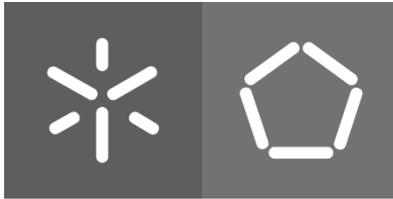




Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Diogo de Oliveira Pinho

Reformulação e validação de linhas de auxiliares de marcha da ORTHOS XXI



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Diogo de Oliveira Pinho

**Reformulação e validação de linhas de auxiliares
de marcha da ORTHOS XXI**

Dissertação de mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica
Ramo de Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Trabalho efetuado sob orientação do(a)
**Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues
Seabra**
**Professor Doutor Luís Fernando Sousa
Ferreira Silva**

Julho de 2021

DECLARAÇÃO

Nome: Diogo de Oliveira Pinho

Título da Dissertação: Reformulação e validação de linhas de auxiliares de marcha da ORTHOS XXI

Orientadores: Professores Eurico Augusto Rodrigues de Seabra, Luis Fernando Sousa Ferreira da Silva

Ano de conclusão: 2021

Curso: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Ramo de mestrado: Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.



Atribuição-NãoComercial-SemDerivações

CC BY-NC-ND

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

Universidade do Minho, ____/____/____

Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

A realização desta dissertação foi para mim um processo bastante complicado e por diversas vezes tortuoso. Por várias vezes senti-me perdido e sem a orientação necessária para fazer um projeto desta craveira. Desta forma, é para mim absolutamente incontornável que tenha de deixar um agradecimento muito especial ao Valdemar Leiras, uma vez que foi definitivamente a pessoa que mais me ajudou no projeto. Tenho a agradecer-lhe a constante disponibilidade e a genuína preocupação em ajudar-me a resolver os problemas com que me ia deparando. A realização desta dissertação obrigou-me a ter alguns conhecimentos em diferentes áreas de engenharia e a ter contacto com vários assuntos com os quais não me sentia totalmente confortável e o Valdemar foi um apoio incondicional para o sucesso deste processo.

Ao meu professor e orientador Eurico Seabra também quero deixar um agradecimento especial uma vez que foi através das suas orientações que me consegui reinventar e dar rumo a este projeto em determinados momentos que pensei que não conseguia ver um trajeto a seguir. Senti sempre a preocupação por parte do professor em fazer tudo o que estava ao seu alcance para que eu tivesse as melhores condições possíveis reunidas para realizar o meu trabalho. Além disto, o professor Eurico conseguiu sempre em conversa tranquilizar-me e motivar-me durante o processo, o que também sinto que foi fundamental para o avanço no projeto.

À Melanie Fernandes e ao André Ribeiro, engenheiros da ORTHOS XXI, também quero deixar um agradecimento especial por terem demonstrado preocupação e disponibilidade durante todo o processo, sem a ajuda deles também não seria possível. Agradeço também a todo o staff técnico da equipa de produção da ORTHOS que me ajudou no fabrico e montagem do protótipo instrumentado.

À minha família mais próxima, pai, mãe e irmão, quero deixar um agradecimento muito especial por terem estado sempre do meu lado e por terem acreditado em mim em momentos que eu não fui capaz de o fazer. Por me transmitirem a calma e motivações necessárias para que pudesse continuar o meu caminho e por estarem sempre presentes na minha vida.

A todos os meus amigos também quero deixar um agradecimento uma vez que foram sempre uma fonte de motivação e apoio. Em especial ao Hugo, Rubén e João que, além da amizade, demonstraram-se sempre disponíveis para ajudar no projeto. À Eduarda também quero deixar um agradecimento especial por toda a amizade e por me ter apoiado incondicionalmente na fase mais difícil do projeto.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Por meio desta declaração confirmo ter conduzido este trabalho académico com total integridade. Assim, confirmo não ter recorrido a plágio ou a qualquer tipo de utilização indevida de informação ou falsificação de resultados durante o processo de elaboração da dissertação. Declaro ainda ter conhecimento total do código de conduta ética da Universidade do Minho.

Universidade do Minho, ____/____/____

Assinatura: _____

ABSTRACT

The elderly population has been increasing in Portugal. Naturally, this process is associated to several physical changes in the human body, such as the decreasing ability to move. As such, it urges the necessity to improve equipment that rises the quality of life. The walking aids, such as walking frames, crutches, canes or quadpods, are fundamental to help the gait of the people that have minor self-capacity to do it.

In this dissertation it has been done an extended study on the state of the art of the walking aids, analyzing many products that are available on the market on the moment, such as many patents. In this study, it has been given more primacy to the walking frames and crutches, once this was the company ORTHOS XXI preference. We also have done an online questionnaire, which was sent to many orthopedic stores to know the opinion of the professional people. From this questionnaire we could identify many preferences and complains that the costumers have.

With all this information gathered so far, we decided to reformulate the traditional crutches that the company have and produce a new prototype. It was done a study on several technical aspects of this auxiliary, and it has induced a significant change on the angles of the crutch structure. The goal was to understand the impact that these changes could have in the assisted gait. As such, it was done a theoretical study to understand which parameters are more relevant to study the gait with crutches. The mainly complain from the costumers was the pain that they constantly feel in the hand. With the changes applied to the crutch angles it was expected to have a better force distribution between the hand and the forearm of the patient during the assisted gait.

Having all this into account, it was developed an instrumenting system for data acquisition which we could put on a crutch for gait analysis. With this system we were capable to obtain many signals with the force distribution that the volunteers exercised during the gait trails that were made. During these trials, the volunteers also were equipped with an Xsens equipment, which allowed us to study the body posture during gait. The data obtained from the current traditional crutches and the reformulated prototype was compared and we could notice a clear decrease in the force registered in the hand, and an increase in the forearm support of the crutches. It was also registered and indication that the body posture during gait could be better with the new angled prototype.

Keywords: Gait, Assistance, Angles, Instrumentation, Monitorization, Posture, Forces

RESUMO

A população idosa tem vindo a aumentar em Portugal. Naturalmente, o processo de envelhecimento está associado a uma série de mudanças físicas e motoras no ser humano. Como tal, urge a necessidade de reformular equipamentos que propiciem uma maior qualidade de vida. Os auxiliares de marcha, como as canadianas, andarilhos, bengalas e pirâmides, são fundamentais para melhorar a locomoção de quem apresenta menor capacidade.

Nesta dissertação foi realizado um estudo alargado do estado da arte destes auxiliares, onde se analisaram ao pormenor vários produtos que estão atualmente disponíveis no mercado, tal como várias patentes. Neste estudo, deu-se maior primazia à linha de canadianas e andarilhos, uma vez que era esse o objetivo da empresa ORTHOS XXI. Também se realizou um questionário *online* que se enviou para dezenas de ortopedias para ser respondido por profissionais. Deste questionário pode-se retirar várias conclusões quanto às preferências e queixas dos clientes.

Com toda a informação junta até então, decidiu-se realizar uma reformulação da canadiana tradicional da empresa. Fez-se um estudo de diversos aspetos técnicos deste auxiliar e aplicou-se uma alteração significativa nos ângulos do esqueleto geral da canadiana. O objetivo passava por se compreender qual o impacto que estas alterações podiam ter na marcha com auxílio. Como tal, realizou-se um estudo teórico para compreender quais os parâmetros que se consideram mais importantes de analisar aquando do estudo da marcha com canadianas. A principal queixa dos clientes incidiu sobre as dores no punho, como tal com as alterações efetuadas esperava-se que pudesse haver uma redistribuição de forças mais favorável entre a mão e o antebraço do utilizador.

Tendo em conta a informação reunida, desenvolveu-se um sistema de instrumentação e aquisição de dados que se conseguisse colocar numa canadiana. Através deste sistema foi-se capaz de obter diversos sinais relativos à distribuição de forças que os utilizadores exerciam durante ensaios de marcha que foram realizados. Durante estes ensaios os voluntários também estavam equipados com um equipamento da Xsens, que permitiu que se conseguisse fazer um estudo detalhado da postura corporal. Compararam-se os dados obtidos dos ensaios com a canadiana tradicional atual e com o protótipo reformulado e pode-se observar que existe uma diminuição das forças exercidas do punho e aumento do aro da canadiana. Denotou-se também um indício de uma postura corporal mais saudável durante a marcha com o protótipo reformulado.

Palavras-chave: Marcha, Auxílio, Ângulos, Instrumentação, Monitorização, Postura, Forças

ÍNDICE

Agradecimentos	iii
Abstract	v
Resumo	vi
Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas.....	xvi
Lista de abreviações e acrónimos.....	xviii
Lista de Grandezas	xix
1. Introdução.....	2
1.1 Motivação e Objetivos	4
1.2 ORTHOS XXI.....	5
1.3 Metodologia do projeto	6
1.4 Estrutura da dissertação	7
2. Estado da arte de auxiliares de marcha.....	9
2.1 Estudo de mercado.....	10
2.1.1 Andarilhos	11
2.1.2 Canadianas.....	17
2.2 Questionário <i>online</i> sobre Auxiliares de Marcha.....	18
2.3 Estudo de patentes.....	24
2.3.1 Canadianas.....	25
2.3.2 Andarilhos	30
3. Análise biomecânica da marcha com recurso a auxiliares.....	33
3.1 O que é?.....	34
3.2 Utilizadores e problemática médica.....	35
3.3 Introdução e objetivo	36

3.4	Diferentes padrões de marcha com canadianas	37
3.5	Parâmetros para analisar a marcha	39
3.6	Biomecânica da marcha	43
4.	Projeto de reformulação da Canadiana Tradicional	45
4.1	Estrutura geral da canadiana	46
4.1.1	Recolha e análise do mercado.....	50
4.1.2	Escolha dos valores finais	52
4.2	Aro.....	53
4.2.1	Desenhos	53
4.2.2	Alterações no encaixe.....	55
4.3	Punho	57
4.3.1	Principais queixas e lesões associadas ao punho.....	57
4.3.2	Biomecânica associada à preensão manual.....	59
4.3.3	Impacto do <i>design</i>	60
4.3.4	Desenhos e fabrico	61
4.3.5	Prototipagem rápida e validação.....	64
4.3.6	Comparação com o mercado	66
4.4	Material.....	67
4.5	Tubo Principal e Afinador.....	68
4.6	Mola.....	72
4.7	Canadiana reformulada final	74
5.	Projeto de instrumentação de um auxiliar de marcha	75
5.1	O que se pretende registar.....	75
5.2	Metodologia e descrição da instrumentação da canadiana.....	76
5.2.1	Aro	79
5.2.2	Ponteira.....	81

5.2.3	Punho.....	84
5.2.4	Montagem final.....	90
5.2.5	Calibração	92
5.2.6	<i>Xsens</i>	97
5.3	Código.....	97
5.4	Circuito	98
5.4.1	Processamento de informação	101
6.	Resultados e discussão.....	101
6.1	Comportamento geral da articulação do cotovelo	102
6.2	Flexão e postura	104
6.2.1	Orientação do tronco.....	107
6.3	Comprimento e frequência da passada	110
6.4	Estudo das forças	113
6.4.1	Punho.....	113
6.4.2	Aro	115
6.4.3	Ponteira.....	118
6.5	Movimento angular da canadiana.....	119
7.	Conclusões e Trabalhos futuros	121
7.1	Conclusões.....	121
7.2	Trabalhos Futuros.....	123
	Referências.....	124
	Anexos.....	130
	Anexo A - Algumas das respostas às perguntas do questionário <i>online</i> a ortopedias	130
	Anexo B - Excerto Norma ISO 11334-1 <i>Requirements and test methods – Elbow Crutches</i>	135
	Anexo C - Folha técnica do material ABS	138
	Anexo D - Folha técnica do material PA6	139

Anexo E - Desenho técnico 2D – Tubo Principal.....	141
Anexo F - Desenho técnico 2D – Afinador	142
Anexo G - Ficha técnica - Sensor de força 50 kgf	143
Anexo H - Ficha técnica – Célula de carga 200 kg	144
Anexo I - Desenho técnico – Chapa quinada retangular	145
Anexo J - Tabela de quinagem.....	146
Anexo K - Desenho técnico – Chapa quinada angulada.....	147
Anexo L - Código no microcontrolador	148
Anexo M - Esquema elétrico do circuito	150

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Etapas do projeto	7
Figura 2 – Modelos A1/A2	12
Figura 3 - Andarilhos articulados ORTHOS XXI: (A) A3 (B) A4	13
Figura 4 – <i>Rollators</i> Orthos XXI (A) <i>Rollator</i> em alumínio (B) Futura.....	15
Figura 5 – Canadianas tradicionais Orthos XXI: (A) Canadiana-C7 (B) Junior-C4.....	17
Figura 6 - Questões relativas à 1ª parte	20
Figura 7 - Questões relativas à 2ª parte	20
Figura 8 - Resultados obtidos	22
Figura 9 - Comparação do número de resultados para canadianas e andarilhos, em três bases de dados recorridas	24
Figura 10 - Representação gráfica da patente US 10,772,778 B2.....	32
Figura 11 - Representação gráfica da patente US 9,877,889 B2.....	33
Figura 12 - Comparação entre a marcha normal e a auxiliada por canadianas durante um ciclo da locomoção (Adaptado de [29])	34
Figura 13 - Diferentes padrões de marcha em função do número de contactos (Adaptado de [29])	37
Figura 14 – Balanceamento a) para além dos apoios das canadianas b) até à linha de apoio (Adaptado de [29]).....	38
Figura 15 - Marcha com o peso do corpo em a) apenas um membro b) dividido por dois membros (Adaptado de [29]).....	38
Figura 16 - Representação da decomposição em componentes das forças aplicadas pelo utilizador na estrutura geral da canadiana.....	40
Figura 17 - Forças de reação do solo aplicadas na ponteira do auxiliar e nos membros superiores (Adaptado de [29]).....	41
Figura 18 – Representação 3D dos ângulos que a canadiana faz com o solo no plano frontal (Φ) e plano sagital (θ).....	41
Figura 19– a) Todas as articulações do corpo humano e os diferentes movimentos da articulação do cotovelo b) Planos anatómicos (Adaptado de [32]).....	43
Figura 20 - Esqueleto geral da canadiana (Adaptado de Norma <i>ISO</i> 11334-1 - Anexo B).....	46

Figura 21 - Representação da principal musculatura extensora do antebraço, as três cabeças constituintes dos tríceps <i>brachii</i> (adaptado de [50])	47
Figura 22 – Ângulo da articulação do cotovelo (Adaptado de [50])	48
Figura 23 - Representação no <i>SolidWorks</i> da estrutura geral da canadiana a preto e a azul o braço do utilizador.....	48
Figura 24 - Representação de um ciclo da marcha e do movimento de rotação da articulação do ombro (Adaptado de [56])	49
Figura 25 - Os três ângulos registados na recolha do mercado (Adaptado de Norma <i>ISO</i> 11334-1 - Anexo B).....	50
Figura 26 - Representação do esqueleto geral da canadiana: a) Atual b) Reformulada	52
Figura 27 - Comparação do esqueleto geral de ambos os auxiliares: a) Atual b) Reformulada	53
Figura 28 - Representação do aro atualmente utilizado	54
Figura 29 - Representação do aro utilizado em haste integral.....	54
Figura 30 - Modelo de aro aberto	55
Figura 31 - Desenho 3D peça para encaixe.....	55
Figura 32 – Representação 3D do mecanismo de encaixe reformulado a) Com aro transparentado b) Vista real	56
Figura 33 - Mecanismo de encaixe atual.....	56
Figura 34 – Porção dos nervos ulnar e mediano na zona do punho e mão e representação do túnel do carpo (adaptado de [59]).....	58
Figura 35 - Camada muscular superficial e intermédia do antebraço anterior (adaptado de [66])	59
Figura 36 - Formatos mais recorridos (Adaptado de [64])	60
Figura 37 - Punho totalmente anatómico produzido pela Millennial Medical [30]	61
Figura 38 - Representação 3D do esboço inicial da peça: a) Vista lateral b) Vista superior	62
Figura 39 - Representação de algumas alterações no design do punho. A azul está representada a versão inicial e a transparente uma versão posterior.....	63
Figura 40 - Alterações para facilitar o fabrico. Punho a vermelho representa a versão anterior e amarelo a mais recente a) Linha mais bem definida para desmoldar b) Alteração na forma interna	63
Figura 41 - Impressora 3D da ORTHOS XXI - <i>Uprint SE</i> fabricada pela <i>Stratasys</i>	64
Figura 42 - Comparação de modelos impressos a) Versão 1 e 2 b) Versão 2 e 3.....	65
Figura 43 - Ambas as situações de redundância dos furos.....	69

Figura 44 - Pormenor do possível desalinhamento horizontal final entre tubo principal e afinador	70
Figura 45 - Tubo principal da canadiana a) Antiga b) Reformulada	70
Figura 46 - Afinador da canadiana a) Antiga b) Reformulada	71
Figura 47 - Representação do tubo principal e afinador com as dimensões ideais	72
Figura 48 – Representação 3D do encaixe da mola na canadiana: a) Atual b) Reformulada.....	72
Figura 49 - Comparação do comprimento do perno das duas molas	73
Figura 50 – Comparação do número de pontos de suporte de carga na zona da mola entre modelos: a) Atual b) Reformulado	73
Figura 51 – Representação 3D do protótipo final	74
Figura 52 – Protótipo físico final da canadiana reformulada	75
Figura 53 – Arquitetura conceptual do sistema.....	77
Figura 54 - Microcontrolador Arduino UNO	77
Figura 55 - Fluxograma relativo ao trajeto da informação	78
Figura 56 - Sensor de peso	79
Figura 57 – Mecanismo de instrumentação do aro da canadiana reformulada a) Vista exterior b) Vista interior	81
Figura 58 - TAS 606 a) Representação física b) Dimensões (mm) [75].....	81
Figura 59 - Ponteira instrumentada a) Vista lateral b) Vista inferior	82
Figura 60 - Vista do interior da ponteira.....	83
Figura 61 – Momentos do impacto da ponteira com o solo na zona de contacto: a) Primeiro b) Intermédio c) Final.....	84
Figura 62 - Estudo da possibilidade de fixar os sensores diretamente no punho: a) Vista superior b) Vista lateral.....	85
Figura 63 – Diferentes vistas do desenho 3D da chapa quinada para fixação no punho. As dimensões dos sensores estão representadas a traço cinzento	85
Figura 64 - Vista inferior da chapa retangular.....	86
Figura 65 - Montagem da chapa.....	87
Figura 66 – Quinadora ORTHOS XXI.....	87
Figura 67 - Diferentes vistas do desenho 3D da chapa superior: a) Vista exterior b) Vista interior .	88
Figura 68 - Pormenor superior do sensor visto de lado	88
Figura 69 - Chapa superior: a) Vista exterior b) Vista interior	89
Figura 70 - Punho instrumentado	90

Figura 71 - Diferentes vistas da canadiana totalmente instrumentada	90
Figura 72 – Desenho da caixa para proteção do circuito: a) Com tampa transparente b) Ambas as peças a cheio	91
Figura 73 - Desenho da caixa reformulado para impressão: a) Com parte transparente b) Caixa toda a cheio	91
Figura 74 - Reformulações dos fios elétricos no: a) Punho b) Aro	92
Figura 75 - Montagem para calibração dos sensores de peso	93
Figura 76 - Resposta dos sensores durante o tempo com dois valores de fator de calibração diferentes: a) -7050 b) -50050	94
Figura 77 - Montagem para calibração da célula de carga TAS 606	95
Figura 78 - Resposta do sensor durante o tempo com um fator de calibração de -7050	96
Figura 79 - Resposta do sensor durante o tempo com um fator de calibração de -16050	96
Figura 80 - Esquema geral do circuito	98
Figura 81 - Placa de circuito impresso utilizada	99
Figura 82 - Power Bank da EuroTech utilizada a) Especificações técnicas b) Portas USB	100
Figura 83 - Parte do circuito final montado na canadiana	100
Figura 84 - Movimento de flexão/extensão da articulação do cotovelo durante um ensaio de marcha	102
Figura 85 - Movimento de flexão/extensão da articulação do cotovelo durante cerca de dois ciclos	103
Figura 86 - Representação biomecânica de diferentes momentos de um ciclo durante a marcha com canadianas	104
Figura 87 - <i>Frame</i> exemplar com postura corporal durante o balanceamento a) Voluntário 3 b) Voluntário 1	105
Figura 88 – Inclinação do tronco durante um ensaio de cada voluntário com o auxílio da canadiana atual	108
Figura 89 - Valores de força registados pela célula de carga colocada na ponteira em parte de um ensaio do voluntário 1	110
Figura 90 - Valores de força registados pela célula de carga colocada na ponteira em parte de um ensaio do voluntário 3	113
Figura 91 - Representação esquemática das forças registadas ao nível do punho	114

Figura 92 – Força total registada no punho para cada voluntário durante um ensaio com a canadiana atual.....	114
Figura 93 - Representação esquemática das forças registadas ao nível do aro	116
Figura 95 - Força registada no sensor do aro durante parte de um ensaio do voluntário 3 com o auxílio da canadiana atual	117
Figura 94 - Força registada no sensor do aro durante parte de um ensaio com o auxílio da canadiana atual.....	117
Figura 96 - Registo de forças na célula de carga da ponteira durante um ensaio	118
Figura 97 – Movimento angular do auxiliar no plano sagital durante um ensaio.....	119
Figura 98 - Movimento angular do auxiliar no plano frontal durante um ensaio.....	120
Figura 99 – Respostas às questões 1 e 2	130
Figura 100 - Respostas às questões 3 e 4	131
Figura 101 - Respostas às questões 5 e 1 da segunda parte.....	132
Figura 102 - Respostas às questões 2 e 3 da segunda parte.....	133
Figura 103 - Respostas às questões 4 e 5 da segunda parte.....	134
Figura 104 - Requerimentos para executar teste de carga estática	135
Figura 105 - Representação das zonas de aplicação da força.....	136
Figura 106 - Requerimentos para executar teste de fadiga	137
Figura 107 - Tabela de quinagem.....	146

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Especificações técnicas andarilhos fixos	12
Tabela 2 - Especificações técnicas de andarilhos fixos de outros produtores.....	12
Tabela 3 - Especificações técnicas andarilhos articulados	13
Tabela 4 - Especificações técnicas andarilhos articulados de outros produtores.....	14
Tabela 5 - Especificações técnicas.....	15
Tabela 6 - Especificações técnicas de <i>rollators</i> de outros produtores	16
Tabela 7 - Especificações técnicas canadianas Orthos XXI	17
Tabela 8 – Especificações técnicas de canadianas de outros produtores.....	18
Tabela 9 - Tabela resumo com as principais respostas dos profissionais para a linha de andarilhos e canadianas	23
Tabela 10 - Nº de patentes analisadas por cada linha de auxiliares de marcha.....	25
Tabela 11 - Patentes para o suporte do antebraço	26
Tabela 12 - Patentes relativas ao suporte intermédio	27
Tabela 13 - Patentes referentes ao suporte inferior	28
Tabela 14 - Patentes referentes a alterações estruturais	29
Tabela 15 - Diferentes patentes relativas aos apoios	30
Tabela 16 - Outras Patentes	31
Tabela 17 - Grupos de variáveis para estudo de marcha	39
Tabela 18 - Informação comparativa de produtos do mercado	51
Tabela 19 - Valores atuais e reformulados	52
Tabela 20 - Comparação entre as diferentes versões impressas.....	65
Tabela 21 - Resultados das preferências de profissionais da ORTHOS.....	66
Tabela 22 - Diferentes punhos produzidos pelo mercado	67
Tabela 23 - Principais parâmetros do PA6 <i>Akulon</i> F223-D	68
Tabela 24 - Variação das medidas de altura do solo ao topo do punho.....	71
Tabela 25 - Ângulos de flexão da articulação do cotovelo no ponto médio do balanceamento com canadiana atual	105
Tabela 26 - Ângulos de flexão da articulação do cotovelo no ponto médio do balanceamento com canadiana reformulada	107

Tabela 27 – Valores médios finais relativamente à inclinação do tronco de cada voluntário durante o balanceamento	108
Tabela 28 - Número de passadas de cada voluntário durante um percurso do trajeto.....	111
Tabela 29 - Frequência da passada de cada voluntário	112
Tabela 30 – Médias finais obtidas para os valores de força total no punho.....	115
Tabela 31 - Variância e desvio-padrão dos valores máximos de forças registadas no punho.....	115
Tabela 32 - Média final e desvio-padrão obtidos para os valores máximos de força total no aro .	116
Tabela 33 - Comparação das forças de reação do solo registada para cada voluntário	119

LISTA DE ABREVIações E ACRÓNIMOS

	3D	Tridimensional
	2D	Bidimensional
A		
C		
	CNC	Controle Numérico Computadorizado
	CAD	<i>Computer-aided design</i>
D		
	DTX	<i>Digital Transformation CoLab</i>
F		
	FDS	Fletor <i>Digitorum Superficialis</i>
	FDP	Fletor <i>Digitorum Profundus</i>
	FPL	Fletor <i>Pollicis Longus</i>
	FRS	Forças de reação do solo
I		
	IBV	Instituto de Biomecânica de Valencia
	IMU	<i>Inertial measurement unit</i>
	IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
	INE	Instituto Nacional de Estatística
M		
	MPU-9250	<i>Motion processor unit</i>
O		
	OMS	Organização Mundial de Saúde
P		
	PVC	Policloreto de vinila
	PA6	Poliamida (<i>nylon</i>) 6
	PLX-DAQ	Parallax <i>Data Acquisition tool</i>
U	USB	Universal Serial Bus

LISTA DE GRANDEZAS

Símbolo	Descrição	Unidade (SI)
<i>cm</i>	Comprimento	<i>m</i>
<i>mm</i>	Comprimento	<i>m</i>
<i>kg</i>	massa	<i>kg</i>
€	Moeda	-
°	Ângulo	<i>rad</i>
%	Porcentagem	-
<i>MPa</i>	Pressão	<i>Pa</i>
°C	Temperatura	<i>kelvin</i>
<i>m</i>	Comprimento	<i>m</i>
<i>N</i>	Força	<i>N</i>
<i>V</i>	Diferença de potencial elétrico	<i>V</i>
<i>A</i>	Corrente elétrica	<i>A</i>
σ	Desvio-padrão	-

1. INTRODUÇÃO

Estudos levados a cabo recentemente pelo Instituto Nacional de Estatística (INE) apontam que a população em geral sofre de um maior envelhecimento causada pela redução da mortalidade, redução e/ou retardamento da fecundidade e desenvolvimento e modernização da sociedade. Com o envelhecimento da população urge um aumento da responsabilidade da sociedade em melhorar a qualidade de vida dos mais idosos, e como tal todos os produtos ortopédicos relacionados com a marcha. Uma vez que esta é um bem essencial do quotidiano, devem ser revistos e reestudados todos os produtos com o objetivo de aperfeiçoar o seu desempenho. Assim sendo, doravante, quando forem referidos auxiliares de marcha entenda-se todos os produtos que se inserem nas categorias de canadianas, andarilhos, pirâmides ou bengalas [1].

Esta dissertação tem como objetivo uma reformulação daquilo que são os produtos oferecidos pela empresa ORTHOS XXI no que ao auxílio da marcha diz respeito. Para tal, primeiramente olha-se para o mercado para perceber o que é que as empresas concorrentes disponibilizam no sentido de perceber até que ponto os produtos oferecidos pela ORTHOS estavam dentro do panorama geral, e com o intuito de recolher informação útil para a empresa. Para tal, foi feita numa primeira instância um levantamento de vários produtos diversificados que se consideraram interessantes, tal como as especificações técnicas correspondentes. Estes produtos têm como objetivo servir de referência e termo de comparação ao longo da reformulação.

Com o intuito de repensar e reestudar os conceitos inerentes aos auxiliares de marcha e tendo sempre em vista uma satisfação por parte do utilizador, a ideia inicial passava pela realização de várias entrevistas que serviriam de guia para o trabalho seguinte. Porém, face às medidas de confinamento decretadas pelo governo de Portugal no combate à atual pandemia do COVID-19, teve de haver um reajuste daquilo que estava planeado realizar nesta dissertação. Assim sendo, foi realizado um questionário *online* com algumas das perguntas que já tinham sido formuladas para as entrevistas. Face às dificuldades de comunicação e alcance durante o confinamento, este questionário apenas foi formulado e enviado para ortopedias.

Desta forma, foram colocadas perguntas a comerciais que trabalhavam em ortopedias. Esta abordagem foi cuidadosamente pensada no sentido de perceber qual a informação precisa que se queria recolher dos inquiridos e tendo em vista o tratamento de dados que se seguiria à mesma. Importa ter em consideração que os comerciais trabalham em contacto direto com os

clientes, e como tal são uma boa fonte de informação quanto às necessidades e preferências dos mesmos. Em suma, as perguntas colocadas tinham em vista uma maior compreensão de eventuais necessidades que os utilizadores pudessem ter e que não estivessem a ser devidamente preenchidas, com o objetivo de reavaliar e repensar aspetos técnicos dos auxiliares que tanto os utilizadores como os comerciais considerassem mais negativos. Este trabalho de campo foi realizado com o propósito de perceber qual o melhor rumo a tomar para a realização deste trabalho. Isto é, em função da análise cuidada das respostas, o foco da reformulação foi-se ajustando de modo a conseguir obter a resposta ao que se poderia melhorar.

Apesar de se terem obtido várias respostas, a informação recolhida acabou por não ser tão abundante, divergente e elaborada quanto se previa inicialmente com as entrevistas a realizar pessoalmente. Assim sendo, deu-se maior primazia à realização de um estudo um pouco mais teórico sobre diversos aspetos em alguns auxiliares de marcha. Este estudo pormenorizado permitiu uma melhor análise de alguns produtos que a empresa ORTHOS produz e comercializa. Além disto, também se realizou um estudo de patentes que cobriu toda a gama de auxiliares de marcha, de modo a compreender de que forma têm sido equacionadas resoluções de alguns problemas inerentes aos produtos e outras melhorias propostas.

Posto isto, optou-se por se fazer uma reformulação das canadianas tradicionais da ORTHOS, uma vez que havia diversas melhorias que se foram tendo em conta durante o processo de estudo do mercado e com contacto direto com os responsáveis da empresa e equipa de desenvolvimento. Assim sendo, realizou-se um estudo mais pormenorizado de vários aspetos associados à linha de canadianas tradicionais fabricadas pela empresa e propôs-se um novo protótipo reformulado com alguns conceitos relativamente diferentes do habitual.

Depois, pensou-se que a melhor forma de validar este novo protótipo passaria pela realização de testes de marcha comparativos com a canadiana atualmente fabricada pela ORTHOS. Assim sendo, fez-se um estudo teórico relativo à marcha com canadianas por forma a compreender quais os parâmetros que se devem registar e avaliar para um estudo completo e confiável da marcha. Depois de definidos os critérios a registar, partiu-se para a instrumentação das canadianas.

Para tal, estudaram-se cuidadosamente quais os componentes eletrónicos que permitissem adquirir as informações pretendidas relativas à marcha mais relevantes. Posto isto, depois de adquirido todo o equipamento, depois de diversas dificuldades técnicas e de uma pesquisa em termos de eletrónica e informática bastante significativa e alargada, conseguiu-se

montar um circuito com vários sensores que cumpriam o objetivo proposto. Posto isto, seguiu-se um estudo rigoroso de como montar a instrumentação desenvolvida na canadiana. Isto é, estudaram-se todas as limitações e especificidades que o sistema de instrumentação apresenta e pensou-se na melhor forma de montar um protótipo funcional tendo com conta as mesmas.

Além da informação registada através dos sensores colocados na canadiana, também se utilizou o equipamento MVN *Awinda*, da empresa *Xsens*. Este dispositivo foi-nos gentilmente emprestado pelo DTx (*Digital Transformation CoLab*) para a realização dos testes de marcha, e foi de determinante para o estudo do movimento angular de determinadas articulações consideradas importantes do corpo dos sujeitos.

Depois de todo o equipamento estar operacional, os testes foram realizados no Laboratório de Automação do Departamento de Engenharia Mecânica no campus de Azurém da Universidade do Minho. Os ensaios foram realizados durante dois dias com a participação de várias pessoas, que marcharam com o auxílio dos dois pares de canadianas em estudo. Posto isto, os sinais foram devidamente adquiridos e a informação recolhida foi tratada devidamente. Por fim, elaborou-se uma discussão dos resultados obtidos e retiraram-se as principais conclusões.

1.1 MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS

Já foi referido anteriormente que a estatística nos indica que existe um envelhecimento da população e estudos apontam que este panorama tende a agravar-se nos anos que se seguem. Sabemos que o processo natural de envelhecimento acarreta uma série de alterações no ser humano, tanto a nível fisiológico como neurológico, limitando os aspetos motores da população mais idosa e conseqüentemente este grupo populacional apresenta, na sua maioria, uma locomoção condicionada. Porém, o problema de mobilidade não atinge unicamente a população idosa. Assim sendo, deverá considerar-se também o grupo de indivíduos portadores de deficiências motoras (1,5% da população portuguesa), sejam elas de carácter congénito ou adquirido. Sabemos que existem milhares e pessoas com vários tipos de lesões, sejam elas cerebrais, ósseas ou musculares que lhes impossibilita de ter uma marcha com normalidade [2].

Desta forma, surge a necessidade de facilitar a realização de uma necessidade tão básica como em questão, aumentando exponencialmente a qualidade de vida destas pessoas. Assim sendo, é imperativo que tenhamos equipamentos que melhor se adequem a mitigar problemas. Por vezes as necessidades dos utilizadores são menosprezadas e que existe falta de contacto entre

as empresas fabricantes e as pessoas a quem o produto se destina. Será de esperar que as pessoas que usufruem do produto tenham *feedback* com interesse e pertinente no que ao desempenho do mesmo diz respeito. Assim sendo, um ponto claro desta dissertação recaiu por uma maior “proximidade” entre o utilizador e o produtor de modo encurtar distâncias entre o que é espectável e a realidade.

Como tal, um objetivo passa por uma melhoria daquilo que é o desempenho ou estrutura dos auxiliares de marcha em geral. Mais em concreto, é esperado que se consiga ter um impacto positivo sobre os produtos da ORTHOS XXI, através de um estudo crítico e experimental de vários aspetos relacionados com estes.

1.2 ORTHOS XXI

Esta empresa é uma fabricante nacional que produz produtos ortopédicos e hospitalares. Foi fundada em 2007 e sucede à ORTOMAIA, que teve início em 1985. A ORTHOS XXI nos últimos anos têm apresentado um elevado grau de crescimento que tem vindo a alargar os seus horizontes e expectativas quanto ao futuro. Todo o trabalho realizado nesta dissertação inseriu-se no setor de desenvolvimento da empresa. Este setor foi o sector com maior crescimento recentemente com a entrada de novos profissionais uma vez que a empresa tem desenvolvido vários acordos com outras empresas de renome mundial que propõe à equipa da ORTHOS XXI o desenvolvimento total de novos produtos desde o desenho até ao fabrico dos mesmos para depois serem exportados.

A empresa também atravessa, neste momento, um aumento do alcance dos seus produtos em função daquilo que tem sido um trabalho consistente de alargamento do mercado. Isto é, embora a nível nacional grande parte dos produtos ortopédicos sejam vendidos pela ORTHOS XXI, ombreando com outra produtora conhecida mundialmente como a Invacare, existe ainda um trabalho desafiador no sentido de conseguir internacionalizar os produtos da ORTHOS.

Não menos importante é a quantidade de produtos do universo hospitalar que a ORTHOS XXI vende, onde a qualidade dos mesmos pode ser confirmada pelos melhores hospitais do país, onde têm merecido a preferência em vários concursos.

A maioria dos produtos da ORTHOS XXI classifica-se como dispositivos médicos de classe 1 e ostenta a marcação CE, de acordo com as Diretivas Comunitárias 93/42/CEE e 2007/47/CE, estando notificados ao Infarmed. Muitos destes são, aquando do seu lançamento, testados por

entidades creditadas e independentes, nomeadamente o IBV (Instituto de Biomecânica de Valencia, em Espanha). A empresa está também certificada segundo a norma EN ISO 9001:2008.

A empresa funcional atualmente em duas localizadas distintas, ambas localizadas no distrito de Guimarães. Em Santa Leucádia funcionam os escritórios relativos ao setor de desenvolvimento responsáveis pelo desenho e criação de novos produtos, para além dos departamentos comercial, marketing, financeiro e de compras. Em termos de fabrico, estão sediadas três linhas de montagem e costura de estofos. Nos armazéns do Ave Park funciona o fabrico de todas as peças metálicas utilizadas, com os departamentos de dobragem de tubo, soldadura semi-manual e automatizada, pintura, laboratório de testes mecânicos, fabrico de peças maquinadas por CNC ou tornos manuais, máquina de corte laser e quinadora, e ainda um departamento destinado ao fabrico de produtos em desenvolvimento e pedidos especiais.

1.3 METODOLOGIA DO PROJETO

Esta dissertação tem como referência conceitos de engenharia de projeto que indicam uma sequência de diversas etapas na conceção de um projeto mecânico. Desde o levantamento das necessidades dos consumidores, passando pela criação do conceito e fabrico do protótipo até à validação experimental do mesmo.

A realização destas etapas é um processo demorado e que deve ser realizado com tempo e com afincos de modo a ser possível retirar o que é pretendido de cada fase. Importa ainda realçar que, embora as etapas mais avançadas dependam das anteriores, este é um processo repetitivo uma vez que é frequente que os engenheiros a cargo do projeto voltem frequentemente atrás para aperfeiçoar o que foi feito, uma vez que não raras vezes na realização de etapas mais avançadas adquirimos conhecimento que outrora não tínhamos, o que nos permite repensar problemáticas e consequentemente fazer alterações que acrescentem valor.

Na figura 1 estão representadas sob forma de esquema todas as etapas inerentes ao processo realizado ao longo desta dissertação. Assim sendo impõe-se uma breve explicação de algumas das principais etapas, para o leitor ter uma ideia de como se desenvolveu o processo em geral.

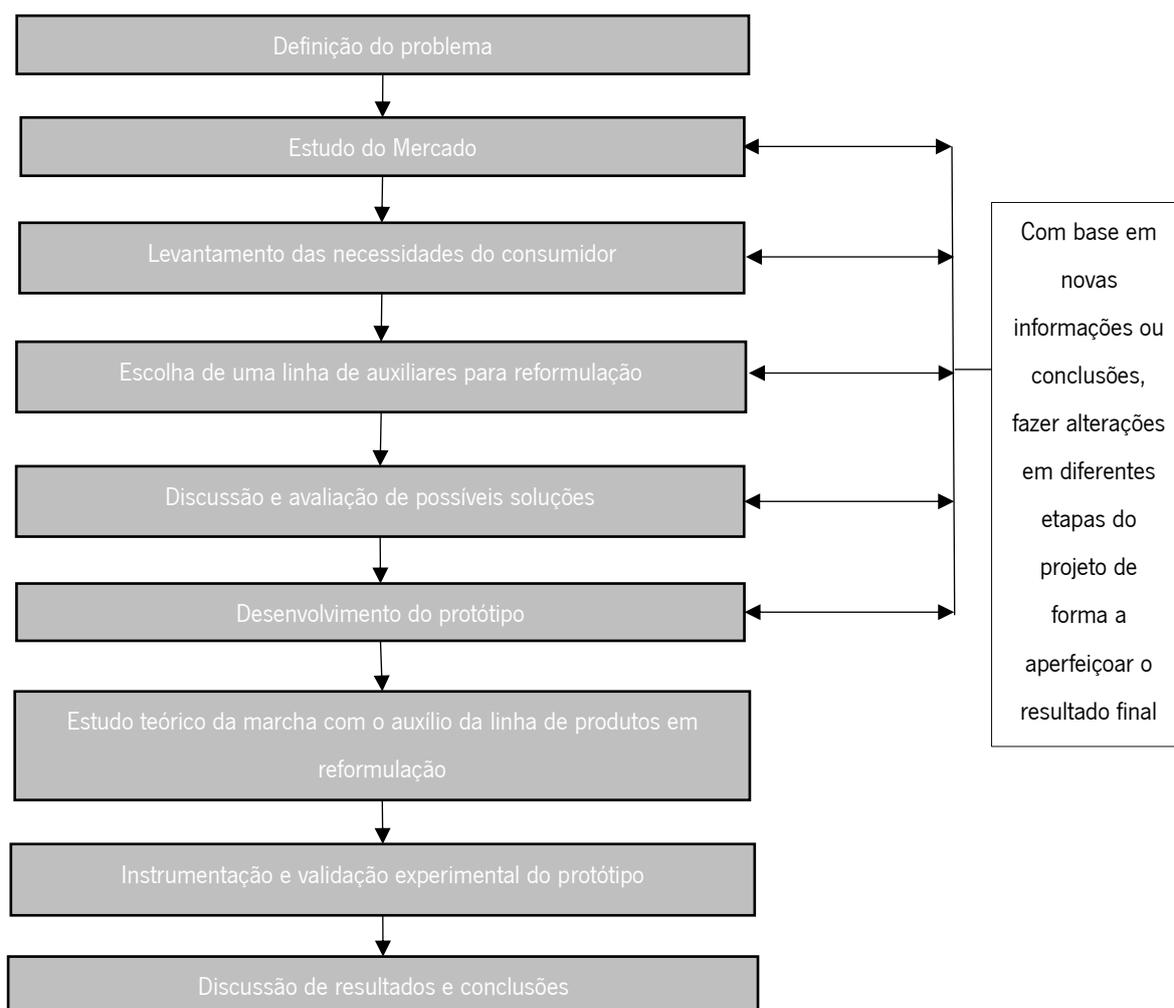


Figura 1 - Etapas do projeto

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Como foi referido anteriormente nos objetivos e motivações, os auxiliares de marcha são produtos de especial importância uma vez que ajudam pessoas de mobilidade reduzida a ter um quotidiano mais normal e, conseqüentemente, aumentam a sua qualidade de vida significativamente.

Assim sendo, realizou-se uma análise do mercado relativamente a estes auxiliares. Esta etapa foi fundamental para o desenvolvimento do projeto uma vez que o conhecimento que advém da análise dos produtos de outras fabricantes serviu de referência ao longo das diferentes etapas de estudo do protótipo reformulado. Assim sendo, foi elaborada uma extensa lista de produtos de todas as linhas de auxiliares de marcha da concorrência, assim como as suas principais especificações técnicas. De entre esta lista escolheram-se alguns que se consideraram mais pertinentes e colocaram-se no corpo desta dissertação em análise. Esta pesquisa é também útil e

válida para a empresa, uma vez que servirá de apoio nos projetos que a ORTHOS fizer relativos a estas gamas de produtos doravante.

Como foi referido anteriormente, esta dissertação tinha o objetivo de ter um maior contacto com o consumidor no sentido de compreender mais detalhadamente o que é que poderia melhorar no produto. Foram previstas entrevistas inicialmente, mas devido à pandemia atual apenas foi possível realizar um questionário *online* às ortopedias para este efeito. As perguntas colocadas no questionário tinham como principal objetivo perceber qual a ou quais as linhas de auxiliares de marcha, de entre as quatro em estudo, apresentavam uma maior necessidade de reavaliação. Isto é, que tivessem mais interesse e potencial de sofrer aperfeiçoamentos. Esta informação foi cruzada com as ideias que os responsáveis da empresa também tinham para a reformulação dos seus produtos.

Assim sendo, depois decidiu-se definir uma linha de auxiliares de marcha específica para que se pudesse trabalhar mais pormenorizadamente e que se conseguisse realizar um protótipo reformulado. Como tal, tendo em conta a informação recolhida e algumas sugestões de cariz técnico e funcional que o departamento de desenvolvimento da ORTHOS forneceu, definiu-se a linha de canadianas como principal objeto de estudo e de reformulação.

Recorreu-se à literatura para realizar um estudo teórico mais detalhado sobre os diversos aspetos que se considerem relevantes nos produtos da linha de auxiliares definida. Assim sendo, esta revisão de diversos artigos científicos e livros também apresentou uma contribuição importante para a formulação de possíveis melhorias, nomeadamente a nível de *design*, que eventualmente pudessem ser adaptadas e introduzidas nos produtos da ORTHOS.

Depois das escolhas das soluções que se previam conseguir cumprir todas as melhorias, funcionalidades e objetivos definidos para o produto, a fase seguinte consistiu no desenvolvimento propriamente dito do conceito. Desta forma, em engenharia normalmente este processo começa pelo desenho a computador virtual 3D da ideia, recorrendo-se a *softwares* especializados para elaborar modelações, simulações e outros testes. Depois de ter realizado todo o estudo no *SolidWorks*, avançou-se para o fabrico e manufatura do protótipo. Para isto, recorreu-se ao equipamento disponível na ORTHOS, juntamente com o auxílio dos profissionais da produção.

Uma vez desenvolvido o protótipo reformulado das canadianas tradicionais, surgiu a ideia de validar o mesmo através de um estudo comparativo de marcha. Isto é, em função das alterações que se implementaram, havia a expectativa que estas tivessem um impacto positivo na marcha dos pacientes. Assim sendo, para que se fizesse esta comparação de forma sustentada e

apropriada, foi necessário que se aprofundasse a teoria relativa à marcha que recorre a este tipo de auxiliares para o movimento. Como tal, introduziram-se vários conceitos teóricos deste tipo de marcha e apresentam-se os parâmetros mais importantes para analisar a mesma.

Com base no conhecimento teórico obtido anteriormente, decidiu-se montar um sistema de instrumentação para uma canadiana que fosse exequível, tendo em conta todos os constrangimentos financeiros e logísticos, de modo a conseguir analisar e comparar a marcha com as diferentes canadianas. Assim sendo, fez-se um estudo essencialmente eletrónico e mecânico. Isto é, pensou-se em quais os componentes eletrónicos, nomeadamente sensores, que conseguiriam registar a informação que se pretendia. Para isto, estudaram-se as dimensões e limitações destes equipamentos tendo em conta as informações teóricas que se tinham assimilado. Posto isto, desenvolveu-se um estudo mecânico para que fosse possível colocar os equipamentos na canadiana de forma que estes mantivessem um funcionamento correto, tendo em conta as limitações inerentes ao material. Todas as ideias foram colocadas em prática e desenvolveu-se um circuito que permitisse instrumentar uma canadiana, mas que também fosse relativamente fácil de transferir para outra, uma vez que se pretendia fazer um estudo comparativo entre pares.

Posto isto, e também com recurso a um equipamento da *Xsens* que permitiu estudar o movimento das articulações do corpo humano, executaram-se os testes de marcha com o objetivo de validar o protótipo desenvolvido. Apresentou-se todos os resultados obtidos experimentalmente. Estes foram sujeitos a uma discussão crítica com o objetivo de compreender qual o impacto que as reformulações aplicadas no protótipo desenvolvido tiveram na marcha dos testados. Por fim, conseguiu-se retirar algumas conclusões proveitosas quanto às reformulações efetuadas de forma a projetar possíveis mudanças permanentes na linha de auxiliares em análise mais detalhada.

2. ESTADO DA ARTE DE AUXILIARES DE MARCHA

Neste capítulo é apresentado o estado da arte dos auxiliares de marcha. Assim sendo, fez-se um estudo do mercado, com especial incidência sobre as linhas dos andarilhos e canadianas. Posto isto, realizou-se um questionário *online* à diversas ortopedias espalhadas por todo o país,

com o objetivo de reunir mais informação sobre o mercado e sobre as preferências e queixas que os utilizadores destes auxiliares normalmente apresentam. Por fim realizou-se um estudo alargado de patentes relativa a estas duas linhas de auxiliares de marcha, para que se pudesse compreender melhor as várias soluções de melhoria propostas.

2.1 ESTUDO DE MERCADO

Primeiramente foi feito um levantamento sobre quais as produtoras de auxiliares de marcha com mais expressão, maioritariamente no panorama europeu. Em geral, a maior parte das produtoras analisadas são de reconhecido sucesso. Depois disto, para cada linha de auxiliares de marcha, selecionaram-se vários produtos que agrupassem atributos/características e funcionalidades que se consideraram interessantes e que reunissem, em traços gerais, aquilo que o mercado atualmente tem para oferecer para cada gama de produtos.

Desta forma, esta recolha e análise alargada do mercado tinha como objetivos principais: reunir informação útil, fiel e prática sobre a concorrência para que a ORTHOS pudesse, sempre que necessário, recorrer à mesma e outra finalidade do estudo passava por fazer um enquadramento geral dos produtos da ORTHOS no mercado, comparando-os com outros produtores. Importa realçar que a informação recolhida servirá de apoio constante para futuras ideias e produtos que a empresa poderá vir a desenvolver nestas linhas de auxiliares.

Desta forma, em relação à recolha do mercado, o importante é analisar a resposta a questões como: “Quais são os pontos fortes e fracos destes produtos?”, “O que é que esses produtos têm para oferecer que os da ORTHOS não têm?”, “Quais as funcionalidades que estes têm que provavelmente teriam interesse em implementar nos produtos da ORTHOS?” ... Em suma, é necessário ir estudando com algum detalhe os produtos da concorrência para ter uma base de referência constante e para compreender o que pode ser melhorado. Apesar de, parte da informação apresentada de seguida relativamente aos produtos da concorrência não ter sido analisada diretamente e concretamente, esta serviu para enquadramento geral no mercado, uma vez que os produtos escolhidos representam uma alargada pesquisa realizada sobre o mesmo.

O levantamento do mercado aqui efetuado revelou-nos que, em traços gerais, os produtos que a Orthos oferece, no que aos auxiliares da marcha diz respeito, estão alinhados com o que as outras produtoras têm para oferecer. Tanto ao nível das especificações técnicas como preços praticados. Apesar disto, é possível observarmos no mercado produtos com algumas funcionalidades que os produtos da Orthos não fornecem. Assim sendo, foi a estes produtos, que

trazem algo de novo, que foi dada maior relevância na análise do mercado. Através da observação e análise dos produtos apresentados de seguida, é possível perceber que a maior parte destas novas funcionalidades recai sobre a linha de andarilhos, nomeadamente os *rollators*, uma vez que apresentam maior grau de complexidade. Como tal, estas funcionalidades devem ser devidamente analisadas para a integração de novos protótipos tendo em vista produtos reformulados.

Os dados técnicos foram retirados maioritariamente dos *websites* das produtoras. Recorreram-se a tabelas para organizar a informação recolhida uma vez que estas permitem uma navegação e processamento da mesma de uma forma rápida e intuitiva. Ao longo da leitura destas, algumas células estão marcadas com o sinal “-”, este sinal representa uma porção de informação que não foi possível obter fielmente sobre um determinado aspeto do produto em análise. Além disto, nas tabelas também estão registados os preços de alguns produtos. Para obter estes valores, foram analisadas várias ortopedias *online* e, naturalmente, os preços que se encontraram para o mesmo produto não coincidiam para todas as vendedoras. Assim sendo, o número aqui registado corresponde ao valor mínimo que se encontrou disponível.

Ao longo desta dissertação, nomeadamente no capítulo em que se apresenta um produto reformulado, foram ainda feitas mais algumas referências a determinados aspetos mais específicos de produtos do mercado. Optou-se por esta organização uma vez que fazia mais sentido apresentar estes aspetos específicos durante toda a discussão em volta dos mesmos, sendo os produtos do mercado apenas mais um parâmetro em análise. Importa ainda realçar que também se fez um levantamento e análise do mercado para as linhas de bengalas, pirâmides e tripés que não está apresentada no corpo desta dissertação uma vez que foi dada mais relevância às linhas de andarilhos e canadianas por parte dos responsáveis da empresa.

2.1.1 ANDARILHOS

Dentro desta linha de auxiliares podemos encontrar diferentes modelos de andarilhos, tais como os fixos, articulados e *rollators*.

FIXOS

Esta gama de andarilhos não apresenta nenhum sistema de articulação, isto é, sistema de fecho. Na tabela 1 estão registadas as informações mais relevantes quanto aos produtos desta gama fabricados pela ORTHOS e na figura 2 está representado o aspeto visual. Na tabela 2 estão registados os produtos analisados fabricados por outros concorrentes.

Tabela 1 - Especificações técnicas andarilhos fixos

	A1	A2
Altura (cm)	88 a 98	79 a 89
Comprimento (cm)	44	43
Largura (cm)	56	46
Cor	Anodizado Champanhe	
Material	Alumínio	
Peso (kg)	2	
Resistência (kg)	100	
Preço (€)	33,96	35-36
Outras Características	Altura ajustável; Ponteiros não-escorregadias; Compacto (indicado para o uso em espaços reduzidos); A2 modelo para crianças ou adultos até 1,50 m	



Figura 2 – Modelos A1/A2

Tabela 2 - Especificações técnicas de andarilhos fixos de outros produtores

Produtora	Forta	HMS-Vilgo	Sunrise Medical	HMS-Vilgo
Modelo	AF	Omega	Ultra-Estreito	D65 bis
Altura (cm)	81 a 83	81 a 91	75,5 a 84	80 a 90
Comprimento (cm)	46	49,5 a 21,5	45	50
Largura (cm)	60	65	49	65
Peso (kg)	2,6	1,8	1,75	1,8
Preço (€)	Não disponível			
Resistência (kg)	150	130	160	100
Representação gráfica				

ARTICULADOS

Apresenta-se de seguida a informação analisada e tida como mais importante nestes produtos. Todos estes apresentam sistemas que os permitem fechar. Na tabela 3 estão apresentadas as especificações dos produtos da ORTHOS e na figura 3 a representação visual destes. Por sua vez, na tabela 4 estão representadas as informações analisadas relativamente aos produtos da concorrência, tal como a representação de cada um.

Tabela 3 - Especificações técnicas andarilhos articulados

	A3	A4
Altura (cm)	-	82 a 92
Altura da pega inferior (cm)	61 a 71	-
Altura da pega superior (cm)	83 a 93	-
Comprimento (cm)	58	42
Largura (cm)	57	57
Cor	Anodizado Champanhe	Alumínio, Anodizado Champanhe
Material	Alumínio	
Peso (kg)	2	2,8
Resistência (kg)	100	
Preço (€)	41,95-52	35,10-49
Outras Características	Pegas em dois níveis; pode tornar-se fixo ou articulado manualmente; Altura regulável Ponteiros antiderrapantes; Dobrável	Dobrável; Altura ajustável; Ponteiros antiderrapantes; Possui as características de um andarilho fixo e a mais-valia da articulação



Figura 3 - Andarilhos articulados ORTHOS XXI: (A) A3 (B) A4

Tabela 4 - Especificações técnicas andarilhos articulados de outros produtores

Produtora	Forta	HMS-Vilgo	Invacare		Drive Medical
Modelo	APP	TA 3940 Fortissimo	Foria	Asteria	Dobrável
Altura (cm)	82 a 94	82 a 99,5	79 a 92	77 a 95	-
Comprimento (cm)	46	56 a 59	50	45	60
Largura entre punhos (cm)	-	-	46	43	45,7
Largura entre ponteiros (cm)	63	66,5	62	55	52,7
Peso (kg)	2,7	3,4	2,5	2,8	2,7
Resistência (kg)	150	227	120	135	158,7
Preço (€)	Não disponível		47,95	40-45	Não disponível
Representação gráfica					

ROLLATORS

Os *rollators* são um modelo de andarilho mais complexo do que os anteriores, uma vez que na sua maioria são equipados com rodas e sistemas de travagem. Nas tabelas 5 e 6 estão representados os *rollators* que se consideraram mais relevantes de analisar, vendidos pela ORTHOS e outros concorrentes respetivamente. A representação visual dos produtos da ORTHOS está representada na figura 4, enquanto a representação dos outros *rollators* estudados está na tabela 6.

Tabela 5 - Especificações técnicas

	<i>Rollator</i> em Alumínio	Futura
Altura (cm)	81 a 92	79 a 92
Altura do assento ao solo (cm)	50	52
Comprimento (cm)	57	69
Largura (cm)	69	64
Dimensões do acento (cm)	30,5 x 30,5	44 x 20
Material	Alumínio	
Diâmetro das rodas (mm)	200	
Peso (kg)	6,4	5,5
Resistência (kg)	100	136
Preço (€)	120,95-130,65	134,35-151
Outras Características	Altura ajustável; Encartável; Com assento e encosto; Cesto	Altura ajustável; Encartável; Iluminação noturna; Com assento e encosto; Com bolsa; Suporte para bengala/canadiana



Figura 4 – *Rollators* Orthos XXI: (A) *Rollator* em alumínio (B) Futura

Tabela 6 - Especificações técnicas de *rollators* de outros produtores

Produtora	FORTA	Invacare	Kid-Man	Drive Medical	Sunrise Medical
Modelo	Pelikano	Dolomite Step Up	Três Rodas	Motion	Gemino 30 Walker M
Altura (cm)	83,5 a 95,5	87 a 132	83 a 93	87 a 102	84 a 100
Comprimento (cm)	61	81	72	63	65
Largura (cm)	58	70/79/88	72	65,5	61
Largura encartado (cm)	-	-	-	-	35,5
Peso (kg)	7,74	18	-	10,7	10,7
Resistência (kg)	130	150	120	125	130
Outras características	Rodas omnidirecionais; bolsa; <i>Design</i> alternativo	Permite verticalização e realização de transferências dos pacientes	<i>Rollator</i> de apenas três rodas; Bolsa	Através de suportes extra, também pode servir de cadeira de rodas	Apoios ajustáveis para o antebraço; Bolsa
Representação gráfica					

2.1.2 CANADIANAS

Quanto à linha de canadianas, estas dividem-se essencialmente em tradicionais ou de haste integral. Neste estudo de mercado, deu-se primazia ao caso das tradicionais uma vez que estas são as mais utilizadas e que reúnem mais interesse de análise por parte dos responsáveis da empresa.

TRADICIONAL

Estas canadianas são constituídas por um tubo principal dobrado e têm o punho e o aro independentes um do outro, ao contrário do que se verifica nas de haste integral. Na tabela 7 está representada a informação relativa às canadianas atualmente comercializadas pela ORTHOS, e na figura 5 está a representação gráfica das mesmas. Na tabela 8 está registada informação analisada relativa à concorrência.

Tabela 7 - Especificações técnicas canadianas Orthos XXI

Modelo	Aro Fixo - C1		Aro Móvel - C8	
	Punho de Nylon	Punho de Nylon com dupla regulação	Punho de Nylon	Punho de Nylon com dupla regulação
Altura Mínima (cm)	90	90	91	91
Altura Máxima (cm)	115	125	116	126
Altura punho/aro (cm)	22	22 – 32	22	22 – 32
Regulação da altura	Inferior	Inferior e superior	Inferior	Inferior e superior
Material	Alumínio e termoplástico			
Resistência (kg)	100			
Preço (€)	9,95-10,30	12,55-13,30	10,76-11,40	13,21-14



Figura 5 – Canadianas tradicionais Orthos XXI: (A) Canadiana-C7 (B) Junior-C4

Tabela 8 – Especificações técnicas de canadianas de outros produtores

Produtora	FORTA	Millennial Medical	HMS-Vilgo	Ergoactives
Modelo	BCR-N	<i>In-motion</i>	Fortissimo	Ergobaum
Altura Total mínima (cm)	64,5	108-127-137	-	97
Altura Total máxima (cm)	74,5	128-158-168	-	124
Altura mínima do solo ao punho (cm)	-	-	76	-
Altura máxima do solo ao punho (cm)	-	-	106	-
Altura do punho ao aro (cm)	19,5 a 25,5	-	-	-
Ajuste de altura superior	5 Posições	-	2 Posições	-
Ajuste de altura Inferior	9 Posições Possíveis (de 45 a 69 cm)	11-15-15 Ajustes possíveis	Ajuste de 30 cm	-
Peso (kg)	0,53	-	1,3	1,2
Resistência (kg)	100	-	180	160
Outras Características	Fabricado para crianças; Punhos de Neopreno	Três tamanhos disponíveis; Canadiana com punho anatômico; Apoio superior na axila	Fabricada para suportar mais carga; Revestimento <i>epoxy</i>	Permitem dobrar totalmente; Apoio para descanso no joelho; Ângulo do punho ajustável; Apoio no antebraço almofadado
Representação Gráfica				

2.2 QUESTIONÁRIO *ONLINE* SOBRE AUXILIARES DE MARCHA

Inicialmente, a ideia base desta dissertação passava pela realização de uma série de entrevistas presenciais, tanto a profissionais da área da ortopedia, como da área da saúde e a utilizadores dos auxiliares de marcha. Infelizmente, depois de um estudo detalhado em relação à melhor maneira de abordar estas conversas, da realização inclusive de um guião para organizar

e posteriormente trabalhar a informação que se pretendia, o governo de Portugal decretou o estado de emergência devido à pandemia da Covid-19. Desta forma, a ideia que se colocava até então teve de sofrer um reajuste devido às medidas preventivas estabelecidas. Assim sendo, uma vez que grande parte da população estava confinada em casa e a exercer as suas funções em teletrabalho, a solução encontrada passou pela realização de um questionário *online*.

Por conseguinte, recorreu-se à plataforma *Google Forms*, uma vez que esta permite fazer uma série de questões, tanto de resposta aberta como de opção, e é de utilização gratuita. Assim sendo, foram formuladas uma série de perguntas que tinham como objetivo compreender melhor tanto o mercado atual, como as preferências ou necessidades do consumidor. Isto é, havia interesse em compreender melhor o desenvolvimento do mercado nos últimos anos do ponto de vista dos profissionais de ortopedia. Perceber se existem algumas tendências de evolução dos produtos, se houve alteração nas preferências do cliente ou qual a linha de auxiliares com maior volume de vendas.

Posto isto, importava compreender com maior profundidade o que é que os utilizadores querem ver no produto que de momento não os satisfaz. A ideia passava também por tentar compreender o que é que os clientes dão mais valor neste tipo de auxiliares aquando do momento da compra. Além disto, havia também o objetivo de perceber qual a linha de produtos, dentro das quatro que compõe os auxiliares de marcha, que os profissionais de ortopedia, em função da sua experiência e contacto com os clientes, achavam que tinha mais potencial de sofrer melhorias com uma reformulação.

Toda esta informação foi recolhida para posteriormente, em função da mesma, ajudar a decidir qual a melhor direção a tomar para o resto da dissertação. Isto é, em função da análise dos dados recolhidos e daquilo que os responsáveis da ORTHOS XXI decidiram como sendo preferencial para os planos da empresa neste período, o foco da dissertação incidiu sobre o que se perfilou como sendo de maior interesse.

Assim sendo, desenvolveu-se uma serie de questões no *Google Forms* que, posteriormente, foram enviadas para 75 lojas ortopédicas distribuídas por todo o país. Receberam-se 20 respostas. O questionário está dividido em duas partes. As questões da primeira parte incidem essencialmente sobre o mercado e alguns aspetos relacionados com os utilizadores em geral. Por sua vez, na segunda parte do questionário as perguntas são relativas apenas a uma linha de auxiliares de marcha anteriormente definida pela pessoa que está a responder, e são

questões de cariz mais técnico. Apresenta-se de seguida o questionário na íntegra nas figuras 6 e 7.

1ª Parte

1) Caso já tenha alguma experiência no mercado dos auxiliares de marcha, acha possível traçar alguma tendência que se possa ter verificado nos últimos anos? Notou algum aspeto importante em relação à evolução destas linhas de produtos nos últimos anos?

2) O que considera que os clientes dão mais valor no momento da compra?

3) Qual a linha de produtos, de entre todas as linhas de auxiliares de marcha (andarilhos, canadianas, bengalas e pirâmides) que apresenta maior número de vendas? Porque acha que existe esta preferência por esta gama de produtos?

4) Tem conhecimento de alguma necessidade dos clientes que possa não estar a ser preenchida?

5) Acha que existe alguma característica que o cliente atual dê mais valor comparativamente com o cliente do passado (poderá ser um aspeto técnico, funcional, puramente estético, etc.)?

6) Tendo em conta algumas características mais gerais como a funcionalidade, adaptabilidade, versatilidade, portabilidade, grau de ecologia dos materiais e tendo em conta o que foi referido nas questões anteriores, qual é a linha de produtos de entre as linhas de auxiliares de marcha que lhe parece ter mais potencial/interesse de sofrer melhorias com uma reformulação?

Andarilhos

Canadianas

Bengalas

Pirâmides

Figura 6 - Questões relativas à 1ª parte

2ª Parte

Considerando a resposta dada na pergunta anterior, pedimos agora que as suas respostas se foquem apenas na linha de produtos que considerou ter mais potencialidades de melhoria.

i. Quais os atributos/aspetos técnicos que considera serem mais positivos?

ii. Quais os atributos/aspetos técnicos que considera serem mais negativos?

iii. Quais os atributos/aspetos técnicos que considera serem mais importantes?

iv. Que atributos/funções considera que faltam no produto?

v. Quais são as principais queixas dos clientes nesta linha?

Figura 7 - Questões relativas à 2ª parte

No anexo A estão representadas algumas das respostas obtidas com maior frequência. Em suma, em função dos resultados obtidos foi possível retirar uma série de conclusões, tanto em relação ao mercado como a questões que os clientes gostavam de ver melhoradas. Assim

sendo, os profissionais em geral não notaram grande evolução no que aos produtos diz respeito, apesar de se registar algum desenvolvimento na linha de andarilhos. Esta linha de produtos tem apresentado uma tendência geral de melhoria em aspetos como: ocupar menos espaço, serem mais leves e munidos de novas funções. No que às preferências do cliente diz respeito, em geral os profissionais que trabalham com os mesmos, relataram que o preço continua a ser o aspeto fundamental aquando do momento da compra do produto.

Este é um aspeto importante que deve ser analisado com algum cuidado, isto é, uma vez que os utilizadores dão primazia ao fator económico é importante que o produto final não seja algo de muito elaborado. Isto é, devem-se desprezar soluções que estejam associadas um encargo económico elevado. Assim sendo, fica patente a ideia de que o mais importante passa por fazer melhorias específicas em alguns aspetos dos produtos, ao invés de promover alterações de grande dimensão. Desta forma, e até para manter a funcionalidade e manuseamento relativamente simples, o ideal seria promover melhorias pontuais, em função das necessidades recolhidas.

Através da análise das respostas, outra conclusão que se pode retirar, é a de que os clientes, para além de darem prioridade ao preço do produto, dão cada vez mais importância ao aspeto visual, em comparação com alguns anos atrás. Normalmente preferem um visual mais simples, sem grandes adornos, uma vez que este tipo de produtos é apenas utilizado por necessidade, e como tal, algo mais discreto é sempre preferível. Além disto, os clientes dão importância ao conforto que o auxiliar lhes proporciona. Isto é, tentam compreender se o produto apresenta as algumas propriedades ergonómicas mínimas por forma a reduzir ao máximo possíveis dores e lesões durante a marcha. Outros aspetos tidos em consideração são nomeadamente o peso e a estabilidade. Os profissionais reportaram que os utilizadores procuram um produto mais leve possível, por forma a ser fácil de manusear e de transportar, mas também mais seja o mais estável possível para auxiliar com segurança e firmeza a marcha.

Praticamente todas as ortopedias afirmaram que o produto mais vendido, de entre as quatro linhas de auxiliares de marcha, eram as canadianas. Este registo é sustentado por algumas justificações diferentes tais como: o facto de ser o auxiliar que melhor se adequa a um espectro mais alargado de idades e de lesões ou doenças. Isto é, é bastante comum para pessoas de menor idade que tenham algum problema físico temporário, recorrerem a canadianas. Além disto, comparativamente com os andarilhos, que à partida são aqueles que conferem mais estabilidade e auxílio à marcha, as canadianas são mais práticas de utilizar e mais baratas.

Quando foi colocada a questão ao *staff* comercial das ortopedias sobre qual a linha de auxiliares de marcha que achavam que pudesse ter mais potencial ou interesse de sofrer melhorias, 47,4% respondeu andarilhos. De seguida escolheram as canadianas, depois pirâmides e por fim a opção referente às bengalas não foi escolhida por nenhum inquirido. Está representado na figura 8 o gráfico circular relativo às respostas referentes à questão nº6 da primeira parte do questionário.

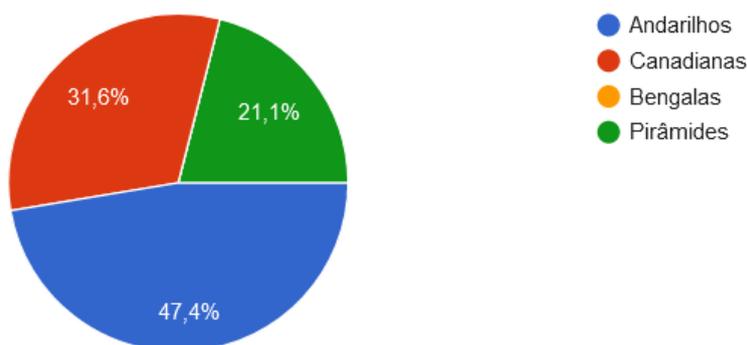


Figura 8 - Resultados obtidos

Um aspeto que também ajuda a justificar as percentagens obtidas, tem que ver com a maior complexidade dos andarilhos que, conseqüentemente, à partida aumenta a probabilidade de haver melhorias disponíveis para serem efetuadas nesta linha. Apesar de as canadianas serem apenas a segunda escolha dos inquiridos, a empresa ORTHOS XXI definiu como objetivo claro uma reformulação desta linha, pelo que esta será a que maior destaque vai ter ao longo desta dissertação. O facto de a maior parte dos profissionais indicar a linha de canadianas como os produtos mais vendidos naturalmente também tem impacto nesta decisão. Além deste foco sobre as canadianas, também se deu especial atenção à linha de andarilhos, uma vez que a empresa também demonstrou interesse em reunir mais informação sobre a mesma e por ter sido aquela mais votada pelos profissionais. Assim sendo, estas são as duas gamas de produtos que foram sujeitas a um estudo mais pormenorizado nesta dissertação. Como tal, afigura-se como importante perceber com mais detalhe o que os inquiridos acham, normalmente com base em *feedback* dos clientes também, em termos técnicos e mais pormenorizados do que está mal e o que tem maior importância nas duas linhas em estudo.

No que à linha de canadianas diz respeito, grande parte das críticas foram no sentido de exaltar a falta de conforto sentida pelos utilizadores. A maioria dos clientes apresenta queixas em relação à falta de ergonomia ao nível do punho, uma vez que foram diversos os inquiridos que revelaram que se recebem constantemente utilizadores com dores e lesões nas mãos. Outros

aspectos que foram classificados como negativos são o aspecto visual e o ruído que várias canadianas causam. Em suma, a maior parte das reclamações dos clientes incide sobre o desconforto que o punho do auxiliar lhes causa.

Em relação à linha de andarilhos, os inquiridos revelaram que os clientes, normalmente, optam por estes quando as canadianas já não são uma opção e necessitam de um maior auxílio e estabilidade durante a locomoção. Vários clientes revelam satisfação em relação ao reduzido espaço que os andarilhos ocupam quando estão fechados, o que favorece bastante a portabilidade e o arrumo. Posto isto, por outro lado, foram vários os aspectos negativos apontados no questionário. O peso e o preço elevados são queixas recorrentes dos clientes em relação aos andarilhos. Além disto, também o volume que estes ocupam quando abertos e, portanto, durante utilização, é alvo de críticas. Isto é, algumas respostas ao inquérito foram no sentido de que é comum que os utilizadores, devido à largura do auxiliar, tenham dificuldades em passar em certos locais mais estreitos, nomeadamente no interior de edifícios. Também com origem no problema da largura, são reportadas frequentemente quedas de utilizadores, uma vez que o manuseamento de um produto excessivamente largo pode ter o efeito de complicar a locomoção. Houve espaço ainda para queixas em relação aos punhos, que se relevam demasiado duros e pouco ergonómicos e aos sistemas de travagem dos *rollators*, que os inquiridos indicam que por vezes não conferem a segurança desejável.

Tabela 9 - Tabela resumo com as principais respostas dos profissionais para a linha de andarilhos e canadianas

Auxiliares Aspectos	Andarilhos	Canadianas
Positivos	<ul style="list-style-type: none"> • Estáveis • Ajustáveis • Fácil de locomoção • Fácil de arrumar e transportar 	<ul style="list-style-type: none"> • Leves • Ajustáveis • Versáteis
Negativos	<ul style="list-style-type: none"> • Muito largos • Preço elevado • Muito espaçosos 	<ul style="list-style-type: none"> • Díficeis de manusear • Punho desconfortável • Pesados

Em suma, foi possível retirar algumas conclusões em relação ao mercado dos auxiliares de marcha em geral e mais concretamente em relação aos produtos que compõe as linhas de

andarilhos e canadianas. Como foi referido anteriormente, uma vez que as respostas foram dadas por profissionais da área da ortopedia, que estão em constante contacto com os clientes, toda a informação recolhida deve servir de barómetro das necessidades, queixas e preferências dos utilizadores.

2.3 ESTUDO DE PATENTES

Foram recolhidas diversas patentes de múltiplas bases de dados, nomeadamente fornecidas pela *TechMinho*, *SpaceNet*, *Google Patents*, *Free Patents Online*. Realizou-se um levantamento extensivo de várias dezenas de patentes. Assim sendo, de entre estas, foram escolhidas aquelas que se consideraram ser mais interessantes e representativas das ideias que atravessam transversalmente a generalidade das patentes registadas para estes auxiliares de marcha. Apesar de o estudo ter analisado as quatro linhas de auxiliares de marcha, neste capítulo apenas se apresentam as patentes relativas às canadianas e andarilhos, uma vez que estas eram as que apresentavam maior interesse para a empresa e, conseqüentemente, para a dissertação.

Este estudo teve com objetivo compreender que tipo de inovação poderá estar iminente para os auxiliares de marcha. Além disto, perceber de que forma algumas destas ideias podem ser a base de melhoria de certos produtos e analisar minimamente de que modo estas ideias estão relacionadas com o mercado atual e possível direção de desenvolvimento do mesmo.

Após uma análise profunda de várias patentes relacionadas com estas linhas de auxiliares de marcha, primeiramente foi possível compreender que, de entre as quatro linhas em análise, os andarilhos e as canadianas são os auxiliares que apresentam um número mais elevado de patentes registadas. E entre estas duas, existe um número mais elevado de patentes relacionadas com os andarilhos como podemos comprovar pela figura 9. Desta forma, as pirâmides e as bengalas parecem ocupar uma posição de uma certa estagnação no que à inovação diz respeito, uma vez que as patentes encontradas para estas linhas de produtos foram escassas e com ideias relativamente simples, sem alterações significativas na estrutura habitualmente reconhecida como padrão. Na tabela 10 está representado o número aproximado de patentes analisadas para cada auxiliar.



Figura 9 - Comparação do número de resultados para canadianas e andarilhos, em três bases de dados recorridas

Tabela 10 - N° de patentes analisadas por cada linha de auxiliares de marcha

	Canadianas	Andarilhos	Bengalas	Pirâmides	Total
N° de patentes analisadas	50	60	15	10	135

Importa salientar que, apesar de apenas se apresentarem nesta dissertação alguns exemplos de patentes, durante o estudo foram analisadas várias dezenas e como tal as conclusões retiradas tem por base conhecimento de todas estas também. Além disto, também importa referir que, algumas patentes examinadas tinham subjacentes alterações mais complexas, incluindo recorrentemente componentes eletrónicas ou informáticas. Contudo, interessa destacar que o objetivo da empresa passava por encontrar ideias e melhorias que pudessem ser adaptadas em produtos da ORTHOS sem que houvesse mudanças demasiado profundas, para que estes sejam simples de utilizar no dia-a-dia e sem grandes encargos financeiros.

Recorreu-se a tabelas para organizar e apresentar a maior parte das patentes aqui expostas. Nestas tabelas, além do número das patentes e das datas de registo das mesmas, estão representadas imagens sobre a inovação exposta acompanhadas por uma componente textual explicativa.

2.3.1 CANADIANAS

Decidiu-se dividir a canadiana em três partes diferentes (suporte superior, intermédio e inferior) e apresentar exemplos de patentes, que se consideraram resumir bem as inovações propostas a esta linha. Além disto, também se pesquisou e analisou patentes que apresentam alterações mais profundas no esqueleto estrutural geral da canadiana.

O apoio que suporta o antebraço na canadiana é um dos aspetos que mais patentes reúne, com o objetivo de aumentar o conforto e da segurança durante a marcha e diminuir o risco de dano/lesões causadas no antebraço, nomeadamente no osso ulnar. Outro aspeto amplamente patenteado, que se obtém através diferentes sistemas estruturais de uma canadiana, tem que ver com o amortecimento das forças e velocidade por parte da canadiana. Além disto, as ponteiras também são alvo, embora em menor número, de algumas ideias de inovação. Recorrentemente são apresentados *designs* que tentam ajustar estas para diferentes pisos ou conferir um maior grau de dinamismo horizontal ao apoio destas com o solo para que haja uma maior flexibilidade e liberdade na marcha. O conceito das canadianas com apoios verticais, que suportam a carga

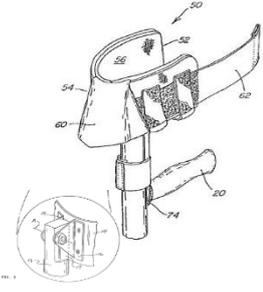
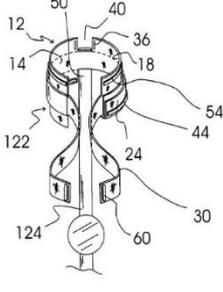
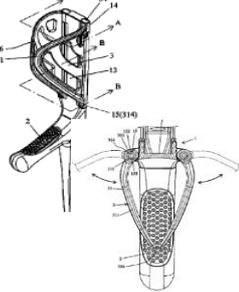
através de um apoio no antebraço, também têm várias patentes associadas. Para este tipo de canadiana, recorrentemente, as patentes incidem sobre o mecanismo de angulação do suporte e da forma como se fixa o antebraço no apoio.

Além disto, nota ainda para a existência de várias patentes que registam detalhes que podem ser incorporados em canadianas, tais como: luzes, alarme, suporte para copo... Porém neste estudo não foi dado tanto relevo, uma vez que são pouco impactantes no que à marcha dizem respeito. Apesar de a maior parte das patentes apresentadas de seguida serem relativamente recentes, foram analisados também documentos mais antigos. Assim sendo, embora se tenha verificado a existência de algumas patentes que propõe uma reformulação estrutural quase total da canadiana já com vários anos, também foi possível constatar que existe um maior número de propostas no ativo com estas diretrizes e que podem vir a ser integradas no mercado num futuro próximo.

SUPORTE ANTEBRAÇO

Na tabela 11 estão apresentados alguns exemplos de patentes relativas ao suporte para o antebraço.

Tabela 11 - Patentes para o suporte do antebraço

Nº US 7.490,618 B2 (2009)	6,085,765 (2000)	US 10,350,132 B1 (2019)
		
<p>Acolchoamento ao longo de toda a abertura, diminuindo o desconforto e perigo que advém do contacto direto da pele com o mecanismo que suporta e regula o aro. Também pode ser equipado com uma alça para manter o braço no sitio durante a marcha [3].</p>	<p>Outro sistema de acolchoamento, com umas saliências retangulares para dar mais estabilidade e segurança ao braço, na zona do antebraço até ao punho [4].</p>	<p>Esta patente apresenta outro <i>design</i> possível para o segurar o antebraço do utilizador, uma vez que tem uma dobradiça de ambos os lados que permite ajustar as abas ao antebraço [5].</p>

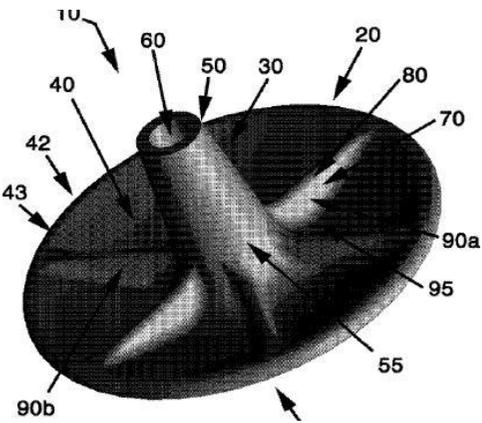
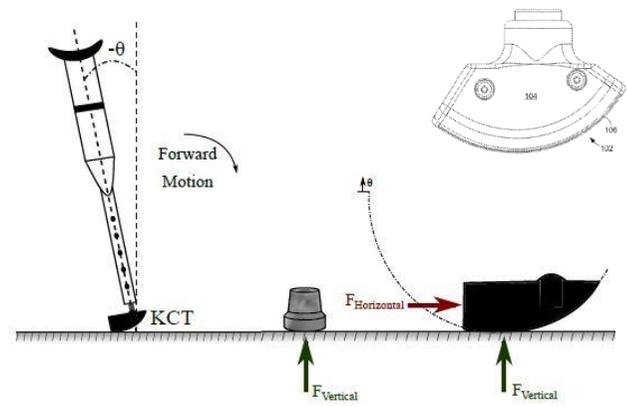
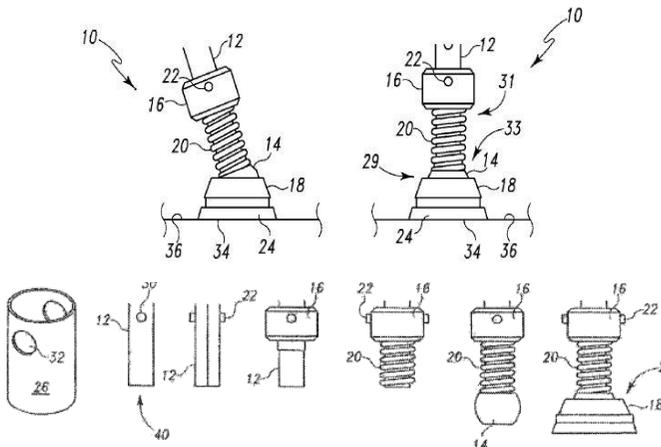
SUPORTE INTERMÉDIO E INFERIOR

Relativamente à zona intermédia e inferior da canadiana, estão apresentadas nas tabelas 12 e 13 as patentes analisadas.

Tabela 12 - Patentes relativas ao suporte intermédio

Nº US 7,347.215 B1 (2008)	US 10,537,489 B1 (2020)	US 9,254,237 B2 (2016)
<p>Canadiana com sistemas de absorção de choque de molas helicoidais no fim do apoio para o antebraço, no punho e na ponteira. Além disto, é possível ajustar o ângulo do punho para seis posições pré-definidas, apenas através do ajuste de um parafuso [6].</p>	<p>Articulação no punho para que seja possível um ajuste contínuo, tanto do punho, como do apoio para o antebraço. Parte superior roda sob a parte inferior fixa, pelo que é possível alterar o ângulo que o punho faz com o tubo principal e, conseqüentemente, a inclinação do apoio do antebraço. Também pode ser útil para suporte horizontal quando o utilizador se quer levantar de uma posição sentada [7].</p>	<p>Sistema de amortecimento intermédio, que pode ser integrado em diversos auxiliares de marcha. Tem ajuste para a absorção de choque. Funciona através de um pistão cilíndrico preso, anexado a outro pistão com uma mola que se move axialmente dentro daquele [8].</p>

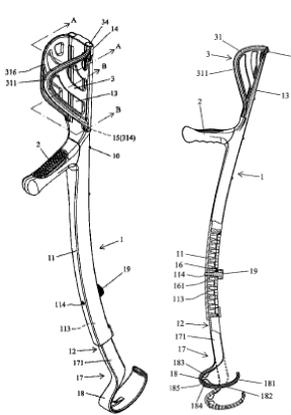
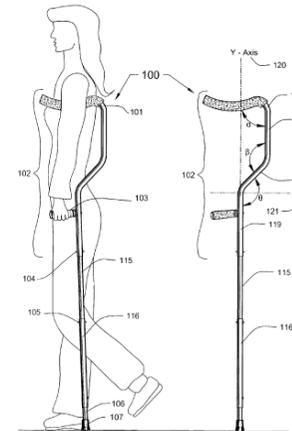
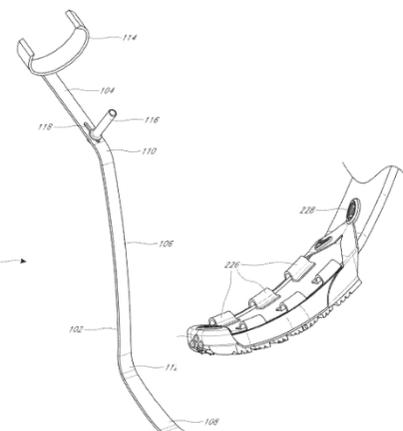
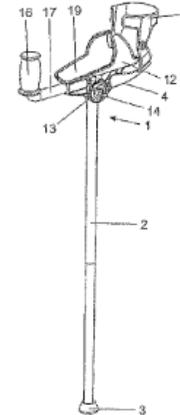
Tabela 13 - Patentes referentes ao suporte inferior

N° US 9,078,496 B2 (2015)	US 9,763,848 B1 (2017)	US 9,326,572 B2 (2016)
		
<p>Ponteira removível. As saliências, quando aplicada força na canadiana, fletem um pouco para baixo, ajustando-se de melhor forma ao solo. Como tal, permite maior estabilidade em várias direções e em diferentes solos [9].</p>	<p>Ponteira com um formato que assiste ou resiste a dinâmica da marcha consoante a inclinação do piso, uma vez que redireciona as forças de contacto com o solo. Uma vez que o raio da ponteira não é constante, caso se esteja a subir num terreno inclinado ou andar num terreno plano, como a ponteira roda no sentido de menor raio, o balanceamento do utilizador é assistido por uma força horizontal. Numa descida, pode-se ajustar a ponteira de forma a que o raio vá aumentando enquanto rola no solo e, como tal, forma-se uma força resistiva que confere maior segurança à marcha [10].</p>	<p>Sistema de <i>assembly</i> que pode ser adaptado à maior parte das canadianas, e que, através da mola, ajuda no movimento dinâmico da marcha e no amortecimento das forças. Na figura é possível ver que a articulação semicilíndrica, na parte superior associa-se ao tubo principal da canadiana e sustenta a mola. Na parte inferior, esta articulação entra dentro da ponteira e move-se livremente de modo a conferir o dinamismo [11].</p>

ALTERAÇÕES ESTRUTURAIAS

Na tabela 14 estão presentes algumas das patentes que incidem sobre alterações essencialmente estruturais do esqueleto da canadiana.

Tabela 14 - Patentes referentes a alterações estruturais

N° US 10,350,132 B1 (2019)	US 7,104,271 B2 (2006)	US 10,064,781 B2 (2018)	US 8,474,470 B2 (2013)
			
<p>Canadiana com uma estrutura diferente do normal, tubo angulado e com ponteira elástica que se deforma durante a marcha para amortecer o contacto [5].</p>	<p>Canadiana encartável equipada com punho de ângulo ajustável e com uma estrutura que confere um apoio axilar acolchoado [12].</p>	<p><i>Design</i> com objetivo de propulsionar o utilizador para a frente durante a marcha, facilitando a tarefa. Desta forma, é suposto que haja uma conservação da energia no corpo da canadiana durante a flexão, e que depois esta seja usada em benefício do auxiliando [13].</p>	<p>Existem várias patentes relacionadas com este tipo de canadiana. Neste caso, o apoio do antebraço tem um mecanismo com uma roda dentada que permite que o ângulo que faz com o tubo principal seja ajustado. O ângulo que o punho faz o apoio também pode ser ajustado [14].</p>

2.3.2 ANDARILHOS

Nesta esta linha de produtos a maior parte das patentes incidem em específico sobre os *rollators*. Este aspeto é relativamente natural, uma vez que estes são os andarilhos mais complexos e, como tal, com mais potencial de melhoria. Ao longo do estudo de várias dezenas de patentes constatou-se que existem alguns aspetos de maior importância para os engenheiros e *designers* que projetam as suas ideias através do registo de patentes. Como tal, foi dada prioridade e preferência aos mesmos nesta análise.

Primeiramente, é bastante claro que um dos aspetos aos quais é dada mais importância são os apoios que os *rollators* conferem aos utilizadores. De seguida, na tabela 15, são apresentadas ideias em que se projetam apoios verticais para o antebraço, de forma que a postura do utilizador seja melhor e permita uma marcha mais natural. Verificou-se que uma percentagem significativa de patentes analisadas recaí sobre este aspeto e, como tal, é plausível afirmar que este é alvo de especial interesse. Outro dado relevante tem haver com o facto de muitas destas patentes serem registadas num prazo de tempo inferior a cinco anos, pelo que é previsível que o mercado destes auxiliares possa evoluir no sentido melhorar este aspeto.

Além da reformulação dos apoios, existem também várias outras ideias documentadas para reformulação de certa forma mais estrutural daquilo que são os andarilhos atuais. Na tabela 16 estão apenas representadas algumas das ideias que se consideraram mais interessantes.

Tabela 15 - Diferentes patentes relativas aos apoios

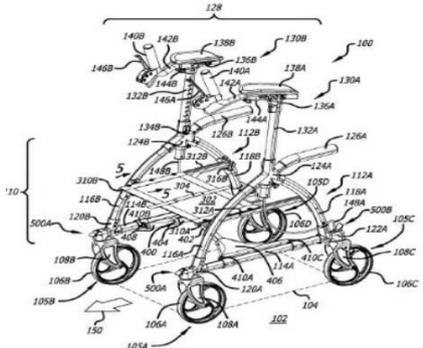
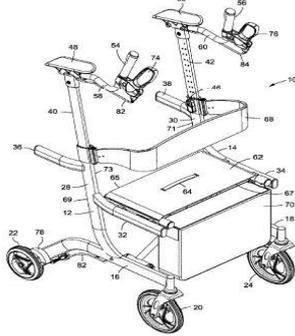
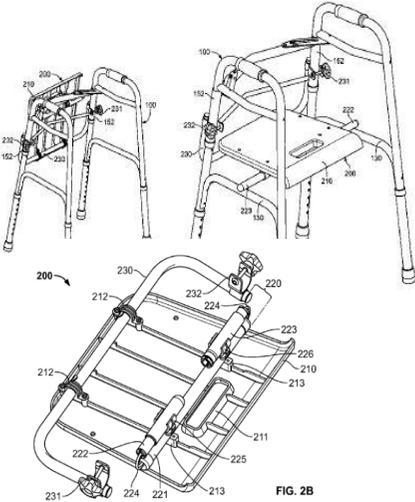
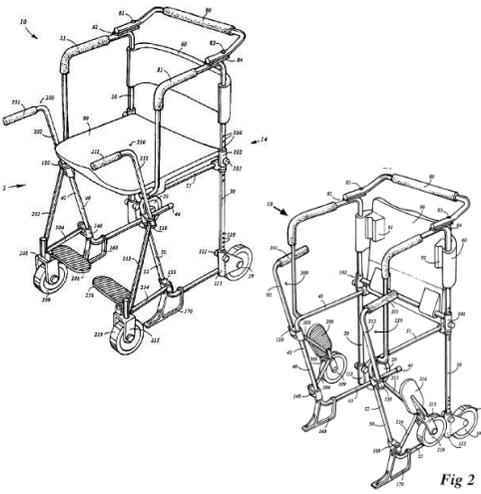
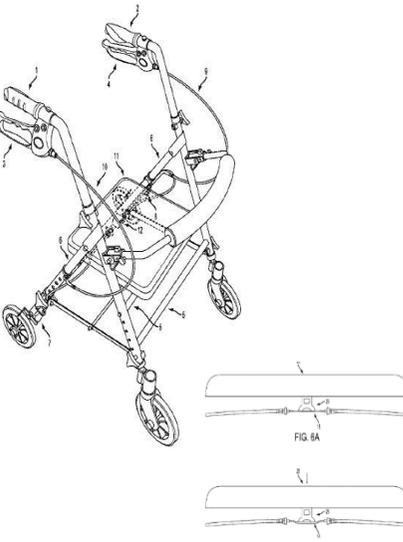
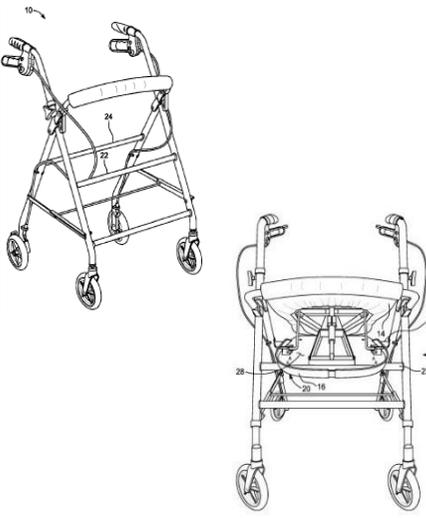
Nº US 10,434,031 B2 (2019)	US 2020/0315901 A1 (2020)
	
<p>Andarilho com apoios verticais ajustáveis, tal como o acento que permite o ajuste horizontal para conferir mais liberdade aos membros inferiores durante a marcha. Rodas podem ser presas em várias direções. Encartável por cruzeta [15].</p>	<p>Outro andarilho com apoio vertical ajustável para o antebraço. Duas estruturas laterais associadas por um mecanismo em forma de X, para que seja encartável por cruzeta.</p>

Tabela 16 - Outras Patentes

N° US 9,707,140 B2 (2017)	CA 2 406 916 (2005)	US 8,840,124 B2 (2014)	US 9,907,723 B2 (2018)
 <p>FIG. 2B</p>	 <p>Fig 2</p>	 <p>FIG 6A</p>	
<p>Assento para andariilho articulado. Pode ser fixado em duas posições diferentes e roda sobre um eixo. A parte anterior do assento tem um segmento que retrai e expande consoante se quer prender na posição útil para o descanso ou não [16].</p>	<p>Modelo de um andariilho que pode ser convertível em cadeira de rodas. É possível levantar o banco para ter mais espaço para a marcha, case se pretenda usar como andariilho. É ainda possível girar os apoios com as duas rodas e pedais para dentro, e utilizar como andariilho de duas rodas [17].</p>	<p>Andariilho com sistema de travagem que se prende quando o utilizador se senta no assento e que se solta quando este se levanta. O cabo que vem desde os punhos do <i>rollator</i>, passa por baixo do assento, e quando o utilizar se senta comprime o mesmo e trava as rodas [18].</p>	<p>Patente relativa a um suporte equipado com assento que levanta, e que pode ser colocado e articulado na maior parte das estruturas dos andariilhos. Recorre a diferentes mecanismos de articulação mecânicos e a uma mola hidráulica como sistema de levantamento [19].</p>

Como foi referido anteriormente, também foi possível identificar outros aspetos, além dos apoios, aos quais é dada especial relevância. A patente US 9,907,723 B2, apresentada na tabela anterior, é um exemplo, entre várias, que propõe alterações ao nível do posicionamento do assento dos *rollators*, por forma a melhorar o conforto e funcionamento. Também a patente US 10,772,778 B2, aprovada a setembro de 2020 e representada na figura 10, propõe um mecanismo que permite o arrumo do assento com o objetivo de aumentar o espaço disponível para o utilizador durante a marcha [20].

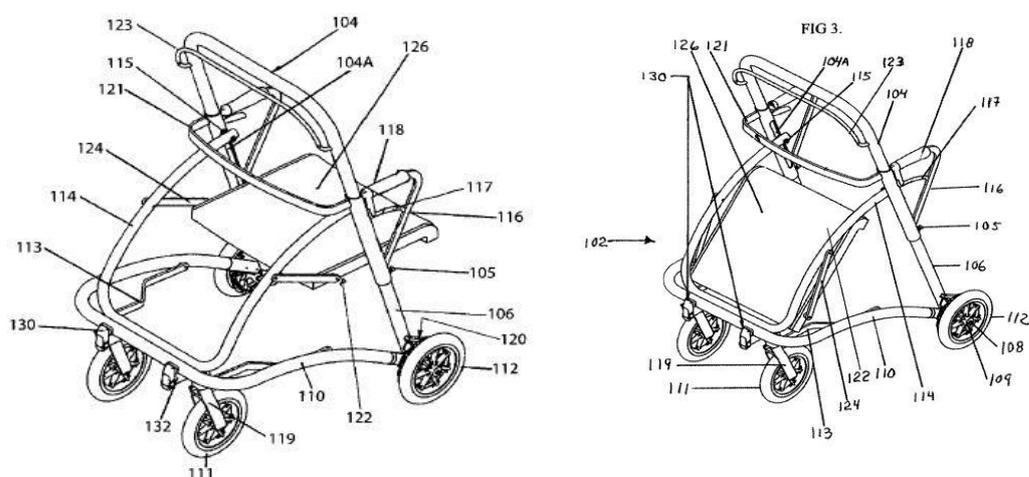


Figura 10 - Representação gráfica da patente US 10,772,778 B2

A portabilidade também se afigura como sendo um aspeto de elevada importância, tal como se pode confirmar pela resposta aos questionários, e a preocupação com este aspeto apresenta uma transversalidade à maioria das patentes registadas na linha de andarilhos. Isto é, mesmo que o objetivo principal da patente não esteja propriamente relacionado com mecanismo de portabilidade, existe a preocupação sistemática de fazer com o auxiliar seja encartável de forma a ocupar o menor espaço possível. A encartabilidade por cruzeta é a mais recorrente em patentes registadas nos últimos anos, uma vez que parece ser a mais simples para os utilizadores.

A patente No.: US 9,877,889 B2 registada em janeiro de 2018 e apresentada na figura 11, é um exemplo de uma patente com várias reivindicações, e que apresenta um mecanismo de fecho por cruzeta. Outro aspeto presente nesta patente, e que aparece em grande percentagem de patentes dos últimos anos é o sistema de travagem por freio, através de cabos que ligam os punhos às rodas. Neste caso específico, também importa realçar a presença de um amortecedor na estrutura do andarilho, uma vez que esta é relativamente rara no mercado atual [21].

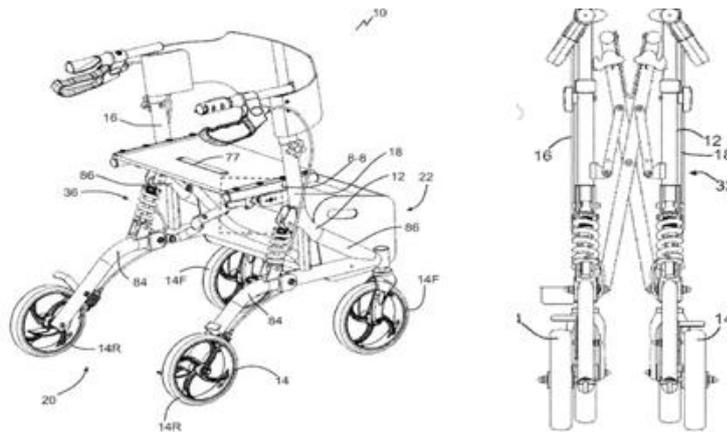


Figura 11 - Representação gráfica da patente US 9,877,889 B2

Além do exposto anteriormente, ao longo da pesquisa de patentes, também se verificou a existência de vários documentos que propunham apenas a alteração de pequenos detalhes, tais como: a articulação de uma pequena superfície para ser utilizada como mesa, suportes para copos...que não se consideraram suficientemente relevantes. Também é possível afirmar que existe um número considerável de patentes que apresentam *designs* estruturais de produtos diferentes do que existe atualmente, porém com o mesmo tipo de funcionalidades, e como tal, fundamentalmente com o mesmo grau de utilidade.

Assim sendo, em suma, as patentes aqui apresentadas representam de uma forma cabal a documentação que existe aos dias de hoje sobre andarilhos. Em comparação com o mercado hodierno, é possível observar que algumas das ideias patenteadas apresentadas já aparecem em produtos da atualidade. No entanto, é plausível que se preveja um desenvolvimento nos próximos anos, principalmente ao nível dos *rollators*, nomeadamente com uma reformulação dos apoios destes em destaque.

3. ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA COM RECURSO A AUXILIARES

Neste capítulo foi realizada uma análise teórica relativamente à marcha auxiliada por canadianas com o objetivo de compreender melhor quais os parâmetros que a definem.

3.1 O QUE É?

Hodiernamente, milhões de pessoas recorrem a canadianas como auxiliares de marcha preferenciais. Uma das principais razões para tal consiste no facto de que o auxílio prestado pelas canadianas encoraja a que os pacientes tenham uma postura mais vertical, de forma que a marcha se assemelhe o máximo possível daquela assumida como normal. Além disto, a marcha com canadianas, quando comparada com outros auxiliares, permite que o paciente se mantenha ativo e mais independente, o que pode ser altamente benéfico para a sua saúde a longo prazo [22].

Embora as canadianas sejam benéficas para aqueles que as usam, diversos estudos ao longo dos anos demonstraram que são vários os aspetos que podem ser considerados negativos da marcha com auxiliares comparativamente à marcha natural. Tais como, a marcha assistida apresenta uma velocidade significativamente menor, aumenta a frequência cardíaca, e consome mais energia (mensurada pelo consumo de oxigénio) do paciente. Além disto, também se verificam alterações ao nível das articulações e postura, essencialmente nos membros superiores. Pode-se observar na figura 12 algumas destas principais diferenças bem delineadas entre a marcha auxiliada por canadianas e a normal durante um ciclo do movimento [23]–[25]

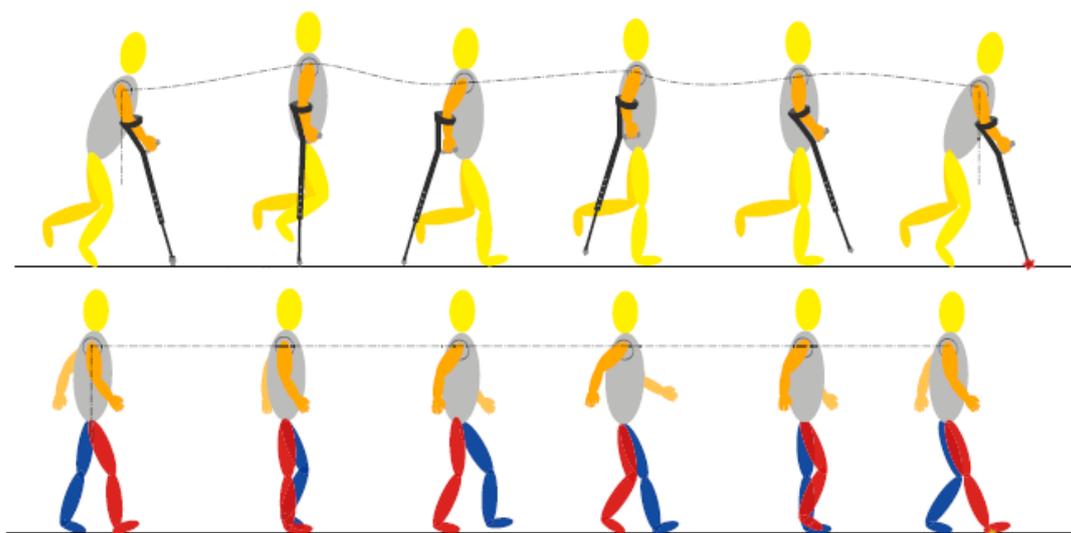


Figura 12 - Comparação entre a marcha normal e a auxiliada por canadianas durante um ciclo da locomoção (Adaptado de [29])

Embora existam vários tipos de padrões de marcha que os pacientes podem adotar, as diferenças visíveis na figura são transversais a todos estes. Assim sendo, podemos observar que enquanto os membros superiores estão desfasados 180° com os membros inferiores na marcha normal, na marcha com canadianas estes movimentam-se em consonância. Outro aspeto a ter em conta prende-se com a flutuação vertical que se verifica nos ombros durante a marcha

auxiliada, comparativamente com a quase nula variação destes membros na locomoção normal. Em relação à postura geral do corpo, por norma as pessoas que recorrem a canadianas apresentam um maior grau de flexão do tronco durante determinados momentos do movimento. Estas flexões do tronco em conjunto com as oscilações das articulações dos membros superiores alteram significativamente os ângulos em que estas variam durante esta marcha comparativamente à normal [25, 26].

Por outro lado, em função do padrão de marcha assumida pelo paciente, as forças de reação do solo exercidas nos membros inferiores e a pressão sentida nas plantas dos pés, ambos parâmetros comumente avaliados para definir a eficácia da marcha, podem diminuir comparativamente à locomoção natural. E, desta forma, um dos objetivos essenciais das canadianas, o de retirar o máximo de carga possível que os membros inferiores devem suportar durante a marcha e transferir esta para os membros superiores, previsivelmente mais capacitados, é alcançado [27].

Em suma, existem prós e contras associados ao uso de canadianas em pacientes. Mas convém ter em conta que: existem vários padrões de marcha disponíveis (abordados de seguida) e cada lesão, doença ou falta de capacidade para executar uma marcha normal apresentam diversas especificidades que devem ser tidas em conta por um profissional aquando da prescrição do auxiliar de marcha [26].

3.2 UTILIZADORES E PROBLEMÁTICA MÉDICA

São várias as doenças, lesões e condições médicas que levam a que um paciente seja incapaz de praticar a marcha de forma natural e que, portanto, tenha de recorrer a auxiliares de marcha, mais concretamente às canadianas. Este é um aspeto importante uma vez que de certa forma influencia o *design* geral deste auxiliar. Isto é, alterações que possam beneficiar uma lesão ou doença em específico, podem não favorecer outra. Esta poderá ser também uma justificação para o facto de as canadianas não serem alvo de alterações de maior dimensão durante as últimas décadas.

Apesar de haver diferentes padrões de marcha conhecidos, pacientes com diferentes paralisias, esclerose múltipla, lesões no cérebro ou até perturbações ao nível da espinal medula vão apresentar necessariamente uma marcha com uma mecânica e dinâmica significativamente diferentes, tanto entre eles, como para pessoas com lesões mais ligeiras. Normalmente pacientes com problemas mais profundos tendem a apresentar uma menor flexibilidade, maior

descoordenação motora e menor disponibilidade de movimentação em algumas articulações. Como tal, por norma têm marchas mais irregulares e imprevisíveis e por isso, em termos académicos normalmente os estudos relativos à marcha começam por estudar a mesma em sujeitos saudáveis e apenas depois se vão especificado para determinadas lesões [28].

3.3 INTRODUÇÃO E OBJETIVO

Uma vez que se fabricou um protótipo de uma canadiana reformulada, surgiu a ideia de que seria pertinente e extremamente interessante executar testes de marcha comparativos com o auxílio da canadiana atual da ORTHOS e com o protótipo reformulado apresentado no próximo capítulo da dissertação. O objetivo passa por compreender e estudar de forma mais pormenorizada qual o impacto que as alterações implementadas no novo protótipo têm na marcha do utilizador.

Além disto, o objetivo passa também por compreender e monitorizar com mais detalhe a marcha e locomoção do corpo humano com canadianas, de forma que se consiga recolher resultados fidedignos e que se consiga discutir os mesmos de uma forma crítica e cientificamente sustentada. Desta forma, primeiramente é fundamental perceber quais os parâmetros que se devem registar e estudar para conseguir analisar de forma correta e confiável toda a dinâmica da marcha. Com o objetivo de, posteriormente, comparar os diferentes testes de marcha por forma a retirar conclusões proveitosas. Assim sendo, com base numa análise literária extensa, neste capítulo são apresentados todos os critérios que se consideram capitais para o estudo da marcha com canadianas em geral.

Posto isto, para que se conseguisse registar todos os parâmetros que se consideram pertinentes para o estudo, recorreu-se a uma instrumentação cuidada das canadianas em questão. Esta instrumentação será alvo de maior detalhe no capítulo seguinte. Além disto, também se contou com o apoio da empresa *Xsens* através da professora Ana Colim, que gentilmente nos cedeu e ajudou com o equipamento necessário para um estudo mais aprofundado das variações no corpo humano durante a marcha.

Estes testes são fundamentais para ter uma compreensão mais aprofundada da marcha dos utilizadores com canadianas. Desta forma, este conhecimento é crucial não só na melhoria, reformulação e otimização dos componentes que auxiliam a marcha, mas também do ponto de vista do acompanhamento médico do estado de saúde e de reabilitação do paciente. Assim sendo, este conjunto de informação pode desempenhar um papel capital em detetar melhorias, alterações ou problemas na marcha e a avaliar o risco de queda do doente.

3.4 DIFERENTES PADRÕES DE MARCHA COM CANADIANAS

As canadianas são os auxiliares de marcha mais recorridos, em parte porque podem ser utilizadas para diversas lesões, mas também porque, embora permitam um auxílio da marcha significativo, fazem-no de uma forma a manter o caminhar relativamente semelhante ao normal. Desta forma, é preservada uma postura vertical e ainda se confere algum grau de independência ao utilizador, que são altamente benéficas para a saúde a longo prazo [29].

Por outro lado, embora seja mantido este grau de semelhança, segundo a literatura, a marcha com canadianas apresenta várias diferenças para a marcha padrão. De uma forma geral existe uma diminuição da velocidade, aumento da energia gasta e batimento cardíaco, alteração no movimento das articulações, na postura, nas forças que se fazem sentir nos membros superiores e inferiores, entre outros... Porém, a maior diferença entre ambas as marchas está na alteração do padrão geral das mesmas. Isto é, a presença de canadianas exige uma significativa reformulação na coordenação entre os membros inferiores e apoios do auxiliar durante o caminhar [26, 30].

Assim sendo, existem diferentes formas de caminhar com canadianas e estas dependem normalmente da lesão/deficiência e conseqüente grau de debilidade do paciente. O padrão geral, ou estrutura básica da marcha varia, essencialmente, na diferença temporal que existe entre o contacto entre o solo e o apoio do pé do utilizador comparativamente com o do apoio do auxiliar de marcha, e no número de pontos de contacto com o solo no mesmo momento durante um ciclo. Desta forma, em função deste número de contactos num dado instante, podemos observar três tipos de marcha diferentes, desde dois pontos de contacto até quatro. Na figura 13 estão representados os padrões gerais destes três diferentes tipos de caminhar, tal como a estrutura básica da marcha saudável normal sem auxiliar para efeitos de comparação [29, 31, 32].



Figura 13 - Diferentes padrões de marcha em função do número de contactos (Adaptado de [29])

Além destes padrões, também é possível ainda que os utilizadores recorram a mais dois tipos de marcha. Em ambos os casos as canadianas são movimentadas em simultâneo para a frente do corpo do paciente. Posto isto, o utilizador pode balancear o seu corpo para uma zona que ultrapasse uma linha imaginária perpendicular à direção da marcha definida entre ambos os apoios da canadiana, ou pode balancear apenas até esta linha, como está representado na figura 14. Normalmente, os utilizadores que apresentam maior debilidade balanceiam o corpo apenas até à linha definida pelas canadianas. O balanceamento do corpo para além da linha é o tipo de marcha mais rápida, mas que também requiere mais esforço dos membros superiores [26, 31, 33].

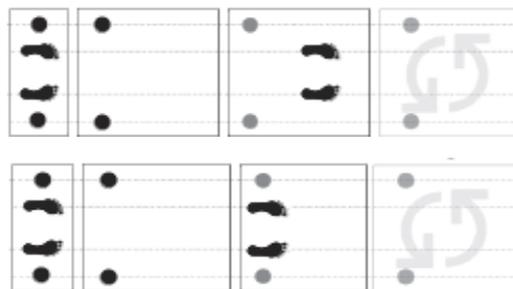


Figura 14 – Balanceamento a) para além dos apoios das canadianas b) até à linha de apoio (Adaptado de [29])

Recorrentemente, para o caso de lesão em apenas um membro inferior, em função da força disponível e do grau de fragilidade do membro debilitado, os pacientes podem assumir um caminhar que coloque apenas parte, ou até nenhum, do peso do corpo sobre este membro. No caso de se recorrer a ambos os apoios, muitas vezes os utilizadores são aconselhados e treinados a tentar controlar a percentagem de força que exercem sobre o membro lesionado, distribuindo a maior parte do peso pelo outro apoio e pelo auxílio das canadianas. É muito comum, nomeadamente em fisioterapia, que se recorra a ambos os membros inferiores no balanceamento com diferentes quantidades de carga/peso impingidas a cada membro. Na figura 15 está representada esta diferença na marcha [29, 34].

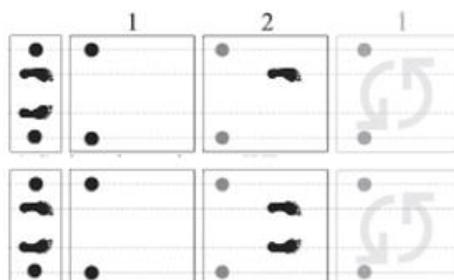


Figura 15 - Marcha com o peso do corpo em a) apenas um membro b) dividido por dois membros (Adaptado de [29])

Como referido anteriormente, naturalmente todos estes padrões de marcha apresentam diferentes parâmetros temporais, biomecânicos e requerem dispareos esforços por parte do utilizador. Segundo a literatura, o tipo de marcha mais comumente realizada é recorrendo ao deslocamento dos dois apoios da canadiana em simultâneo seguido de apenas um membro do utilizador balanceado para além da linha definida pelos apoios do auxiliar. Assim sendo, este será o padrão de marcha utilizada durante a realização dos testes experimentais [31, 32].

3.5 PARÂMETROS PARA ANALISAR A MARCHA

Uma vez que um dos objetivos deste capítulo é o estudo da marcha com canadianas, impõe-se que se compreenda de forma clara primeiramente quais são os vários parâmetros que se de devem ter em conta para analisar a mesma. Como já foi referido anteriormente, o padrão do caminhar é um dos critérios que caracterizam a marcha, mas existem vários outros que merecem a nossa atenção [29, 35].

O estudo da marcha requer a compreensão tanto do movimento humano de locomoção e do impacto biológico que esta tem no corpo humano, como da forma física e dinâmica com que o utilizador interage com o auxiliar. Como tal, a análise da marcha deve ter por base o estudo de dois grupos bem definidos de variáveis distintas, apresentados na tabela 17 [29, 32, 35].

Tabela 17 - Grupos de variáveis para estudo de marcha

Comportamento do corpo humano (Respostas físicas e fisiológicas)	Aspetos dinâmicos da locomoção (Medidas cinéticas e cinemáticas)
<ul style="list-style-type: none"> - Consumo de Oxigénio (volume de oxigénio consumido/min) [36] - Controlo do batimento cardíaco (estudo do valor máximo) [37] - Energia consumida (registada indiretamente pelo consumo de oxigénio, batimento cardíaco, ou potencial e energia cinética) [37] - Análise das forças máximas envolvidas em função do tempo e conseqüente impacto nos membros superiores (antebraço, punho, mão, ombro) 	<ul style="list-style-type: none"> - Parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha (velocidade, aceleração, tempo por cada ciclo, frequência da passada, tempo em cada fase da marcha, comprimento da passada, tempo de contacto com o solo) - Variação dos ângulos das articulações do corpo (Análise postural) - Variação do movimento angular do auxiliar - Variação das forças de reação do solo (FRS)

Naturalmente, na maioria dos estudos que se dedicam à análise da marcha com auxiliares, nomeadamente canadianas, apenas alguns destes aspetos são investigados, uma vez ser extremamente complexo obter, trabalhar e discutir tanta e tão diversificada informação. Assim sendo, de entre todas estas variáveis, selecionaram-se algumas que se consideraram pertinentes e exequíveis de registar e analisar para um estudo cabal e fidedigno da marcha [29].

Desta forma, por norma considera-se adequado fazer o registo da variação da intensidade das forças exercidas pelo corpo humano na zona do punho e do antebraço durante a marcha, representadas na figura 16. Um estudo comparativo destas forças entre a canadiana atual da ORTHOS e o novo protótipo apresentado anteriormente perfila-se como fundamental para verificar se o objetivo proposto aquando da alteração angular do esqueleto estrutural da canadiana, explicado no capítulo seguinte, foi alcançado.



Figura 16 - Representação da decomposição em componentes das forças aplicadas pelo utilizador na estrutura geral da canadiana

Além destas, importa também monitorizar o comportamento das forças de reação do solo (FRS) no auxiliar representadas na figura 17. Estas, têm como ponto de contacto a ponteira da canadiana e são projetadas tridimensionalmente na direção vertical quando existe o contacto do auxiliar com o chão durante o movimento de balancear do corpo. Desta forma, a canadiana transfere estas forças axiais, que durante a marcha normal são essencialmente suportadas pelos membros inferiores, para cargo dos membros superiores, nomeadamente o punho e o antebraço. Naturalmente, as forças de reação do solo variam não só em função do tipo/padrão de marcha

adotada, mas também do auxiliar em utilização, e como tal, são pertinentes para o estudo em questão. O estudo destas forças também apresenta interesse médico, uma vez que fornece *feedback* que pode ser considerado importante sobre o estado da locomoção do paciente [29, 32, 38, 39].



Figura 17 - Forças de reação do solo aplicadas na ponta do auxiliar e nos membros superiores (Adaptado de [29])

Outro parâmetro que se considera importante de registrar é o movimento angular que o auxiliar sofre durante a marcha. Para tal, opta-se por monitorizar e analisar a variação angular que o auxiliar faz com o solo nos planos anatómicos sagital e frontal do mesmo. Os ângulos em estudo estão representados na figura 18 por Φ e θ [29, 32, 40, 41].

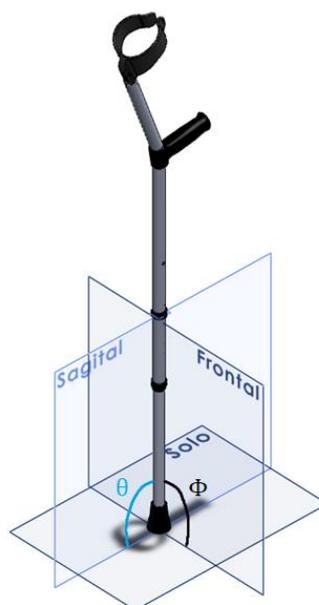


Figura 18 – Representação 3D dos ângulos que a canadiana faz com o solo no plano frontal (Φ) e plano sagital (θ)

Previsivelmente, a análise desta variação angular trará informações em relação à estabilidade geral da marcha. Isto é, caso se registre, em algum momento do ciclo do caminhar, um ângulo que se considere significativamente baixo, este poderá indicar um aumento do grau de desequilíbrio do utilizador. Este estudo angular, a par da análise das forças de reação do solo, também apresenta interesse médico uma vez que proporciona indicações quanto a um possível arrastamento do auxiliar pelo paciente, que normalmente está associado ao agravamento de algumas patologias [29, 32, 41, 42].

Não menos importante é a análise da postura e estudo do comportamento angular das articulações corporais na marcha durante o tempo. Este estudo pode ser feito, entre outros, através de câmaras e de *softwares* direccionados para a finalidade, tal como diversas vezes é reportado na literatura. No caso específico dos testes de marcha que se pretendem realizar, é importante que se consiga comparar informação relativa ao comportamento dos ângulos das articulações e postura corporal durante testes de marcha com diferentes auxiliares, de forma que se possa discutir e concluir quais destes conferem um caminhar mais saudável. Esta informação também deve ser comparada, caso possível, com a literatura, para que se tenha uma melhor noção do que se considera ser a postura ideal e maior conhecimento da variação tida como expectável/saudável das articulações durante a locomoção com auxiliares de marcha [25, 30, 38, 43].

Por fim, considera-se que a informação sobre a cinemática da marcha é fundamental para um estudo completo. Assim sendo, valores como: velocidade, aceleração, tempo por cada ciclo, frequência da passada, comprimento da passada, tempo de contacto com o solo... trazem associados a si conhecimento, não só sobre o estado de debilidade do utilizador, mas também sobre a naturalidade com que este está a marchar, e como tal, podem e devem ser encarados como indicadores inequívocos de adaptação e conforto do paciente ao auxiliar [27, 29, 35].

Assim sendo, o estudo da marcha deve ter sob análise o maior número de variáveis, de entre as apresentadas na tabela anterior, quanto possível para que possam ser formuladas conclusões comparativas fidedignas. Neste caso, os parâmetros escolhidos para estudo foram os que se consideraram reunir mais informação sobre o um possível impacto na marcha. Uma vez que se pretendem fazer testes de marcha com diferentes auxiliares, importa referir que, apesar de haver traços gerais entre as marchas dos sujeitos, cada pessoa apresenta um caminhar com uma fisionomia específica. Além disto, diferentes graus de desabilidade, ou lesão por parte do utilizador, afetam de forma diferente os parâmetros da marcha, como tal estes testes devem ser executados pelo mesmo indivíduo em ambas as canadianas para maior fiabilidade nos resultados.

3.6 BIOMECÂNICA DA MARCHA

Como referido anteriormente, um dos parâmetros fundamentais a ter em conta aquando da análise de um determinado tipo de marcha é o estudo da postura corporal e do deslocamento que as diferentes articulações do corpo efetuam nos planos anatómicos durante o movimento. No caso da marcha com canadianas, considera-se que um estudo cinemático mais específico das articulações do ombro, antebraço, punho e anca seja o mais indicado, uma vez que estas são as que mais impacto sofrem com este tipo de locomoção. Como tal, são as articulações que previsivelmente mais informação fornecem. Na figura 19 estão representadas as diferentes articulações presentes no corpo humano e o exemplo dos movimentos possíveis e passíveis de análise nos três planos anatómicos da articulação para o caso do cotovelo [25, 44].

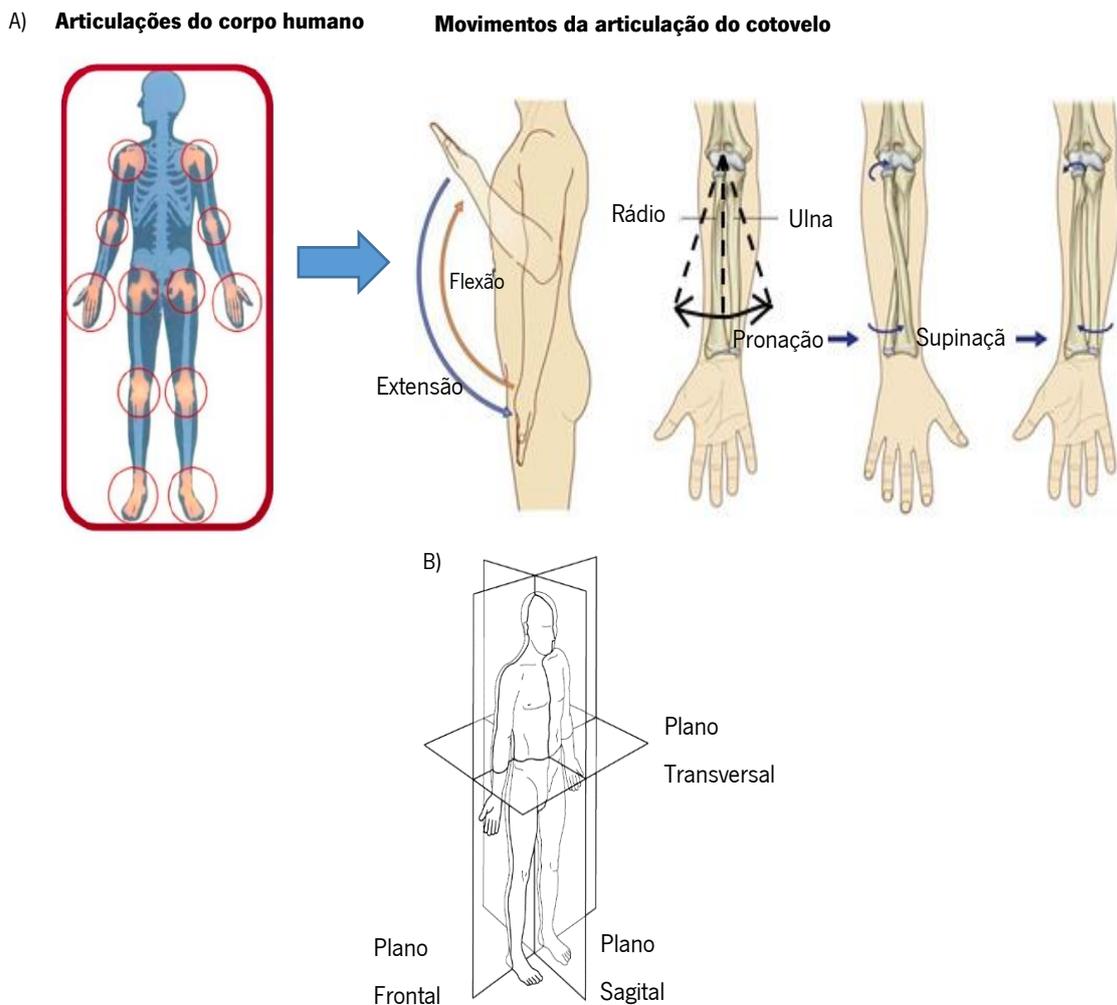


Figura 19– a) Todas as articulações do corpo humano e os diferentes movimentos da articulação do cotovelo b) Planos anatómicos (Adaptado de [32])

Sabe-se que o grau de variação da postura corporal e das articulações durante a marcha com canadianas depende diretamente do padrão de marcha adotada pelo paciente. Como foi visto anteriormente, o padrão de marcha mais utilizado é aquele em que o utilizador se balanceia com ambos os membros inferiores ao mesmo tempo para além da linha definida entre as duas canadianas [25, 29].

Como tal, Brooke A. Slavens et al. [33] registaram nos três planos anatómicos o movimento das principais articulações para diferentes padrões de marcha auxiliada. Concluíram que o padrão de marcha que apresenta um maior balanceamento do corpo durante cada ciclo é aquele que provoca um maior deslocamento das articulações. Em suma, este tipo de locomoção fez com que as articulações do punho, cotovelo e ombro tivessem que aumentar o intervalo angular sob o qual executavam a marcha para valores elevados. Isto é, verificou-se que as articulações foram obrigadas a fletir e estender mais num plano e a realizar uma maior adução a abdução noutra [25, 45].

Também T. E. Shokp et al. através de filmagens e tratamento de imagem, estudaram as flutuações que as articulações dos membros superiores, anca e joelhos apresentaram nos planos sagital e frontal durante a marcha com canadianas e compararam com a marcha normal. Os resultados demonstraram que as flutuações verticais das articulações no plano sagital durante a marcha normal são significativamente menores em função da distância destas ao solo. Isto é, no caso da marcha normal, as articulações dos membros superiores sofrem um deslocamento mínimo comparativamente com as articulações inferiores. No caso da marcha com canadianas verificou-se exatamente o oposto, os desvios verticais dos membros superiores, nomeadamente do ombro e cotovelo, foram superiores aos registados na anca, e estes foram superiores aos registados na articulação do joelho. Esta diferença verifica-se porque existe uma diferença na forma como é feito o contacto com o solo nas duas formas de andar. Enquanto o contacto com o solo na marcha normal é feito unicamente através dos membros inferiores, aquando da utilização de auxiliares este contacto é essencialmente transferido para os membros superiores [25].

Naturalmente, maiores deslocamentos das articulações durante esforços cíclicos estão associados ao aparecimento de lesões a médio/longo prazo. Assim sendo, é de esperar que uma marcha com canadianas que apresente menores valores de variação angulares nos membros superiores tanto quanto possível seja o ideal para evitar lesões a longo prazo. Isto é, no que aos membros superiores diz respeito, a marcha com auxiliares deve ser o mais semelhante possível à

marcha normal. Além disto, também o tronco e a anca devem apresentar os menores valores de flexão possível de modo a ter uma postura correta [29, 33].

Uma vez que se pretende fazer uma análise do deslocamento angular das principais articulações envolvidas na marcha, os estudos previamente realizados devem, se possível, servir posteriormente para comparar com os resultados obtidos experimentalmente por forma a obter conclusões mais acertadas e proveitosas quanto à performance das diferentes canadianas.

4. PROJETO DE REFORMULAÇÃO DA CANADIANA TRADICIONAL

Neste capítulo é apresentada uma reformulação total que foi realizada na canadiana tradicional da ORTHOS XXI. A reanálise e estudo desta canadiana foi proposta e incentivada pelos dirigentes da empresa, uma vez que esta ideia e objetivo já estavam presentes há alguns anos nos quadros e diretrizes da empresa. Isto é, no que aos auxiliares de marcha diz respeito, a linha das canadianas era a que se considerava que se pudesse obter mais vantagens no caso de uma reformulação e repensamento estrutural geral.

Naturalmente, na tomada da decisão de direcionar o estudo para a linha de canadianas, também se teve em conta os resultados obtidos e apresentados anteriormente no questionário *online* realizado. Isto é, conclui-se que esta linha de produtos, para além de ser a que apresenta maior adesão por parte dos utilizadores, também foram manifestadas diversas queixas e propostas de melhoria por parte dos inquiridos.

Assim sendo, esta reformulação não tem apenas o objetivo de melhorar a ergonomia da canadiana, mas também de simplificar ou economizar o seu fabrico de um ponto de vista empresarial. Isto é, ter em vista os custos associados das alterações na canadiana e o grau de simplicidade dos processos e ferramentas com que se fabricam e montam as peças, com o intuito de diminuir a probabilidade de erro.

A reformulação geral da canadiana foi dividida na análise das diversas partes que constituem o auxiliar. Para a realização desta análise recorreu-se à recolha de mercado realizada anteriormente e a diretrizes que se foram retirando de sucessivas reuniões com os dirigentes da empresa de forma a seguir indicações que iam sendo fornecidas por estes, com base na sua

experiência e conhecimento mais aprofundado do mercado e do fabrico do produto. Além disto, também se procurou encontrar informação que se considerasse pertinente na literatura de forma a complementar o conhecimento.

4.1 ESTRUTURA GERAL DA CANADIANA

Numa primeira fase, foi proposto que se repensasse o desenho estrutural geral da canadiana. Isto é, de acordo com a Norma ISO 11334-1, o esqueleto estrutural da canadiana deve ser definido, essencialmente, por dois ângulos. São estes: o ângulo de suporte, α , e o de punho, β , representados de seguida na figura 20 [46].

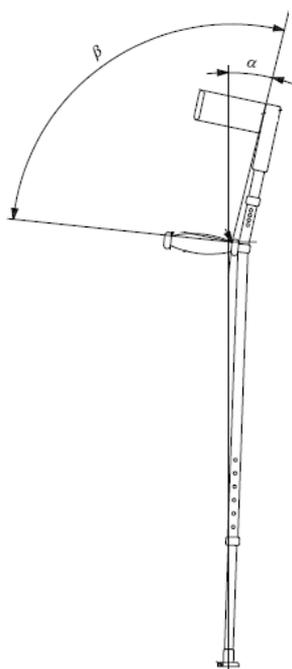


Figura 20 - Esqueleto geral da canadiana
(Adaptado de Norma ISO 11334-1 - Anexo B)

Como podemos observar na figura, o ângulo α representa a abertura que existe entre o eixo vertical central do tubo principal e a linha em que existe o contacto de suporte do aro com o antebraço. Por sua vez, o ângulo β corresponde à abertura entre linha de suporte do punho e a de suporte do aro. Assim sendo, com o objetivo de fazer um estudo mais aprofundado sobre estes ângulos, importa tentar compreender melhor qual pode ser o impacto da alteração destes.

Naturalmente, o objetivo final passa por obter uma marcha o mais segura e eficiente possível. Como tal, importa perceber de que forma podemos rentabilizar toda a força que os membros superiores estão sujeitos durante o caminhar. Através da literatura podemos concluir que, consistentemente, a maior parte do peso do corpo durante a marcha com canadianas recai

sobre a mão em comparação com o antebraço, apesar de esta relação estar diretamente dependente do grau de desabilidade e da postura do utilizador. Isto indica que o apoio para o antebraço está a ser maioritariamente utilizado para conferir maior estabilidade, mas não consegue sustentar a quantidade de carga que seria desejável por forma a aliviar a pressão das mãos. Isto é, é sabido, através da análise do questionário *online* apresentado anteriormente, da literatura e da experiência de profissionais da área da ORTHOS, que uma das principais queixas, senão mesmo a que apresenta maior incidência, dos utilizadores das canadianas padrão prende-se com a quantidade de carga e forças que se fazem sentir no punho durante a marcha [39, 43, 47].

É expectável que esta quantidade de forças na zona do punho esteja diretamente relacionada com os valores dos ângulos estruturais da canadiana. Assim sendo, conjetura-se que um aumento no ângulo α se possa traduzir num redireccionamento da carga a ser suportada pelo utilizador, com aumento da mesma na zona do antebraço, de forma a libertar a mão e o punho de tensões mais elevadas. Esta hipótese advém do facto de que os músculos do braço, nomeadamente os tríceps *brachii* que são os principais extensores do antebraço e que são tidos como os maiores amortecedores do movimento de marcha na canadiana, não apresentarem ângulo suficiente para alongar satisfatoriamente a sua porção mais longa durante a sua contração isocinética. E, conseqüentemente, o momento gerado para contrariar a força transmitida pela canadiana no antebraço é menor do que o que seria ideal para auxiliar no suporte durante o caminhar. Na figura 21 está representado este grupo muscular [48]–[51].

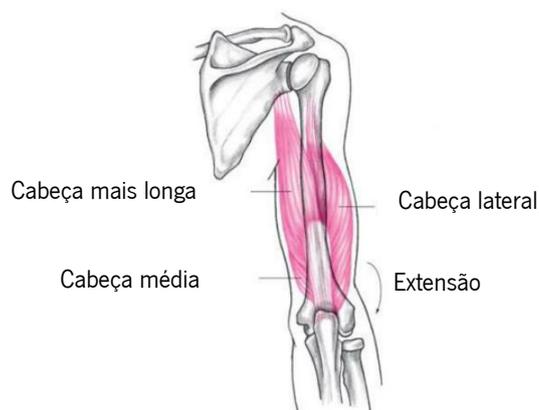


Figura 21 - Representação da principal musculatura extensora do antebraço, as três cabeças constituintes dos tríceps *brachii* (adaptado de [50])

Assim sendo, segundo *A.I. Kapandji et al.* e *F. Guenzkofer et al.*, se a articulação do cotovelo perfizer um ângulo de, pelo menos, 30° consegue retirar, em função do mecanismo de

funcionamento entre as várias porções constituintes dos tríceps, um alongamento que confira uma maior eficiência no que à força gerada diz respeito. Assim sendo, é expectável que com esta angulação da articulação seja possível aproveitar uma maior força de contração gerada pela musculatura que sustente as forças induzidas pelo auxiliar. Na figura 22 pode-se constatar o ângulo da articulação [50, 52, 53].

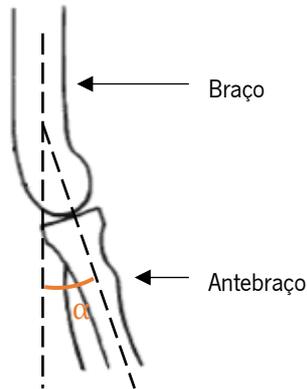


Figura 22 – Ângulo da articulação do cotovelo (Adaptado de [50])

Além disto, várias organizações de saúde, entre elas a OMS (Organização Mundial de Saúde), recomendam em documentos publicados com diversas diretrizes, tanto para fabricantes como para consumidores em relação ao uso de canadianas, que para obter uma utilização correta e segura das mesmas, o ângulo do cotovelo deve ser 30° . Na figura 23 está representado um esboço da estrutura geral da canadiana, assim como um braço de um utilizador [51, 54, 55].

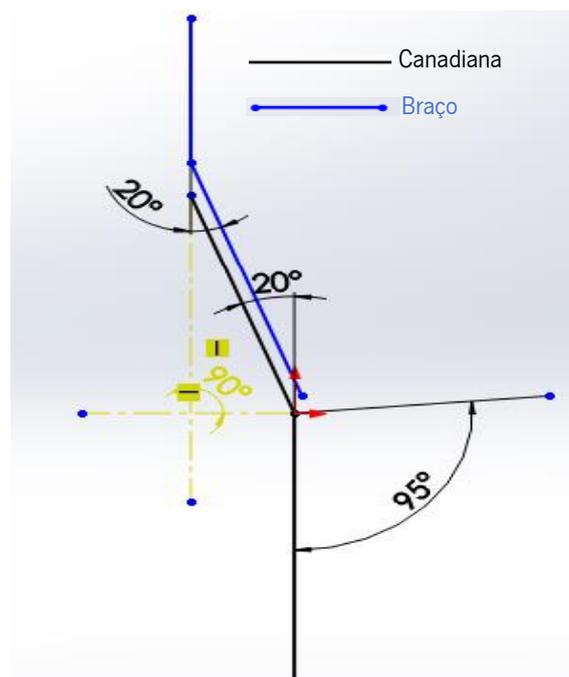


Figura 23 - Representação no *SolidWorks* da estrutura geral da canadiana a preto e a azul o braço do utilizador

Através desta representação esquemática, onde se considera que o antebraço do utilizador é paralelo à zona superior da canadiana que o suporta, podemos concluir que o ângulo que existe no cotovelo deve ser o mesmo que o ângulo de suporte α . No desenho anterior assumiu-se, a título de exemplo, que a articulação do cotovelo faria um ângulo de 20° , e como tal a abertura da canadiana deve ter o mesmo valor.

Importa ainda referir que, através de um ajuste mais elevado de altura da canadiana, é possível induzir uma maior flexão do cotovelo para a marcha. Porém, neste caso todos os membros superiores subiriam e, não só se induziria uma flexão no antebraço, como também rotação no ombro. Apesar de o ombro durante a marcha sofrer naturalmente algum grau de rotação, é de esperar que este valor seja o menor possível no sentido de evitar dores ou lesões induzidas por um maior desgaste da articulação. Durante o ciclo de uma passada, o momento em que os membros superiores sustentam um maior valor de força é durante o balanceamento do corpo do utilizador para a frente, nomeadamente no ponto intermédio deste quando não existe contacto do utilizador com o solo, como demonstrado na figura 24. É, portanto, importante que durante este momento haja uma menor rotação do ombro possível de modo a evitar lesões e piorar a postura geral. Assim sendo, a forma ideal de aumentar a flexão no antebraço é alterar a estrutura geral da canadiana [51, 56].

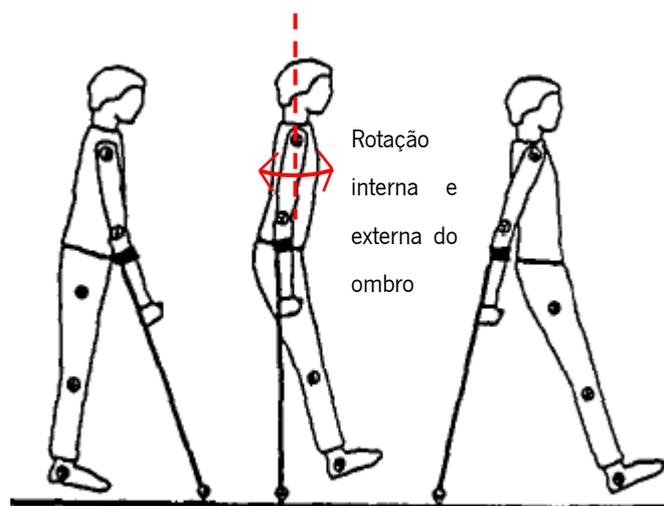


Figura 24 - Representação de um ciclo da marcha e do movimento de rotação da articulação do ombro (Adaptado de [56])

Tendo em conta estas considerações, já foram realizados alguns protótipos e testes, registados na literatura, no sentido de compreender melhor o impacto que a alteração destes ângulos tem na marcha e na distribuição de forças. Mais concretamente, *D. Shortell et. al*

fabricaram um protótipo que permitia o ajuste do ângulo α entre 15° a 90° , e colocaram vários sujeitos a caminhar com diferentes ajustes. Estes concluíram, através de *feedback*, que um ângulo de suporte de 30° deveria ser o ideal para obter um compromisso entre melhor distribuição de cargas e estabilidade durante a marcha. Em suma, apesar de existir alguma literatura sobre esta questão, seria interessante executar testes experimentais por forma a conseguir registar informação complementar sobre o impacto nos parâmetros da marcha [48].

4.1.1 RECOLHA E ANÁLISE DO MERCADO

Com o objetivo de reunir mais informação sobre esta questão, fez-se uma recolha dos valores dos ângulos estruturais de produtos concorrentes do mercado. Parte dos valores encontrados foram encontrados *online*, porém também se mediram diretamente em algumas das canadianas que havia disponíveis fisicamente na empresa. Para maior comodidade e melhor compreensão da informação adicionou-se o ângulo θ ao registo. Este, como podemos ver na figura 25, assinala a abertura existente entre a secção vertical do tubo principal e a linha de apoio do punho, medida por cima do mesmo. Isto é, um aumento deste ângulo dita uma maior inclinação do punho.

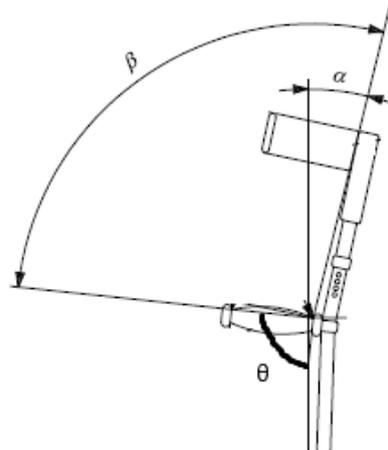


Figura 25 - Os três ângulos registados na recolha do mercado (Adaptado de Norma ISO 11334-1 - Anexo B)

Assim sendo, a relação entre os três ângulos é a seguinte:

$$\beta + \theta - \alpha = 180 \quad (1)$$

Importa ainda referir que este levantamento já tinha sido efetuado por membros da ORTHOS XXI em relação a alguns produtos e como tal, foi possível obter essa informação por

forma a poder, não só saber quais são os valores que atualmente se praticam, mas também comparar com o passado. Apresenta-se na tabela 18 os dados relativos à concorrência:

Tabela 18 - Informação comparativa de produtos do mercado

	2020			2018		
	$\alpha(^{\circ})$	$\beta(^{\circ})$	$\theta(^{\circ})$	$\alpha(^{\circ})$	$\beta(^{\circ})$	$\theta(^{\circ})$
Produtora						
ORTHOS Tradicional C8	17	104	93	-	-	-
Rebotec modelo 1	23	104	99	20	105	98
Rebotec modelo 2	21	103	98	20	105	98
Rebotec modelo 3	20	100	100	20	105	98
Forta	15	94	101	16	106	90
Invacare	22	102	100	16	107	89
Indesmed	16	105	91	-	-	-

Tendo em conta esta informação pode-se retirar algumas conclusões. Primeiramente, em relação ao ângulo de suporte, α , a canadiana da ORTHOS apresenta aberturas abaixo da média que se pratica no mercado, para valores similares de ângulo do punho, β . Isto é, o mercado apresenta produtos com maior inclinação do punho para cima, maior θ , e valores maiores de abertura do α , mantendo o β aproximadamente igual, ou seja, a mesma abertura entre linha de punho e aro. Também se pode constatar que existem outros produtos com maior α , mas com um aumento ainda maior do ângulo θ , como tal, a abertura entre aro e punho diminui. Isto é, neste caso, o aumento da inclinação do punho é superior ao aumento de abertura do aro, pelo que o espaço entre eles (medido por β) diminui.

De uma forma geral, pode-se concluir que existe uma maior abertura do ângulo de suporte e da inclinação do punho comparativamente aos valores praticados pela ORTHOS XXI. Além disto, pode-se também denotar que a concorrência tem vindo a alterar os seus valores nos últimos anos.

Como tal, a este aspeto foi dada especial relevância no novo protótipo, uma vez que se espera que tenha impacto na marcha dos utilizadores.

4.1.2 ESCOLHA DOS VALORES FINAIS

Assim sendo, tendo em conta tudo o que foi referido anteriormente, decidiram-se os valores angulares para o novo protótipo da canadiana. Aumentou-se a abertura α essencialmente com o objetivo de conseguir redirecionar algumas das cargas sentidas no punho para o antebraço. Também se aumentou a inclinação punho, θ , com o objetivo de conferir mais segurança ao utilizador para a mão não escorregar. O aumento do α foi maior, pelo que o β também aumentou. Na tabela 19 estão registados os valores finais definidos, e na figura 26 estão as respetivas representações gráficas finais dos esqueletos atual e reformulado.

Tabela 19 - Valores atuais e reformulados

Nome	α (°)	β (°)	θ (°)
Tradicional C8 atual	17	104	93
Reformulada	25	107	98

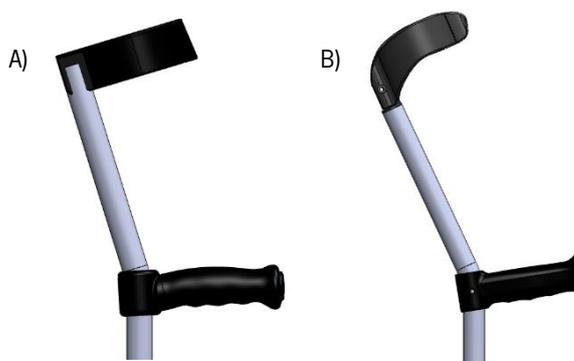


Figura 26 - Representação do esqueleto geral da canadiana: a) Atual b) Reformulada

Apesar de se ter aumentado significativamente o ângulo α , poder-se-ia ter aumentado ainda um pouco mais estes valores, eventualmente até exagerado, de forma a posteriormente ser mais fácil compreender e interpretar o impacto na marcha. Porém, a ideia passava também por criar um protótipo tendo em vista um estado final para o produto da empresa. Na figura 27 está demonstrada a comparação entre os protótipos físicos.



Figura 27 - Comparação do esqueleto geral de ambos os auxiliares: a) Atual b) Reformulada

4.2 ARO

Em relação ao aro, havia o objetivo por parte da empresa de uniformizar e aproximar mais o fabrico da linha de canadianas de uma forma transversal. Assim sendo, tendo em conta os diferentes *designs* disponíveis para o aro produzidos atualmente pela empresa, decidiu-se alterar o aro e o mecanismo de articulação da canadiana tradicional. Optou-se por reutilizar o aro fechado que atualmente se encontra na canadiana de haste integral para a tradicional, uma vez que este foi fruto de uma reformulação ao desenho relativamente recente, e é aquele que se considera que confere mais conforto e segurança ao utilizador.

4.2.1 DESENHOS

Assim sendo, apresenta-se nas figuras 28 e 29 os desenhos dos aros atualmente utilizados nas canadianas tradicionais e de haste integral, respetivamente.

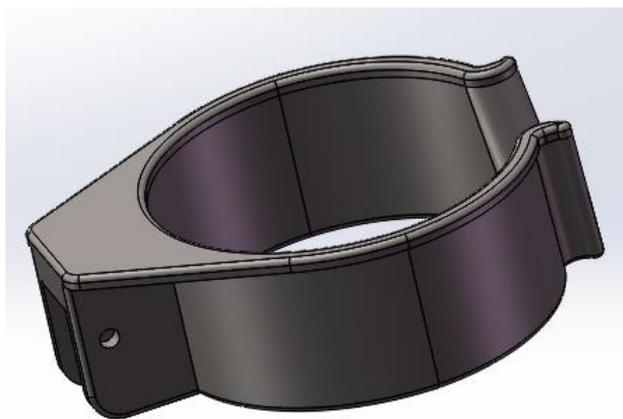


Figura 28 - Representação do aro atualmente utilizado

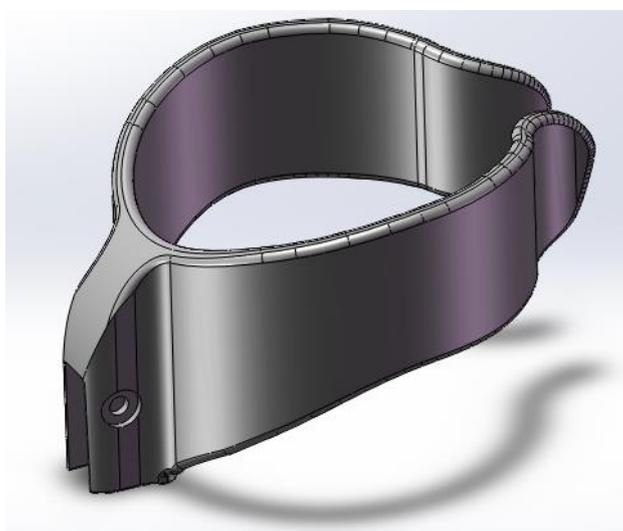


Figura 29 - Representação do aro utilizado em haste integral

Como se pode constatar, o aro reformulado também é seguro por um rebite, mas apresenta uma conformação de encaixe diferente. Em ambos os casos, o rebite permite a mobilidade do aro e são os dois praticamente fechados. O *design* do aro reformulado apresenta uma superfície mais curvilínea com o objetivo de abraçar de uma forma mais ergonômica e distribuída o membro superior do utilizador.

Tendo em conta a recolha do mercado feita anteriormente, é possível constatar que na sua maioria, as canadianas são fabricadas com aros abertos preferivelmente comparativamente aos aros mais fechados. Assim sendo, também existe o modelo apresentado na figura 30 caso se pretenda este tipo de abertura.



Figura 30 - Modelo de aro aberto

Ainda assim, para o protótipo que se pretende fabricar decidiu-se colocar o aro fechado reformulado apresentado anteriormente.

4.2.2 ALTERAÇÕES NO ENCAIXE

Para que fosse possível fazer o encaixe deste aro reformulado com o tubo principal da canadiana reaproveitou-se uma peça, representada na figura 31, que não estava sendo utilizada pela empresa atualmente, e que permitiu a articulação do mesmo.



Figura 31 - Desenho 3D peça para encaixe

Assim sendo, o encaixe reformulado da canadiana ficou com o aspeto demonstrado na figura 32.

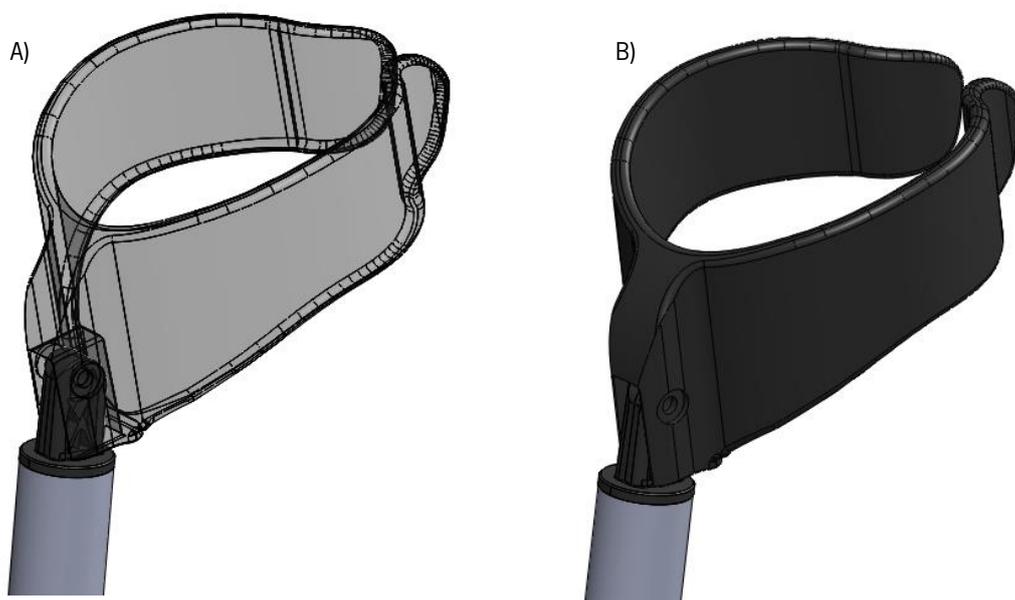


Figura 32 – Representação 3D do mecanismo de encaixe reformulado a) Com aro transparente b) Vista real

Além disto, esta peça também aumenta a resistência e segurança comparativamente ao mecanismo de encaixe que se verifica atualmente na canadiana tradicional, como na figura 33.

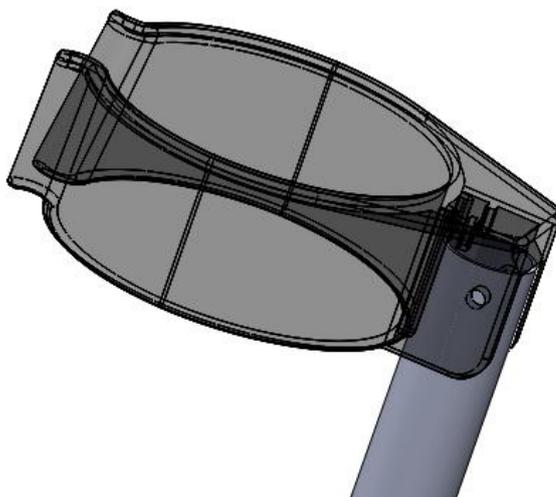


Figura 33 - Mecanismo de encaixe atual

Atualmente o furo é feito diretamente no tubo principal, pelo que por norma a folga no encaixe é demasiado elevada, tal como o barulho que se verifica durante o movimento do aro devido ao contacto entre o rebite e o tubo. Assim sendo, o encaixe reformulado afigura-se como uma notória melhoria.

4.3 PUNHO

Nesta secção foi realizado um estudo mais detalhado em relação ao punho da canadiana, uma vez que se pretendia fabricar um punho que se considerasse ser uma otimização ao que atualmente se utiliza. Como é sabido, a utilização de canadianas faz com que haja uma transferência da carga suportada pelo paciente dos membros inferiores para os membros superiores. Desta forma, naturalmente, o punho sustenta grande parte da carga exercida pelo utilizador no auxiliar de marcha. Como tal, o objetivo final deste capítulo passa por encontrar um novo *design* que permita evitar ou reduzir o risco de danos neuro-vasculares frequentemente associados a estes auxiliares de marcha nos membros superiores, nomeadamente na mão. Assim sendo, com base na análise de algum conhecimento científico, dos constrangimentos relacionados com o processo de fabrico e em *feedback* experiente e profissionalizado por parte da equipa técnica da empresa desenvolveu-se um novo punho [39, 57].

4.3.1 PRINCIPAIS QUEIXAS E LESÕES ASSOCIADAS AO PUNHO

São várias as lesões associadas à utilização destes auxiliares de marcha, e em que se comprovou que o *design* do punho, indireta ou diretamente, apresenta um papel preponderante [58].

TÚNEL DO CARPO

Dados clínicos indicam que vários pacientes que recorrem a canadianas reportam recorrentemente dores e distúrbios sensoriais nas mãos tais como formigueiro provocado por uma compressão em exagero do nervo mediano ou ulnar, ao nível do túnel do carpo. Estes estão situados em zonas distintas da palma da mão, como está representado na figura 34. Esta pressão em demasia de ambos os nervos e pequenos vasos sanguíneos que os alimentam, resultam em isquemia e redução da condução nervosa, podendo levar eventualmente à perda total de sensibilidade [57, 59, 60].



Figura 34 – Porção dos nervos ulnar e mediano na zona do punho e mão e representação do túnel do carpo (adaptado de [59])

Assim sendo, a ideia geral para o *design* do punho passa por reduzir ou redirecionar parte das cargas que se fazem sentir nas regiões do túnel do carpo e ulnar para zonas com mais tecido mole ou músculo. Para que, desta forma o tecido nervoso possa ficar mais protegido. Assim sendo, perceber qual o formato do punho que otimize a distribuição das forças aquando da preensão revela-se importante [61].

TENDINITE E TENOSSINOVITE

Os utilizadores que recorrem a canadianas estão sujeitos a um esforço cíclico nos membros superiores, o que faz com que as lesões que se registam frequentemente nestes pacientes sejam semelhantes às registadas em desportistas ou trabalhadores industriais. Assim sendo, a grande parte das lesões decorrentes deste esforço desenvolvem-se nomeadamente ao nível dos tendões, uma vez que estes tendem a inflamar caso o movimento repetitivo não seja o mais aconselhado [60, 62, 63].

Os tendões são cordões de tecido que ligam os músculos aos ossos e, como tal, estes estão diretamente associados ao mecanismo biomecânico que resulta na força de preensão que a mão do utilizador desfere no punho do auxiliar de marcha. Verificou-se, através de vários estudos de ergonomia, que diferentes formatos de *design* do punho resultam em diferentes coordenações e alterações musculares, o que sugere que possa haver uma relação direta entre o formato e o potencial risco em desenvolver patologias como tendinites ou tenossinovites [62]–[64].

4.3.2 BIOMECÂNICA ASSOCIADA À PREENSÃO MANUAL

O mecanismo biomecânico subjacente à formação da força de preensão tem por base a musculatura da mão e, essencialmente, do braço do utilizador. Assim sendo, impõe-se que se compreenda um pouco melhor como este mecanismo funciona, uma vez que durante o processo de *design* do punho vários aspetos interferem diretamente com esta mecânica do corpo [64].

Em relação ao braço, os músculos que mais tem impacto na força de preensão estão localizados na zona do antebraço, e dividem-se nos compartimentos posterior e anterior do mesmo. Em geral os músculos na parte anterior do braço são responsáveis pela flexão do punho e dos dedos e, por outro lado, a musculatura da parte posterior do antebraço está encarregue da extensão dos mesmos. Assim sendo, a musculatura com maior preponderância na preensão é a que se situa na face anterior. Esta é constituída, essencialmente, pelo fletor *Digitorum Superficialis* (FDS), o fletor *Digitorum Profundus* (FDP) e o fletor *Pollicis Longus* (FPL). Na figura 35 está representada esta musculatura [65]–[67].

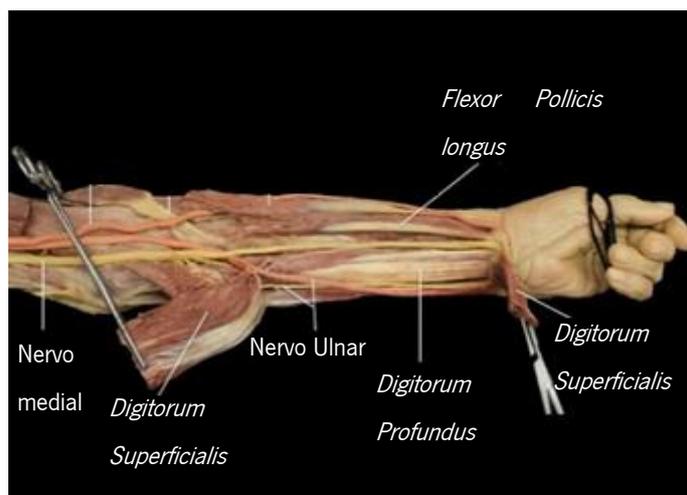


Figura 35 - Camada muscular superficial e intermédia do antebraço anterior (adaptado de [66])

Esta musculatura está associada a articulações das falanges médias e distais dos dedos da mão, provocando os diferentes movimentos. Durante o movimento de preensão, é o fletor *Digitorum Profundus* que comprime e flete quatro dedos, que por sua vez comprimem o punho da canadiana contra a palma da mão. Este músculo é o mais solicitado para a preensão uma vez que é esta contração que gera a maior parte da força e tensão. A alta solicitação deste músculo é acompanhada de uma probabilidade elevada de haver danos nos tecidos do mesmo e de um crescente risco de desenvolver tendinites [64, 65].

4.3.3 IMPACTO DO *DESIGN*

No que ao *design* do punho diz respeito, os aspetos que se consideram ter mais importância e impacto na preensão são o formato e o diâmetro. Desta forma, considerou-se que um estudo literário um pouco mais aprofundado destes conceitos poderia ser relevante para otimizar o desenho do punho reformulado [68, 69].

FORMATO

Diferentes estudos bibliográficos apontam que: para diferentes formatos de punho o utilizador vai apresentar diferentes valores de força de preensão máxima e diferentes posturas nas articulações dos dedos. Assim sendo, existe um efeito direto da distribuição das forças de preensão nas diferentes zonas da mão e na quantidade de carga e de esforço que os músculos que estão encarregues da preensão estão sujeitos [64, 68].

Jérémy Rossi et al. consideraram com base em índices de conforto globais recolhidos por vários investigadores que os punhos que apresentam formatos circulares e elípticos são os que apresentam, por norma, maior validação ergonómica por parte dos utilizadores. Na figura 36 podemos ver a diferença entre estes formatos [64].

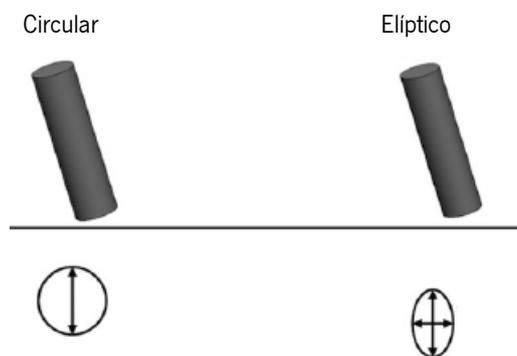


Figura 36 - Formatos mais recorridos (Adaptado de [64])

Através de um estudo experimental em que se registou distribuição de forças na mão durante a preensão de punhos com estes dois formatos, a conformação elíptica apresentou um padrão mais homogéneo, essencialmente na zona da palma da mão. Com este formato, o flexor *Digitorum Profundus* registou uma tensão inferior de cerca de 12,7% comparativamente com o circular. Desta forma, a leitura destes resultados sugere que, de um ponto de vista da aplicação da força, o formato elíptico parece ser menos traumático uma vez que uma distribuição mais

homogénea reduzirá a probabilidade de desenvolver dor localizada, que pode levar ao desenvolvimento de lesões [64, 70].

DIÂMETRO

A escolha do valor ideal do diâmetro do punho tem impacto na preensão do utilizador. Um dos aspetos mais relevantes é a área de contacto entre a mão e o punho, uma vez que um valor maior de área resulta numa distribuição mais homogénea e, conseqüentemente, numa redução da pressão média sentida, para uma determinada força exercida no punho. Para diâmetros pequenos esta área é naturalmente pequena. A partir de um determinado valor, o aumento do diâmetro diminui a área de contacto com a mão, através de uma abertura exagerada da zona palmar da mão [64, 71].

Assim sendo, tendo em conta a variação da força de preensão e distribuição das forças na mão durante ensaios com diferentes diâmetros, *N. J. Seo et al. e Cally S. Edgren et al.* estimam que o diâmetro que fornece uma área de contacto ideal para uma determinada força de preensão deve ser um valor próximo dos 38 mm [71, 72].

4.3.4 DESENHOS E FABRICO

Procedeu-se ao desenho de um punho reformulado, que tivesse em conta a informação bibliográfica analisada, objetivos e diretrizes que os responsáveis da ORTHOS tinham em mente com base na sua experiência profissional, assim como ideias que a equipa de desenvolvimento ia tendo ao longo do processo. Assim sendo, inicialmente colocou-se a hipótese de se avançar para um punho com um formato totalmente anatómico, como é o caso do punho da canadiana *in-motion* produzida pela *Millennial Medical*, identificado durante o levantamento do mercado e apresentado na figura 37 [73].



Figura 37 - Punho totalmente anatómico produzido pela Millennial Medical [30]

Depois de alguma reflexão chegou-se à conclusão de que, apesar deste formato ser do agrado, e até preferível para uma parte dos utilizadores de canadianas, existe o problema de não ser compatível anatomicamente com todas as dimensões existentes de mãos. Desta forma, este formato apesar de satisfazer plenamente parte dos utilizadores, as pessoas que relatam que o punho não se ajusta para as suas dimensões sentem permanentemente várias dores localizadas e ficam mais propensas a lesões. Assim sendo, descartou-se este formato para o punho.

Há cerca de dois anos, um estudante do curso de engenharia mecânica da Universidade do Minho desenvolveu uma dissertação na ORTHOS sobre uma canadiana de haste integral com especial relevo para a otimização do processo de fabrico da mesma. Nessa altura tinha-se feito um levantamento da opinião de colaboradores da ORTHOS em relação ao punho e definiram-se as seguintes condições:

- Punho deveria ser oco de forma a reduzir defeitos provenientes de concentração de tensões e rechupes durante a moldagem [74];
- Punho deveria ter um formato simples e ergonómico, com uma geometria paralelepédica, uma vez que esta possui uma área de apoio maior, de forma a conferir uma sustentação mais uniforme, impedindo que a palma da mão deslize durante a locomoção [74];

Assim sendo, tendo em conta todas as informações reunidas sobre o punho, fez-se o esboço no *SolidWorks* apresentado na figura 38.

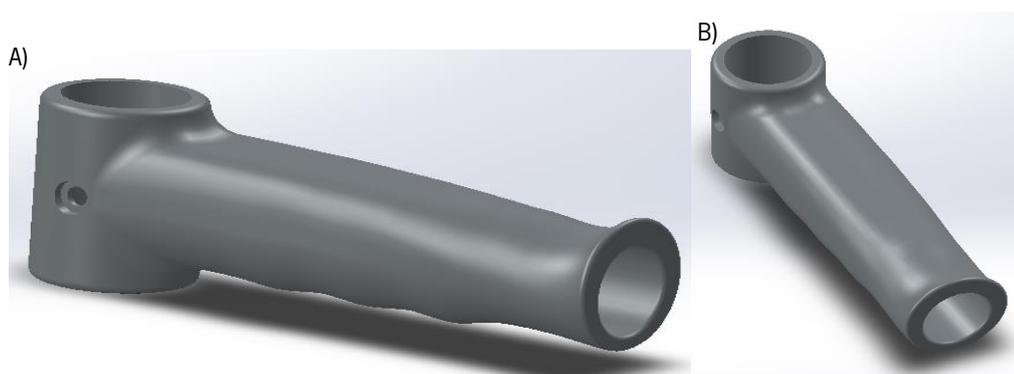


Figura 38 - Representação 3D do esboço inicial da peça: a) Vista lateral b) Vista superior

A partir deste esboço foram feitas diversas versões de desenhos até chegar ao *design* final. As alterações e ajustes que se foram fazendo entre as diferentes versões advém, em grande parte, de problemas que se foram antecipando através do debate com diferentes profissionais da área e da literatura estudada sobre o tema. Considerou-se, por exemplo, um maior arredondamento da zona superior do punho de modo a haver um melhor acompanhamento da palma da mão do

utilizador ou um aumento da espessura horizontal deste para que houvesse mais robustez. Também se foram aumentando e aperfeiçoando as saliências e espaço entre as reentrâncias para os dedos. Na figura 39 estão representadas algumas das alterações.

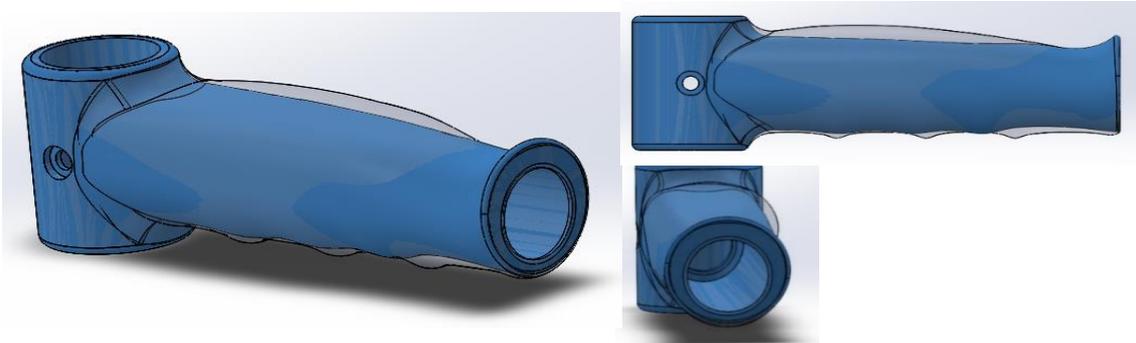


Figura 39 - Representação de algumas alterações no design do punho. A azul está representada a versão inicial e a transparente uma versão posterior

Além disto, fizeram-se também alterações de modo a facilitar o fabrico da peça. O punho, tal como o aro e a peça apresentados anteriormente, são obtidos através de moldagem por injeção. Esta técnica pode ser definida, de uma forma simplista, como o processo a partir do qual um material plástico, originalmente no estado sólido (normalmente sob a forma de grãos), é carregado numa máquina onde, sequencialmente, é aquecido a fim de plasticizar e é forçado para o interior de uma impressão de um molde, sob determinada pressão. Assim sendo, houve a preocupação de redesenhar a geometria da peça de forma que a linha de partição utilizada para a moldagem ficasse mais bem definida para ajudar no processo de desmoldação. Também se alterou o formato interno do punho de elíptico para circular, uma vez que desta forma é possível fazer um torneamento com uma peça de revolução em vez de ser necessário recorrer a uma fresadora CNC. Na figura 40 podemos observar algumas estas alterações [75].

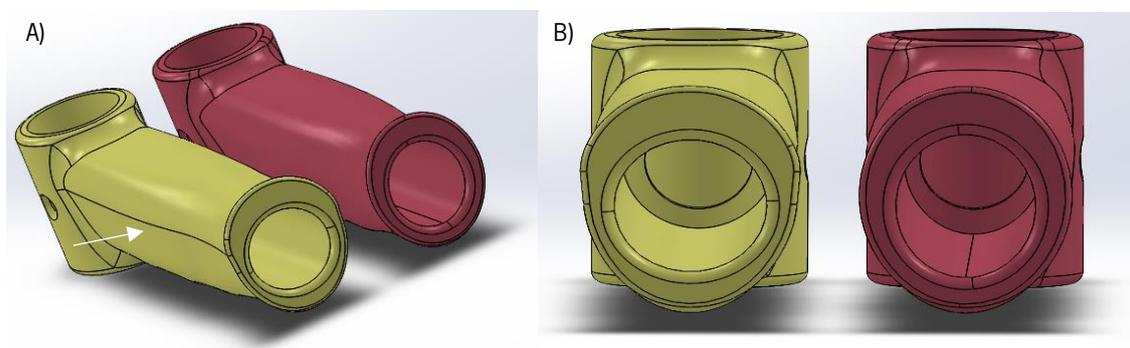


Figura 40 - Alterações para facilitar o fabrico. Punho a vermelho representa a versão anterior e amarelo a mais recente a) Linha mais bem definida para desmoldar b) Alteração na forma interna

Assim sendo, o desenho final, apesar de não apresentar o formato ideal segundo a literatura, este é o mais beneficia o fabrico. O diâmetro final foi de 37 mm, que está de acordo com a otimização da distribuição das forças encontrada na literatura.

4.3.5 PROTOTIPAGEM RÁPIDA E VALIDAÇÃO

Para realizar um estudo com maior pormenor em relação ao formato e ao fabrico do punho, recorreu-se a uma prototipagem rápida com apoio da impressão 3D. Este método tem sido amplamente utilizado para as mais diversas aplicações na engenharia, uma vez que permite, com o apoio de um *software* de *design* virtual em CAD, através de uma deposição de material camada a camada, produzir um protótipo físico com o formato e dimensões pretendidas.

Este método além de prevenir erros, previne, essencialmente custos uma vez que o punho é fabricado por injeção e caso seria preciso fazer todo o processo moroso e trabalhoso de criação do molde para que se conseguisse fabricar fisicamente um exemplar. Além disto também diminui o tempo de colocação do produto no mercado e aumenta as possibilidades de melhoria e sucesso do *design* devido ao número de exemplos que se podem imprimir [76].

Desta forma, recorreu-se à impressora 3D da ORTHOS para fazer a impressão de diferentes versões dos desenhos do punho para, através da sua utilização física, tentar compreender melhor qual o *design* ideal. A impressora utilizada é o modelo *uPrint SE*, fabricada pela marca americana *Stratasys*, apresentada na figura 41. No que ao material a ser utilizado diz respeito, esta impressora é apenas compatível com ABS, cuja ficha técnica aparece em anexo C [77].



Figura 41 - Impressora 3D da ORTHOS XXI - *uPrint SE* fabricada pela *Stratasys*

COMPARAÇÃO ENTRE MODELOS IMPRESSOS E VALIDAÇÃO

Assim sendo, foram impressas três versões diferentes dos desenhos. Na tabela 20 estão são descritas algumas das alterações que se quiseram estudar quanto ao impacto na preensão e de na figura 42 estão representados os protótipos impressos.

Tabela 20 - Comparação entre as diferentes versões impressas

Versões	Alterações
1 e 2	Principalmente ao nível do formato da abertura, de elíptica para circular
2 e 3	Estreitou-se ligeiramente a ponta do punho para que houvesse menor pressão na zona do polegar e indicador durante a preensão

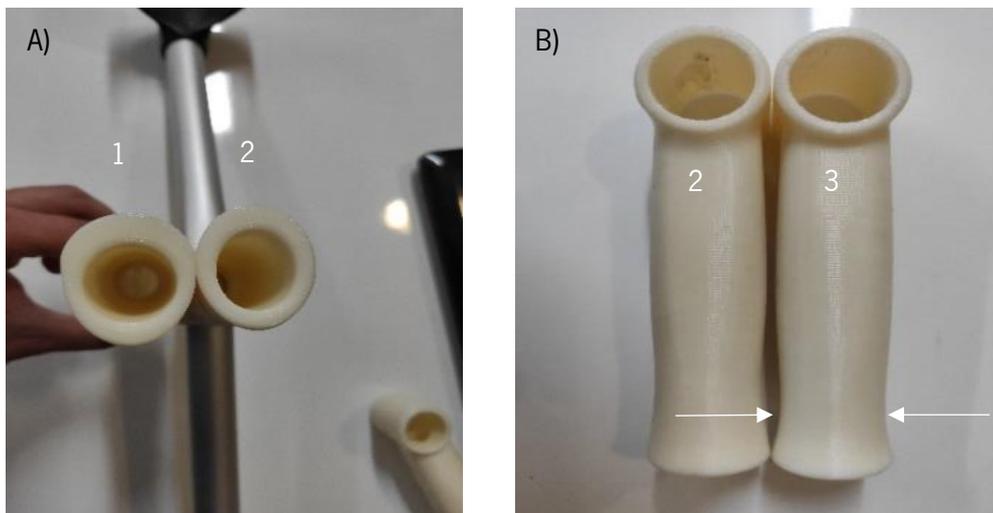


Figura 42 - Comparação de modelos impressos a) Versão 1 e 2 b) Versão 2 e 3

Estes protótipos impressos foram submetidos à prova experimental interna por parte de várias pessoas que trabalham na empresa. O *feedback* recebido por parte destas pessoas teve como principal objetivo a validação, ou não, dos diferentes *designs* do punho. Numa primeira fase, os profissionais da ORTHOS experimentaram apenas as versões 2 e 3 dos punhos impressos e foi-lhes pedido que escolhessem qual preferiam entre estes. Foi dada prioridade a estas versões uma vez que ambas apresentam o formato circular que facilita o fabrico, ao contrário do primeiro modelo. Registou-se a informação apresentada na tabela 21.

Tabela 21 - Resultados das preferências de profissionais da ORTHOS

	Homens	Mulheres
V2	5	2
V3	1	6

Durante o registo das opiniões fez-se uma divisão entre homens e mulheres, uma vez que se denotou que havia uma notória discordância na sala entre estes. Assim sendo, cinco das oito profissionais do sexo feminino preferiram a versão final mais estreita, e por sua vez os homens praticamente todos concordaram entre si que a versão anterior era mais confortável. Apesar do número de pessoas aqui inquiridas ser relativamente baixo, acabou mesmo por se escolher a versão mais estreita para o formato final, uma vez que também foi a preferência pessoal dos responsáveis da empresa. Também se chegou a experimentar a primeira versão, e esta até foi a preferida pela maioria das pessoas, porém o facto de o formato elíptico ser mais o complicado de fabricar teve impacto na decisão final.

4.3.6 COMPARAÇÃO COM O MERCADO

Neste aspeto, no que ao mercado diz respeito, existem alguns exemplos de diferentes *designs* do punho. Como já foi abordado anteriormente, existem disponíveis no mercado punhos com formato totalmente anatómico, porém esta morfologia foi debatida e descartada numa decisão em conjunto com os responsáveis da empresa. Desta forma, o mercado apresenta ainda algumas diferenças de configuração, apesar de haver uma maior homogeneidade entre estes desenhos em comparação com o totalmente anatómico.

Pela observação da tabela 22 podemos constatar que, de uma forma geral, o formato dos punhos que se produzem é aproximadamente um cilindro elíptico. Não foi possível obter as dimensões destes punhos, estas podiam ter algum interesse para efeitos de comparação, nomeadamente o diâmetro. Verificou-se a mesma falta de informação relativamente ao material que os constitui. Importa referir que neste caso realizou-se uma pesquisa *online*, o mais indicado para uma análise mais cuidada por forma a retirar conclusões quando à concorrência seria obter os produtos.

Tabela 22 - Diferentes punhos produzidos pelo mercado

Produtora	Chinesport	Herdegen	Invacare	
Modelo	Folding	Advance	Soft	Basik
Representação gráfica				

Uma das diferenças que existe entre os desenhos, são as reentrâncias direcionadas para os dedos, uma vez que existem produtoras que optam por não colocar estes sulcos. Outros aspetos em evidência são, nomeadamente, o aumento de espessura do punho em alguns casos a meio do mesmo, com o objetivo de acomodar melhor a palma da mão. Já outros preferem aumentar a espessura na extremidade final do mesmo para aumentar a segurança do utilizador durante a marcha, evitando o escorregamento.

O desenho final do punho reformulado agrupa aquelas que se consideraram ser as virtudes destes desenhos. Isto é, apenas aumentar a espessura na extremidade, uma vez que no meio causa uma linha de pressão demasiado definida. Também se considerou que as reentrâncias, com o devido grau de saliência, são benéficas para uma melhor preensão.

4.4 MATERIAL

O aro, a peça para encaixe e o punho são injetados com o mesmo material. Naturalmente, é fundamental que o material usado não provoque efeitos prejudiciais para a saúde do utilizador durante a utilização do auxiliar de marcha. Por exemplo, no passado recorria-se ao polímero policloreto de vinila (PVC), porém este foi descontinuado por apresentar ftalatos na sua composição química, uma vez que estes apresentam propriedades cancerígenas.

Assim sendo, atualmente recorre-se ao polímero termoplástico poliamida (*nylon*) 6 (PA6) para produzir ambos os componentes. Neste caso específico utiliza-se a PA6 da *Akulon* F223-D, segue em anexo a folha com todos os parâmetros do material concedido pelo fornecedor.

(Anexo D – PA6 *Akulon* F223-D) Ainda assim, apresenta-se na tabela 23 as principais propriedades tidas em conta em relação ao material.

Tabela 23 - Principais parâmetros do PA6 *Akulon* F223-D

Propriedades	
Mecânicas	Valor (Seco/50% humidade relativa) (MPa)
Resistência à tração	85/45
Módulo de <i>Young</i>	3.200 / 1.000
Parâmetros de processamento	
Temperatura do molde	50-80 (°C)
Temperatura de fusão	240 (°C)
Velocidade de injeção	Média/Alta

Este material para além de apresentar elevada rigidez e resistência à fadiga e impacto, também permite uma injeção rápida e eficiente. Caso necessário, é ainda possível aumentar os valores das propriedades mecânicas através de um reforço com fibra de vidro. O PA6 também tem propriedades não tóxicas e é resistente à corrosão. Por outro lado, tem como principal desvantagem a elevada taxa de absorção de humidade (cerca de 3%), o que normalmente obriga a um processo de algumas horas de secagem a elevadas temperaturas antes de seguir para a injeção por forma a não haver diminuição das propriedades mecânicas [78, 79].

4.5 TUBO PRINCIPAL E AFINADOR

Foram feitas alterações ao nível do tubo principal e afinador. Entre todos os erros de fabrico associados às canadianas, muito comumente são reportadas falhas na furação dos tubos. Assim sendo, para que se pudesse diminuir a probabilidade e margem de erro durante o fabrico pensou-se em algumas alterações que se consideraram pertinentes.

Como tal, propôs-se uma solução em que se diminuía o número de furos no tubo principal de 11 para apenas 2, e por outro lado se aumentava de 1 para 7 no afinador por forma a manter um ajuste com alcance suficiente. Desta forma, foi possível reduzir 3 furos na totalidade e passar a usar ferramentas com, no máximo, 7 punções seguidas para a furação. Com esta alteração há

uma diminuição da probabilidade de os furos ficarem desalinhados ou simplesmente a furação não acontecer de todo. Isto acontece uma vez que o número de furos total a ser feito é menor, tal como o número máximo de furos seguidos alinhados.

Com estas alterações, também o número de ajustes total aumentou, uma vez que a canadiana atual dispunha de apenas 11 posições diferentes e o novo protótipo permite 12. A justificação para haver apenas 12 posições, apesar de se ter 7 furações no afinador e 2 no tubo principal, é que dois ajustes de altura iguais são permitidos por ambos os furos do tubo principal simultaneamente e, portanto, são redundantes. Na figura 43 está representada esta redundância.

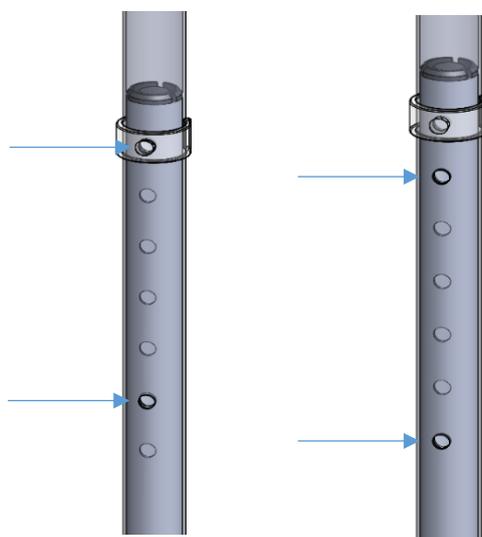


Figura 43 - Ambas as situações de redundância dos furos

Além da alteração do número de furos, também se alterou o tipo dos mesmos. Os furos, tanto no tubo principal como no afinador deixaram de ser vazados e passam a cegos. Isto é, a furação deixou de atravessar ambas as paredes dos tubos e passou a trespassar apenas uma. Esta alteração previsivelmente é de fundamental importância para a diminuição da probabilidade de erro durante o fabrico. Isto porque, sabemos que os diâmetros dos tubos no fabrico podem variar cerca de 0.4mm. Esta variação dá azo a que, ao colocar a ferramenta para fazer a furação no tubo, também possa haver uma pequena variação no eixo do segundo furo em relação ao primeiro. Desta forma pode criar-se um pequeno desalinhamento horizontal entre os dois furos no mesmo tubo. Assim sendo, se juntarmos este possível desalinhamento no afinador com o possível desalinhamento no tubo principal, a mola poderá não entrar. A figura 44 ilustra esta questão.

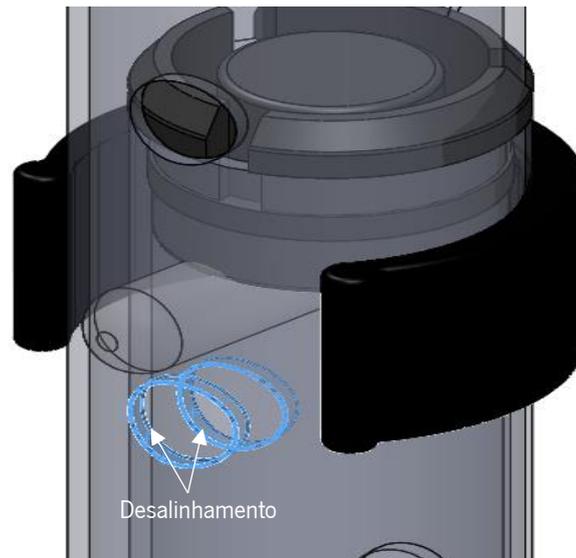


Figura 44 - Pormenor do possível desalinhamento horizontal final entre tubo principal e afinador

Como tal, tendo apenas um furo o problema do desalinhamento não se coloca, uma vez que apenas necessitamos que o diâmetro dos furos entre afinador e tubo principal seja equivalente para a mola entrar. Como consequência desta alteração, a mola utilizada neste protótipo necessariamente não foi a mesma, como será abordado na próxima secção. A facilidade com que o utilizador retira a mola para ajustar a altura diminuiu ligeiramente, uma vez que com os furos cegos não existe a possibilidade de pressionar a mola por fora de modo a forçar a mesma a sair. Neste caso a pressão deve ser feita apenas no plástico exterior da mola.

Nos anexos E e F estão representados os desenhos 2D do tubo e afinador respetivamente, com todas as medidas que foram utilizadas para o fabrico destas peças. Apresenta-se na figura 45 e 46 a representação 3D comparativa das alterações efetuadas.



Figura 45 - Tubo principal da canadiana a) Antiga b) Reformulada



Figura 46 - Afinador da canadiana
a) Antiga b) Reformulada

Outra vantagem desta reformulação está relacionada com o facto de que, com as alterações efetuadas também foi capaz de se aumentar o intervalo total do ajuste de altura disponível comparativamente à canadiana atual. Na tabela 24 estão registadas as variações das medidas quanto ao ajuste de altura da canadiana, mensuradas do topo do punho ao solo. Estes ajustes também permitiram que o comprimento do tubo entre a dobragem e a parte superior, onde encaixa o aro, fosse maior para que a área de suporte do antebraço aumente.

Tabela 24 - Variação das medidas de altura do solo ao topo do punho

	Altura mínima (mm)	Altura máxima (mm)	Intervalo de ajuste (mm)
Canadiana Atual	722	972	250
Canadiana Reformulada	675	950	275
Variação do intervalo de ajuste (mm)	+47	-22	+25

Apesar de a altura máxima diminuir, a altura mínima diminui significativamente para que a canadiana tradicional tenha um alcance maior para pacientes de menor estatura. Desta forma, como podemos verificar, existe um aumento de 25 mm no intervalo de ajuste disponível para o utilizador. Para este protótipo aumentou-se o tubo do afinador em 130 mm por forma a aumentar o intervalo geral de ajuste. Porém, depois conclui-se que o ideal teria sido baixar os dois furos no

tubo principal para cerca de 55mm de distância da zona inferior, mantendo o mesmo intervalo entre eles. Desta forma, seria possível manter o mesmo intervalo de ajuste total de altura e reduzir os 130 mm gastos no tubo para o afinador. Na figura 47 estão apresentadas aquelas que seriam as dimensões ideais.

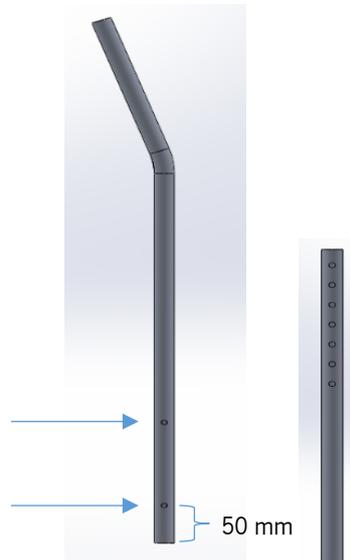


Figura 47 - Representação do tubo principal e afinador com as dimensões ideais

4.6 MOLA

Como referido na secção anterior, com a alteração dos furos vazados para cegos, o comprimento da mola teve necessariamente de sofrer uma redução. Assim sendo, reduziu-se o perno da mola de forma que a extremidade desta ficasse justa à parede interior do afinador da canadiana, ao invés de a trespassar juntamente com a parede do tubo principal. Para tal, encurtou-se o perno de 31 mm para 22 mm. Esta alteração está representada nas figuras 48 e 49.

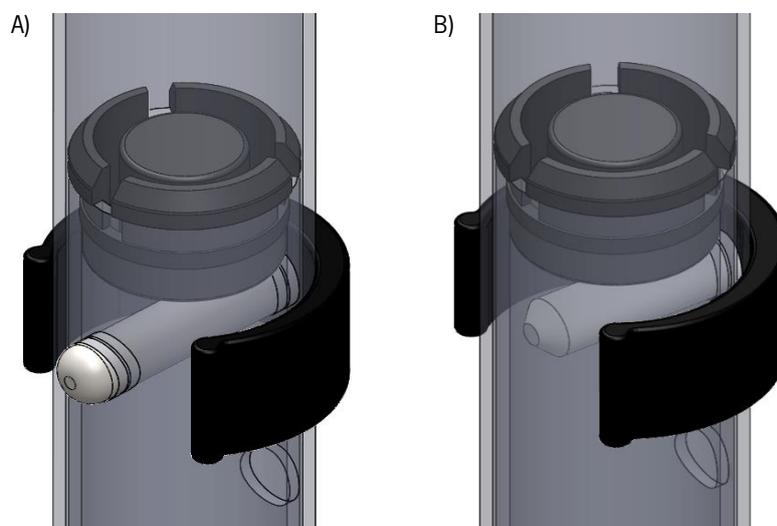


Figura 48 – Representação 3D do encaixe da mola na canadiana: a) Atual b) Reformulada



Figura 49 - Comparação do comprimento do perno das duas molas

Naturalmente, a redução do perno da mola levanta algumas preocupações quanto à segurança geral da canadiana. Isto é, com a reformulação dos furos o perno da mola apenas atravessa uma das paredes do afinador e do tubo principal, o que faz com que a carga aplicada no auxiliar apenas esteja a ser sustentada por metade do apoio que a canadiana atual tem disponível, tal como está representado na figura 50.

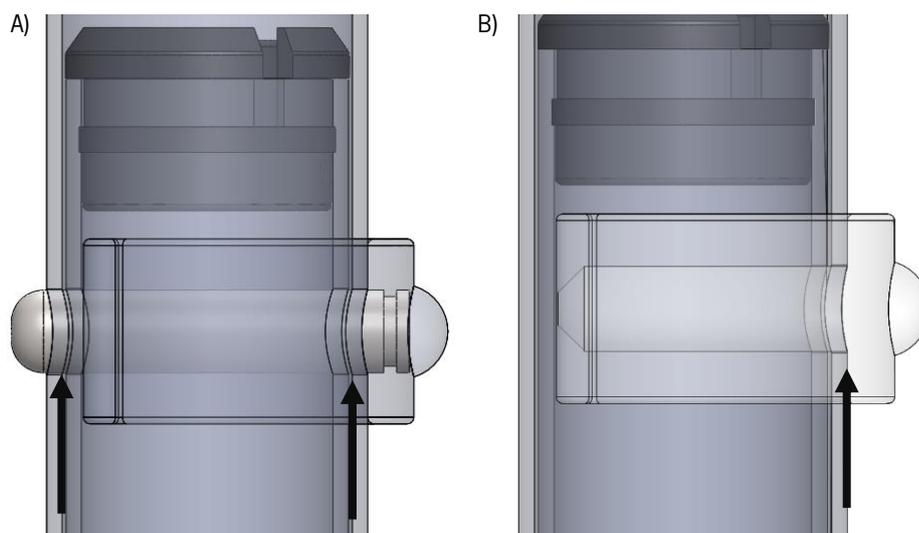


Figura 50 – Comparação do número de pontos de suporte de carga na zona da mola entre modelos: a) Atual b) Reformulado

Idealmente, para ter uma noção do impacto que esta medida poderia trazer em termos de segurança, seria recomendável que se executasse testes de fadiga segundo a norma ISO 11334-1 (Anexo B) em ambos os pares de canadianas. Desta forma, em função do possível desgaste, normalmente evidenciado por quebras ou rachas, poder-se-ia tirar mais ilações. Infelizmente, não foi possível realizar este teste físico por falta de disponibilidade de material, uma vez que levaria semanas para completar o milhão de ciclos que está descrito na norma.

Uma vez que não foi possível executar os testes físicos segunda a norma, surgiu a ideia de realizar uma simulação, recorrendo ao *SolidWorks*, com o objetivo de retirar conclusões quanto à segurança a médio/longo prazo do protótipo. Porém, depois de um estudo mais pormenorizado das constringências e restrições envolvidas neste processo e da consulta de um professor mais especializado na matéria, a ideia acabou por não se concretizar devido ao elevado grau de complexidade envolvido. Isto é, uma vez que o *assembly* da canadiana é composto por múltiplas *parts*, a definição dos múltiplos contactos seria extremamente trabalhosa e a simplificação destes teria de ser grande. Também teria de ser feita uma simplificação de várias peças, nomeadamente nos formatos e espessuras, para que as fosse possível malhar. Todo este elevado grau de simplificações levaria a uma perda de validade dos resultados obtidos, uma vez que a distância à realidade já seria demasiado elevada. Assim sendo, os testes de marcha realizados acabaram por funcionar, com o devido distanciamento, como testes experimentais quanto à segurança do protótipo, pelo menos ao suporte de carga estática.

4.7 CANADIANA REFORMULADA FINAL

Por fim, tendo em conta todos os aspetos abordados anteriormente relativamente à canadiana, apresenta-se na figura 51 o desenho 3D final do protótipo reformulado.



Figura 51 – Representação 3D do protótipo final

Assim sendo, depois de tudo pronto, passou-se para a montagem final do mesmo recorrendo-se ao equipamento disponível na ORTHOS. Como foi referido anteriormente, o punho desenhado ainda não estava pronto para fabrico, pelo que para este protótipo recorreu-se ao punho

utilizado na atual canadiana tradicional da empresa. Tirando esta questão, todas as outras alterações anteriormente abordadas foram aplicadas no protótipo físico apresentado na figura 52.



Figura 52 – Protótipo físico final da canadiana reformulada

5. PROJETO DE INSTRUMENTAÇÃO DE UM AUXILIAR DE MARCHA

Neste capítulo será abordada em detalhe a instrumentação das canadianas e todo o planeamento experimental associado. Assim sendo, vão ser apresentados desde logo os objetivos, isto é, os parâmetros que se pretendem registar. De seguida é realizada uma discussão sobre quais os materiais que foram utilizados e de que forma para que se conseguisse obter resultados fidedignos e proveitosos.

5.1 O QUE SE PRETENDE REGISTRAR

Assim sendo, tendo em conta o que foi referido no capítulo anterior, pretende-se registar os seguintes indicadores durante os testes de marcha:

- Variação das forças de reação do solo (FRS) com o tempo (N)

- Variação das forças aplicadas no punho e no aro da canadiana (N)
- Estudo do movimento angular dos auxiliares (°)
- Parâmetros cinemáticos da marcha
- Variação do ângulo da articulação do cotovelo (°)
- Grau de inclinação do tronco (°)

5.2 METODOLOGIA E DESCRIÇÃO DA INSTRUMENTAÇÃO DA CANADIANA

Assim sendo, para se obter dados relativos aos parâmetros que se consideraram relevantes e realistas de obter, procedeu-se a uma instrumentação cuidada dos auxiliares de marcha em estudo. Desenvolveu-se este sistema para que, através dos resultados obtidos da monitorização da marcha fosse possível validar as alterações realizadas anteriormente.

Uma vez que se pretende fazer uma análise comparativa, era necessário desenvolver um sistema de instrumentação de uma canadiana que fosse possível de transferir para outra. Importa também ter em conta que se definiu, por razões económicas, que se faria a montagem apenas num dos auxiliares do par. Assim sendo, todo o circuito e método de instrumentação dos componentes de uma canadiana devem ser o mais fácil possível de remover e colocar no outro par de auxiliares de marcha em avaliação. Apenas desta forma seria possível realizar os testes da canadiana atual e no novo protótipo, mantendo os custos relativamente baixos.

Em função do que se pretendia registar, pensou-se num sistema de instrumentação com componentes eletrónicas definidas tendo em conta o seu objetivo enquanto deteção do parâmetro para o qual estavam direcionadas e no grau de dificuldade associado à colocação no protótipo físico do auxiliar de marcha. Isto é, o processo de instrumentação das peças na canadiana concebe o incontornável desafio de manter o equilíbrio do seu desempenho eletrónico, enquanto se reflete sobre a melhor maneira de colocar mecanicamente estes componentes. Isto porque cada solução pensada apresenta as suas especificidades, que devem ser cuidadosamente consideradas antes de optar pela opção definitiva. Ao longo deste capítulo será abordado com mais detalhe as soluções de instrumentação definitivas para os diferentes parâmetros em análise.

Quanto à escolha dos elementos eletrónicos a serem utilizados no sistema, importa referir que houve a constante preocupação relativa ao preço, pelo que se optou necessariamente por componentes que constituíssem menor encargo económico e que fossem relativamente fáceis de obter em termos logísticos. Como tal, apesar das várias dificuldades sentidas devido a

limitações associadas ao material, procurou-se trabalhar da melhor maneira com o objetivo de minimizar as mesmas.

Assim sendo, apresenta-se na figura 53 a arquitetura conceitual geral do circuito montado.

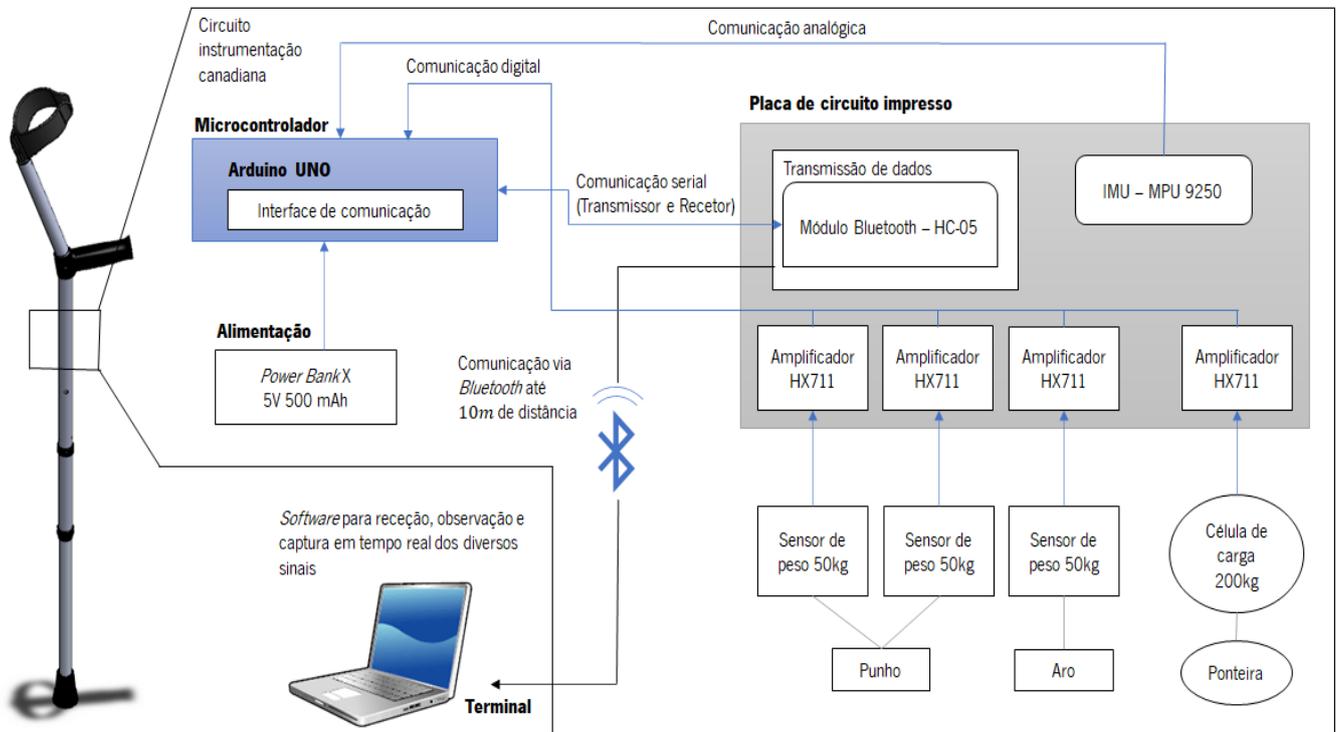


Figura 53 – Arquitetura conceitual do sistema

Para a montagem do circuito recorreu-se ao microcontrolador UNO desenvolvido pela Arduino representado na figura 54, uma vez que possui vários pins de comunicação e conversão digital e analógica para periféricos programáveis, têm capacidade de memória, é programável através da linguagem C++ e pode ser facilmente conectado ao computador através de um cabo USB.



Figura 54 - Microcontrolador Arduino UNO

Para obter os dados relativos aos parâmetros de interesse, pensou-se numa solução que recorre à utilização de cinco sensores. Desta forma, a ideia passou por colocar um sensor de força na zona do aro da canadiana e dois no punho para monitorizar a variação das forças nas diferentes zonas do auxiliar. Recorreu-se também a uma célula de carga na ponteira para estudar as forças de reação com o solo e ainda a um IMU (*inertial measurement unit*), que contém um acelerómetro e um giroscópio tri-axiais, na zona do tubo de forma a analisar o movimento angular do auxiliar. Nas próximas secções deste capítulo serão justificadas com mais detalhe a escolha destes equipamentos e a função de cada componente.

Assim sendo, como se pode ver no esquema concetual, estão ligados diretamente ao Arduino UNO seis componentes. Estes são: quatro amplificadores que têm cada um associado a si um sensor de peso, um IMU e ainda um módulo *Bluetooth*. Os amplificadores de cada sensor de peso recorrem a uma comunicação digital com o Arduino, enquanto o IMU envia um sinal analógico para o microcontrolador. Por sua vez, o módulo *Bluetooth* transmite e recebe informação através de uma comunicação serial com o Arduino.

Adquiriu-se um módulo *Bluetooth* por forma a conseguir enviar toda a informação que for recolhida pelos sensores e processada pelo Arduino para o terminal no computador. Este módulo é de extrema importância em termos logísticos, uma vez que permite que os testes de marcha sejam efetuados sem qualquer tipo de fios, dentro de uma distância de 10m do terminal.

Apresenta-se na figura 55 um fluxograma que demonstra todo o trajeto que os dados dos diferentes sinais eletrónicos fazem, desde a captura nos sensores na canadiana até ao terminal de processamento. A informação uma vez capturada pelo computador, é processada e trabalhada através de um *software*. Neste caso, recorreu-se ao Arduino IDE (*Integrated Development Environment*) para programar os componentes e para confirmar o *output* das diferentes versões do código que se iam elaborando, de forma a colocar todo o circuito a funcionar.

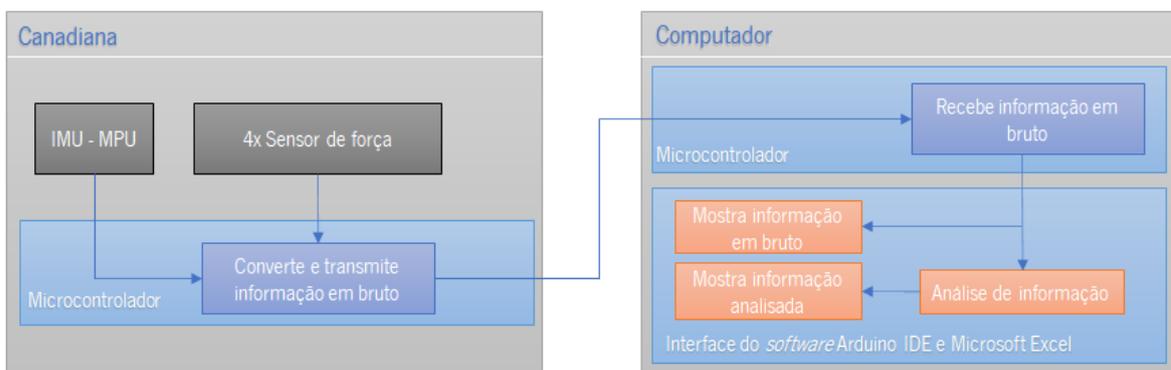


Figura 55 - Fluxograma relativo ao trajeto da informação

Todos os componentes eletrônicos são compatíveis com o microcontrolador em utilização e foram programados em C++. Para a escrita do código total recorreu-se a algumas bibliotecas já previamente realizadas e disponíveis no *software* Arduino IDE por forma a facilitar algumas partes mais comuns do código, como será abordado mais à frente.

5.2.1 ARO

De forma a conseguir obter a variação no tempo da força aplicada pelo antebraço do utilizador na canadiana durante a marcha, recorreu-se ao sensor de peso apresentado na figura 56.

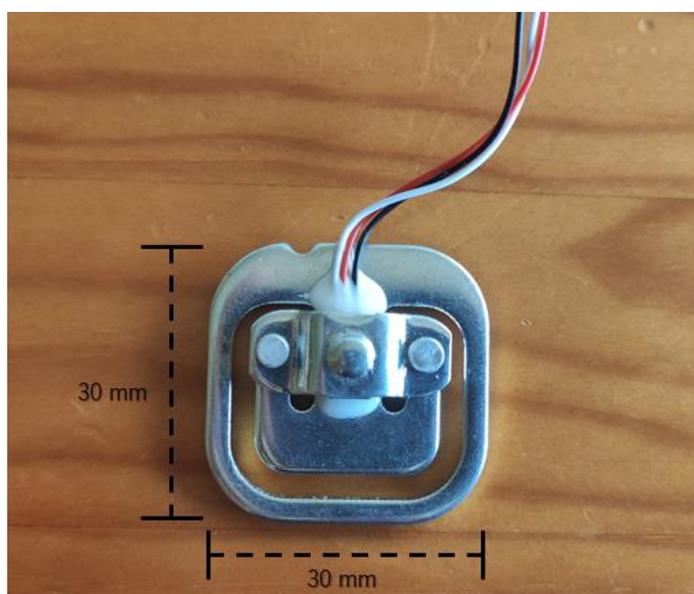


Figura 56 - Sensor de peso

Como é possível observar, este sensor apresenta uma estrutura exterior e outra no interior sob forma quadrangular. Como tal, o funcionamento correto deste sensor baseia-se no movimento relativo entre estas duas estruturas. Isto é, quando aplicada pressão da zona central do sensor, esta vai movimentar-se ligeiramente no sentido descendente enquanto a conformação exterior se mantém fixa. Isto permite que haja uma alteração no formato físico dos extensómetros que estão dentro do sensor, e que vão dar origem a uma variação proporcional no sinal registado. Uma vez que tem de existir necessariamente este movimento relativo descendente, surge a limitação de ser imprescindível que haja um pequeno espaço entre uma superfície onde o sensor esteja fixo e o plano inferior deste. Assim sendo, durante o processo de instrumentação esta restrição deve ser tomada em conta para ter um funcionamento adequando do equipamento.

Este sensor, segundo o fabricante (*Datasheet* do sensor - Anexo G), tem alcance para registar até 50 kgf de força, ou seja, cerca de 500 N. Tendo em conta que os testes devem ser executados com utilizadores de massa de cerca de 70 kg, ou seja peso de cerca de 700 N, e que o utilizador está a distribuir o seu apoio por ambas as canadianas, se assumirmos que o peso está a ser dividido de igual forma entre ambas então chegamos ao valor de cerca de 350 N. Importa ainda referir que esta aproximação assume que o utilizador não está a colocar nenhuma porção do seu peso em qualquer um apoio dos membros inferiores que possa ter no solo. Desta forma, para este caso, o valor de força que cada canadiana vai estar sujeita durante, pelo menos parte do ciclo da marcha, terá de ser necessariamente inferior a 350 N. Embora o tempo que o utilizador está sem qualquer apoio inferior no solo dependa diretamente do padrão de marcha adotada, como abordado anteriormente.

Uma vez que a norma ISO 11334-1 apenas refere qual o valor que deve ser aplicado pelo braço mecânico ao longo de toda a linha entre o punho e o aro da canadiana para o estudo da carga máxima estática, assumiu-se uma relação de aproximadamente 1/3 para a carga no aro. Assim sendo, segundo a norma, o braço deve exercer cerca de 1000 N, tendo por base a força de um utilizador de massa 100 kg. Para o caso de um utilizador com 70 kg, um terço de 350 N é cerca de 115 N.

Tendo em conta as simplificações realizadas, é provável que o valor real seja relativamente inferior ao obtido teoricamente. Assim sendo, este valor é significativamente inferior ao máximo que o sensor consegue registar, e como tal, este é adequado.

Relativamente à forma de instrumentação do sensor no aro da canadiana, pensou-se num mecanismo o mais fácil possível que se conseguisse transferir de forma simples. Assim sendo, furou-se o plástico e prendeu-se o sensor pela sua estrutura externa, através de duas anilhas ligeiramente cortadas para que não influenciassem o movimento relativo da estrutura interna. Naturalmente, estas anilhas estão suportadas por dois parafusos. Devido ao *design* dos dois aros em análise, o sensor manteve um espaço relativamente ao plástico do aro para que houvesse o movimento relativo da zona interior, pelo que não foi necessário colocar uma anilha entre a base do sensor e o aro. Na figura 57 apresenta-se a instrumentação do aro.

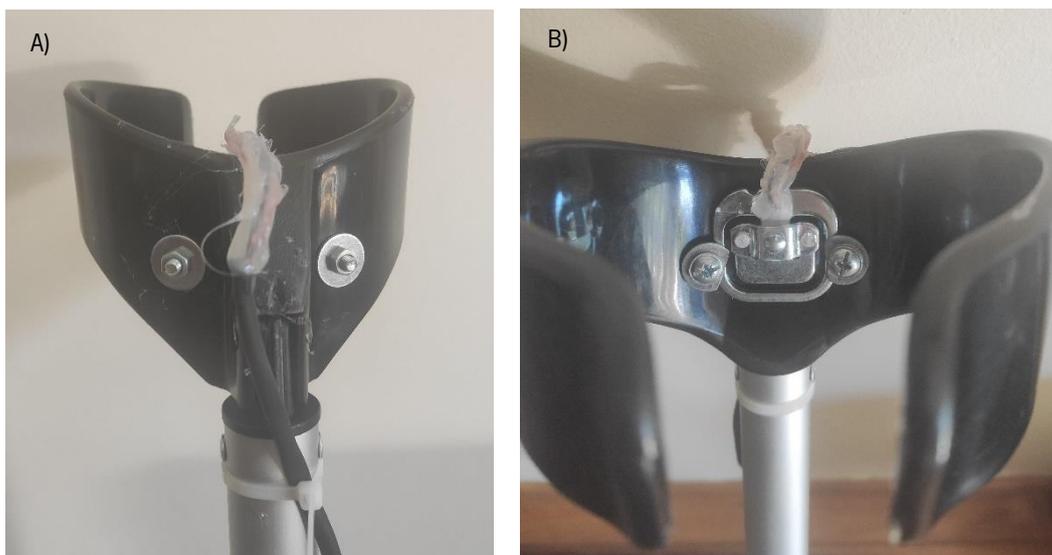


Figura 57 – Mecanismo de instrumentação do aro da canadiana reformulada a) Vista exterior b) Vista interior

5.2.2 PONTEIRA

De forma a registar as forças de reação da canadiana com o solo (FRS), instrumentou-se a ponteira com uma célula de carga com capacidade de alcance até 200 kgf de força, isto é, com sensibilidade para registar forças até cerca de 2000 N. Recorreu-se ao sensor circular TAS 606 de raio 20 mm e espessura 10 mm representado na figura 58 [80].

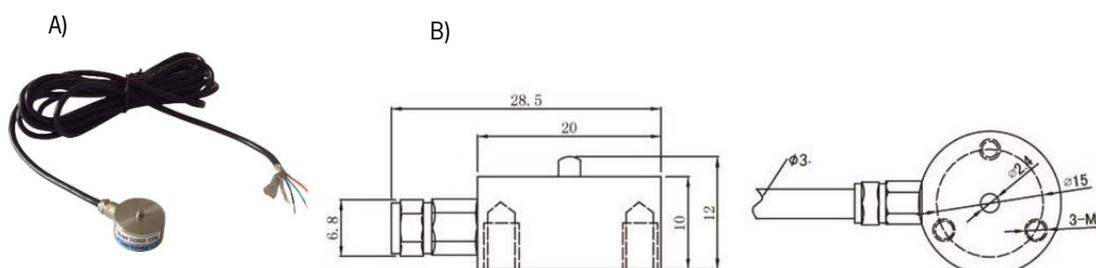


Figura 58 - TAS 606 a) Representação física b) Dimensões (mm) [75]

No caso da marcha normal, sem auxiliares, as forças de reação do solo têm como ponto de aplicação os pés do sujeito e podem ir até cerca de 1,2 vezes o seu peso. Como abordado anteriormente, naturalmente que com a utilização de canadianas estas forças são transferidas para as ponteiras dos auxiliares [81].

Assim sendo, assumindo que os membros inferiores do utilizador não suportam nenhuma porção do peso do utilizador, o que é verdade durante parte do ciclo da passada no caso de se

optar por balancear estes apoios simultaneamente, então podemos seguir o seguinte raciocínio para uma pessoa com cerca de 70 kg de massa. Com peso de cerca de 700 N, as forças de reação podem ir até 830 N e, uma vez que se tenciona fazer os ensaios com ambos os auxiliares do par, o valor é seguramente significativamente menor aos 2000 N suportados pela célula de carga no limite.

As dimensões físicas foram pensadas de forma que se conseguisse colocar parte do sensor dentro da ponteira e ficasse de fora o pino, uma vez que é o único ponto em que célula de carga regista o contacto com o solo. Para tal, cortou-se a termo borracha que constitui a ponteira com uma fresadora de forma que o sensor circular ficasse centrado na parte inferior da ponteira e conservasse cerca de 4 mm de fora, incluindo os 2 mm do pino. Desta forma, o sensor regista a carga através do pino e sua espessura tem um menor impacto na zona de contacto do que teria caso o mesmo fosse fixado diretamente no exterior da borracha da ponteira, que poderia pôr em causa a segurança da marcha.

Queimou-se ainda a borracha na lateral para abrir um rasgo de forma que o fio pudesse passar livremente para cima sem interferir com a zona de contacto. Na figura 59 está representado o resultado final.

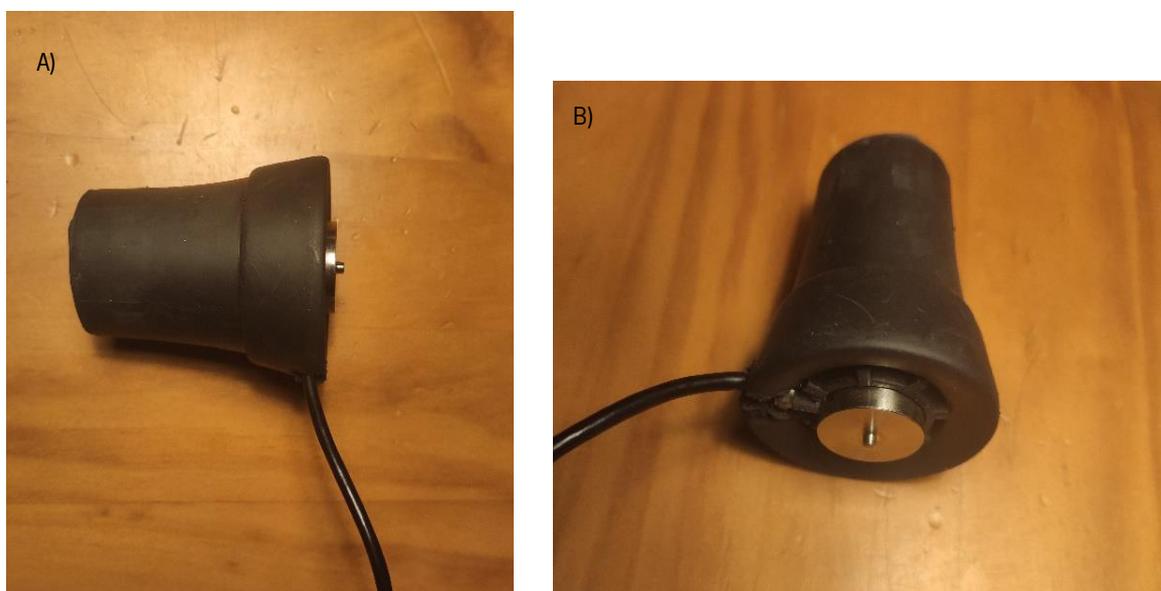


Figura 59 - Ponteira instrumentada a) Vista lateral b) Vista inferior

De forma a fixar o sensor na ponteira, recorreu-se ao uso de três parafusos M3 que encaixaram na célula de carga, perfuraram a borracha e prenderam-se na anilha de ferro no interior da ponteira, como se demonstra na figura 60.



Figura 60 - Vista do interior da ponteira

Não obstante, deve-se ter em conta que este sensor apresenta várias limitações no desempenho da função de registar as forças de reação do solo. Isto acontece uma vez que esta célula de carga apenas tem capacidade para registar o contacto através do pino central, pelo que somente se consegue obter informação relativa a um eixo. Assim sendo, em termos teóricos isto é insuficiente uma vez que ao longo do contacto da ponteira com o solo, aquando da interação do auxiliar com este, as forças aplicadas pelo solo fazem-se sentir em diversos eixos. Por isto, tal como C.Perez et al. [82] ou A.B Liggins et al. [83] fizeram, em grande parte dos estudos que se instrumentaram auxiliares de marcha as forças de reação com o solo, apesar de serem registadas de diferentes formas, são medidas através de sensores de força tri-axiais para uma maior precisão dos resultados. Ainda assim, também existem estudos que utilizam células de carga uni-axiais para registar as forças ao longo do eixo da canadiana, tal como é o exemplo de Iñigo Sesar et al. [84] Neste caso optou-se por este sensor essencialmente por limitações económicas.

Tendo em conta a necessária colocação do sensor embutido na ponteira também se aumentou a quantidade de forças de contacto com o solo que não serão registadas pela célula de carga, uma vez que os primeiros e últimos contactos do auxiliar com o solo durante uma passada são intermediados apenas pela borracha da ponteira, como se representa na figura 61. Porém, como foi referido anteriormente, não era exequível colocar toda a célula no exterior da ponteira uma vez que tornaria o contacto com o solo altamente instável, o que dificultaria a marcha e aumentaria significativamente o risco de queda durante os testes.

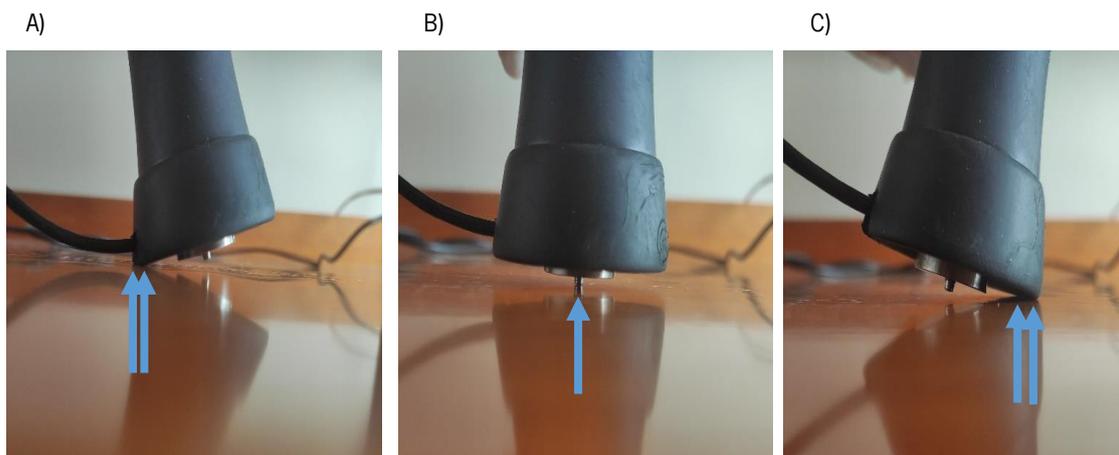


Figura 61 – Momentos do impacto da ponteira com o solo na zona de contacto: a) Primeiro b) Intermédio c) Final

Assim sendo, devido a estas limitações os valores medidos experimentalmente serão, necessariamente, diferentes dos valores reais. No entanto, as medições efetuadas terão validade para efeitos comparativos, uma vez que todos os ensaios são realizados sob as mesmas condições. Como tal, o objetivo principal do estudo, de comparar diretamente a canadiana atual e o novo protótipo, deverá ser alcançado.

5.2.3 PUNHO

Para estudar as forças que se fazem sentir no punho durante o teste de marcha, usou-se o mesmo modelo de sensor de peso que foi utilizado no aro. Porém, neste caso recorreu-se a dois destes sensores por duas razões distintas. Primeiramente, chegou-se à conclusão que apenas um sensor destes, tendo em conta as duas dimensões, não iria cobrir uma área mínima necessária da superfície do punho e da mão durante a apreensão. Isto é, caso se utilizasse apenas uma célula de carga, muita da pressão exercida pela mão não estaria a ser registada, uma vez que parte da mão estaria em contacto direto com o punho. Por outro lado, segundo a norma ISO 11334-1 (Anexo B), o punho no limite máximo deve ser capaz de suportar o peso de um utilizador com 100 kg de massa através de um braço mecânico, isto é, cerca de 1000 N.

Como tal, através da soma de dois sensores de peso de 50 kgf, obtém-se o alcance necessário de 100 kgf ou 1000 N. Assim sendo, implementou-se a soma destes dois sensores para se ter mais precisão e maior alcance de carga suportada. A ideia passou por executar uma montagem e funcionamento semelhantes ao funcionamento das atuais balanças digitais, em que o peso total do utilizador é dado pela simples soma de todos os valores registados pelas várias células de carga.

A instrumentação destes sensores no punho trouxe várias dificuldades mecânicas. Além da largura dos sensores ser maior do que a do punho, também o relevo elíptico da superfície deste dificultava bastante qualquer ideia de fixar as células de carga diretamente. Outro obstáculo incidia sobre a necessidade de manter os sensores com algum distanciamento ao punho, por forma a conservar o movimento relativo entre a zona interior e exterior dos mesmos. Estas adversidades são visíveis na figura 62.

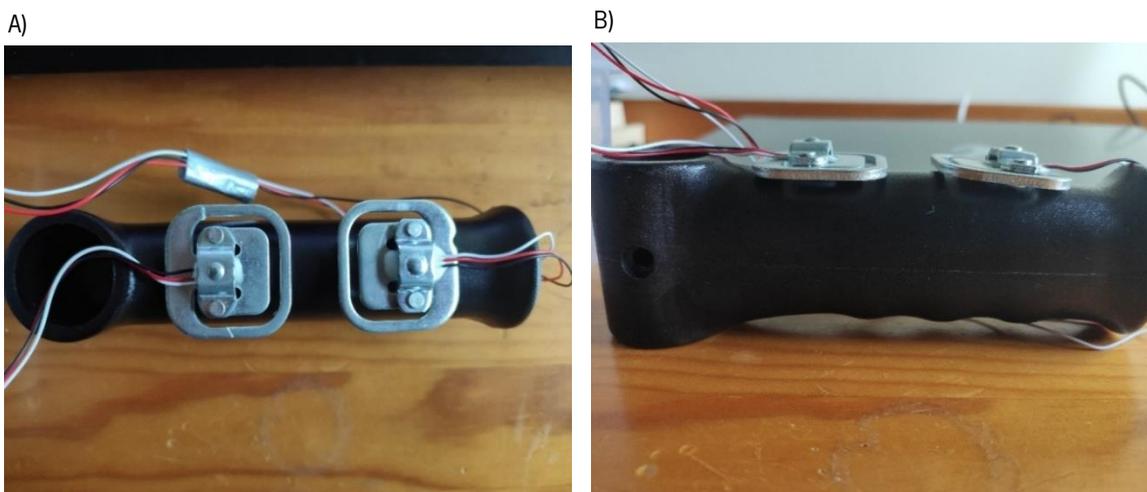


Figura 62 - Estudo da possibilidade de fixar os sensores diretamente no punho: a) Vista superior b) Vista lateral

Assim sendo, era necessário que se pensasse num mecanismo de acomodação dos sensores que ultrapassa-se as dificuldades supracitadas e fosse relativamente fácil de transferir de uma canadiana para a outra. Como tal, pensou-se que o ideal seria utilizar uma chapa de aço quinada que agarrasse na zona lateral punho e em que se conseguisse fixar por cima os sensores. Desta forma, desenhou-se a chapa apresentada na figura 63.

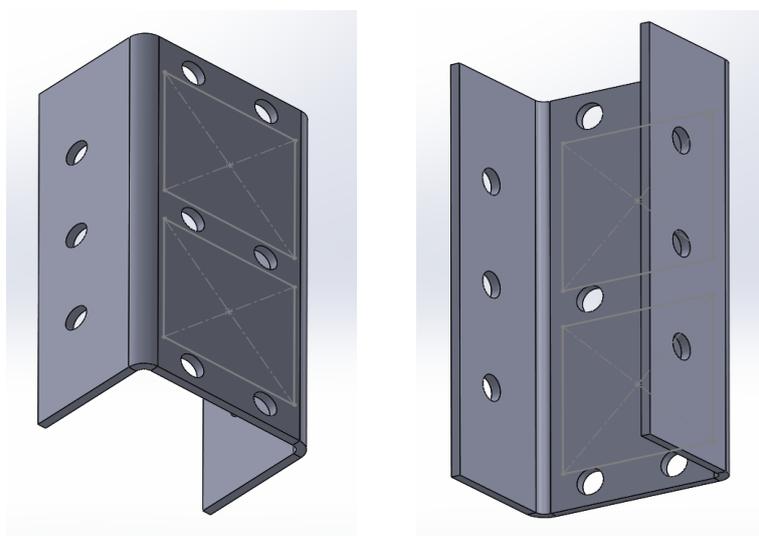


Figura 63 – Diferentes vistas do desenho 3D da chapa quinada para fixação no punho. As dimensões dos sensores estão representadas a traço cinzento

Esta chapa foi desenhada tendo em conta as dimensões dos sensores, nomeadamente a largura, de forma a conseguir acomodar toda a área dos mesmos. Os furos de lado servem para fixar a chapa na zona lateral do punho. Contudo, como abordado anteriormente, os sensores não podiam ser colados diretamente na chapa por forma a manter o movimento relativo entre a parte exterior e interior dos mesmos. Assim sendo, a ideia inicial passou por furar a chapa de forma a conseguir fixar o equipamento através de parafusos, uma vez que com este mecanismo seria possível a colocação de anilhas entre o plano inferior do sensor e a chapa. Desta forma, seria a espessura destas anilhas a promover o espaço necessário para que houvesse um movimento livre da zona interior de forma descendente quando sob pressão. Em suma, entre a chapa e o sensor colocar-se-ia uma anilha e por cima do sensor outra anilha para segurar a cabeça do parafuso que fixa à chapa.

No entanto, depois do corte e quinagem da peça, aquando da colocação dos parafusos, surgiu a ideia de que seria melhor cortar a chapa e soldar diretamente a estrutura exterior dos sensores de modo a ficarem embutidos na mesma. Neste caso, o movimento descendente da zona interior dos sensores mantinha-se devido aos 2 mm de espessura da chapa. E, desta forma, além de ser mais ergonómico para a prensão uma vez que as cabeças dos parafusos podiam ser incómodas, seria mais complicado colocar as porcas nos parafusos na parte inferior da chapa junto à superfície do punho. Assim sendo, retirou-se as dimensões do equipamento e rebarbou-se a chapa. A chapa final e a colocação da mesma no punho estão representadas nas figuras 64 e 65.



Figura 64 - Vista inferior da chapa retangular

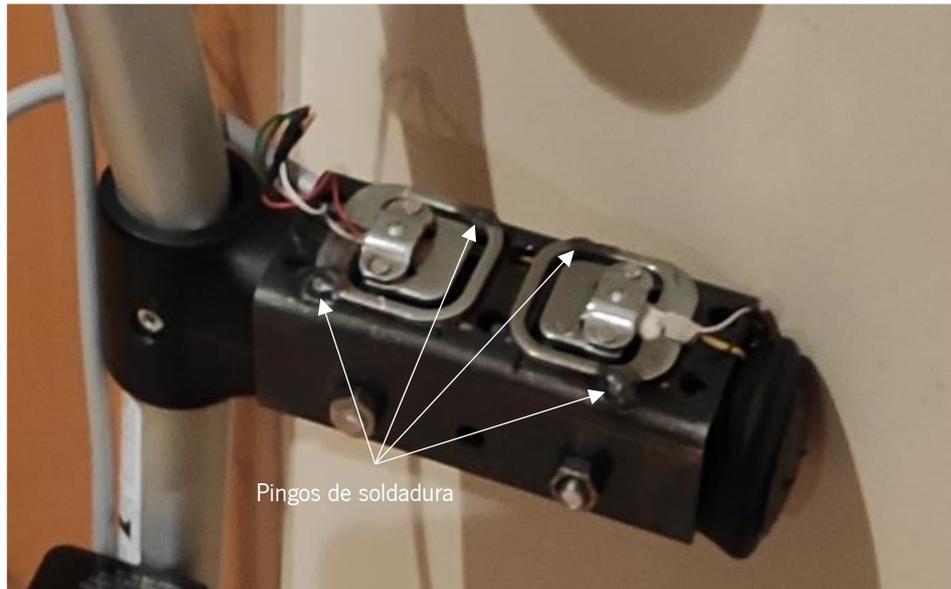


Figura 65 - Montagem da chapa

Os sensores ficaram orientados por forma a que os fios ficassem direccionados para o exterior, para evitar dano durante a prensão. As dimensões da chapa estão representadas num desenho técnico (Anexo I). Importa referir que o desenho da peça foi realizado com base da tabela de quinagem (Anexo J) referente à máquina quinadora utilizada. Como tal, as dimensões da chapa tinham de estar de acordo com os valores de espessura, raio de quinagem e secção reta mínima da aba apresentadas na tabela para que fosse possível quinar. Na figura 66 está representada a quinadora utilizada.



Figura 66 – Quinadora ORTHOS XXI

Uma vez que se pretendia fazer simplesmente a soma dos sinais dos dois sensores, assumia-se que cada sensor contribuía com 50% da massa total colocada sob o punho. Para tal, ambas as células têm de ser igualmente pressionadas. Isto é, a pressão transferida pela mão do

utilizador tinha de ser distribuída de forma simultânea e repartida entre os sensores. Desta forma, surgiu a ideia de fabricar outra chapa com o objetivo de colocar por cima de ambos os sensores de forma a uni-los. Assim sendo, desenhou-se a chapa apresentada na figura 67.

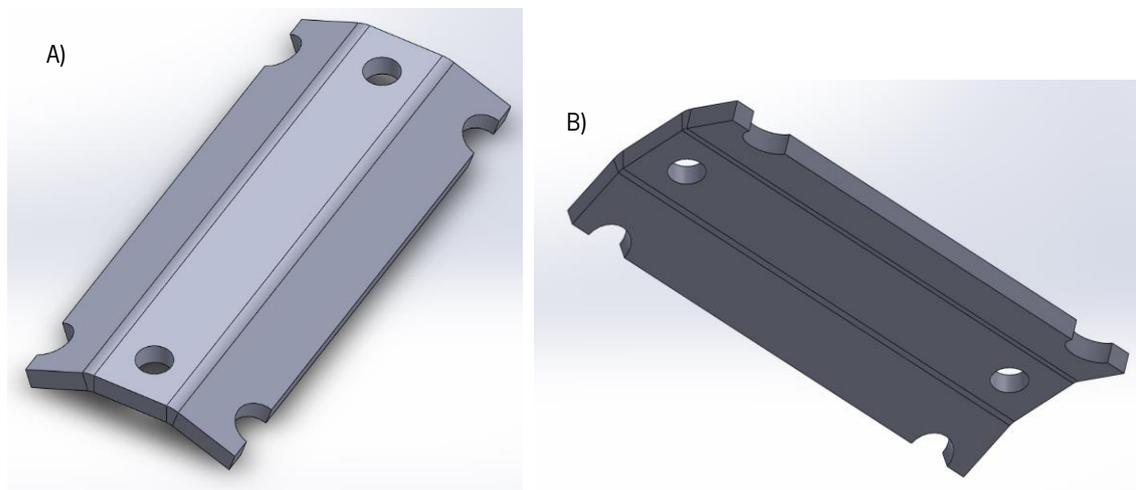


Figura 67 - Diferentes vistas do desenho 3D da chapa superior: a) Vista exterior b) Vista interior

Uma vez que a chapa foi concebida para encaixar por cima dos sensores, idealmente esta deveria ter o formato igual à zona interior dos sensores onde se estabelece o contacto para não haver qualquer tipo de folga e para que a pressão aplicada na chapa fosse transmitida em toda a área diretamente para os sensores. Na figura 68 está representado o pormenor superior da zona interior do sensor, onde a chapa deve encaixar.

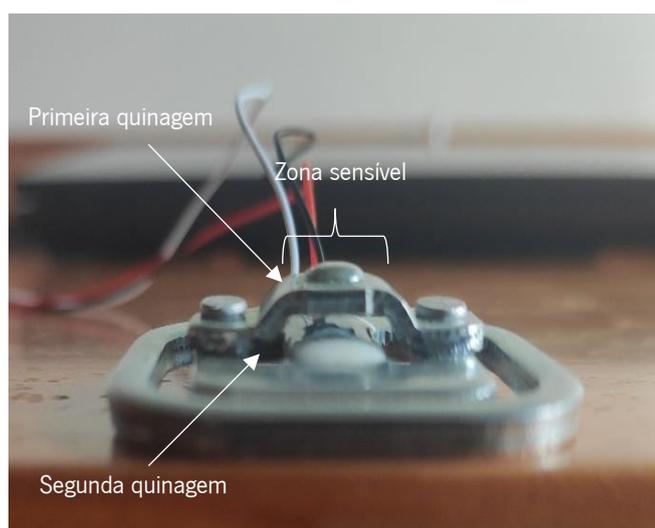


Figura 68 - Pormenor superior do sensor visto de lado

Para que a chapa tivesse o formato exatamente igual ao do sensor, na quinadora seria preciso fazer duas quinagens praticamente em simultâneo, sem a secção reta mínima tabelada

que se tem de seguir (Anexo J). Estas duas quinagens que se teriam de fazer estão assinaladas na figura 68. Assim sendo, pensou-se que a chapa podia assumir um formato ligeiramente angulado para cobrir o pormenor do sensor na zona sensível assinalada na figura anterior, uma vez que é a única que tem necessariamente que estar coberta para que se registre apropriadamente a pressão. Não obstante, teve de se seguir a tabela de quinagem e colocar uma secção reta mínima de 8.5 mm nas abas laterais para que fosse possível quinar, tendo em conta a espessura e raio de quinagem usados. Porém, com esta conformação da chapa é necessária apenas uma quinagem. As medidas estão registadas no desenho técnico no anexo K.

No desenho 3D da chapa podemos constatar que existe um furo em cada extremidade para que estes encaixem nos pinos dos sensores. Uma vez que a chapa tem 2 mm de espessura e que os pinos dos sensores têm cerca de 1 mm de altura, o ideal seria fazer dois entalhes com esta medida para ficar com dois furos cegos, por forma que a chapa também fizesse pressão sobre o pino. Porém seria extremamente difícil maquinar a chapa em dimensões tão pequenas. Assim sendo, colocaram-se dois furos vazados para encaixar nos pinos de modo que a zona periférica da chapa aos furos pudesse fazer na restante zona sensível da célula. O resultado final está demonstrado na figura 69.

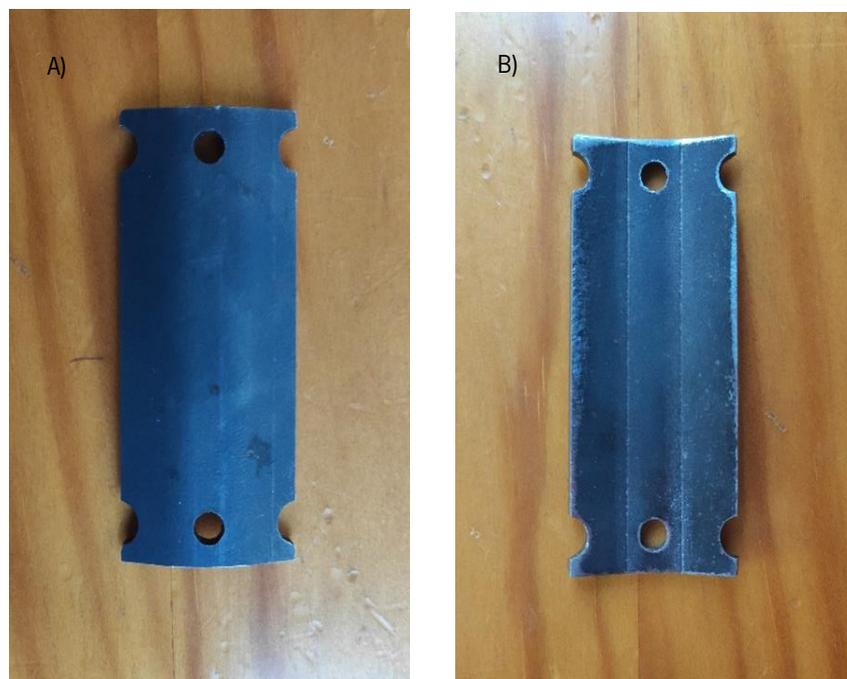


Figura 69 - Chapa superior: a) Vista exterior b) Vista interior

Depois de tudo montado, o punho instrumentado está representado na figura 70.

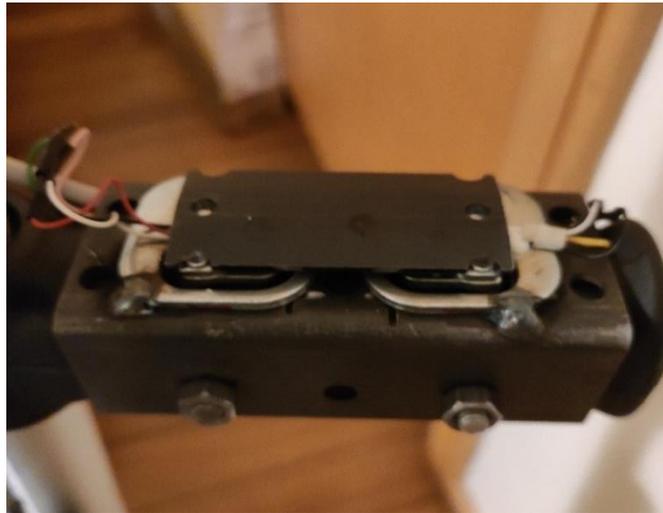


Figura 70 - Punho instrumentado

Naturalmente, com todo este mecanismo, a preensão do punho será pouco ergonómica uma vez que a superfície da chapa superior é um pouco irregular e o punho fica demasiado volumoso. No entanto, e uma vez que o punho reformulado ainda não está no novo protótipo usado durante os testes, não havia a especial intenção de ter atenção à ergonomia.

5.2.4 MONTAGEM FINAL

Por fim, a canadiana instrumentada final ficou com o aspeto representado na figura 71.



Figura 71 - Diferentes vistas da canadiana totalmente instrumentada

Depois de finalizada a instrumentação, surgiu ainda a ideia de desenhar uma caixa para imprimir 3D com o objetivo de se proteger todo o circuito montado. Assim sendo, recorrendo ao *SolidWorks* fez-se o desenho apresentado na figura 72, que teve em conta as dimensões da placa de circuito impresso, microcontrolador e *powerbank* que se queriam colocar dentro.

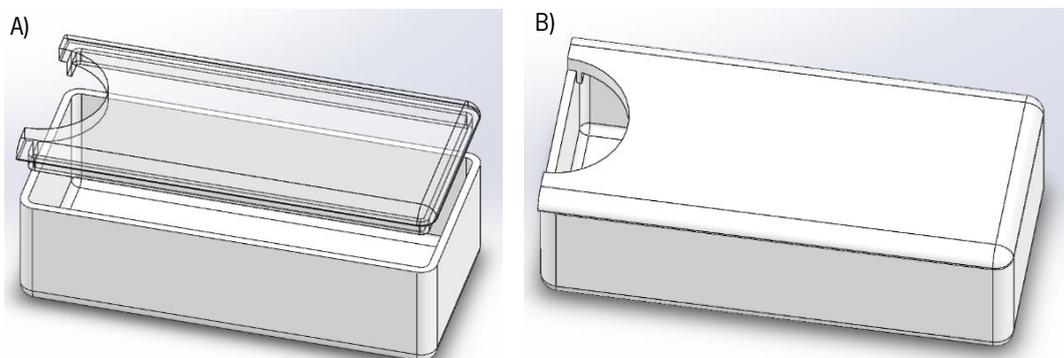


Figura 72 – Desenho da caixa para proteção do circuito: a) Com tampa transparente b) Ambas as peças a cheio

Uma vez que a medida do comprimento desta caixa ultrapassava as dimensões máximas da área de impressão da impressora da ORTHOS, teve de se reformular o desenho de modo a imprimir a caixa em quatro diferentes peças, de forma que se conseguissem colar posteriormente, como representado na figura 73.

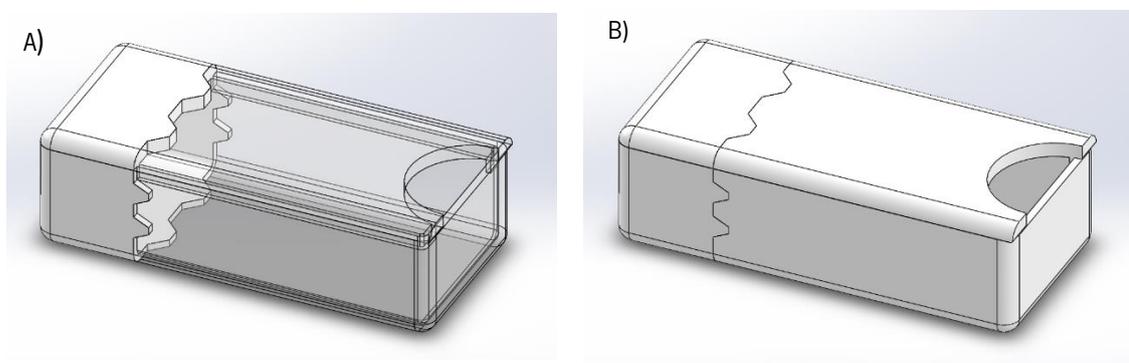


Figura 73 - Desenho da caixa reformulado para impressão: a) Com parte transparente b) Caixa toda a cheio

Outro aspeto que se pode ver na canadiana final tem que ver com o facto de se ter colocado uma abraçadeira para segurar a chapa em que o utilizador fará pressão no punho. Este foi o mecanismo encontrado para que a chapa ficasse fixa com a pressão suficiente para não escorregar, mas também não a suficiente para que fosse necessário alterar o fator de calibração no código do sensor de modo a evitar que houvesse influência nos dados registados.

Além disto, também teve de se reformular os fios de origem dos sensores do punho e aro devido à fraquíssima qualidade dos mesmos. Para isto, comprou-se fio com multicondutores, para

que fosse possível cortar os fios de origem o mais próximo possível da saída dos sensores e soldar os fios mais robustos e resistentes. Importa, porém, apontar que mesmo cortando os fios o mais perto possível do sensor, estes estão ligados dentro dos mesmos, pelo que não podem desaparecer por completo. Este aspeto foi uma preocupação constante durante todo o processo devido à elevada sensibilidade dos mesmos. Para ajudar a dar consistência mecânica aos fios elétricos, na zona da soldadura dos fios colocaram-se mangas termorreguláveis e depois revestiram-se estas zonas mais sensíveis com várias camadas de cola quente como se pode verificar pela figura 74.



Figura 74 - Reformulações dos fios elétricos no: a) Punho b) Aro

5.2.5 CALIBRAÇÃO

Naturalmente, todos estes sensores têm de ser devidamente calibrados antes de serem utilizados, por forma a confirmar a validade dos dados que se pretendem obter. Como tal, no caso dos sensores de peso, para calibrar devem-se fazer vários ensaios de modo a estudar a relação

entre a carga exercida por um objeto de massa conhecida e a resposta que os sensores apresentam.

Assim sendo, para calibrar devidamente os sensores utilizados para instrumentar o punho e o aro teve de se ter em conta vários aspetos. Como foi referido anteriormente, estes sensores funcionam através do movimento relativo entre a zona interior e desenho exterior e, como tal, é necessário que não estejam diretamente colocados sobre uma superfície. A zona interior deve ser o único ponto de aplicação da carga. Além disto, a simples colocação do objeto em cima deste sensor é de difícil execução, uma vez que a base de suporte deste objeto seria instável devido às irregularidades da zona de registo do sensor. E desta forma o objeto cairia para os lados, distribuindo o peso pela superfície.

Como tal, recorreu-se a uma balança doméstica e a uma superfície que permitisse fazer uma distribuição igualitária do peso entre o sensor e a balança. Para tal, elevou-se o sensor de forma a ficar com o pino no mesmo plano da balança. Para obter o ligeiro intervalo que se necessita da superfície de apoio, colocaram-se as extremidades do sensor em cima de algumas moedas, uma vez que estas apresentam aproximadamente a espessura necessária. Posteriormente, durante a calibração colocaram-se sequencialmente dois objetos, cada um deles com uma massa conhecida de 1 kg. Apresenta-se na figura 75 a montagem utilizada para a calibração dos sensores em questão.



Figura 75 - Montagem para calibração dos sensores de peso

Como referido anteriormente, a leitura destes sensores foi programada através da linguagem C++. Recorrendo ao *software* Arduino IDE, o código escrito permitiu que houvesse um ajuste em tempo real de um fator de calibração, que se traduz numa variação no valor de força,

em kgf, que sensor de peso regista. Assim sendo, este fator deve-se ir ajustando através de *inputs* até que a carga que o sensor leia seja a expectável. Neste caso, como se colocou sequencialmente dois pesos de 1 kg de massa cada e é expectável que metade da carga seja suportada pela balança e outra pelo sensor, é de esperar que o sensor registre numa primeira instância 0,5 kgf e depois 1 kgf. Nos gráficos seguintes está identificada a sequência da variação da carga a ser registada pelo sensor, realizada por forma a validar de forma consistente o equipamento.

O valor do fator de calibração é um parâmetro de entrada para uma função no código, cuja tarefa é converter dados recebidos pelo sensor para unidades de medida reconhecidas. Assim sendo, este fator começou por ter o valor de -7050 e foi-se ajustando até ser -50050, uma vez que neste caso os valores registados pelo sensor de carga estavam de acordo com o esperado, como evidenciado nos gráficos apresentados na figura 76.

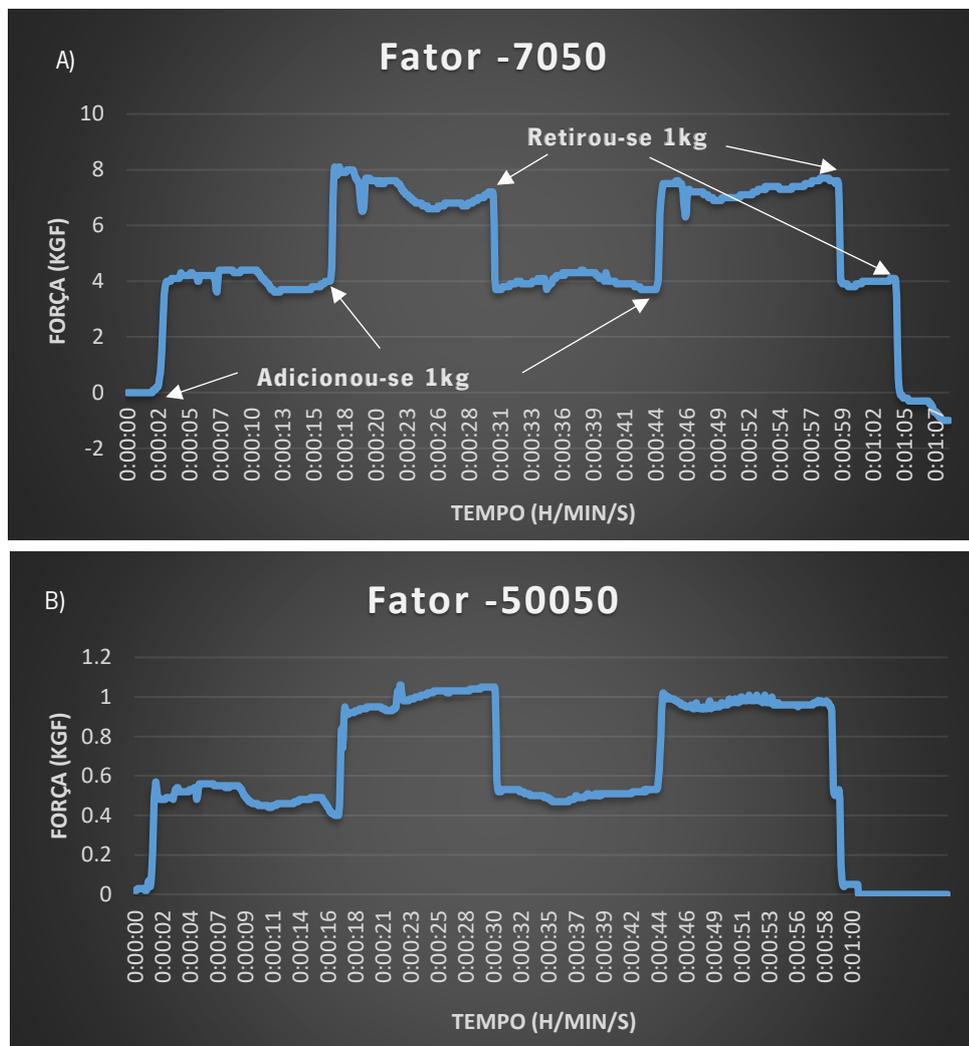


Figura 76 - Resposta dos sensores durante o tempo com dois valores de fator de calibração diferentes: a) -7050 b) -50050

Pode-se observar ainda que a resposta do sensor é relativamente rápida, no entanto este apresenta uma pequena instabilidade quando é sujeito durante alguns segundos a uma mesma carga. Uma possível justificação para isto tem que ver com o facto de este sensor ter um alcance até 50 kgf e como tal é expectável que tenha sido concebido tendo em vista cargas mais elevadas. Assim sendo, a sensibilidade para estas variações de pequena escala deve ser relativamente desprezada. O valor da massa dos objetos a que se recorreu para calibração foi limitado pelo facto de a balança doméstica pesar no máximo de 3 kgf. No entanto, estes sensores estarão previsivelmente sujeitos a valores de cargas substancialmente superiores às que nestes ensaios se fizeram sentir, pelo que esta pequena instabilidade não deverá ter um impacto significativo. Estes ensaios foram repetidos três vezes para os três sensores iguais em utilização, e em todos eles os gráficos obtidos foram semelhantes para os mesmos valores de fator de calibração.

O mesmo procedimento foi realizado para a célula de carga instrumentada na ponteira, TAS 606. Realizou-se uma montagem ligeiramente diferente, apresentada na figura 77, mas com o mesmo objetivo e utilizou-se o mesmo código para a calibração. Também a sequência da variação da carga colocada durante ensaio foi a mesma.



Figura 77 - Montagem para calibração da célula de carga TAS 606

Naturalmente, o fator de calibração para o qual se registava metade da carga colocada na superfície de apoio foi substancialmente diferente para este sensor. Além disto, este sensor quando sujeito ao mesmo peso durante alguns segundos, apresenta uma resposta com múltiplas variações, mas todas elas muito pequenas, pelo que não se regista uma instabilidade significativa durante o tempo quanto ao valor de carga a ser lido. Novamente, o ensaio foi repetido três vezes, e os gráficos da resposta do sensor estão expostos nas figuras 78 e 79.

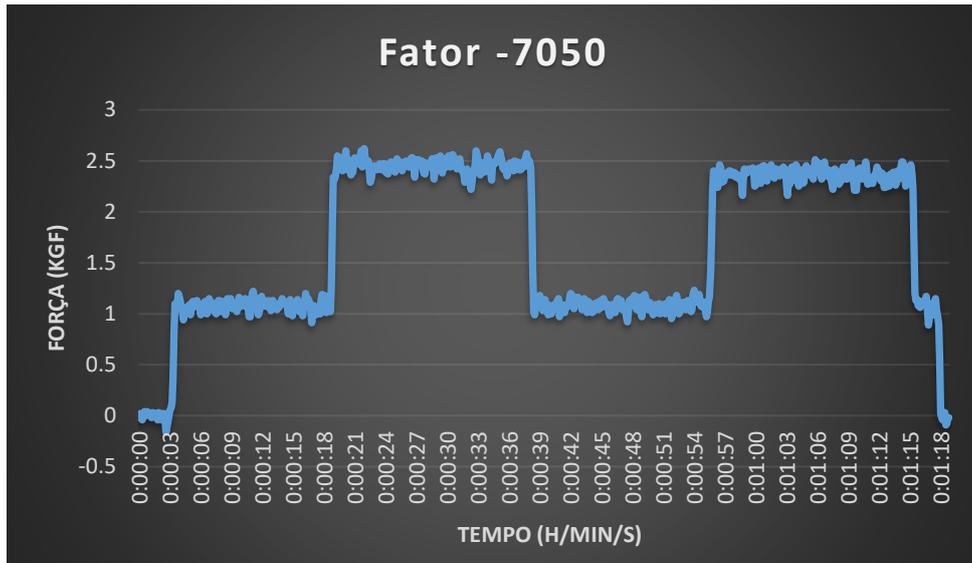


Figura 78 - Resposta do sensor durante o tempo com um fator de calibração de -7050

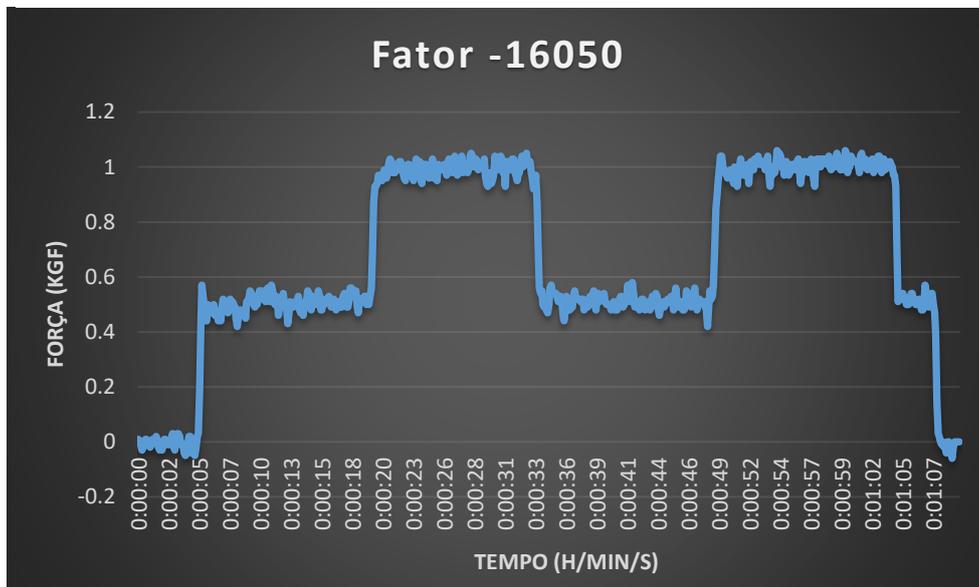


Figura 79 - Resposta do sensor durante o tempo com um fator de calibração de -16050

Uma das limitações desta calibração incide sobre o facto de que a variação da carga que se impõe no sensor ser feita de forma discreta, ao passo que esta deveria ser preferencialmente mais progressivamente para um estudo melhor da resposta do sensor. Também a variação da força é demonstrada em função do tempo e, sem as ferramentas necessárias era impossível registar o comportamento da força registada pelo sensor em função da carga que se coloca na superfície. Objetivamente, com o conhecimento desta taxa, obter-se-iam mais informações relativas à linearidade da resposta do sensor.

5.2.6 XSENS

Como já foi referido, utilizou-se um equipamento da *Xsens*, com a colaboração com o DTx (*Digital Transformation CoLab*). O DTx é um laboratório que apresenta alguns projetos associados à Universidade do Minho e as cujas áreas de estudo são extensas, entre as quais se insere a mobilidade humana. O equipamento a ser utilizado é composto por um fato com vários sensores conectados e colocados nos diferentes membros do corpo, para que se consiga gerar um avatar em 3D da pessoa a utilizar em tempo real. Para isto também se recorreu ao *software* disponibilizado pela empresa da *Xsens*. Depois da utilização nos testes, o *software* permitiu reproduzir os ensaios e ter acesso a bastante informação sobre o movimento do corpo, como por exemplo a variação de ângulos de articulações ou a variação da orientação de determinados membros e entre outros [84].

5.3 CÓDIGO

Como foi referido anteriormente, recorreu-se à linguagem C++ para programar a aquisição dos sinais dos sensores utilizados. Assim sendo, de seguida é explicada qual a finalidade do código e no Anexo L está disponível o código total final repartido por blocos e analisado com mais detalhe.

Como foi referido anteriormente, recorreram-se a algumas bibliotecas já disponíveis pela comunidade, onde estão já definidas várias funções e classes gerais, por forma a ser acelerado o processo de programação. Neste caso recorreu-se às bibliotecas "MPU9250.h", "HX711.h" e "Countimer.h". Naturalmente, as primeiras dizem respeito ao IMU e amplificador HX711, respetivamente, e a última ao contador que se programou. Este contador teve como objetivo cronometrar o tempo de cada ensaio, uma vez que só desta forma é que seria possível registar o tempo de duração dos ensaios na grelha do *software* Excel partindo do segundo 0, para que fosse possível gerar os gráficos de forma correta posteriormente. Neste caso, definiu-se que o contador deveria registar todos os segundos até aos 2 minutos, sabendo que possivelmente cada ensaio de marcha duraria menos tempo.

No que diz respeito aos sensores de força utilizados, uma vez já calibrados, no início de cada ensaio estes eram tarados para desprezar qualquer pressão que pudesse estar a ser exercida nos momentos iniciais. Naturalmente, no momento inicial os sensores devem estar ainda nem qualquer tipo de contacto. O MPU foi programado para ser calibrado no início de cada ensaio. Esta calibração demora cerca de 5s e o componente deve estar fixo numa superfície horizontal, o que

também obrigou a canadiana a estar durante este período de tempo na horizontal e só depois os voluntários puderam dar início à marcha.

Por fim, o código foi concebido para que o circuito retorne em tempo real todos os valores registados pelos sensores. Na escrita desta parte foi necessário seguir algumas especificações para que fosse possível imprimir os valores em colunas no Excel através da ferramenta eletrónica PLX-DAQ explicada mais à frente neste capítulo.

5.4 CIRCUITO

Importa aprofundar um pouco mais o circuito eletrónico montado para colocar todos os equipamentos a funcionar devidamente. Assim sendo, na figura 80 está representado o esquema geral do circuito com todos os componentes utilizados, assim como as ligações realizadas. No anexo M está representado o esquema elétrico clássico mais pormenorizado.

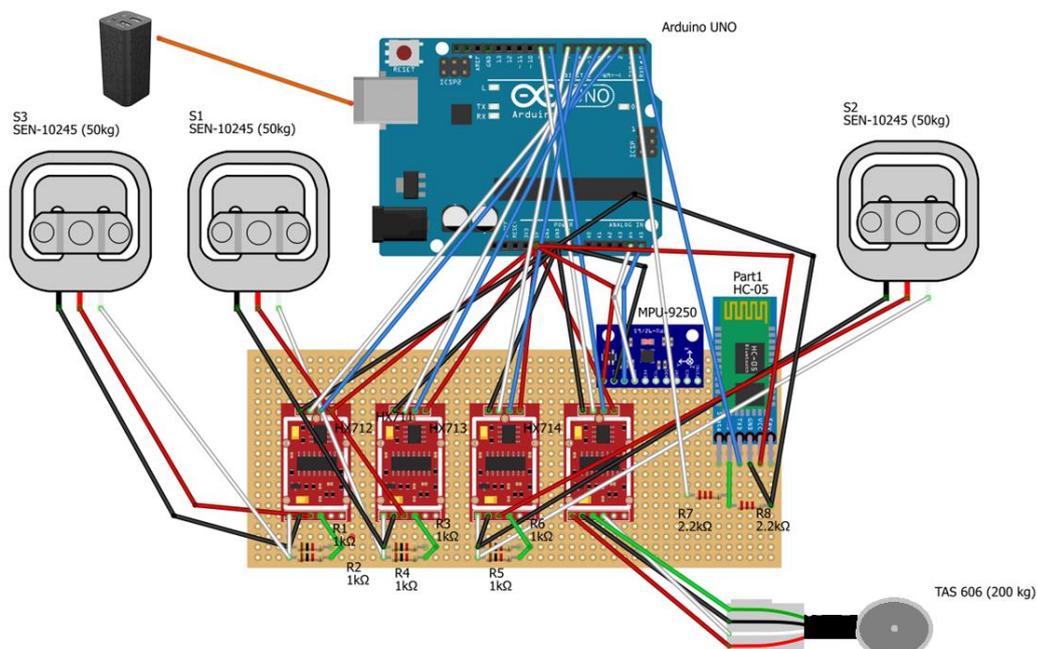


Figura 80 - Esquema geral do circuito

Os sensores de força são constituídos por extensómetros que, em função da força/pressão aplicada sobre eles, vão alterando a sua forma e, conseqüentemente, a sua resistência. Esta variação provoca uma alteração proporcional na voltagem que depois é convertida em sinal elétrico pelo amplificador. Como podemos observar, cada célula de carga foi ligada a um amplificador de instrumentação, neste caso o HX711. Estes funcionam como módulo amplificador e conversor da variação da resistência do material para potência elétrica, registada posteriormente pelo

microcontrolador. No caso dos sensores acomodados no punho e aro, utilizaram-se duas resistências para fechar a ponte de *wheatstone*, que é necessária para medir as diferenças de resistência elétrica. Conectou-se a cada célula de carga um amplificador de instrumentação, uma vez que se pretendia obter os sinais de cada sensor separada e independentemente, para trabalhar os dados posteriormente.

Recorreu-se ao módulo HC-05 para fazer a comunicação *Bluetooth* entre a canadiana e o terminal no computador. Este dispositivo consegue manter o fluxo de informação até 10 m de distância do recetor, pelo que é suficiente para o que pretendia. Na integração deste módulo no circuito, colocaram-se duas resistências para formar um divisor de tensão com o objetivo de impedir que houvesse dano no componente, uma vez que este preferivelmente deveria receber menos do que os 5 V com que se alimentou o circuito a partir do microcontrolador. Qualquer módulo *Bluetooth* efetua a transmissão de dados para o recetor através de pacotes, isto é, não há uma comunicação em tempo real, ao invés disto os dados são recebidos com uma taxa de atualização que pode variar consoante a potência do módulo. Neste caso, o módulo envia pacotes de dados com espaçamento de cerca de 2 s e possui uma taxa de amostragem de 10 ou 11 amostras de dados por cada segundo, ou seja, envia cerca de 20 a 22 amostras por cada pacote.

Depois de colocar todo o circuito a funcionar como se pretendia, recorreu-se a uma placa de circuito impresso, exibida na figura 81, para soldar todos os componentes eletrónicos como solução definitiva.

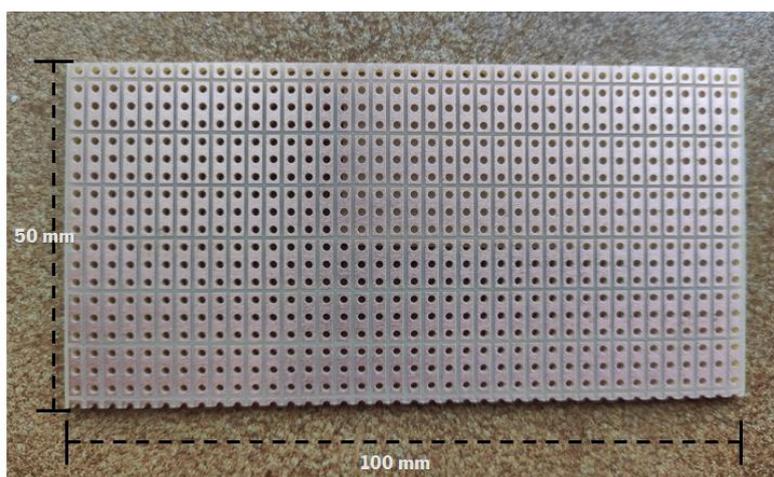


Figura 81 - Placa de circuito impresso utilizada

Além destes componentes referidos, também se conectou o IMU, neste caso recorreremos ao MPU-9250, à placa de circuito impresso. Importa explicar como foi feita a ligação entre todos os componentes e a placa. Numa primeira experiência, soldaram-se os componentes diretamente

na placa, porém o circuito não estava funcional pelo que se teve de dessoldar o mesmo. Durante este processo, o calor da solda acabou por danificar os componentes. Assim, teve-se de voltar a adquirir os mesmos e decidiu-se utilizar *headers* para intermediar a ligação entre os componentes e a placa. Assim, soldaram-se os *headers* diretamente na placa e os componentes facilmente se encaixavam e desencaixavam nestes, o que permitiu que se conseguisse substituir componentes e alterar o circuito sem que se tivesse de correr o risco de fornecer calor aos *drivers*.

De forma a alimentar todo o sistema, recorreu-se a uma *power bank* da *EuroTech* com 5200 mAh de potência, capaz de fornecer 5 V de tensão de saída e 1 A de corrente. Para sustentar o microcontrolador a fonte de alimentação necessita de fornecer, no mínimo, 5 V de tensão e cerca de 450 mA de corrente. Na figura 82 está representada a fonte de alimentação. Esta fonte liga-se diretamente ao microcontrolador. Todo o circuito e alimentação devem ficar fixos numa zona subida do tubo da canadiana, de forma que os fios dos componentes tenham maior margem para chegar às partes superiores da canadiana que vão estar sob análise. Na figura 83 está exibido parte do circuito instrumentado na canadiana.

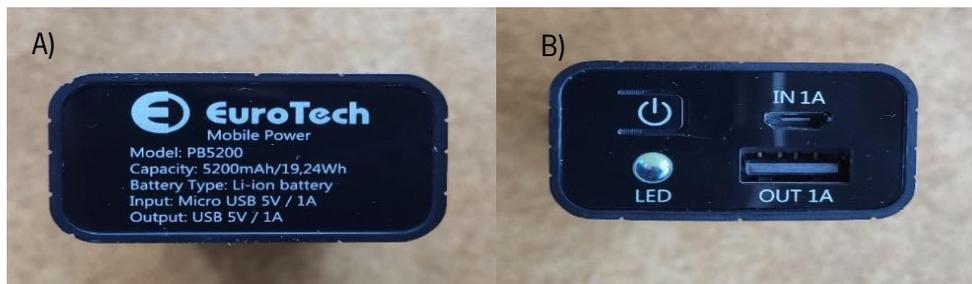


Figura 82 - Power Bank da EuroTech utilizada a) Especificações técnicas b) Portas USB

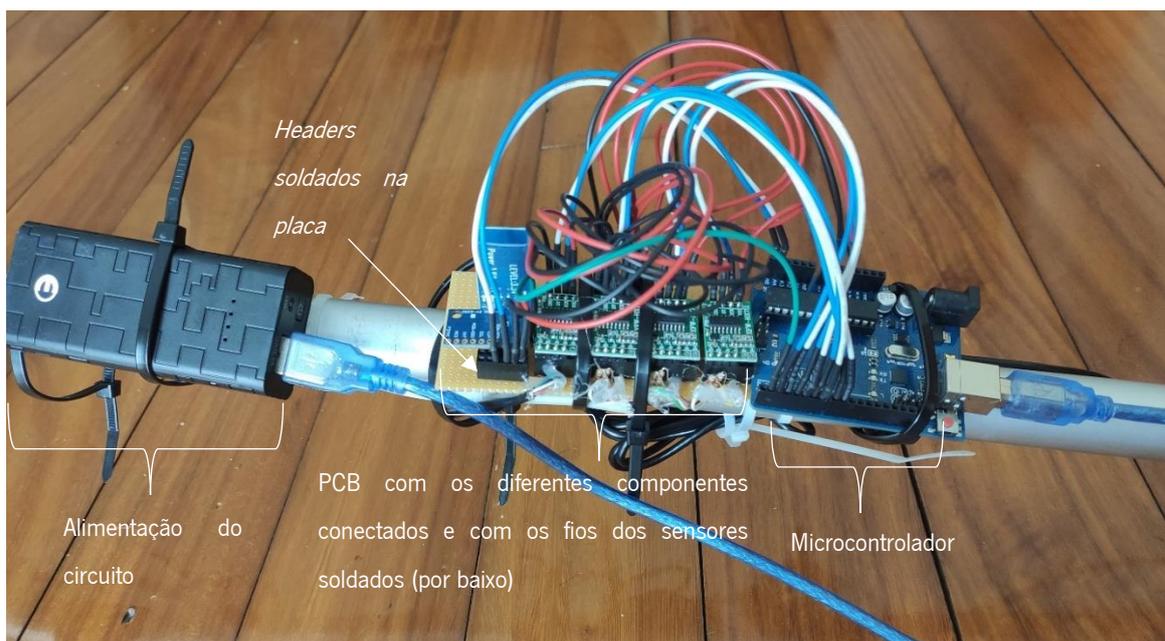


Figura 83 - Parte do circuito final montado na canadiana

5.4.1 PROCESSAMENTO DE INFORMAÇÃO

Uma vez recebida a informação no computador, esta foi processada recorrendo a alguns aplicativos. O objetivo final passou por transmitir os dados durante os testes para o Excel, de forma a conseguir com que a informação recolhida ficasse rapidamente organizada e guardada em colunas, por forma a facilitar o tratamento de dados que se seguia. Assim sendo, recorreu-se a uma ferramenta eletrônica chamada PLX-DAQ, que facilitou a obtenção de dados diretamente no Excel, ao invés do *software* IDE da arduino ou outros terminais onde não é possível guardar a informação em tempo real. Programou-se também um contador para obter o tempo, por forma a conseguir cronometrar cada ensaio. Assim sendo, através destas ferramentas conseguiu-se gerar gráficos com a informação registada para posterior análise.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos que se consideraram relevantes para a análise da marcha. Com base nestes resultados, foi feito um estudo comparativo com o objetivo de tirar conclusões quando ao impacto da alteração estrutural da canadiana na locomoção e quando à marcha com canadianas em geral.

Para o estudo da marcha foram selecionados três voluntários do sexo masculino com menos de 30 anos e saudáveis. Os voluntários tiveram alguns minutos para se adaptar à marcha com canadianas, embora apenas um deles nunca tivesse recorrido a estes auxiliares. Estes adotaram uma marcha recorrendo a três pontos de contacto de apoio e balancearam-se para além da linha delineada entre os auxiliares aquando de cada passada. Estipulou-se este padrão de marcha uma vez que é o mais comum entre os utilizadores de canadianas. Cada voluntário marchou com ambos os pares de canadianas, naturalmente em dias diferentes, porém sem quaisquer reparos ou notificações quando à marcha adotada por cada um. Primeiramente os voluntários foram equipados com a canadiana atual e só depois foram sujeitos à reformulada. Fizeram-se quatro ensaios para cada voluntário com cada par de canadianas num percurso fechado com cerca de 6 metros de comprimento.

6.1 COMPORTAMENTO GERAL DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO

Numa primeira análise, através do estudo dos gráficos gerados pelo *Xsens*, compreendeu-se que em todos os ensaios dos três voluntários, tanto a articulação do cotovelo direito como esquerdo de cada um apresentaram um comportamento semelhante, pelo que o estudo específico de qualquer um deles deverá representar de forma fidedigna o outro. Esta articulação apresentou um padrão semelhante de movimento entre todos os utilizadores. Isto é, apesar de os valores serem naturalmente diferentes, o comportamento verificado é idêntico. Apresenta-se na figura 84 um gráfico exemplo de um ensaio de um dos voluntários, para que se tenha melhor noção do comportamento relativamente ao movimento de flexão/extensão desta articulação ao longo da marcha.

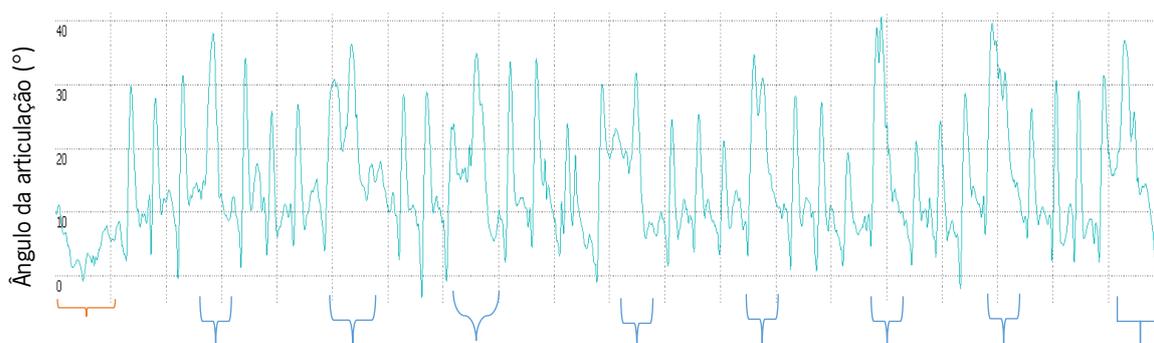


Figura 84 - Movimento de flexão/extensão da articulação do cotovelo durante um ensaio de marcha

No gráfico estão identificados vários intervalos de tempo. O intervalo de tempo a laranja representa os movimentos de preparação do utilizador para o ensaio e a azul estão representadas as flexões máximas registadas, que representam as rotações do movimento, feitas quando os voluntários tinham de inverter o sentido da marcha, uma vez que o circuito era fechado. Assim sendo, à exceção destes intervalos de tempo, os restantes representam os ciclos da cada passada que compõe a marcha com as canadianas. Na figura 85 está representado o gráfico referente ao movimento de flexão/extensão da articulação do cotovelo durante um intervalo de tempo mais curto. O intervalo de tempo a amarelo representa o ciclo de uma passada.

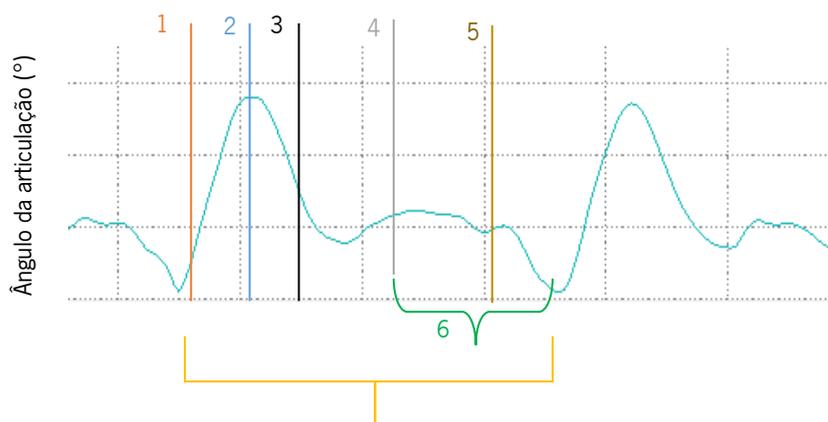


Figura 85 - Movimento de flexão/extensão da articulação do cotovelo durante cerca de dois ciclos

Importa compreender melhor o movimento do utilizador durante um ciclo da marcha. Assim sendo, destacaram-se no gráfico anterior 5 momentos distintos:

- 1) O utilizador já está equipado com os auxiliares e está pronto para dar início à marcha numa posição relaxada e com um grau de flexão baixo;
- 2) Para se deslocar, o utilizador está a fletir bastante ambas as articulações do cotovelo durante o movimento de levantar as canadianas do solo para poder balanceá-las para a frente;
- 3) Canadiana já está em contacto com o solo mais à frente e o utilizador já tem parte do seu corpo apoiado nos auxiliares, porém ainda não levantou os apoios do solo;
- 4) Utilizador já fez o movimento de propulsão e está prestes a retirar o seu apoio do solo;
- 5) Instante médio do balanceamento em que o utilizador não tem qualquer apoio no solo e, como tal, está totalmente apoiado nas canadianas;
- 6) Período de tempo em que o utilizador está a balancear o corpo para a frente.

Naturalmente, é durante o período em que o corpo está a ser balanceado para a frente que os membros superiores estão sujeitos a uma maior carga, uma vez que não há qualquer apoio dos membros inferiores com o solo. Dentro deste período, o instante nº5, que está demonstrado na figura 86, representa o momento em que a rotação da articulação do ombro está próxima de 0° e que se prevê que seja aquele em que a pessoa coloca mais pressão no auxiliar de marcha. Como tal, é este momento que ao longo de várias repetições vai provocar o desgaste/desconforto nos membros superiores do utilizador e que, portanto, se deve dar especial atenção.

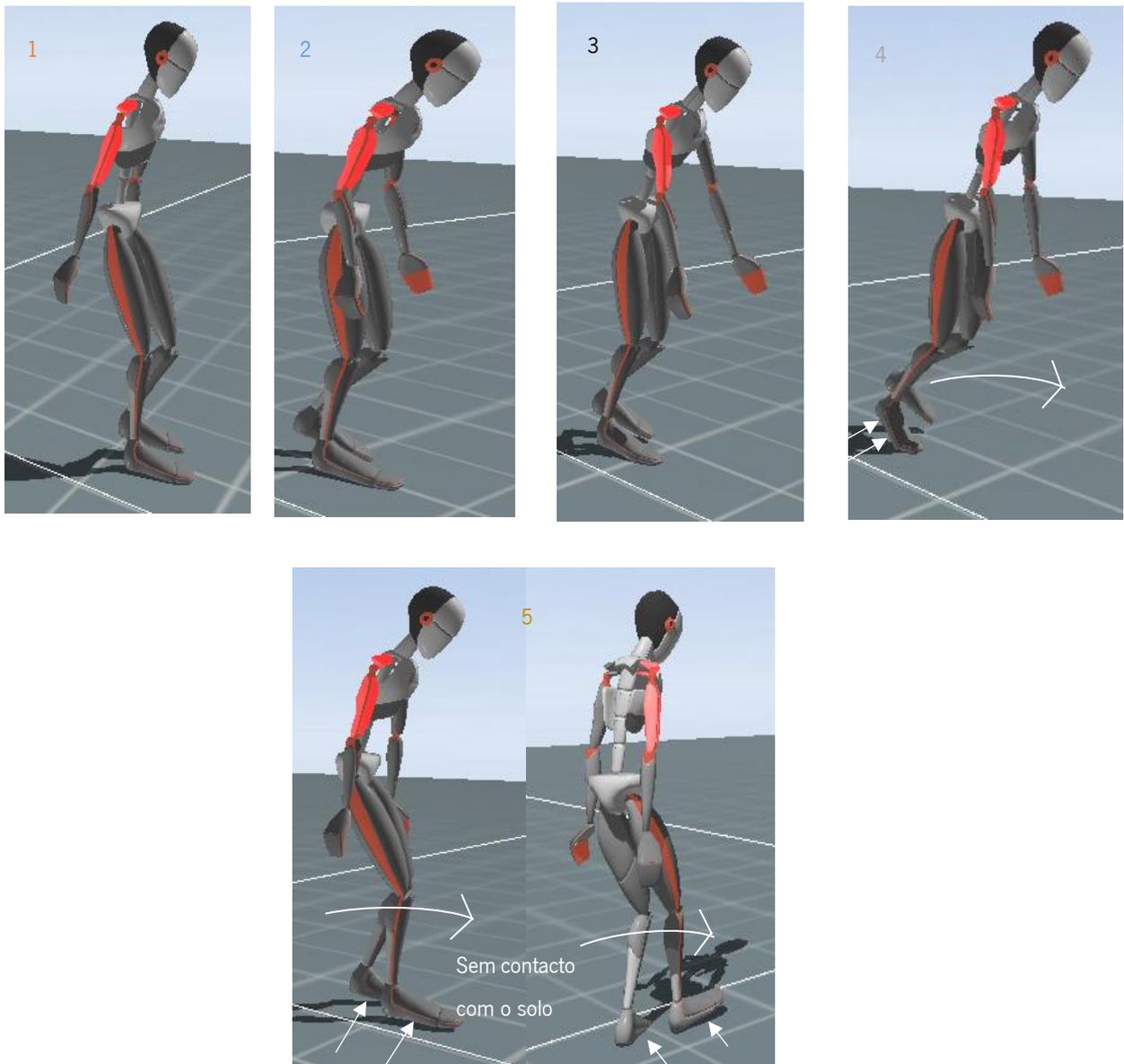


Figura 86 - Representação biomecânica de diferentes momentos de um ciclo durante a marcha com canadianas

6.2 FLEXÃO E POSTURA

Assim sendo, através do *software* da *Xsens*, foi possível reproduzir novamente todo ensaio gravado e parar em *frames* específicos para os quais se pretendia retirar informação. Como tal, registou-se para cada voluntário o valor da flexão da articulação do cotovelo no instante médio do balanceamento, nos vários momentos em que este movimento acontecia em cada ensaio, e fez-se uma média dos valores obtidos. Os ângulos registados estão representados na tabela 25.

Tabela 25 - Ângulos de flexão da articulação do cotovelo no ponto médio do balanceamento com canadiana atual

(nº) Voluntário	1	2	3
Valor médio do ensaio			
Ensaio 1	10,6°	25,1°	26,7°
Ensaio 2	9,1°	25,4°	26,9°
Ensaio 3	7,1°	25,0°	26,5°
Ensaio 4	10°	25,3°	26,7°
Média Final	9,2°	25,2°	26,7°

A disparidade dos valores obtidos entre o primeiro voluntário e os restantes remete para uma diferença postural significativa durante a marcha que os justifique. Assim sendo, apresenta-se de seguida na figura 87 um *frame* comparativo da postura entre os voluntários 1 e 3 no instante em estudo.

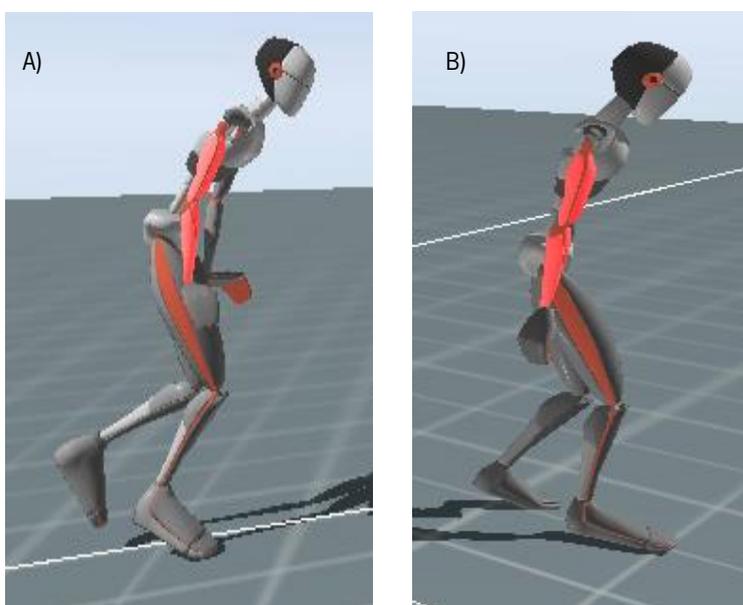


Figura 87 - *Frame* exemplar com postura corporal durante o balanceamento a) Voluntário 3 b) Voluntário 1

Através da análise da figura anterior é possível concluir que os voluntários apresentam uma inclinação do tronco significativamente diferente, o que pode influenciar o grau de flexão na articulação do cotovelo. Enquanto o voluntário 3 inclina demasiado o corpo durante o

balanceamento, o que pode induzir uma maior flexão no cotovelo, o outro utilizador apresenta uma postura mais direita. Por outro lado, o primeiro voluntário apresenta uma postura aparentemente demasiado “rígida” no que aos braços diz respeito, uma vez que não parece fletir o suficiente para retirar proveito do apoio do antebraço do auxiliar.

Preferencialmente, importa referir que o ideal seria uma postura intermédia entre a apresentada por estes voluntários, com menos inclinação do troco e maior flexão do cotovelo para poder retirar proveito do apoio superior, libertando nomeadamente o punho de sustentar maior carga. Desta forma, também se pode concluir que, não só o comprimento da passada, mas acima de tudo o treino da marcha com o auxílio de canadiana tem mais impacto do que se previa, uma vez que esta prática afeta diretamente a postura. Neste caso, os voluntários, apesar de terem tido alguns minutos para se adaptarem aos auxiliares, não estão habituados à marcha com os mesmos.

Apesar de se denotarem estas diferenças posturais entre os voluntários, o impacto das alterações estruturais implementadas no protótipo reformulado deve seguir as mesmas diretrizes em ambos os casos. Isto é, o objetivo essencial da alteração da distribuição das forças, através da reformulação dos ângulos manteve-se de forma clara.

Assim sendo, apresenta-se na tabela seguinte os valores da flexão da articulação obtidos nos ensaios com a canadiana reformulada e a variação comparativa com os ensaios anteriores com a atual. Como podemos constatar, o valor médio da flexão aumentou significativamente para os voluntários 1 e 3 e diminuiu para o segundo. No caso do 1º e 3º voluntários pressupõe-se que o aumento da flexão vá permitir que estes consigam retirar maior proveito do apoio para o antebraço, exercendo mais força. Como tal, estes seguiram o padrão de aumento esperado, apenas o voluntário nº2 registou uma diminuição inesperada. Quanto aos valores em concreto, uma vez que já nos ensaios com a canadiana atual se registaram valores distantes dos 17º (ângulo α), a flexão da articulação parece não acompanhar a linha estrutural do esqueleto da canadiana de forma linear. Os ensaios da flexão com o protótipo reformulado confirmaram esta tendência, como se pode constatar pela tabela 26.

Tabela 26 - Ângulos de flexão da articulação do cotovelo no ponto médio do balanceamento com canadiana reformulada

Voluntário (n°)	1	2	3
Valor médio do ensaio			
Ensaio 1	19,6°	19,4°	32°
Ensaio 2	18,86°	19,6°	32,7°
Ensaio 3	16,5°	20,1°	33,7°
Ensaio 4	17,5°	19,7°	32,3°
Média Final	18,12°	19,7°	32,2°
Comparativamente aos ensaios anteriores	+8,92°	-5,5°	+5,5°

Uma justificação para o facto de os ângulos de flexão não corresponderem especificamente ao valor da abertura do tubo da canadiana, tem que ver com a postura de marcha de cada pessoa. Isto é, nomeadamente o grau de inclinação do tronco do corpo do utilizador influencia a flexão da articulação do antebraço, uma vez que um maior ângulo de inclinação postural deverá inferir uma maior flexão no cotovelo. Assim sendo, impõe-se que se estude e compreenda melhor também qual o impacto na postura geral do corpo.

6.2.1 ORIENTAÇÃO DO TRONCO

Para uma análise postural mais completa recorreu-se à informação fornecida pelo *Xsens* relativamente à orientação da zona do tórax dos voluntários no plano anatómico sagital. Isto é, estudou-se a variação da inclinação frontal do tronco durante a marcha. Foi possível comprovar que os valores registados entre ensaios foram semelhantes para o mesmo utilizador, para o mesmo par de canadianas em utilização. Assim sendo, apresenta-se na figura 88 um gráfico que demonstra as linhas de tendência da inclinação do tronco durante um ensaio de cada voluntário com o auxílio da canadiana atual.

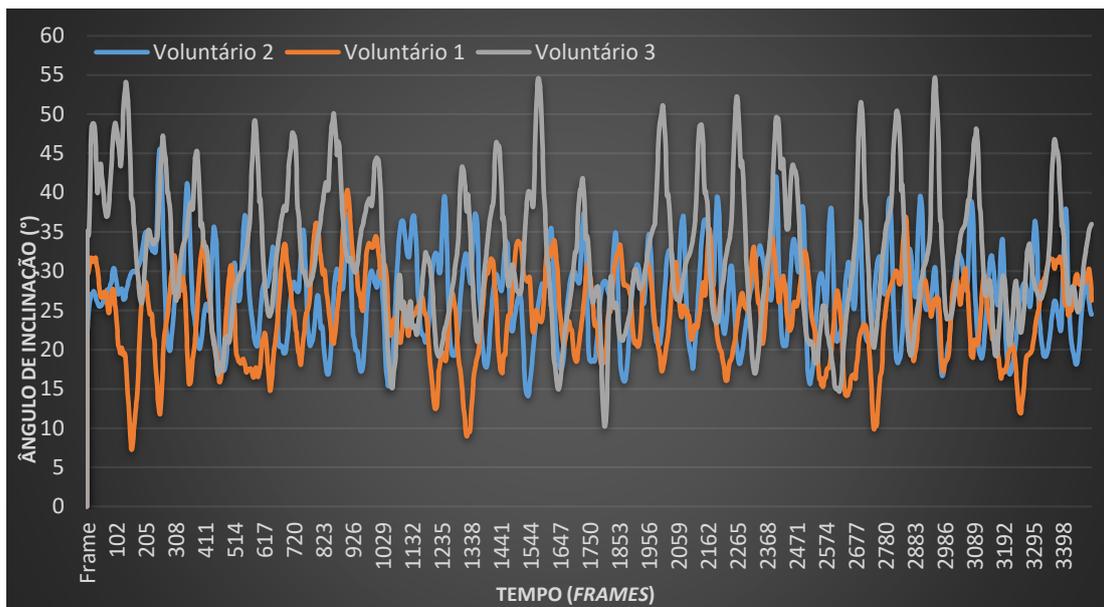


Figura 88 – Inclinação do tronco durante um ensaio de cada voluntário com o auxílio da canadiana atual

Relativamente ao gráfico, os picos máximos representam, salvo algumas exceções, os momentos intermédios do balanceamento dos voluntários durante a marcha, como representado na figura 87. É durante este momento que os utilizadores apresentam maior tendência para se inclinar para a frente.

Assim sendo, recorrendo ao Excel, trabalharam-se os dados de forma a conseguir retirar todos os valores máximos registados para cada ensaio. Posto isto, filtraram-se estes valores para retirar os máximos registados que não fossem referentes ao momento em análise, mas de noutros pequenos movimentos durante a marcha, nomeadamente na inversão do sentido da marcha. Para isto, em função da grandeza dos valores registados, definiu-se um valor mínimo de inclinação e apenas os valores acima deste foram contabilizados. Depois desta filtragem, fez-se uma média aritmética entre os valores dos máximos que restavam. Por fim, realizou-se a média das médias dos quatro ensaios para cada par de auxiliares e valores finais estão representados na tabela 27.

Tabela 27 – Valores médios finais relativamente à inclinação do tronco de cada voluntário durante o balanceamento

Voluntário (n°)	Canadiana	Atual	Reformulada
1		30,71°	28,96°
2		34,03°	30,65°
3		43,54°	41,10°

Importa realçar que os valores também se mantiveram relativamente semelhantes entre os ensaios para cada voluntário com o protótipo reformulado. Assim sendo, para este protótipo os gráficos padrões obtidos foram semelhantes ao apresentado na figura anterior. Como tal, tendo em conta os valores obtidos do tratamento estatístico, podemos concluir que o voluntário que apresenta maiores ângulos de inclinação durante a locomoção é o mesmo que apresenta maiores valores de flexão da articulação do cotovelo, tal como esperado. Os restantes voluntários também seguem a mesma tendência.

Relativamente à variação dos valores obtidos entre os diferentes auxiliares, podemos observar que todos os sujeitos diminuíram o seu grau de inclinação com o auxílio do protótipo reformulado. Embora a diminuição em geral, e mais em concreto do voluntário nº1, seja relativamente diminuta, não deixa de ser um dado que indicia uma possibilidade de melhoria da postura através da variação angular do esqueleto da canadiana.

Tendo em conta os dados apresentados anteriormente para a flexão da articulação do antebraço e os valores registados em relação à postura dos voluntários é possível formular algumas hipóteses que justifiquem os resultados para cada sujeito. O voluntário nº1 aumentou significativamente o grau de flexão e diminuiu, embora de forma menos significativa, o ângulo de inclinação do tronco. Assim sendo, este parece ter seguido o que seria de esperar quanto à variação da sua postura corporal durante a marcha, com uma melhoria na postura geral e maior flexão na zona do antebraço. O mesmo se verificou para o nº3, porém ainda com uma melhoria em relação à inclinação um pouco mais acentuada.

No caso do voluntário nº2, verificou-se uma diminuição da inclinação do tronco e da flexão do antebraço, o que pressupõe que este possa ter adotado uma marcha que, apesar de mais correta em termos de postura do tronco, pode não ter o impacto esperado na redistribuição de forças entre a mão e antebraço, por causa da menor flexão do cotovelo. Por outro lado, também é possível admitir que este possa ter sofrido a redistribuição, uma vez que a menor inclinação do tronco por si só pode ter feito com que o voluntário se tenha apoiado mais na zona do antebraço da canadiana. Neste cenário, mesmo com uma diminuição da flexão do antebraço, as alterações dos ângulos da canadiana alcançariam na mesma o objetivo principal.

Importa ainda referir que o voluntário nº3 apresenta um intervalo de variação de valores angulares significativamente maior do que os restantes e, como tal, é possível que esteja a exigir mais do sistema músculo-esquelético do tronco. Desta forma, naturalmente aumenta a probabilidade de desenvolver outras lesões.

6.3 COMPRIMENTO E FREQUÊNCIA DA PASSADA

Para que se possa compreender melhor a postura, também se deve ter em conta outros dados retirados através da instrumentação. Em primeiro lugar, uma vez que os voluntários marcharam num circuito fechado, deve ser fácil identificar nos dados registados o momento em que estes paravam para se virar de forma a poder continuar a marcha. Importa realçar que o número de passadas que cada um dos voluntários teve de dar para percorrer a distância de uma ponta a outra do percurso está, naturalmente, diretamente relacionado com o comprimento de cada passada que cada um adotou. Por sua vez, pressupõe-se que o comprimento da passada possa estar diretamente relacionado com a postura, nomeadamente a inclinação, dos voluntários.

Assim sendo, recorreu-se aos dados retirados pela célula de carga na ponteira, uma vez que esta é aquela que apresenta uma resposta mais limpa devido à sua maior qualidade, e à visualização dos ensaios no *Xsens* para estudar o comprimento da passada. Este estudo foi realizado para todos os voluntários e para ambos os auxiliares. A título de exemplo, apresenta-se na figura 89 parte dos valores registados durante um ensaio do voluntário 1 com a canadiana atual.

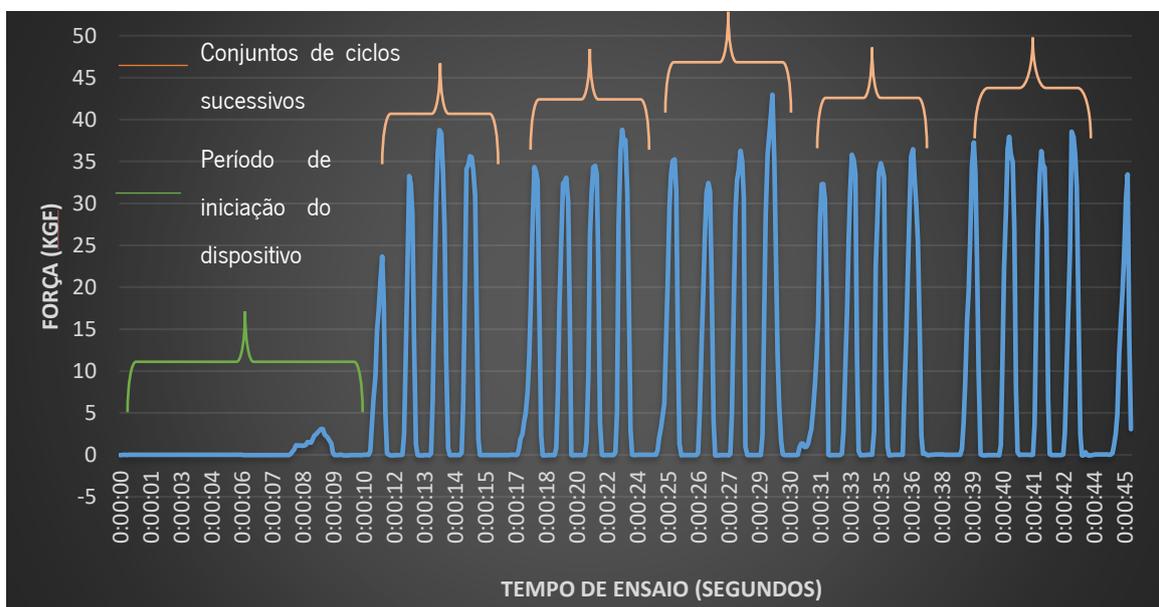


Figura 89 - Valores de força registados pela célula de carga colocada na ponteira em parte de um ensaio do voluntário 1

No gráfico está representado a verde um intervalo de tempo que aparece em todos os resultados obtidos através dos sensores instrumentados e que deve ser desprezado. Este intervalo acontece uma vez que é preciso dar um *reset* no microcontrolador, para que todos os sensores

possam re-calibrar e tarar de forma correta no início de cada ensaio e a canadiana deve estar na horizontal para a calibração correta do IMU. Só depois deste processo é que cada voluntário podia pegar na mesma e começar a marchar.

Relativamente à passada efetuada pelo voluntário em análise na figura anterior, é possível dividir de forma clara as forças registadas em grupos de 4, pelo que este foi o número de vezes que aquele teve de se apoiar nos auxiliares para percorrer uma vez o trajeto definido e o espaço temporal entre estas sequências corresponde à inversão do sentido da marcha. Esta tendência foi apresentada de igual forma ao longo, não só do mesmo ensaio, mas dos 4 ensaios realizados por este voluntário e foi confirmada através da reprodução dos ensaios recorrendo ao *software* da Xsens e da análise do comportamento dos outros sensores de força da canadiana. Da mesma forma retiraram-se os dados para os outros voluntários e fez-se o mesmo procedimento para a canadiana reformulada. O número de passadas realizadas para efetuar uma vez o percurso para cada voluntário está registado na tabela 28.

Tabela 28 - Número de passadas de cada voluntário durante um percurso do trajeto

Voluntário (nº)	1	2	3
Nº de passadas/trajeto	4	6	3

Os valores apresentados verificaram-se ser iguais para ambos os auxiliares. Como se pode observar, o voluntário nº3 apresenta um número de passadas menor comparativamente com o 1º, o que indica que o maior comprimento de cada passada pode estar relacionado com o facto de aquele apresentar uma postura mais inclinada, tendo em conta que ambos apresentam características físicas, como altura e peso, muito semelhantes. Isto pode levar a pensar que um maior comprimento de passada pode induzir mais facilmente uma postura mais inclinada. No caso do voluntário nº2, este apresenta o menor comprimento de passada e uma postura relativamente direita, embora apresente uma inclinação um pouco maior comparativamente ao voluntário nº1, pelo que o comprimento da passada deverá ter influência, mas não é definitivamente a única variável que interfere com a postura.

Além do comprimento, também importa estudar a frequência da passada com que cada voluntário se move. Isto porque, uma maior frequência do movimento indica uma maior velocidade do mesmo, o que também poderá ter influência na postura de cada pessoa. Recorrendo-se ao

mesmo gráfico da força registada na ponteira, estudou-se o intervalo de tempo que existe entre cada valor máximo, que representa o contacto com o solo a cada passada, para os três voluntários. Para o caso do voluntário 1, através da análise do gráfico anterior representado na figura 89, podemos concluir que existe cerca de 1s entre cada ciclo. Naturalmente, apesar deste valor variar ligeiramente entre ensaios e até mesmo durante cada ensaio, a linha de tendência demonstrada é clara para cada sujeito. Mais uma vez, os valores verificaram-se de igual forma para ambos os auxiliares e estão apresentados de seguida na tabela 29.

Tabela 29 - Frequência da passada de cada voluntário

Voluntário (n°)	1	2	3
Frequência da passada (ciclos/segundo)	1	1	0,7

O voluntário n°3, que apresenta uma postura mais inclinada, têm uma frequência de passada inferior aos restantes, pelo que este demora mais a executar cada ciclo. Intuitivamente seríamos levados a pensar que, uma vez que este demora mais tempo a fazer cada ciclo, poderia apresentar uma postura mais cuidada e menos inclinada, porém não foi o verificado experimentalmente.

Após análise mais cuidada do gráfico de força da ponteira deste voluntário, apresentado na figura 90, podemos concluir que este demora mais tempo parado entre passadas do que os restantes e que o tempo de balanceamento (tempo em que o sensor está a registar força) é relativamente semelhante. O facto de ficar mais tempo parado entre passadas também pode estar relacionado com o facto de este ser o voluntário que apresenta maior comprimento de passada, pelo que poderá indicar que este precisa de mais tempo para se “recompôr” para novo ciclo. No gráfico podemos constatar que a abertura representada a laranja, tempo em que o sensor está a registar, é relativamente idêntica ao gráfico da figura 89 e aos dos restantes ensaios. Por outro lado, representado a amarelo, o tempo entre passadas já é notoriamente superior.

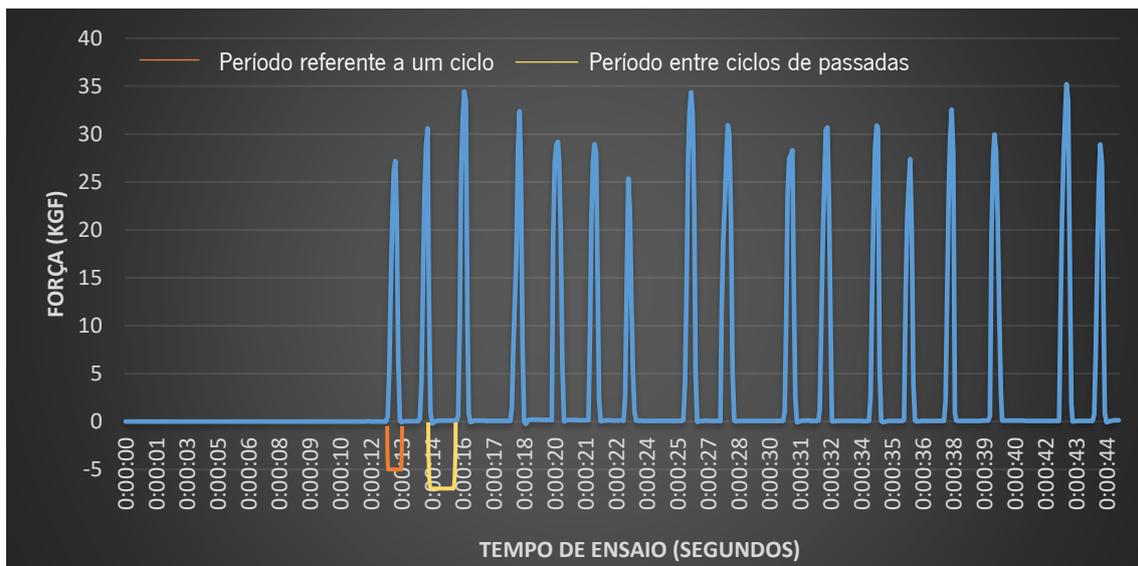


Figura 90 - Valores de força registados pela célula de carga colocada na ponteira em parte de um ensaio do voluntário 3

Assim sendo, como já foi referido, verificou-se a maior inclinação para o voluntário 3, pelo que a influência da frequência parece ser muito dependente de cada utilizador e da sua forma de marchar. Isto porque no caso dos restantes voluntários em estudo, estes apresentaram uma frequência muito semelhante para posturas também relativamente similares, o que neste caso está de acordo com o esperado.

6.4 ESTUDO DAS FORÇAS

Relativamente às forças registadas pelos sensores importa indicar que, naturalmente, não havia sincronismo perfeito da marcha entre diferentes ensaios, pelo que isto dificultou um pouco mais o tratamento estatístico. Assim sendo, para cada um dos quatro ensaios realizados por voluntário, para cada par de auxiliares, retiraram-se todos os valores máximos registados. Depois filtraram-se estes para eliminar máximos de baixo valor que representavam outros movimentos que não o apoio durante o balanceamento. Posto isto, realizou-se uma média dos valores máximos e, finalmente, uma média das médias para obter apenas um valor representativo por voluntário relativamente a cada auxiliar.

6.4.1 PUNHO

Como referido anteriormente, o punho foi instrumentado com dois sensores independentes e o sinal analisado final foi a soma do registo de ambas as forças. No esquema

apresentado na figura 91 estão representadas ambas as forças registadas, assim como a direção e distância dos momentos que estas vão inferir na canadiana relativamente ao eixo central do tubo principal.

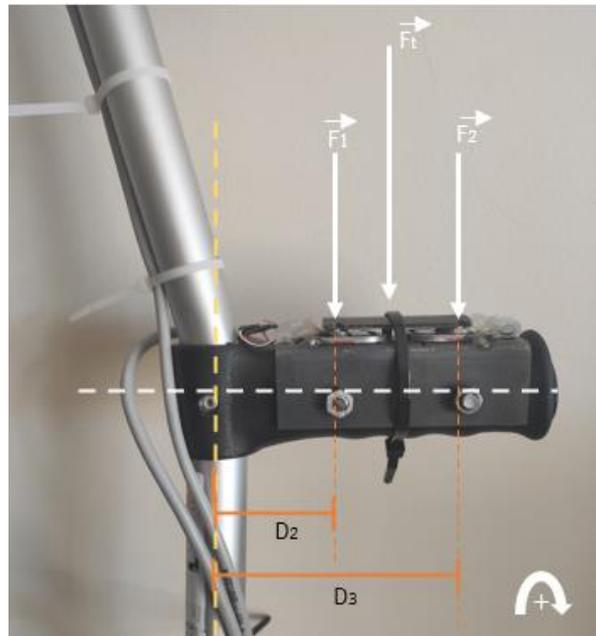


Figura 91 - Representação esquemática das forças registadas ao nível do punho

Os valores máximos registados no punho apresentaram uma variância relativamente baixa durante o mesmo ensaio e entre ensaios para cada utilizador, por cada auxiliar. Assim sendo, para que se tenha melhor noção das curvas obtidas, apresenta-se de seguida um gráfico padrão na figura 92 em que estão representados os resultados registados para cada voluntário durante parte de um ensaio realizado com a canadiana atual. Os gráficos dos restantes ensaios apresentam desenhos semelhantes com valores naturalmente diferentes.

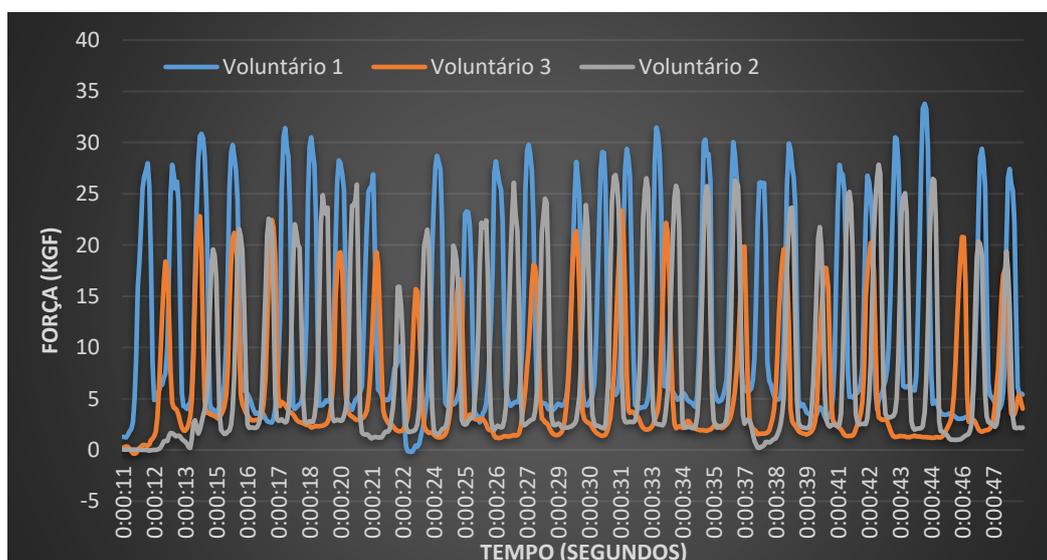


Figura 92 – Força total registada no punho para cada voluntário durante um ensaio com a canadiana atual

Na tabela 30 estão representados os valores médios finais obtidos através do cálculo estatístico referido. Para a representação dos valores finais, fez-se a conversão de kgf para N.

Tabela 30 – Médias finais obtidas para os valores de força total no punho

Voluntário(n°) \ Canadiana	Atual	Reformulada
1	262,94 N	210,31 N
2	231,67 N	145,82 N
3	198,55 N	145,83 N

Para se ter melhor compreensão dos resultados obtidos, fez-se a variância e desvio-padrão dos valores máximos de força obtidos nos quatro ensaios realizados para cada auxiliar. Os resultados estão apresentados na tabela 31.

Tabela 31 - Variância e desvio-padrão dos valores máximos de forças registadas no punho

Voluntário(n°) \ Canadiana	Atual		Reformulada	
	Variância	Desvio-padrão (σ)	Variância	Desvio-padrão (σ)
1	41,99	20,25	50,22	23,16
2	49,36	21,68	27,55	13,08
3	51,41	22,68	32,06	17,71

Como podemos comprovar a variância e desvio-padrão apresentam valores relativamente baixos, tendo em conta a grandeza e dimensão dos valores obtidos para a força máxima, pelo que os valores máximos em análise variam entre um intervalo relativamente pequeno.

6.4.2 ARO

Relativamente à zona do aro, apresenta-se na figura 93 o esquema de forças em análise. Novamente, a força aplicada pelo utilizador na canadiana dá origem a um momento relativamente

ao eixo central do tubo principal. Na tabela 32 estão apresentados as médias finais e desvio-padrão para os valores máximos de força total registada do aro.

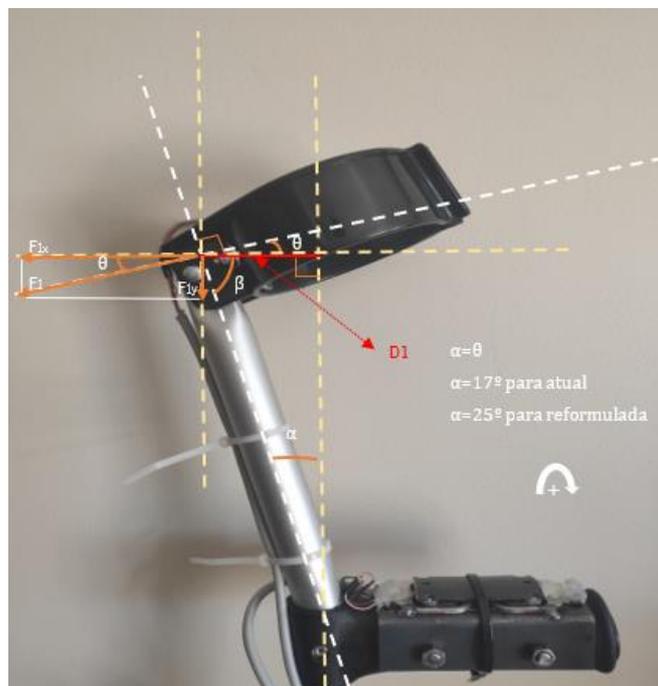


Figura 93 - Representação esquemática das forças registradas ao nível do aro

Tabela 32 - Média final e desvio-padrão obtidos para os valores máximos de força total no aro

Voluntário(nº)	Canadiana	Atual		Reformulada	
1		25,18 N	$\sigma=8,15$	49,30 N	$\sigma=10,23$
2		38,12 N	$\sigma=8,95$	63,60 N	$\sigma=10,31$
3		23,42 N	$\sigma=9,98$	22,45 N	$\sigma=8,85$

No caso das forças registradas para o aro, o desvio-padrão entre os valores máximos é relativamente maior comparativamente com o punho, tendo em conta a grandeza dos valores registados para o antebraço. Isto indica que existe uma maior variância destes valores. Notou-se, através da análise dos gráficos de alguns ensaios, que havia certas passadas da marcha em que a força registada no sensor do aro ficava longe do esperado e dos restantes valores. Isto pode indicar que a marcha com canadianas deve ser devidamente treinada para que o apoio no aro seja realizado de forma consistente e o repetível. Esta questão foi mais visível para o caso do voluntário 3 e esta tendência manteve-se para o protótipo reformulado da mesma forma. Nas

figuras 94 e 95 estão representadas as forças registadas no sensor do aro durante parte de um ensaio com a canadiana atual para cada voluntário.

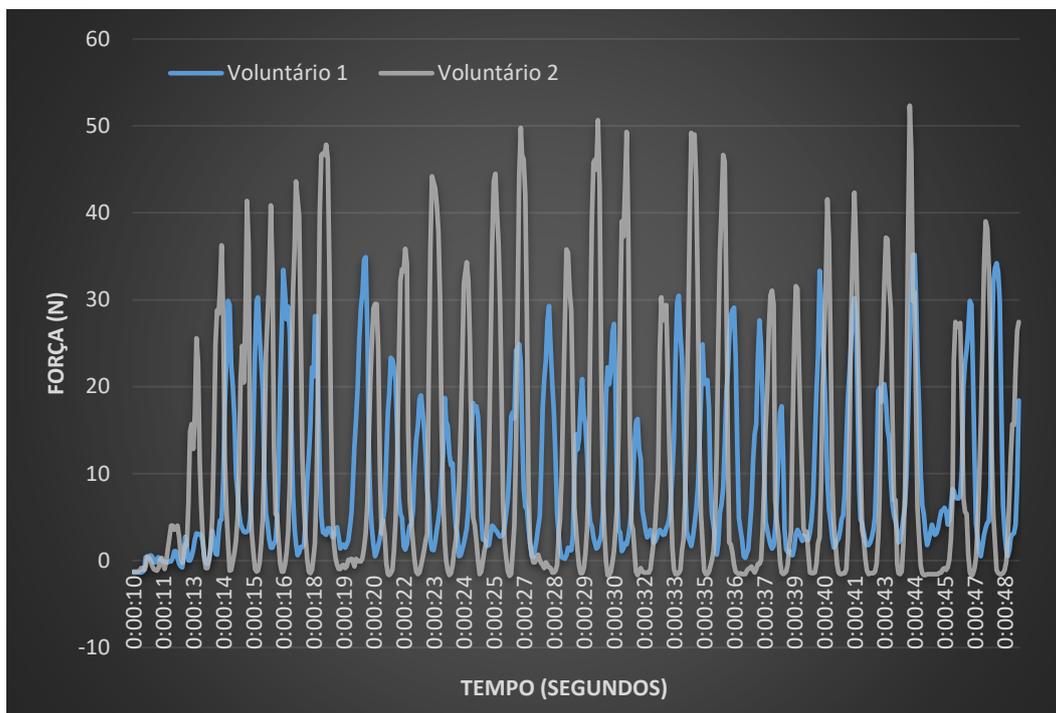


Figura 95 - Força registada no sensor do aro durante parte de um ensaio com o auxílio da canadiana atual

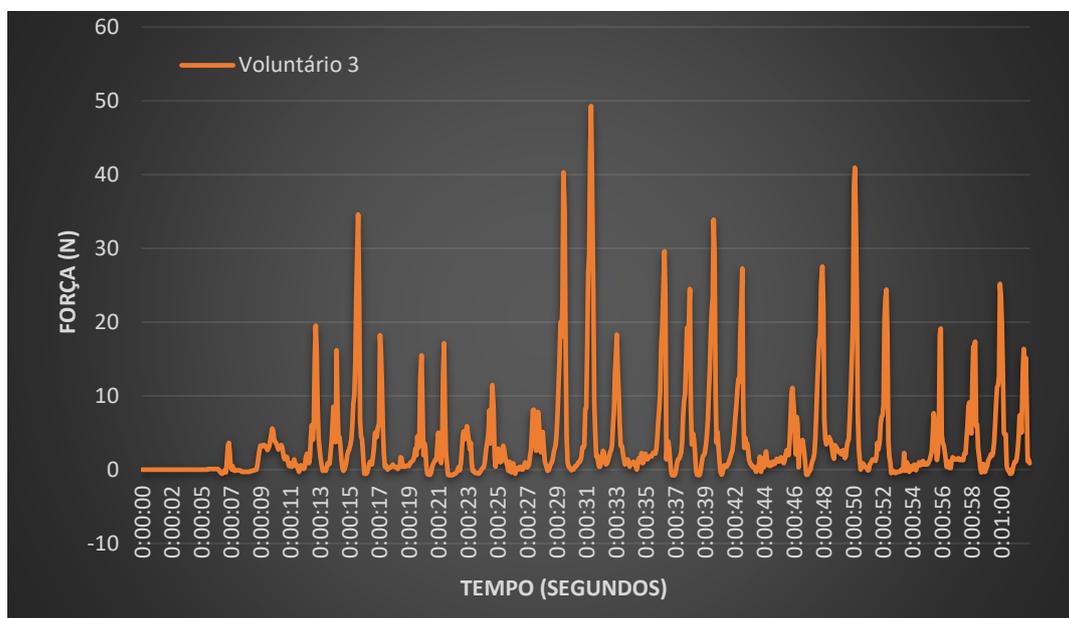


Figura 94 - Força registada no sensor do aro durante parte de um ensaio do voluntário 3 com o auxílio da canadiana atual

Em suma, analisando os resultados apresentados relativamente à variação das forças registadas no punho e no aro com a utilização das canadianas reformuladas, podemos concluir que o objetivo principal da redistribuição das forças foi alcançado. Isto é, houve uma diminuição significativa para todos os voluntários da força máxima registada no punho e apenas o voluntário

nº3 é que não manifestou um notório aumento da força sobre o aro da canadiana. Uma possível justificação para isto, está relacionada com o facto de este ser o sujeito que apresenta maiores valores de inclinação do tronco durante a marcha, o que pode diminuir o contacto entre o antebraço e aro da canadiana durante a maior parte das passadas da marcha. Assim sendo, é também normal que se denote uma variância de valores ainda maior para este voluntário. Mais uma vez, o treino da marcha com canadianas afigura-se como sendo fundamental para ter uma postura correta e retirar o melhor proveito dos apoios do auxiliar.

6.4.3 PONTEIRA

Como foi referido anteriormente, a célula de carga instrumentada na ponteira registou as forças de reação do solo (FRS) durante o contacto com o auxiliar. Vejamos o gráfico exemplo apresentado na figura 96 do registo de forças na célula durante um ensaio com a canadiana atual por parte do voluntário nº3.

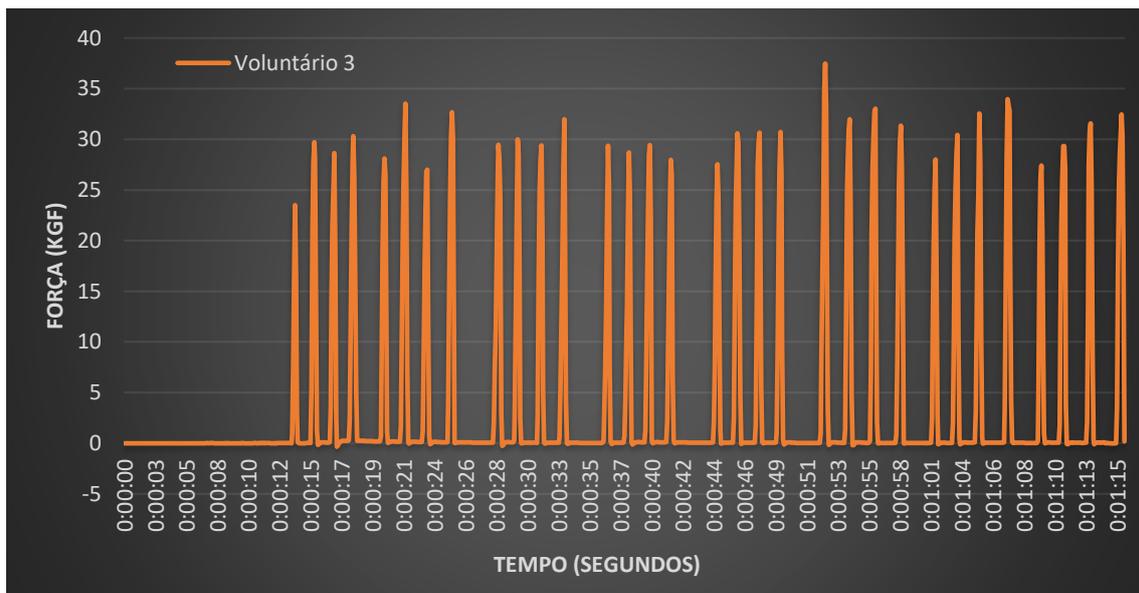


Figura 96 - Registo de forças na célula de carga da ponteira durante um ensaio

Importa referir que todos os ensaios, para ambos os auxiliares, apresentaram sensivelmente os mesmos valores para cada voluntário. Assim sendo, não se registou qualquer alteração nas forças de reação com o solo aquando da mudança dos pares de canadianas em uso. Podemos ver pelo gráfico deste voluntário que os valores registados são pouco variantes, pelo que se pode assumir um valor médio sem que se induza uma grande margem de erro. O mesmo foi feito para os outros voluntários e calculou-se a força exercida na ponteira para cada um destes. Os valores estão registados na tabela 33, assim como o peso de cada voluntário.

Tabela 33 - Comparação das forças de reação do solo registada para cada voluntário

Voluntário(nº)	Canadiana	Força	Peso
1		343 N	68 kgf
2		392 N	78 kgf
3		304 N	64 kgf

Os valores obtidos estão de acordo com o esperado tendo em conta o peso de cada voluntário.

6.5 MOVIMENTO ANGULAR DA CANADIANA

Como abordado no capítulo anterior, para o estudo do movimento angular da canadiana, analisou-se o ângulo que o eixo vertical desta fazia com o solo no plano frontal (Φ) e sagital (θ) durante a marcha. O ângulo θ representa essencialmente o grau de inclinação que o utilizador induz no auxiliar quando levanta o mesmo do solo para o apoiar mais à frente de modo a prosseguir a marcha. Por sua vez, o ângulo Φ representa a inclinação lateral que a canadiana sofre durante a locomoção.

No que diz respeito ao ângulo θ , o comportamento que se registou durante os ensaios com os voluntários 1 e 2 foi muito semelhante entre si, pelo que podemos analisar os dados de apenas um destes. Só o voluntário 3 é que apresentou um intervalo de valores de inclinação maiores. No gráfico registado na figura 97 podemos observar esta diferença de valores.

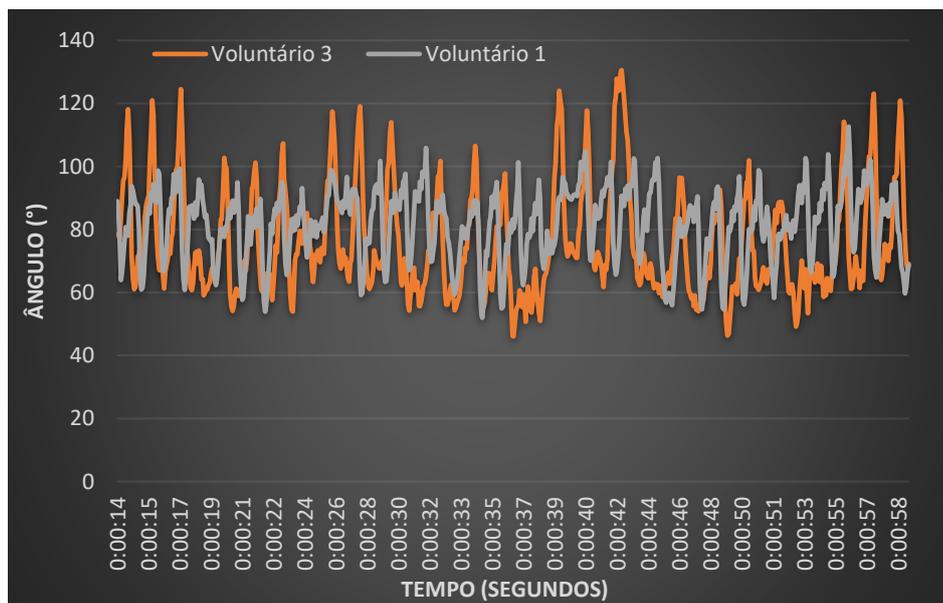


Figura 97 – Movimento angular do auxiliar no plano sagital durante um ensaio

Note-se que a canadiana na posição vertical faz um ângulo de 90° com o solo e, tendo em conta a orientação com que o sensor foi colocado na placa de circuito impresso, caso se incline para a frente o auxiliar o ângulo diminui e para trás aumenta. Desta forma, o voluntário 3 inclina mais a canadiana em ambos os sentidos durante uma passada, o que está de acordo com o facto de o comprimento da passada ser o mais elevado também. Isto é, o maior comprimento da passada faz com que este tenha de colocar o auxiliar a uma distância maior do seu corpo para um melhor apoio e, conseqüentemente, que tenha de inclinar mais a canadiana. Para todos os voluntários a variação dos valores mantem-se relativamente constante durante o ensaio, o que rejeita a hipótese de haver a presença de grandes desequilíbrios.

Relativamente ao ângulo Φ , o comportamento registado foi muito semelhante entre todos os ensaios e entre todos os voluntários. Para melhor apresentação e análise dos dados, subtraiu-se a inclinação de 90° aos valores registados para que estes ficassem sobre o eixo e o gráfico dos valores está representado na figura 98.

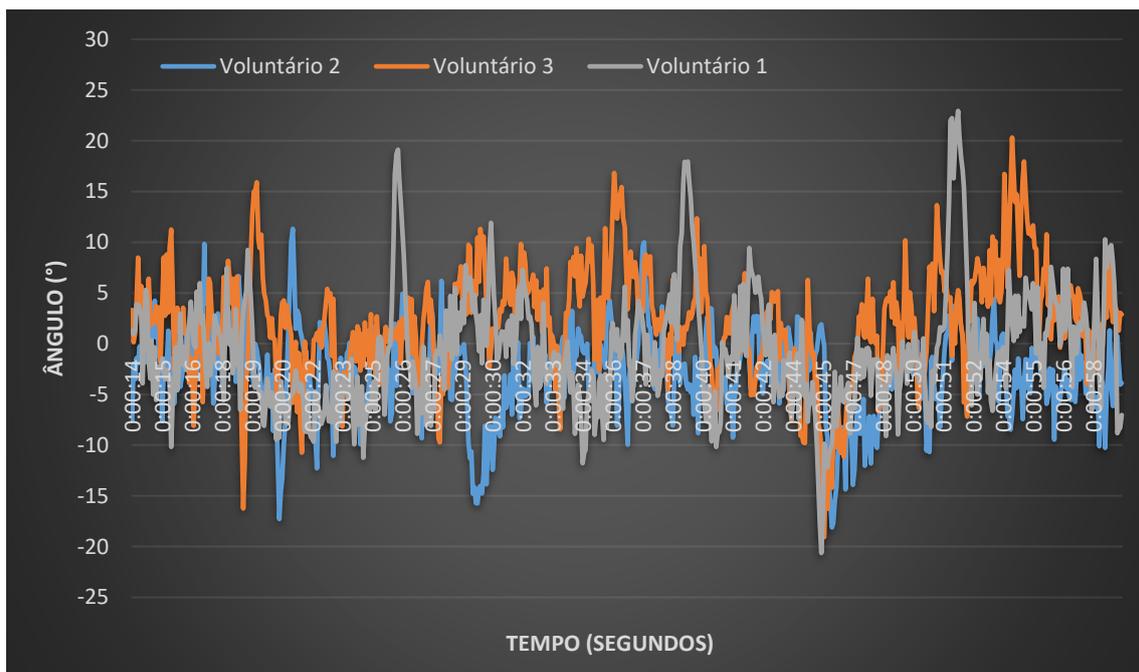


Figura 98 - Movimento angular do auxiliar no plano frontal durante um ensaio

Pode-se comprovar que, tanto o intervalo de distribuição de valores como o comportamento, são relativamente semelhantes para todos os voluntários. Estes valores estão de acordo com o esperado para a marcha com auxiliares, tendo em conta que os extremos do gráfico representam essencialmente o momento de abertura e distanciamento lateral da canadiana quando os utilizadores invertem o sentido da marcha.

Importa realçar que os valores aqui apresentados, tanto para a variação do ângulo Φ , como do ângulo θ , foram semelhantes para ambos os pares de auxiliares em estudo. Assim sendo, a alteração do esqueleto geral da canadiana não demonstrou ter qualquer impacto no movimento angular da mesma e na estabilidade da marcha dos sujeitos.

7. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo serão apresentadas as principais conclusões que se puderam retirar de todo o projeto e expostos possíveis trabalhos futuros.

7.1 CONCLUSÕES

Neste projeto começou por se realizar um estudo do mercado e de patentes para todas as linhas de auxiliares de marcha. Não obstante, foi dada mais relevância à parte relativa à linha de canadiana e andarilhos, uma vez que estas duas apresentavam especial interesse tanto por parte dos responsáveis da empresa como de profissionais do meio ortopédico. Para se saber a opinião e preferência destes profissionais realizou-se um questionário *online*, onde se retiraram várias conclusões relativamente a aspetos positivos e negativos dos auxiliares.

Tendo em conta toda a informação recolhida e alguns objetivos técnicos definidos pelos responsáveis da empresa, fabricou-se um protótipo de uma canadiana reformulada. Este protótipo, além de apresentar alguns aspetos técnicos melhorados relativamente à canadiana atualmente comercializada pela empresa, apresenta também um esqueleto estrutural diferente. Neste protótipo introduziu-se uma alteração significativa nos ângulos estruturais de abertura do aro e de inclinação do punho. Colocou-se a hipótese de que com esta conformação os pacientes alcançariam uma redistribuição da intensidade das forças que estes fazem durante a marcha na canadiana. Uma das principais queixas dos utilizadores que se verificou serem muito recorrentes, através do questionário e de diálogo com profissionais do meio, são as constantes lesões que se desenvolvem na mão dada a quantidade de carga a que está sujeita. Assim sendo, uma maior

abertura da canadiana permitiria apoiar mais o antebraço e, desta forma, libertar alguma da carga que normalmente é sustentada no apoio para a mão.

Realizou-se um estudo teórico com o objetivo de compreender melhor quais os parâmetros que definem a marcha com canadianas e, tendo em conta a informação reunida, desenvolveu-se um sistema de instrumentação de uma canadiana que nos permitisse registar estes dados em tempo real. Assim sendo, depois do trabalho eletrónico, mecânico e informático desenvolvido para se instrumentar o auxiliar da melhor forma e com todas as limitações inerentes, procedeu-se aos testes físicos com três voluntários. Estes foram submetidos à marcha com o auxílio ambos os pares de canadianas por forma a poder comparar o impacto que as alterações implementadas podem ter na locomoção e também para efeitos de monitorização da marcha e validação de todo o sistema de aquisição de dados realizado. Durante os testes utilizou-se um equipamento da *Xsens* para que se conseguisse recolher informação e, posteriormente, compreender e analisar as alterações na postura e movimento de determinadas articulações do corpo.

Após analisados os resultados, foi possível validar o sistema de instrumentação realizado tendo em conta o cruzamento de informação obtida pelos sensores e pela observação cuidada da reprodução dos ensaios através do *software* da *Xsens*. Assim sendo, este sistema de instrumentação, embora altamente limitado pelo material que o compõe, demonstrou funcionar efetivamente e pode ser utilizado em protótipos futuros.

Relativamente aos resultados obtidos, foi possível verificar uma diminuição na quantidade de força realizada no punho da canadiana, através da mão dos utilizadores, e um aumento da mesma no aro através do antebraço aquando do auxílio das canadianas reformuladas comparativamente às atualmente fabricadas. Esta redistribuição de forças foi, em 2 dos 3 voluntários, acompanhada de uma maior flexão da articulação do cotovelo, que se previa fundamental para que se conseguisse exercer mais força na zona do antebraço, uma vez que este aumento permite também um melhor desempenho do tríceps, músculo principal de suporte aquando da marcha com canadianas. Relativamente à postura corporal, verificou-se uma ligeira diminuição da inclinação do tronco durante a marcha para todos os voluntários. Para o voluntário que apresentou uma diminuição da flexão do cotovelo, colocou-se a hipótese de que a diminuição da inclinação do tronco só por si possa justificar a redistribuição de forças verificada para o mesmo.

Independentemente de os resultados apresentarem diretrizes animadoras, os movimentos do corpo durante marcha são muito peculiares e específicos de cada pessoa. Foi possível perceber durante a análise da marcha que os utilizadores devem treinar a sua postura e a sua dinâmica de

locomoção com estes auxiliares de marcha antes de os utilizar de uma forma continuada. Isto porque uma postura menos correta acarreta, não só possíveis lesões específicas de movimentos repetitivos incorretos, mas também têm impacto na distribuição das forças durante a marcha. E uma distribuição de forças mais equivalente entre o apoio para a mão e antebraço, pode ser um fator fundamental na prevenção de outras lesões.

7.2 TRABALHOS FUTUROS

Futuramente, para uma melhor monitorização da marcha podia ser interessante analisar alguns dos parâmetros biológicos, uma vez que estes também podiam trazer mais informações quanto, por exemplo, à energia gasta ou desempenho cardíaco durante a locomoção. Este tipo de sistemas de instrumentação de auxiliares como o aqui apresentado, também podem ter importância no estudo do impacto que determinada doença apresenta na marcha. Isto é, poderá ser interessante submeter diversas pessoas com o mesmo constrangimento físico a estes testes e procurar delinear diretrizes em comum para um melhor conhecimento da marcha, seja com o objetivo de posteriormente desenvolver produtos melhorados ou apenas obter informação útil. Além da criação de novos produtos, também a adaptação dos produtos existentes para pacientes com determinadas condições físicas é uma via possível.

Importa voltar a sublinhar que todo o sistema aqui montado apresenta diversas limitações, pelo que voltar a fazer exatamente o que aqui foi feito, porém com material de melhor qualidade seria importante para ter mais confiança e precisão nos resultados. Outra limitação neste estudo foi o facto de se ter executado os testes de marcha em ambiente de laboratório, pelo que seria interessante perceber qual seria o impacto nos resultados caso se estivesse em diferentes pisos, rampas ou até em escadas.

Outro aspeto em que estes sistemas podem ser úteis passa pelo acompanhamento médico de doentes. Isto é, submetendo-se estes a vários testes de marcha devidamente espaçados no tempo, consegue-se ter acesso a informação relativamente a possíveis alterações que se possam verificar na locomoção, e que podem ser pertinentes do ponto de vista médico. Por fim, apesar das limitações, este sistema também mantém-se funcional para estudar o impacto de eventuais alterações ou adições que se possam efetuar na canadiana. É o caso dos sistemas de amortecimento, que seria interessante perceber até que ponto é que estes mecanismos afetam as forças sentidas pelos utilizadores.

REFERÊNCIAS

- [1] Instituto Nacional de Estatística, “Projeções de população residente 2015-2080,” *Destaque informação à Comun. Soc.*, no. 2015, pp. 1–19, 2017.
- [2] Instituto Nacional de Estatística, “População residente com deficiência segundo os Censos: total e por tipo de deficiência,” 2001. .
- [3] R. U. S. A. Data, P. Examiner, and W. Yip, “FOREARM CRUTCH PADDED COVER,” 2009.
- [4] J. W. Wulff *et al.*, “FOREARM CRUTCH CUSHION SYSTEM,” 2000.
- [5] C. Zooney and P. Dougles, “FOREARM CRUTCH,” 2019.
- [6] P. Examiner and W. Yip, “ERGONOMIC CRUTCHES,” 2008.
- [7] Y. Seok *et al.*, “CRUTCH HAVING JOINT STRUCTURE,” 2020.
- [8] D. Limited and N. C. Hawk, “SHOCK ABSORBER INSERT FOR A WALKING AID,” 2016.
- [9] U. S. P. Documents, D. R. Dunn, D. Jackson, C. L. Group, and A. Data, “MOBILITY ASSISTIVE DEVICE,” 2015.
- [10] N. Radius, B. Kyle, I. Handzic, B. Kyle, R. U. S. A. Data, and R. Cited, “WALKING ASSISTANCE DEVICES INCLUDING A CURVED TIP HAVING A NON-CONSTANT RADIUS,” 2017.
- [11] W. Yip and W. H. Dudek, “CRUTCH ASSEMBLY,” 2016.
- [12] B. Larson, K. Lester, C. Nilson, E. Nilson, and M. Nilson, “ERGONOMIC COLLAPSIBLE CRUTCH,” 2006.
- [13] A. Clausen, A. Albertsson, and G. Halldorsdottir, “CRUTCH WITH ENERGY STORAGE AND ENERGY RETURN,” 2018.
- [14] C. Albertyn, “CRUTCH,” 2013.
- [15] P. J. Fellingham *et al.*, “WHEELED WALKER WITH A MOVEABLE SEAT,” 2019.
- [16] B. Fong, B. Wang, R. Cited, U. S. P. Documents, P. P. Data, and R. U. S. A. Data, “WALKER SEAT,” 2017.
- [17] E. Wohlgemuth and K. Dewinter, “FAUTEUIL AMBULATEUR WALKER CHAIR,” 2005.
- [18] M. Serhan and D. Francis, “ROLLATOR HAVING A SIT-TO-LOCK BRAKE,” 2010.
- [19] B. Landing *et al.*, “UNIVERSAL USER ASSIST SEAT FOR WALKERS,” 2018.
- [20] J. Kapec, J. Turetsky, Y. Naoi, and J. Thayer, “ROLLATOR,” 2020.
- [21] Z. Chen, “WALKERS AND METHODS OF USE,” 2018.

- [22] L. L. Haubert, D. D. Gutierrez, C. J. Newsam, J. A. K. Gronley, S. J. Mulroy, and J. Perry, "A comparison of shoulder joint forces during ambulation with crutches versus a walker in persons with incomplete spinal cord injury," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, no. 1, pp. 63–70, 2006, doi: 10.1016/j.apmr.2005.07.311.
- [23] M. Sankarankutty, J. Stallard, and G. K. Rose, "The relative efficiency of 'swing through' gait on axillary, elbow and Canadian crutches compared to normal walking," *J. Biomed. Eng.*, vol. 1, no. 1, pp. 55–57, 1979, doi: 10.1016/0141-5425(79)90011-6.
- [24] A. A. McBeath, M. Bahrke, and B. Balke, "Efficiency of assisted ambulation determined by oxygen consumption measurement," *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A*, vol. 56, no. 5, pp. 994–1000, 1974, doi: 10.2106/00004623-197456050-00011.
- [25] T. E. Shokp. L. S. Fletcher and B. R. Merrill, "Biomechanics of Crutch Locomotion," *J. Biomech.*, no. 7, pp. 11–19, 1974.
- [26] G. L. Smidt and M. A. Mommens, "System of reporting and comparing influence of ambulatory aids on gait," *Phys. Ther.*, vol. 60, no. 5, pp. 551–558, 1980, doi: 10.1093/ptj/60.5.551.
- [27] J. U. Lee *et al.*, "Analysis of plantar foot pressure during the non-crutch, two-point, and four-point crutch gait performed by healthy volunteers," *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 23, no. 3, pp. 489–493, 2011, doi: 10.1589/jpts.23.489.
- [28] A. Souza, A. Kelleher, R. Cooper, R. A. Cooper, L. I. Iezzoni, and D. M. Collins, "Multiple sclerosis and mobility-related assistive technology: Systematic review of literature," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 47, no. 3, pp. 213–224, 2010, doi: 10.1682/JRRD.2009.07.0096.
- [29] F. Rasouli and K. B. Reed, "Walking assistance using crutches: A state of the art review," *J. Biomech.*, vol. 98, 2020, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109489.
- [30] S. Li, C. W. Armstrong, and D. Cipriani, "Three-point gait crutch walking: Variability in ground reaction force during weight bearing," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, no. 1, pp. 86–92, 2001, doi: 10.1053/apmr.2001.16347.
- [31] B. M. Joyce and R. L. Kirby, *Canes, crutches and walkers*, Fifth Edit., vol. 43, no. 2. Elsevier Inc., 1991.
- [32] M. Narváez and J. Aranda, "Gait patterns monitoring using instrumented forearm crutches," *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 12377 LNCS, pp. 402–410, 2020, doi: 10.1007/978-3-030-58805-2_48.

- [33] B. A. Slavens, P. F. Sturm, and G. F. Harris, "Upper extremity inverse dynamics model for crutch-assisted gait assessment," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 10, pp. 2026–2031, 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.026.
- [34] P. L. L. R. LeBlanc, "Crutch walking," *Ortop. Nurs.*, pp. 31–38, 1990.
- [35] E. S. Han and A. goleman, daniel; boyatzis, Richard; Mckee, *Biomechanics and Gait Analysis*, vol. 53, no. 9. 2019.
- [36] H. Thys, P. A. Willems, and P. Saels, "Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 11, pp. 1473–1482, 1996, doi: 10.1016/0021-9290(96)84543-X.
- [37] A. K. Ghosh, D. N. Tibarewala, S. R. Dasgupta, A. Goswami, and S. Ganguli, "Metabolic cost of walking at different speeds with axillary crutches," *Ergonomics*, vol. 23, no. 6, pp. 571–577, 1980, doi: 10.1080/00140138008924771.
- [38] M. Lancini, S. Pasinetti, V. Montini, and G. Sansoni, "Monitoring upper limbs during exoskeleton-assisted gait outdoors," *Biosyst. Biorobotics*, vol. 22, pp. 127–131, 2019, doi: 10.1007/978-3-030-01887-0_25.
- [39] J. C. H. Goh, K. Bose, and S. L. Toh, "Biomechanical study on axillary crutches during single-leg swing-through gait," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 10, no. 2, pp. 89–95, 1986, doi: 10.3109/03093648609164506.
- [40] C. . Vaughan, B. . Davis, and J. . O'Connor, *Dynamics of Human Gait*. 1992.
- [41] J. F. Wilson and J. A. Gilbert, "Dynamic body forces on axillary crutch walkers during swing-through gait," *American Journal of Physical Medicine*, vol. 61, no. 2. pp. 85–92, 1982, doi: 10.1097/00002060-198204000-00003.
- [42] J. Stallard, E. Dounis, R. E. Major, and G. K. Rose, "One leg swing through gait using two crutches: An analysis of the ground reaction forces and gait phases," *Acta Orthop.*, vol. 51, no. 1–6, pp. 71–77, 1980, doi: 10.3109/17453678008990771.
- [43] P. S. Requejo *et al.*, "Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait," *Med. Eng. Phys.*, vol. 27, no. 1, pp. 19–29, 2005, doi: 10.1016/j.medengphy.2004.08.008.
- [44] A. I. Faisal, S. Majumder, T. Mondal, D. Cowan, S. Naseh, and M. J. Deen, "Monitoring methods of human body joints: State-of-the-art and research challenges," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 11, pp. 1–39, 2019, doi: 10.3390/s19112629.
- [45] J. U. Lee *et al.*, "Posture Analysis of Various Types of Crutch Gait of Healthy Volunteers," *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 25, no. 4, pp. 453–458, 2013, doi: 10.1589/jpts.25.453.

- [46] I. Standard, "INTERNATIONAL STANDARD manipulated by one arm – Requirements," vol. 2007, 2007.
- [47] K. A. Opila, A. C. Nicol, and J. P. Paul, "Upper limb loadings of gait with crutches," *J. Biomech. Eng.*, vol. 109, no. 4, pp. 285–290, 1987, doi: 10.1115/1.3138682.
- [48] D. Shortell, J. Kucer, W. Lawrence Neeley, and M. Leblanc, "The design of a compliant composite crutch," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 38, no. 1, pp. 23–32, 2001.
- [49] M. Mougnot and B. Petitdant, "Adjusting forearm crutches for unilateral pendular gait: Should the elbow angle be 30° or more?," *Kinesitherapie*, vol. 10, no. 98, pp. 35–41, 2010, doi: 10.1016/s1779-0123(10)74756-2.
- [50] J. A. Feagin, "The Physiology of the Joints," *Mil. Med.*, vol. 148, no. 11, pp. 888–888, 1983, doi: 10.1093/milmed/148.11.888.
- [51] R. Kumar, M. C. Roe, and O. U. Scremin, "Methods for estimating the proper length of a cane," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 76, no. 12, pp. 1173–1175, 1995, doi: 10.1016/S0003-9993(95)80129-4.
- [52] J. Yang *et al.*, "The effects of elbow joint angle changes on elbow flexor and extensor muscle strength and activation," *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 26, no. 7, pp. 1079–1082, 2014, doi: 10.1589/jpts.26.1079.
- [53] F. Guenzkofer, F. Engstler, H. Bubb, and K. Bengler, "Isometric elbow flexion and extension joint torque measurements considering biomechanical aspects," *Proc. first Int. Symp. Digit. Hum. Model.*, no. January, pp. 1–10, 2011, [Online]. Available: http://www.researchgate.net/publication/228535401_Isometric_elbow_flexion_and_extension_joint_torque_measurements_considering_biomechanical_aspects%5Cnhttp://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Isometric+elbow+flexion+and+extension+join.
- [54] wye *et al.*, "Assistive Product Specification for," *Rheumatology*, vol. 21, no. 2, pp. 89–95, 2006.
- [55] Red Cross Canadian, "Guidelines for adjusting forearm crutches (elbow crutches)."
- [56] L. Noreau, C. L. Richards, F. Comeau, and D. Tardif, "Biomechanical Analysis of swing-Through gait in paraplegic and non-disable individuals," no. 6, 1995.
- [57] D. A. Sala, L. M. Leva, F. J. Kummer, and A. D. Grant, "Crutch handle design: Effect on palmar loads during ambulation," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 79, no. 11, pp. 1473–1476, 1998, doi: 10.1016/S0003-9993(98)90247-7.

- [58] E. Viikari-Juntura and B. Silverstein, "Role of physical load factors in carpal tunnel syndrome," *Scand. J. Work. Environ. Heal.*, vol. 25, no. 3, pp. 163–185, 1999, doi: 10.5271/sjweh.423.
- [59] P. Chazerain, "Carpal tunnel syndrome," *La Rev. du Prat.*, vol. 47, no. 4, pp. 457–459, 1997, doi: 10.1016/B978-0-323-54731-4.00050-5.
- [60] E. R. Tichauer and H. Gage, "Ergonomic principles basic to hand tool design," *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, vol. 38, no. 11, pp. 622–634, 1977, doi: 10.1080/00028897708984406.
- [61] G. Bonfim *et al.*, "Palmar pressure and perception of discomfort in the use of axillary crutches," *Adv. Intell. Syst. Comput.*, vol. 486, pp. 437–449, 2017, doi: 10.1007/978-3-319-41685-4_39.
- [62] E. Llopis, R. Restrepo, A. Kassarian, and L. Cerezal, "Overuse Injuries of the Wrist," *Radiol. Clin. North Am.*, vol. 57, no. 5, pp. 957–976, 2019, doi: 10.1016/j.rcl.2019.05.001.
- [63] J. E. Adams and R. Habbu, "Erratum: Tendinopathies of the hand and wrist," *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 24, no. 2, p. 123, 2016, doi: 10.5435/JAAOS-D-15-00747.
- [64] J. Rossi, B. G. De Monsabert, E. Berton, and L. Vigouroux, "Handle shape affects the grip force distribution and the muscle loadings during power grip tasks," *J. Appl. Biomech.*, vol. 31, no. 6, pp. 430–438, 2015, doi: 10.1123/jab.2014-0171.
- [65] B. Goisard De Monsabert, J. Rossi, É. Berton, and L. Vigouroux, "Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 44, no. 10, pp. 1906–1916, 2012, doi: 10.1249/MSS.0b013e31825d9612.
- [66] S. F. M. Duncan, C. E. Saracevic, and R. Kakinoki, "Biomechanics of the hand," *Hand Clin.*, vol. 29, no. 4, pp. 483–492, 2013, doi: 10.1016/j.hcl.2013.08.003.
- [67] J. R. Blackwell, K. W. Kornatz, and E. M. Heath, "Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis," *Appl. Ergon.*, vol. 30, no. 5, pp. 401–405, 1999, doi: 10.1016/S0003-6870(98)00055-6.
- [68] N. J. Seo and T. J. Armstrong, "Effect of elliptic handle shape on grasping strategies, grip force distribution, and twisting ability," *Ergonomics*, vol. 54, no. 10, pp. 961–970, 2011, doi: 10.1080/00140139.2011.606923.
- [69] S. H. Park, J. Hwang, B. D. Lowe, and A. Freivalds, "Optimal handle size to minimize internal impact of flexor tendons," *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc.*, vol. 1, pp. 779–782, 2010, doi: 10.1518/107118110X12829369605766.
- [70] T. W. McDowell, B. M. Wimer, D. E. Welcome, C. Warren, and R. G. Dong, "Effects of handle

- size and shape on measured grip strength," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 42, no. 2, pp. 199–205, 2012, doi: 10.1016/j.ergon.2012.01.004.
- [71] N. J. Seo and T. J. Armstrong, "Investigation of grip force, normal force, contact area, hand size, and handle size for cylindrical handles," *Hum. Factors*, vol. 50, no. 5, pp. 734–744, 2008, doi: 10.1518/001872008X354192.
- [72] C. S. Edgren, R. G. Radwin, and C. B. Irwin, "Grip force vectors for varying handle diameters and hand sizes," *Hum. Factors*, vol. 46, no. 2, pp. 244–251, 2004, doi: 10.1518/hfes.46.2.244.37337.
- [73] "In-Motion Pro Underarm Crutch Set – Millennial Medical." <https://www.millennialmedical.com/collections/crutches/products/in-motion-pro-underarm-crutch> (accessed Dec. 25, 2020).
- [74] D. Eurico and A. Rodrigues, "Eduardo Borges Pereira dos Santos Implementação e otimização de um sistema de injeção de polímeros para produtos ortopédicos," 2018.
- [75] H. Ardebili, J. Zhang, and M. G. Pecht, "Injection molding," *Encapsulation Technol. Electron. Appl.*, pp. 183–194, 2018, doi: 10.1016/B978-0-12-811978-5.00004-3.
- [76] K. Ali K and A. N. Emad, *Engineering Design and Rapid Prototyping - Finite Element Method*. 2010.
- [77] A. Xz and A. Xz, "Stratasys ABSplus P430 | Stratasys™ Support Center," *ABSplus-P430*, p. stratasys.com, 2020, [Online]. Available: <https://support.stratasys.com/materials/fdm-materials/absplus-p430>.
- [78] N. Jia and V. A. Kagan, "Mechanical Performance of Polyamides with Influence of Moisture and Temperature – Accurate Evaluation and Better Understanding," *Plast. Fail. Anal. Prev.*, pp. 95–104, 2001, doi: 10.1016/b978-188420792-1.50014-7.
- [79] Akulon, "Recommendations for injection molding for polyamid - Akulon® F223-D." 2020.
- [80] "TAS606 compression load cell." <http://www.htc-sensor.com/products/151.html> (accessed Apr. 02, 2021).
- [81] J. Richards, A. Chohan, and R. Erande, "Biomechanics," *Tidy's Physiother. Fifteenth Ed.*, pp. 331–368, 2013, doi: 10.1016/B978-0-7020-4344-4.00015-8.
- [82] C. Perez, A. Oates, L. Hughey, and J. Fung, "Development of a force-sensing cane instrumented within a treadmill-based virtual reality locomotor system," *2009 Virtual Rehabil. Int. Conf. VR 2009*, no. c, pp. 154–159, 2009, doi: 10.1109/ICVR.2009.5174224.

- [83] A. B. Liggins, D. Coiro, G. W. Lange, T. E. Johnston, B. T. Smith, and J. J. McCarthy, “The Case for Using Instrumented Crutches During Gait Analysis,” pp. 15–16.
- [84] “MTw Awinda.” <https://www.xsens.com/products/mtw-awinda>.

ANEXOS

ANEXO A - ALGUMAS DAS RESPOSTAS ÀS PERGUNTAS DO QUESTIONÁRIO *ONLINE* A

ORTOPEDIAS

1) Caso já tenha alguma experiência no mercado dos auxiliares de marcha, acha possível traçar alguma tendência que se possa ter verificado nos últimos anos? Notou algum aspeto importante em relação à evolução destas linhas de produtos nos últimos anos?

O cliente procura, cada vez mais, auxiliares de marcha quer para si próprio quer para os familiares mais debilitados

Pouca evolução em geral, apenas mais algumas funções em certos produtos

Mais funções

Mais leves, mais aderentes ao piso, menos espaçosos.

Nota que os médicos têm aconselhado mais o uso de andarilhos em pessoas com maior incapacidade. Há também um cuidado maior no fabrico das canadianas nomeadamente para serem mais confortáveis no punho. Há um desconhecimento global sobre as canadianas com amortecedor que ajudam imenso em pessoas mais pesadas a não sofrerem tanto o peso delas nas mãos e nos ombros.

Os andarilhos de quatro rodas

Pouca evolução

Pouca evolução

não

2) O que considera que os clientes dão mais valor no momento da compra?

Preço

Preço e aspeto

Valor monetário

Preço vs qualidade

O preço

Aspecto Visual

Dinheiro e estabilidade

O preço principalmente, e depois a qualidade de construção do material.

Preço, leveza, aspecto.

Em primeiro lugar o dinheiro. Mas isso muda se o vendedor souber argumentar o porquê desse preço. Acho que há muitos vendedores com falta de formação na área devido à falta de formação por parte da maioria das empresas.

preço

À estabilidade que o auxiliar de marcha oferece, ou seja, à largura da base e à capacidade de ser antiderrapante.

Figura 99 – Respostas às questões 1 e 2

3) Qual a linha de produtos, de entre todas as linhas de auxiliares de marcha (andarilhos, canadianas, bengalas e pirâmides) que apresenta maior número de vendas? Porque acha que existe esta preferência por esta gama de produtos?

Andarilhos
Canadianas
Canadianas. Ajuda em quase todas as situações.
Canadianas , porque se adapta a mais situações
Canadianas; são utilizadas em processos de recuperação em qualquer idade e também como auxiliar alternativo à bengala por questões de maior sensação de segurança.
Canadianas
Todas elas apresentam bom número de vendas. Os andarilhos vendem muito para os idosos, os andarilhos com rodas para pacientes com AVC em reabilitação, as bengalas também saem com muita frequência.
Canadianas, serve para todas as faixas etárias
Canadianas e andarilhos, são o que dão para mais situações e mais estáveis
Canadianas, mais versáteis
Canadianas. É o produto mais pratico, de valor mais acessível e que pode ser cedido a outro utilizador.
Canadianas. Porque a sua necessidade é transversal a todas as faixas etárias.
Canadianas. São as mais recomendadas por um lado, por outro lado há pessoas idosas que não querem admitir que precisam de ajuda e um andarilho é algo que eles associam a incapacidade, enquanto a canadiana é usada até por crianças.
canadianas, nao por preferencia mas sim por necessidade
Canadianas, adaptam-se a mais situações
Canadianas, Não é preferencia, é necessidade de uso das canadianas por um maior numero de população em comparação com por exemplo andarilhos que são usados mais por idosos

4) Tem conhecimento de alguma necessidade dos clientes que possa não estar a ser preenchida?

Preço
Maior conforto
Ergonomia
Andarilhos com rodas são de difícil utilização e clientes dizem precisarem de melhorias na portabilidade.
há falta de produtos já standardizados para anões, como canadianas, cadeiras sanita, andarilhos...
Andarilhos para pacientes com hemiparesia.
Não.
Maior conforto

Figura 100 - Respostas às questões 3 e 4

5) Acha que existe alguma característica que o cliente atual dê mais valor comparativamente com o cliente do passado (poderá ser um aspeto técnico, funcional, puramente estético, etc.)?

Aspetto Visual

Procura mais conforto e aspeto visual mais valorizado

sim, dão cada vez mais valor ao design (não querem aquele aspeto retrógrado, e ainda bem!). A qualidade também é algo que bem argumentado dão valor, mas só dão valor quando lhes colocamos perguntas como "e quer andar sempre com essa dor ou quer resolver o problema?" "quer o dinheiro na carteira ou quer saúde?"...

Cada vez mais procuram o mais economico

a cor das canadianas e o ruído que faz ao contactar com o piso.

Apenas estético.

Não, preço é sempre o mais importante

conforto

Não

Não, continua a ser o dinheiro gasto

Leveza.

Não , continuam a preferir preço

O valor funcional e o estético têm vindo a ser mais valorizados.

2ª Parte

i. Quais os atributos/aspetos técnicos que considera serem mais positivos?

Leveza

Dar para várias situações.

peso do auxiliar

Ajustáveis

a facilidade de transporte e arrumação

Peso

Estabilidade e facilidade de marcha

Leves

Leveza do material

dão mais estabilidade

Figura 101 - Respostas às questões 5 e 1 da segunda parte

ii. Quais os atributos/aspetos técnicos que considera serem mais negativos?

Ruído e falta de ergonomia
Punhos.
equilíbrio e segurança do utilizador
Conforto
Preço
O peso
Peso
Preço, largura
Punho
espaço que ocupam
O encaixe das mãos (por muitas vezes provocarem dores).
Clientes queixam-se sistematicamente de dores no punho
conforto

iii. Quais os atributos/aspetos técnicos que considera serem mais importantes?

Estabilidade
Estabilidade e conforto
Punhos.
Segurança do utilizador
A adaptabilidade ao corpo humano (por ex: punho das canadianas)
Peso
Conforto e estabilidade
a estabilidade
A base não criar risco de tropeçar e cair
Estabilidade e fácil manuseamento
O facto de ser possível colocar na altura adequada ao utente.
Segurança e estabilidade
conforto

Figura 102 - Respostas às questões 2 e 3 da segunda parte

iv. Que atributos/funções considera que faltam no produto?

Falta estabilidade em alguns aspetos da utilização, nomeadamente quando o utilizador aplica uma força considerável para se levantar este tipo de auxiliar tende a desequilibrar.

Conforto no punho

Robustez

Aspecto Visual

Serem menos volumosos

Conforto

Sistema de travagem. Algum método antiderrapante em planos inclinados.

terem mais design, serem mais simples, menos complexos visualmente

punhos mais macios

Mais estabilidade e ser mais compacto e facilitar o subir das escadas.

Ergonomia

v. Quais são as principais queixas dos clientes nesta linha?

Conforto no punho e ruído ao andar

Magoa as mão.

Largura

largura da base, na maior parte dos casos o equipamento não é compatível com a largura dos degraus de escadas

Queixas ao nível das mãos

fragilidade do produto

O punho dá imensos problemas aos clientes

Dificuldade em aprender a utilizar. O preço, por ser dispendioso.

não tenho grandes queixas, mas nenhum deles os acha atrativos

que tropeçam nos de bases largas

dificuldade a passar em locais estreitos. Conotação com idade avançada (Queixas apresentadas, maioritariamente, por pessoas idosas!!!)

Falta de estabilidade

Dores no punho

ruído existente durante a marcha

Figura 103 - Respostas às questões 4 e 5 da segunda parte

CRUTCHES

ISO 11334-1:2007(E)

5.6 Static loading test

5.6.1 Loading geometry

Apply the loading force via a dummy arm to the fully-extended crutch. The dummy arm consists of a dummy hand and a dummy forearm. The loading force shall be applied along the load line shown in Figure 6 to the dummy forearm, via a swivelling joint with its centre lower than the upper edge of the cuff. The dummy forearm shall rest against the cuff as closely as practical along the cuff support line (see Figure 1, item 1) and shall be hinged to the dummy hand at the wrist hinge point (see Figure 2, item 2). The dummy hand shall be clamped to the handgrip at the front handgrip reference point and supported against the rear handgrip reference point.

The method of fastening the dummy arm to the crutch shall not restrain, stiffen or strengthen the handgrip or crutch in any way that will jeopardise the result of the test by restricting the crutch in bending forwards, backwards or sideways relative to forward motion of the user when the crutch is in use.

The swivelling joint between the load and the dummy forearm shall be such that the dummy forearm is free to swing with the deformation of the elbow crutch under load. The freedom to swing shall be at least 15 ° in all directions.

The hinge between the dummy forearm and the dummy hand shall be such that the dummy forearm is free to move forwards and backwards and at least 4° sideways to either side when the dummy hand is fastened to the handgrip.

The position of the load line is described as the vertical load vector which passes through the centre of the tip and at a distance X from the datum, towards the rear of the crutch, as shown in Figure 6, item 2. X is calculated using the following empirical expression. The result is to be rounded to the nearest higher integer in millimetres.

$$X = \left\{ \frac{h}{3} + \frac{l \times a \times \sin \alpha}{(l + a \times \cos \alpha) 0,65} \right\} \sin \alpha \quad (1)$$

where

- h is the handgrip length, in millimetres;
- l is the leg section length, in millimetres;
- a is the arm section length, in millimetres;
- α is the support angle, in degrees;
- 0,65 is the empirical factor.

The above does not preclude other methods of applying the force, but equivalent force/load characteristics in the crutch shall be maintained.

5.6.2 Loading force

A static loading force of 1 000 ± 2 % shall be applied for a user mass of 100 kg. If the maximum mass of the user specified for the crutch deviates from a user mass of 100 kg, apply a force of 10 N/kg of mass of the user ± 2 %. The force shall be not less than 350 N ± 2 %.

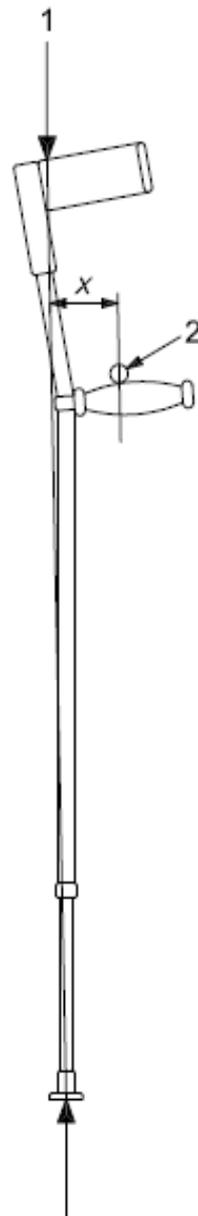
5.6.3 Loading time

Apply this force gradually over a minimum period of 2 s up to maximum force, and keep it at maximum force for 10 s.

Figura 104 - Requerimentos para executar teste de carga estática

5.6.4 Inspection

Inspect the crutch for cracks or breakages. Note visual cracks, breakages and whether the crutch cannot stand the load.



Key

1 load

2 datum

x distance from datum to load line

Figure 6 — Loading geometry for static and dynamic loading

Figura 105 - Representação das zonas de aplicação da força

5.7 Fatigue test

5.7.1 Loading geometry

Apply a loading force to the fully-extended crutch, as specified in 5.6.1.

5.7.2 Loading force

Apply a cyclic force of $550 \text{ N} \pm 2 \%$ for a user mass of 100 kg. If the maximum mass of the user specified for the crutch deviates from a user mass of 100 kg, apply a force of $5,5 \text{ N/kg}$ of the maximum mass of the user $\pm 2 \%$. The force shall be not less than $192,5 \text{ N} \pm 2 \%$. The waveform of the cyclic loading force shall be of a sinusoidal or smooth kind without exaggerating pulses.

5.7.3 Loading frequency

The frequency of the cyclic loading shall not exceed 5 Hz. If the crutch fails a test with a frequency higher than 1 Hz, perform a final test using a new sample tested at a frequency not exceeding 1 Hz.

5.7.4 Loading cycles

The number of cycles shall be 1 000 000.

Inspect all parts of the crutch for cracks or breakages. Note visual cracks, breakages and whether the crutch cannot stand the load.

5.8 Low temperature falling test

5.8.1 Testing environment

Place the crutch in an environment of $-25 \text{ }^\circ\text{C} \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ for 24 h.

5.8.2 Procedure

Within 30 s of being removed from the cold environment, hold the crutch vertically with the tip on the floor and allow it to fall under its own mass against a concrete floor. This test shall be done five times forwards, so that the crutch falls directly on to its handle, and five times to one side.

The test shall be completed within 5 min.

Inspect all parts for cracks or breakages.

5.9 Final inspection

When all tests have been completed, inspect all parts of the elbow crutch and its mechanisms and functions for satisfactory operation, as specified by the manufacturer. Note any discrepancies.

Figura 106 - Requerimentos para executar teste de fadiga

ANEXO C - FOLHA TÉCNICA DO MATERIAL ABS



ABSplus-P430

PRODUCTION-GRADE THERMOPLASTIC FOR 3D PRINTERS

ABSplus™ is a true production-grade thermoplastic that is durable enough to perform virtually the same as production parts. When combined with FDM® 3D Printers, ABSplus is ideal for building 3D models and prototypes in an office environment.

MECHANICAL PROPERTIES ¹	TEST METHOD	ENGLISH	METRIC
		XZ Axis	XZ Axis
Tensile Strength, Ultimate (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4,700 psi	33 MPa
Tensile Strength, Yield (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4,550 psi	31 MPa
Tensile Modulus (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	320,000 psi	2,200 MPa
Tensile Elongation at Break (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	6%	6%
Tensile Elongation at Yield (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	2%	2%
IZOD Impact, notched (Method A, 23 °C)	ASTM D256	2.0 ft-lb/in	106 J/m

MECHANICAL PROPERTIES	TEST METHOD	ENGLISH		METRIC	
		XZ Axis	ZX Axis	XZ Axis	ZX Axis
Flexural Strength (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	8,450 psi	5,050 psi	58 MPa	35 MPa
Flexural Modulus (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	300,000 psi	240,000 psi	2,100 MPa	1,650 MPa
Flexural Strain at Break (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	4%	4%	2%	2%

THERMAL PROPERTIES ²	TEST METHOD	ENGLISH	METRIC
Heat Deflection (HDT) @ 66 psi	ASTM D648	204 °F	96 °C
Heat Deflection (HDT) @ 264 psi	ASTM D648	180 °F	82 °C
Glass Transition Temperature (T _g)	DSC (SSYS)	226 °F	108 °C
Melting Point	-----	Not Applicable ³	Not Applicable ³
Coefficient of Thermal Expansion	ASTM E831	4.90x10 ⁻⁶ in/in/°F	8.82x10 ⁻⁶ mm/mm/°C

ANEXO D - FOLHA TÉCNICA DO MATERIAL PA6



TECHNICAL DATA SHEET

B30 P

ISSUED: 22/08/2012

ISO 9001 CERTIFIED

Promyde B30 P is a Polyamide 6 UL certified, heat stabilized, nucleated and lubricated.

PROPERTIES	CONDITIONS	TEST METHOD	UNITS	VALUES
PHYSICAL PROPERTIES				
Density	23 °C	ISO 1183	g/cm ³	1,13
Viscosity Number	25 °C	ISO 307	cm ² /g	145
Moisture absorption	23 °C / 50% r.h.	ISO 62	%	3
Water absorption	23 °C / saturation in water	ISO 62	%	9,5
Flammability	1,5 mm	UL-94		V-2
Glow wire flammability index	1,5 mm	IEC 60695-2-12,13	°C	850
Glow wire ignitability temperature	1,5 mm	IEC 60695-2-12,13	°C	725
PROCESSING CONDITIONS				
Melt Volume Rate	275°C/5 kg	ISO 1133	cm ³ /10 min	145
Melt temperature, injection moulding			°C	250-270
Mould temperature			°C	40-80
Moulding Shrinkage	longitudinal transversal		%	0,9-1,1 0,8-1,1
MECHANICAL PROPERTIES (dry/cond.)*				
Tensile modulus	23 °C, 1 mm/min	ISO 527-1-2	MPa	3.300 / 1.100
Tensile strength	23 °C, 50 mm/min	ISO 527-1-2	MPa	85 / 40
Elongation at yield	23 °C, 50 mm/min	ISO 527-1-2	%	3,5 / 25
Elongation at break	23 °C, 50 mm/min	ISO 527-1-2	%	18 / > 50
Flexural modulus	23 °C, 2 mm/min	ISO 178	MPa	2.800 / 1.000
Flexural strength	23 °C, 2 mm/min	ISO 178	MPa	110 / 30
Charpy unnotched impact strength ¹⁾	23°C -30°C	ISO 179/1eU	kJ/m ²	NB / NB - / -
Charpy notched impact strength	23°C -30°C	ISO 179/1eA	kJ/m ²	5 / 30 4,5 / -
THERMAL PROPERTIES				
Melting temperature (DSC)	10°C/min	ISO 3146	°C	222
Heat Deflection Temperature (HDT)	1,8 MPa	ISO 75-1-2	°C	65
	0,45 MPa			187
Thermal coefficient of linear expansion	23-80°C long.	ISO 11359-1/-2	10 ⁻⁴ /K	0,7
	23-80°C transv.			1
ELECTRICAL PROPERTIES (dry/cond.)*				
Dielectric constant	1MHz	IEC 60250	-	3,5 / 7
Dissipation factor	1 MHz	IEC 60250	10 ⁻⁴	300 / 3.000
Volume resistivity		IEC 60093	Ω.m	10 ¹³ / 10 ¹⁰
Surface resistivity		IEC 60093	Ω	10 ¹³ / 10 ¹⁰
Comparative tracking index		IEC 60112		600

1) NB: No break.

* dry = dry as moulded / cond. = conditioned according to ISO 1110

CHARACTERISTICS

Promyde B30 P is a polyamide 6 UL certified, heat stabilized, lubricated and nucleated for fast cycle injection moulding.

APPLICATIONS

Promyde B30 P allows a fast and efficient mould filling, a very fast cooling time and an easy mould release, which combined with its excellent mechanical and thermal properties make it suitable for a wide range of industrial, automotive and electrical applications.

FORMAT AND STORAGE

Promyde B30 P is supplied in moisture-proof packaging. Typical formats are Big Bags, Octabins, 25kg bags, and bulk silo trucks. All containers are perfectly sealed. The product should be stored in a dry place and opened just before processing.

PROCESSING GUIDELINES

Drying

Material is supplied ready to process with a low moisture content. When moisture absorption is prevented drying is not required. When drying is necessary, conditions are:

Drying temperature ≤ 80 °C

Drying time: 4-6 hours

Injection moulding

The recommended processing parameters for injection moulding are:

Melt temperature: 250-270°C

Mould temperature: 40-80 °C

Injection speed: medium to high

Back pressure: moderate

Shrinkage

The shrinkage of a moulded part is influenced by wall thickness, mould gating, and moulding conditions.

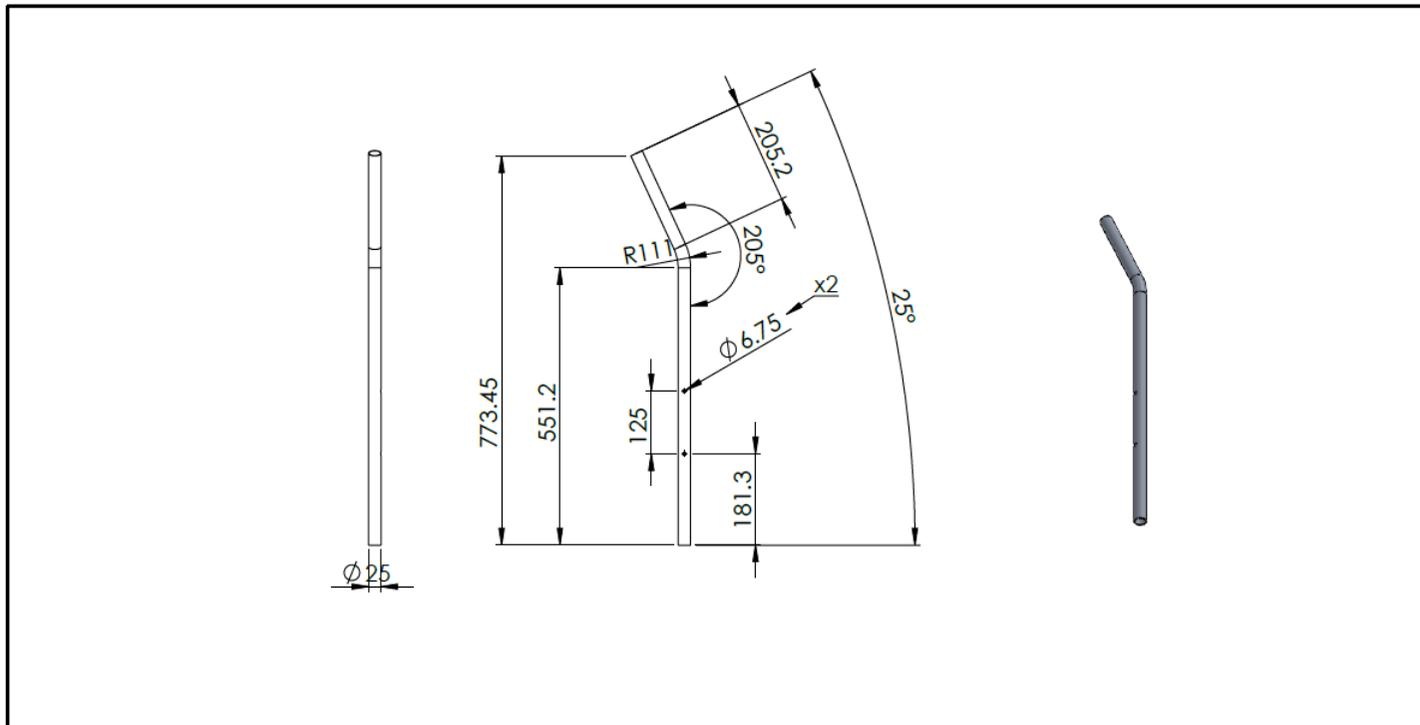
Moisture

A particular characteristic of unreinforced polyamide 6 is its combination of moderate tensile and flexural strength with rigidity, good impact strength, and friction resistance. However, when a moulded part absorbs moisture, tensile and flexural strength decrease and toughness increases.

NOTE

All recommendations are based on knowledge and experience; The values have been established on standardized tests. The figures should be regarded as guide values and not as binding minimum values. As many factors may affect processing or applications, we recommend that customers make their own tests to determine the suitability of a product for its particular use.

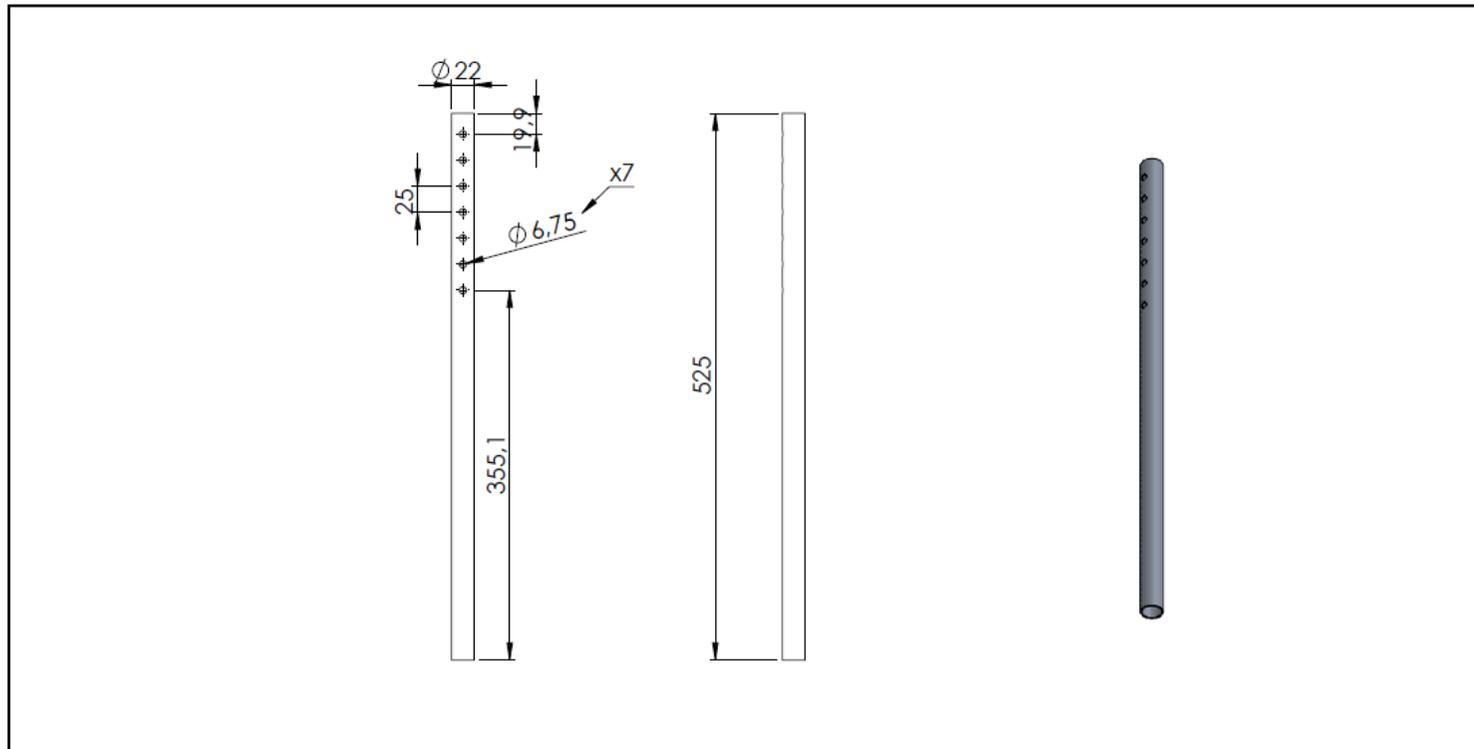
ANEXO E - DESENHO TÉCNICO 2D – TUBO PRINCIPAL



Dobragem Tubos					Tubo:	Tubo redondo alumínio 25 x 1,25 mm	Ferramenta/ Máquina
	Comprim.	Ângulo	Rotação	Raio			
1ª Dobra					1ª Oper.	Cortar 800 mm de tubo	—
2ª Dobra					2ª Oper.	Dobrar conforme tabela	—
3ª Dobra					3ª Oper.	Furar conforme desenho	—
4ª Dobra					4ª Oper.	—	—
5ª Dobra					5ª Oper.	—	—
6ª Dobra					6ª Oper.	—	—
7ª Dobra					7ª Oper.	—	—

Tolerâncias		Observações		
Comp. +/-1mm				
Diam. +/-0,1mm				
Ang. +/-1°		D.E.P.	Data	Rúbrica
Escala 1:10		PROJ.		Data: 06/03/2018
Configuration: Default<As Machined>		DESENH.	01-Jun-21	Diogo Pinho
Produto: —		VERIFIC.	01-Jun-21	Substituído por: Alu Silva
Tipo de desenho: —				
Código:	Designação:	Versão Nº		
01TPCN	NG_Cn-Tb Alu Princip	002_N01		

ANEXO F - DESENHO TÉCNICO 2D - AFINADOR



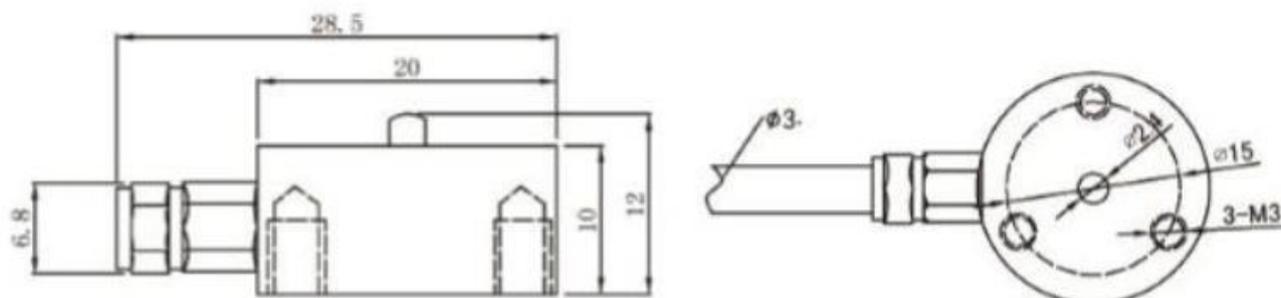
Tubo:	Tubo redondo alumínio 25 x 2 mm	Ferramenta/ Máquina						
1º Oper.	Cortar mm de tubo	—	Tolerâncias Comp. +/-1mm Diam. +/-0,1mm Ang. +/-1º					
2º Oper.	Lixar topos	—						
3º Oper.	—	—	Observações 					
4º Oper.	—	—	Escala 1:5 Configuration: Default		D.E.P. PROJ.	Data 14/11/2020	Rúbrica Diogo Pinho	Versão nº 2 Data: 06/03/2018 Substituído por: João Silva
5º Oper.	—	—	Produto: — Tipo de desenho: —					
6º Oper.	—	—	Código: 01AFCN		Designação: NG_Cn-Tb Alu Afin			Versão Nº 001_N01
7º Oper.	—	—						

ANEXO G - FICHA TÉCNICA - SENSOR DE FORÇA 50 KGF

Capacity	kg	40-50
Comprehensive Error	mv/v	0.05
Output Sensitivity	mv/v	1.0±0.1
Nonlinearity	%FS	0.03
Repeatability	%FS	0.03
Hysteresis	%FS	0.03
Creep	(3min)%FS	0.03
Zero Drift	(1min)%FS	0.03
Temp. Effect on Zero	%FS/10°C	1
Temp. Effect on Output	%FS/10°C	0.05
Zero Output	mV/V	±0.1
Input Resistance	Ω	1000±20
Output Resistance	Ω	1000±20
Insulation Resistance	MΩ	≥5000
Excitation Voltage	V	≤10
Operation Temp. Range	°C	0--+50
Overload Capacity	%FS	150

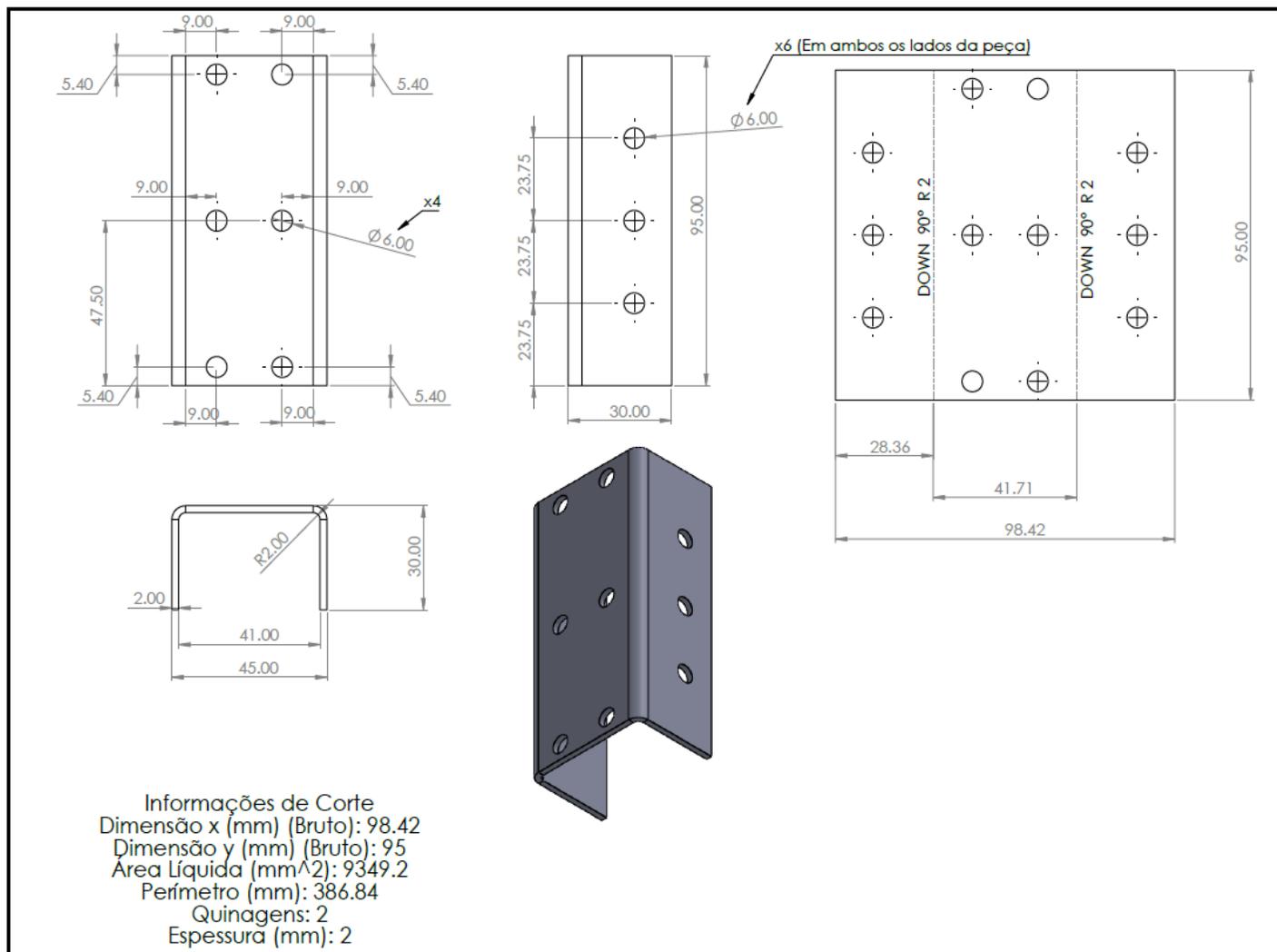
ANEXO H - FICHA TÉCNICA – CÉLULA DE CARGA 200 KG

Electrical connection and Dimensions:(dimension unit: mm)



Specifications:		
capacity	kg	5, 10, 20, 30, 50, 100, 200, 300, 500
safe overload	%FS	120
ultimate overload	%FS	150
rated output	mV/V	1.5 ± 0.5
excitation voltage	Vdc	5~15
combined error	%FS	± 0.3
zero balance	%FS	± 0.1
non-linearity	%FS	± 0.3
hysteresis	%FS	± 0.3
repeatability	%FS	± 0.3
creep	%FS/30min	± 0.1
input resistance	Ω	385 ± 35
output resistance	Ω	350 ± 3
insulation resistance	M Ω	≥ 2000
operating temperature range	°C	-20 ~ +65
compensated temperature range	°C	-10 ~ +40
temperature coefficient of SPAN	%FS/10°C	± 0.3
temperature coefficient of ZERO	%FS/10°C	± 0.3
Electrical connection	cable	4 core shielded PVC cable, Ø3.0 × 2m
Wires connection	Excitation +: Red , Excitation -: Black, Output +: Green, Output -: White	

ANEXO I - DESENHO TÉCNICO - CHAPA QUINADA RETANGULAR



ANEXO J - TABELA DE QUINAGEM

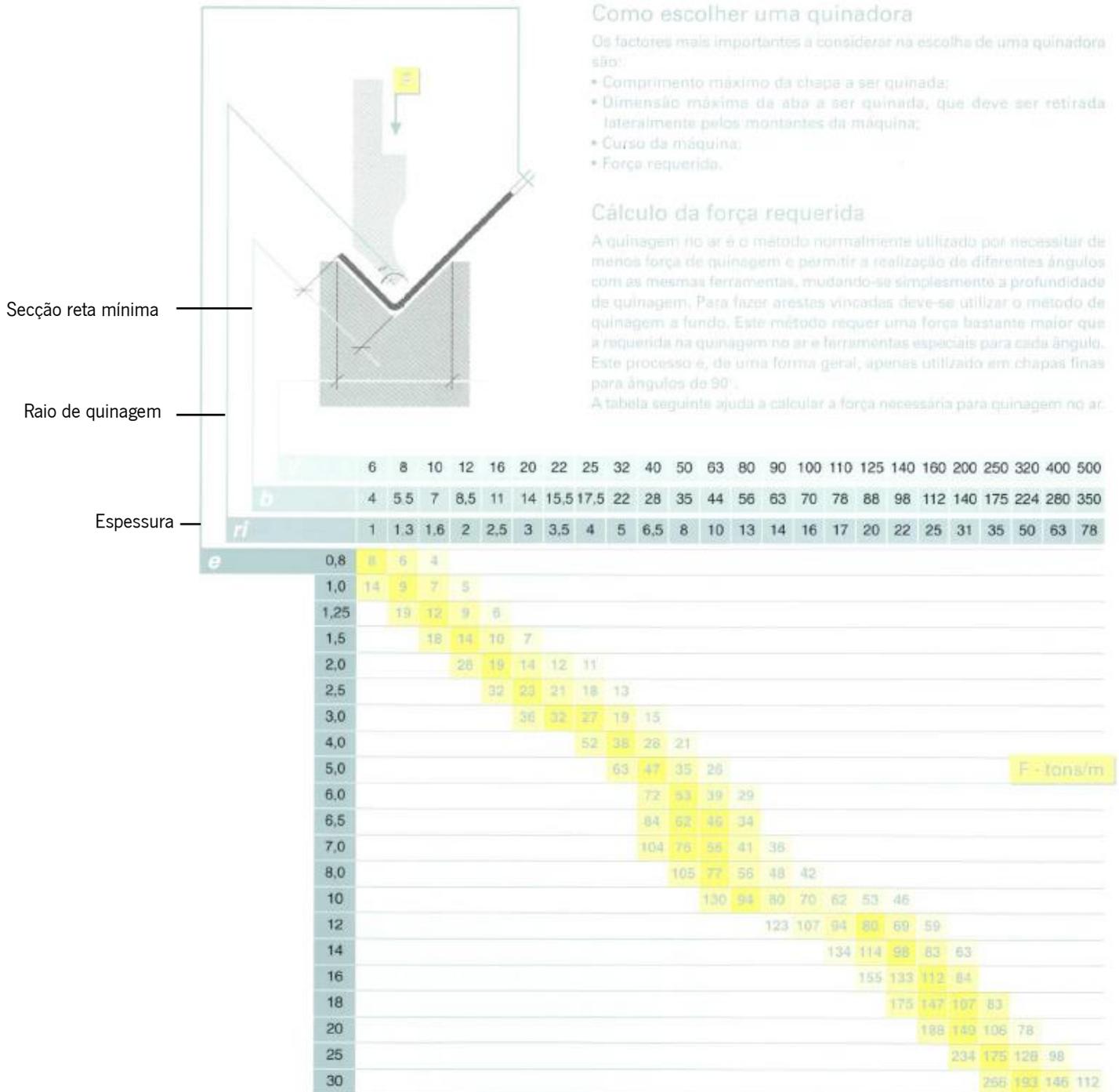
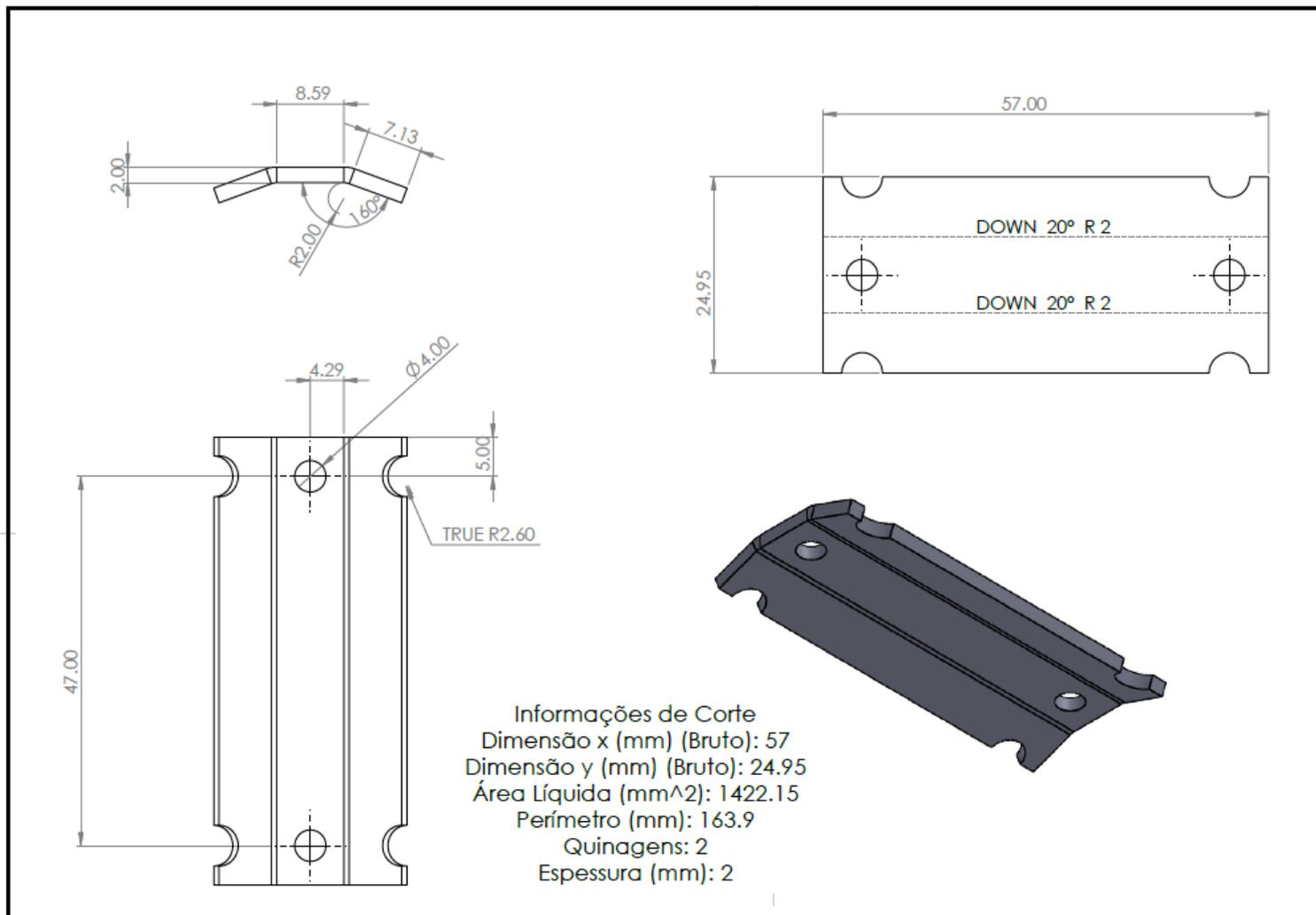


Figura 107 - Tabela de quinagem

ANEXO K - DESENHO TÉCNICO – CHAPA QUINADA ANGULADA



ANEXO L - CÓDIGO NO MICROCONTROLADOR

```
#include "HX711.h"
#include "Countimer.h"
#include "MPU9250.h"

MPU9250 mpu;
Countimer timer;

#define calibration_factor -46050
#define LOADCELL_DOUT_PIN 3
#define LOADCELL_SCK_PIN 2

#define LOADCELL_SCK_PIN1 4
#define LOADCELL_DOUT_PIN1 5

#define LOADCELL_SCK_PIN3 6
#define LOADCELL_DOUT_PIN3 7

#define LOADCELL_SCK_PIN2 8
#define LOADCELL_DOUT_PIN2 9
#define calibration_factor2 -16050

HX711 scale;
HX711 scale2;
HX711 scale1;
HX711 scale3;

float j;
float p;
float z;
float l;
```

- Declaração de variáveis e bibliotecas ("HX711.h","Countimer.h","MPU9250.h")
- Definição dos respetivos pinos a serem utilizados no microcontrolador (Arduino UNO)
- Definição dos diferentes fatores de calibração previamente estudados específicos para cada célula de carga

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("CLEARSHEET");
  Serial.println("CLEARDATA");
  Serial.println("LABEL,Tempo, Ponteira load cell, Sensor punho 1, Sensor Punho 2, Sensor Aro, Yaw, Pitch, Roll");
  Wire.begin();
  delay(2000);
  if (!mpu.setup(0x68)) {
    while (1) {
      Serial.println("Problema de ligação.");
      delay(5000);
    }
  }
  Serial.println("Accel Gyro calibração vai começar em 5s.");
  Serial.println("Deixar o drive fixo numa superfície plana");
  mpu.verbose(true);
  delay(5000);
  mpu.calibrateAccelGyro();
  print_calibration();
  mpu.verbose(false);
  timer.setCounter(0, 2, 0, timer.COUNT_UP, onComplete);
  timer.setInterval(refreshClock, 200);
  scale.begin(LOADCELL_DOUT_PIN, LOADCELL_SCK_PIN);
  scale.set_scale(calibration_factor);
  scale.tare();
  scale2.begin(LOADCELL_DOUT_PIN2, LOADCELL_SCK_PIN2);
  scale2.set_scale(calibration_factor2);
  scale2.tare();
  scale1.begin(LOADCELL_DOUT_PIN1, LOADCELL_SCK_PIN1);
  scale1.set_scale(calibration_factor);
  scale1.tare();
  scale3.begin(LOADCELL_DOUT_PIN3, LOADCELL_SCK_PIN3);
  scale3.set_scale(calibration_factor);
  scale3.tare();
}
```

Função *setup()*

- Definição de comunicação a 9600 *BaudRate*
- Comandos para trabalhar a folha de Excel através da ferramenta PLX no início de cada ensaio
- Calibração do MPU
- Definição do *timer* para contagem crescente até dois minutos
- Ativação do estado dos pinos
- Através da função *set_scale()* e dos fatores como parâmetro de entrada, transformar a variação física no sensor em unidades de medida
- Tarar as células de carga

```

void loop() {
  j = scale.get_units();
  p = (scale2.get_units() * (-1));
  z = scale1.get_units();
  l = scale3.get_units();
  timer.run();
  if (!timer.isCounterCompleted()) {
    timer.start();
  }
  // Serial.println( (String) "DATA," + timer.getCurrentTime() + "," + p + "," + j + "," + z + "," + l);
  Serial.print("DATA,");
  Serial.print(timer.getCurrentTime());
  Serial.print(",");
  Serial.print(p);
  Serial.print(",");
  Serial.print(j);
  Serial.print(",");
  Serial.print(z);
  Serial.print(",");
  Serial.print(l);
  Serial.print(",");
  Serial.print(mpu.getYaw(), 2);
  Serial.print(",");
  Serial.print(mpu.getPitch(), 2);
  Serial.print(",");
  Serial.println(mpu.getRoll(), 2);
  if (mpu.update()) {
    static uint32_t prev_ms = millis();
    if (millis() > prev_ms + 25) {
      print_roll_pitch_yaw();
      prev_ms = millis();
    }
  }
}
}

```

Função *loop* ()

- Começar *timer* e só parar quando estiver completo (outra função)
- Comandos para Excel
- Retornar a leitura dos dados

```

void refreshClock() {
}

void onComplete() {
  Serial.println("Completo!!!");
}

void print_roll_pitch_yaw() {
  Serial.print("Yaw, Pitch, Roll: ");
  Serial.print(mpu.getYaw(), 2);
  Serial.print(", ");
  Serial.print(mpu.getPitch(), 2);
  Serial.print(", ");
  Serial.println(mpu.getRoll(), 2);
}

void print_calibration() {
  Serial.println("< parametros de calibração >");
  Serial.println("accel bias [g]: ");
  Serial.print(mpu.getAccBiasX() * 1000.f / (float)MPU9250::CALIB_ACCEL_SENSITIVITY);
  Serial.print(", ");
  Serial.print(mpu.getAccBiasY() * 1000.f / (float)MPU9250::CALIB_ACCEL_SENSITIVITY);
  Serial.print(", ");
  Serial.print(mpu.getAccBiasZ() * 1000.f / (float)MPU9250::CALIB_ACCEL_SENSITIVITY);
  Serial.println();
  Serial.println("gyro bias [deg/s]: ");
  Serial.print(mpu.getGyroBiasX() / (float)MPU9250::CALIB_GYRO_SENSITIVITY);
  Serial.print(", ");
  Serial.print(mpu.getGyroBiasY() / (float)MPU9250::CALIB_GYRO_SENSITIVITY);
  Serial.print(", ");
  Serial.print(mpu.getGyroBiasZ() / (float)MPU9250::CALIB_GYRO_SENSITIVITY);
  Serial.println();
}
}

```

- Atualização do *timer*
- Retornar parâmetros de calibração do MPU

ANEXO M - ESQUEMA ELÉTRICO DO CIRCUITO

