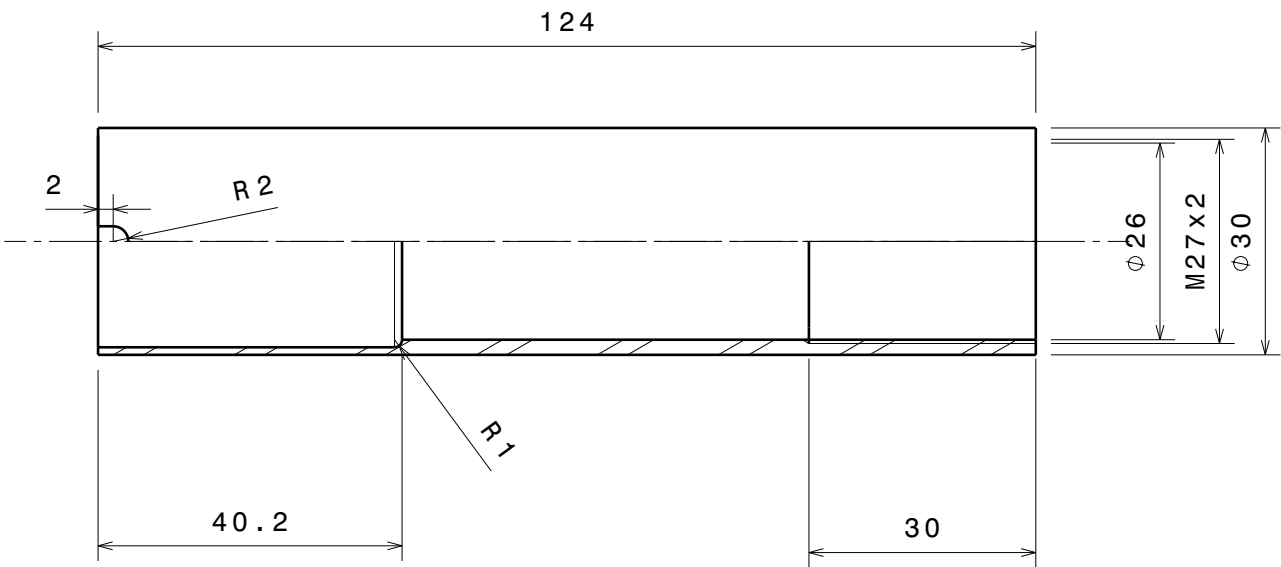
3

2

2

1

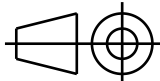
1



DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
 DATE:  
**23-11-2015**

Desenho N<sup>o</sup>: 008

SIZE  
**A4**



ISO 2768- fH  
 ISO 8015

SCALE  
**1:1**

WEIGHT (kg)  
**0,05**

DRAWING NUMBER  
**1**  
**1**  
**Tubo Superior**

SHEET  
**1 / 1**

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

A

D

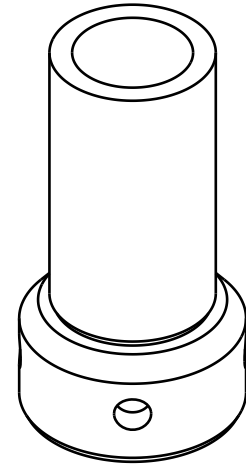
C

B

A

4

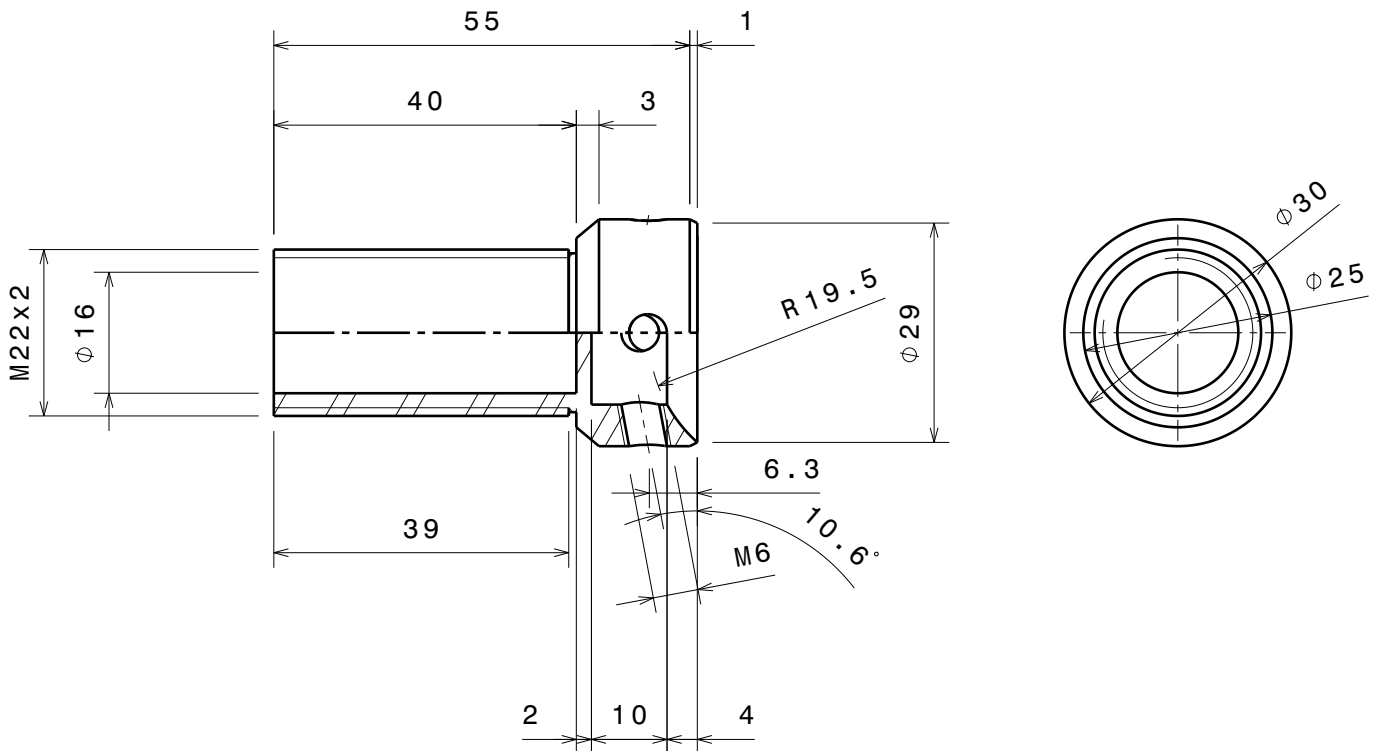
4



Vista Isométrica  
Escala: 1:1

3

3



2

2

1

1

DESIGNED BY:

Ricardo Moreira

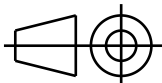
DATE:

23-11-2015

Desenho Nº: 009

SIZE

A4



ISO 2768- fH

ISO 8015

SCALE

1:1

WEIGHT (kg)

0,03

DRAWING NUMBER

Adaptador Inferior

SHEET

1/1

I -

H -

G -

F -

E -

D -

C -

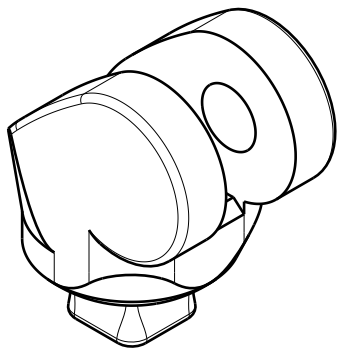
B -

A -

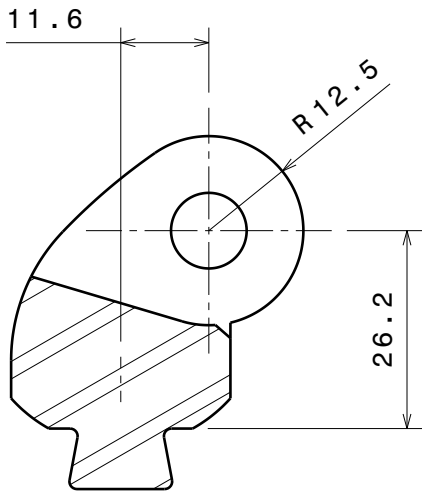
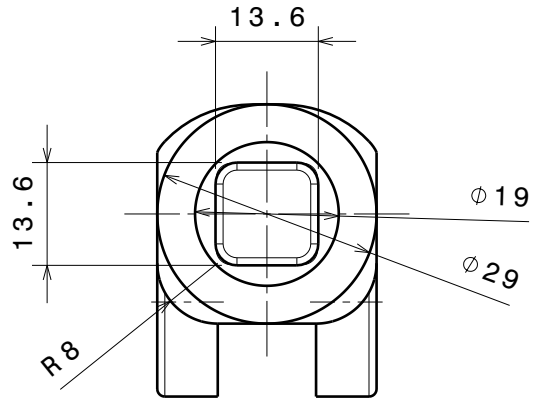
This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

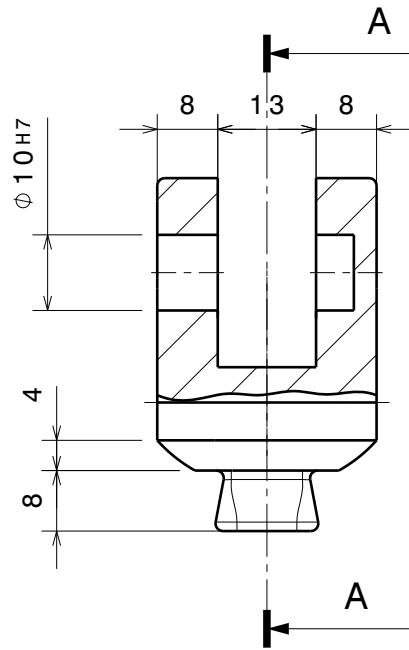
A



Vista Isométrica  
Escala: 1:1



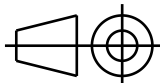
Secção A-A  
Escala: 1:1



DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
DATE:  
**23-11-2015**

Desenho Nº 010

SIZE  
**A4**



ISO 2768- fH  
ISO 8015

SCALE  
**1:1**

WEIGHT (kg)  
**0,06**

DRAWING NUMBER  
**Componente Inferior**

SHEET  
**1/1**

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

A

D

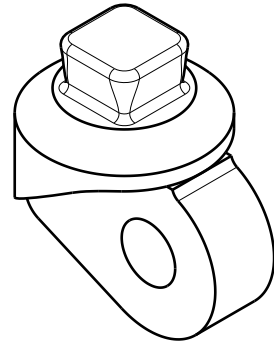
C

B

A

4

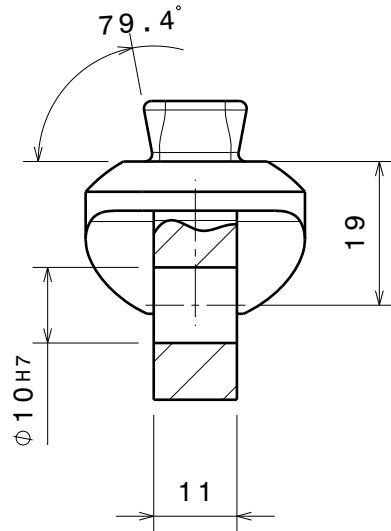
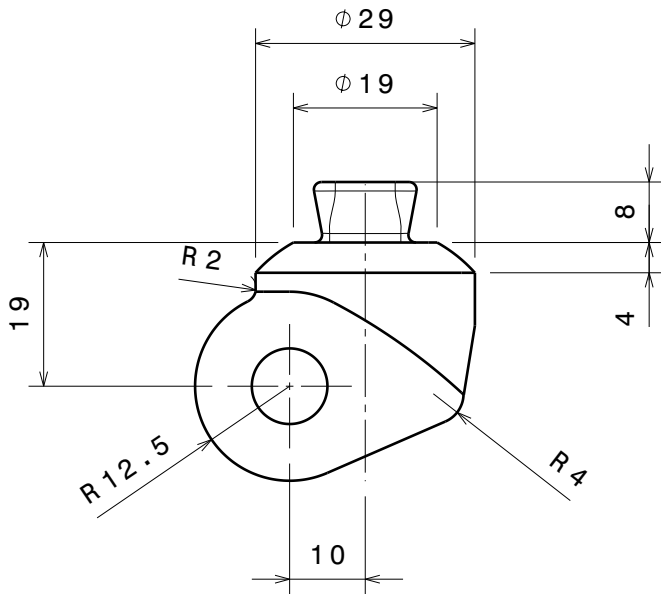
4



Vista Isométrica  
Escala: 1:1

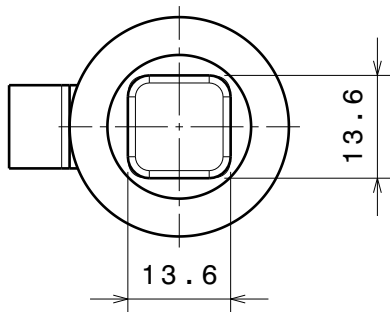
3

3



2

2



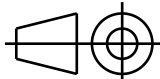
1

1

DESIGNED BY:  
**Ricardo Moreira**  
DATE:  
**23-11-2015**

Desenho Nº: 011

SIZE  
**A4**



ISO 2768- fH  
ISO 8015

SCALE  
**1:1**

WEIGHT (kg)  
**0,04**

DRAWING NUMBER  
**Componente Superior**

SHEET  
**1 / 1**

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

D

A



Tabela B.1: Lista de artigos do desenho de conjunto e da vista explodida.

Nº de artigos	Descrição	Norma/Desenho	Referência	Material	Observações
1	Componente Superior	11	1	Alumínio 6063-T6	Joelho
1	Tampa	-	2	Polímero	Joelho
1	Veio	-	3	Alumínio 6063-T6	Joelho
2	Anilha	-	4	Alumínio	Joelho
1	Componente Inferior	10	5	Alumínio 6063-T6	Joelho
8	Perno roscado com oco hexagonal M6x10	ISO 4026	6	Aço Inox	Haste
1	Adaptador Superior	5	7	Alumínio 6063-T6	Haste
1	Tubo Superior	8	8	Alumínio 6063-T6	Haste
1	Parafuso com oco hexagonal c/ cabeça cilíndrica M6x20	ISO 4762	9	Aço Inox	Haste
1	Anilha	-	10	Alumínio	Haste
1	Casquilho Roscado	4	11	Alumínio 6063-T6	Haste
1	Componente Roscado	6	12	Alumínio 6063-T6	Haste
1	Casquilho	ISO 3547-1		Polímero	Haste
1	Casquilho c\ Flange	ISO 3547-1	14	Polímero	Haste
1	Componente de Aperto	3	15	Alumínio 6063-T6	Haste
1	Tubo Inferior	7	16	Alumínio 6063-T6	Haste
1	Adapatador Inferior	9	17	Alumínio 6063-T6	Haste
1	Parafuso com oco hexagonal c/ cabeça de ember M4x10	ISO 10642	18	Aço Inox	Haste