



Instituto Superior de Engenharia

Politécnico de Coimbra

DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA

Desenvolvimento de plataforma para auxiliar de marcha com feedback personalizado

Trabalho de Projeto para a obtenção do grau de Mestre em
Instrumentação Biomédica

Autor

Simão Silva Barbosa Pereira

Orientadores

Fernanda de Madureira Coutinho



INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Coimbra, abril de 2025

RESUMO

Este relatório documenta e explica o trabalho desenvolvido no âmbito do Projeto Final do Mestrado em Instrumentação Biomédica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra e que teve como principal objetivo o desenvolvimento de uma plataforma digital com *feedback* personalizado para ser utilizada com uma bengala instrumentada.

A bengala juntamente com a plataforma agora desenvolvida destinam-se não apenas a ajudar utilizadores com disfunção na marcha, mas também na monitorização dos dados da marcha. Foi também realizado um inquérito a utilizadores de bengalas e a profissionais de saúde para aferir as características e funcionalidades mais relevantes a incluir numa bengala instrumentada e numa aplicação como aquela que se pretendia desenvolver.

Algumas das tecnologias utilizadas neste projeto incluíram a utilização do software FreeCAD, para desenhar o punho da bengala, e o software EAGLE para projetar a placa de circuito impresso para mostrar o nível de carga da bateria do sistema eletrónico integrado na bengala. Estes dados, recolhidos pela bengala, são enviados por Bluetooth para uma aplicação para *smartphone* desenvolvida na plataforma FlutterFlow, a qual, por sua vez, comunica via wifi com uma base de dados, denominada Firebase, alojada na nuvem.

Utilizando o microcontrolador ESP32 e sensores de carga e inerciais, conseguimos ter um sistema, na bengala, que recolhe os dados da força exercida na bengala pelo utilizador e os dados de movimento, usando-os para determinar a aceleração do utilizador, o padrão de marcha e a deteção de quedas. Esta aplicação também permite um acompanhamento clínico do paciente, quer ao nível da monitorização dos dados da marcha, quer ao nível da identificação de situações de queda, permitindo que estas ações sejam feitas em tempo-real e os dados armazenados na nuvem para análise posterior, por exemplo por um profissional de saúde.

No âmbito deste trabalho foram realizados e publicados os artigos [1] e [2], tendo sido ainda submetido um outro artigo para a conferência *IEEE Portuguese Meeting on Bioengineering* (ENBENG 2025) o qual ainda se encontra em fase de apreciação.

Palavras-chave: Auxiliar de Marcha, Aplicação Android, Microcontrolador ESP32, Firebase, FlutterFlow.

ABSTRACT

This report documents and explains the work developed within the scope of the Final Project of the Master's Degree in Biomedical Instrumentation of the Instituto Superior de Engenharia de Coimbra and which had as its main objective the development of a digital platform with personalized feedback to be used with an instrumented cane.

The cane, together with the platform now developed, is intended not only to assist users with gait dysfunction but also to monitor gait data. A survey was also carried out with cane users and health professionals to evaluate the most relevant characteristics and functionalities to be included in an instrumented cane and in an application like the one intended to be developed.

Some of the technologies used in this project included the use of FreeCAD software to design the cane handle, and EAGLE software to design the printed circuit board to display the battery charge level of the electronic system integrated into the cane. This data, collected by the cane, is sent via Bluetooth to a smartphone application developed on the FlutterFlow platform, which, in turn, communicates via Wi-Fi with a database, called Firebase, hosted in the cloud.

Using the ESP32 microcontroller and load and inertial sensors, we were able to have a system, on the cane, that collects data on the force exerted on the cane by the user and movement data, using them to determine the user's acceleration, gait pattern, and fall detection. This application also allows clinical monitoring of the patient, both in terms of monitoring gait data and identifying fall situations, allowing these actions to be carried out in real time and the data stored in the cloud for later analysis, for example, by a healthcare professional.

Within the scope of this work, the articles [1] and [2] were produced and published, and another article was submitted for the conference IEEE Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG 2025) which is still under review.

Keywords: Walking Assistant, Android Application, ESP32 Microcontroller, Firebase, FlutterFlow.

AGRADECIMENTOS

À minha família por me permitir e ter dado condições para concluir o mestrado. Pela sua disponibilidade, compreensão e apoio.

Aos meus amigos pelo suporte e encorajamento ao longo deste percurso académico.

À entidade empregadora que deu toda a disponibilidade e o apoio possível.

Aos docentes que nos lecionaram durante o curso, pelo seu trabalho e partilha de conhecimento.

Ao Professor Marco Silva pelo seu auxílio contínuo durante o desenvolvimento do projeto.

Um agradecimento especial à minha Orientadora, Professora Fernanda Coutinho, pela sua colaboração imprescindível, disponibilidade e conselhos prestados na elaboração do projeto.

ÍNDICE

Resumo	i
Abstract	ii
Agradecimentos	iii
Índice	iv
Índice de figuras	vii
Lista de abreviaturas	x
1 Introdução	1
1.1 Enquadramento e Motivação	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Diagrama de Blocos e Cronograma do Trabalho Desenvolvido	2
1.4 Estrutura do Relatório	2
2 Bipedismo, disfunções da passada e auxiliares de marcha	5
2.1 A hominização e o bipedismo	5
2.2 Condicionantes mecânicas na nova postura corporal	6
2.3 A marcha/passada	8
2.3.1 Fase de Apoio	9
2.3.2 Fase de Balanço	9
2.3.3 Avaliação da marcha	10
2.4 Disfunções da passada	10
2.4.1 Tipos de Marcha	10
2.5 Auxiliares de Marcha	12
2.5.1 Deambulação com canadianas	14
2.5.2 Bengalas, Tripés e Pirâmides	16
2.5.3 Andarilhos	16
2.5.4 Bengalas Inteligentes	17
3 Auxiliares de Marcha Instrumentados para Pessoas com Deficiência Motora	18
3.1 Bengalas Instrumentadas	18

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

3.1.1	Auxiliar de Marcha com Base em Sensores Inerciais	18
3.1.2	Bengala Instrumentada para Reconhecimento de Marcha	19
3.1.3	Auxiliar de Marcha com Análise em LABView	20
3.1.4	Auxiliar de Marcha Instrumentado para Detecção do Congelamento da Marcha	20
4	Inquéritos a Utentes e Profissionais de Saúde	22
4.1	Objectivos	22
4.2	Caracterização da Amostra	22
4.3	Características da Aplicação para Smartphone	23
4.3.1	Perfil de Utilizador	23
4.3.2	Indicador para a Correta Utilização da Bengala	25
4.3.3	Indicador dos Dados de Utilização da Bengala	27
4.3.4	Contador de Passos	28
4.3.5	Guia de Boas Práticas para a Utilização da Bengala	29
4.3.6	Recolha e Armazenamento de Dados da Marcha	31
4.4	Características da Bengala	31
4.4.1	Capacidade de Detectar Quedas	32
4.4.2	Capacidade de Iluminar a Base da Bengala	32
4.4.3	Capacidade de Possuir um Monitor na Pega da Bengala	34
4.4.4	Conteúdo a Mostrar no Monitor da Bengala	36
4.5	Observações ao Estudo	41
5	Plataformas de Software e Componentes utilizados	43
5.1	Componentes e Equipamentos	43
5.2	Plataformas de Software	43
5.2.1	Plataforma Arduino	43
5.2.2	FlutterFlow	44
5.2.3	Firebase	44
5.2.4	Plataforma Eagle	44
5.2.5	Plataforma FreeCAD	45
5.3	Protocolo de Comunicação I2C	45
6	Trabalho Desenvolvido	48
6.1	Vertente de Hardware	48
6.1.1	Diagrama de Blocos Funcional	48
6.1.2	Especificações Funcionais	49
6.1.3	Desenvolvimento da Bengala em FreeCAD	49
6.1.4	Desenvolvimento da Placa de Carga em EAGLE	50
6.2	Vertente de Software	51
6.2.1	Especificações Funcionais	51

6.2.2	Código desenvolvido para Arduino	53
6.2.3	Aplicação Desenvolvida em FlutterFlow	58
6.2.4	Configurações em Firebase	64
7	Conclusões e Trabalho Futuro	66
7.1	Conclusões	66
7.2	Propostas para Trabalho Futuro	66
	Referências bibliográficas	68
	Anexos	71
	Anexo A - Cópia do Artigo [1]	72
	Anexo B - Cópia do Artigo [2]	77
	Anexo C - Inquérito realizado aos Profissionais de Saúde	80
	Anexo D - Inquérito realizado aos Utilizadores de Bengalas	89

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Diagrama de Blocos do Sistema a Desenvolver	3
1.2	Cronograma do Trabalho Desenvolvido	4
2.1	Evolução evolucionista dos primatas e Homo Sapiens [3]	5
2.2	Fases da Marcha [6]	8
2.3	Ciclo da Marcha [6]	8
2.4	Marcha Normal [7]	11
2.5	Marcha Atáxica [8]	11
2.6	Marcha Parkinsoniana [9]	11
2.7	Marcha Espástica [10]	12
2.8	Tipos de movimento durante a marcha [13]	12
2.9	Canadiana de Ombro	13
2.10	Canadiana Axilar	13
2.11	Canadiana Umbracal	14
2.12	Passada de balanço ou oscilante [14]	14
2.13	Deambulação a 2 pontos [14]	15
2.14	Deambulação a 3 pontos [14]	15
2.15	Deambulação a 4 pontos [14]	15
2.16	Bengalas, Tripés e Pirâmides [14]	16
3.1	Sistema proposto para estimar a fase de contacto com o solo e a orientação 3D da bengala a partir dos dados do sensor inercial [16]	19
3.2	Componentes da Bengala Instrumentada para Reconhecimento de Marcha [17]	19
3.3	Esquema da bengala instrumentada e da placa de circuito [18]	20
3.4	Sistema do Auxiliar de Marcha Instrumentado para Detecção do Congelamento da Marcha [19]	21
4.1	Género dos utilizadores	23
4.2	Idades dos utilizadores	23
4.3	Anos de uso de bengala pelos utilizadores	24
4.4	Género dos profissionais de saúde	24
4.5	Idades dos profissionais de saúde	25
4.6	Anos de atividade profissional	25

4.7	Gráfico dos utilizadores sobre o Perfil	26
4.8	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o Perfil	26
4.9	Gráfico dos utilizadores sobre a correta utilização da bengala	27
4.10	Gráfico dos profissionais de saúde sobre a correta utilização da bengala	27
4.11	Gráfico dos utilizadores sobre o indicador de dados de utilização da bengala	28
4.12	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o indicador de dados de utilização da bengala	28
4.13	Gráfico dos utilizadores sobre o contador de passos	29
4.14	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o contador de passos	29
4.15	Gráfico dos utilizadores sobre o guia de boas práticas	30
4.16	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o guia de boas práticas	30
4.17	Gráfico dos utilizadores sobre a recolha e armazenamento de dados da marcha	31
4.18	Gráfico dos profissionais de saúde sobre a recolha e armazenamento de dados da marcha	32
4.19	Gráfico dos utilizadores sobre a deteção de quedas no auxiliar da marcha	33
4.20	Gráfico dos profissionais de saúde sobre a deteção de quedas no auxiliar da marcha	33
4.21	Gráfico dos utilizadores sobre a capacidade de iluminar a base da bengala	34
4.22	Gráfico dos profissionais de saúde sobre a capacidade de iluminar a base da bengala	34
4.23	Gráfico dos utilizadores sobre a capacidade de possuir um monitor na pega da bengala	35
4.24	Gráfico dos profissionais de saúde sobre a capacidade de possuir um monitor na pega da bengala	35
4.25	Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar a data e hora	36
4.26	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar a data e hora	37
4.27	Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar o nível de carga da bateria	37
4.28	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar o nível de carga da bateria	38
4.29	Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar a força aplicada na bengala	39
4.30	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar a força aplicada na bengala	39
4.31	Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar indicadores para a correta utilização da bengala	40
4.32	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar indicadores para a correta utilização da bengala	40
4.33	Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar a distância percorrida	41

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

4.34	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar a distância percorrida	41
4.35	Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar o tempo de utilização .	42
4.36	Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar o tempo de utilização	42
5.1	Diagrama de Blocos Funcional do Projeto Original	44
5.2	Endereçamento I2C	46
5.3	Ligações Mestre-Escravo	47
6.1	Diagrama de Blocos Funcional	48
6.2	Vista do Lado do Corpo	50
6.3	PCB Master	51
6.4	Esquemático PCB Carga	52
6.5	PCB Carga	53
6.6	PCB Carga Resultado	53
6.7	Inicialização do sensor para a leitura do nível de carga	54
6.8	Configuração para a leitura do nível de carga em percentagem	54
6.9	Verificação do estado do sensor	54
6.10	Inicialização do sensor para a leitura do nível de carga	54
6.11	Código para o envio de dados via Bluetooth	55
6.12	Fluxograma para a deteção de queda	56
6.13	Inicialização das variáveis para a leitura da aceleração	56
6.14	Cálculo da magnitude total de aceleração	57
6.15	Inicialização das variáveis para a leitura do <i>roll</i> , <i>pitch</i> e <i>yaw</i>	57
6.16	Escrita das variáveis <i>roll</i> , <i>pitch</i> , <i>yaw</i> e <i>accelMagnitude</i>	57
6.17	Verificação da inclinação da bengala	57
6.18	Variáveis globais para a inclinação e impacto	58
6.19	Deteção de impacto	58
6.20	<i>Mockup</i> da aplicação para <i>smartphone</i>	59
6.21	Fluxo de ações do botão <i>login</i>	60
6.22	Código da função para conetar à bengala	61
6.23	Conteúdo das diversas janelas	62
6.24	Janela para os dados de perfil do utilizador	63
6.25	Fluxo de ações do botão <i>Save Profile</i>	64
6.26	Lista de utilizadores existentes atualmente	65
6.27	Informação de perfil dos utilizadores	65

LISTA DE ABREVIATURAS

ADC	Analog-to-Digital Converter
ENBENG	IEEE Portuguese Meeting on Bioengineering
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
IMU	Inertial Measurement Unit
ISEC	Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
PCB	Printed Circuit Board

1 INTRODUÇÃO

1.1 Enquadramento e Motivação

A marcha é um ato diário realizado pela grande maioria dos humanos e que se vai naturalmente enfraquecendo com o passar do tempo, dando origem a disfunções na passada. Isto levou ao aparecimento de auxiliares de marcha, ferramentas que permitam que pessoas que já tenham estas disfunções que continuem a ter boas condições para caminharem com menos riscos de quedas e de dores.

O projeto desenvolvido neste trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um auxiliar de marcha instrumentado com *feedback* que ajude na marcha de pessoas com disfunções na marcha. Permite também monitorizar ativamente a marcha do utilizador e detetar se o auxiliar de marcha se encontrar no chão, o que pode indicar uma eventual queda do utilizador. Neste caso, irá enviar uma notificação por meio de uma aplicação para o telemóvel do utilizador, de um familiar ou do profissional de saúde que o acompanha.

O trabalho envolveu uma vertente de hardware para a instrumentação da bengala e de software para a recolha e processamento dos dados, tendo, para o efeito, sido usadas várias tecnologias, nomeadamente:

A utilização do *software* FreeCAD para desenhar o punho da bengala e o *software* Eagle para projetar a placa de circuito impresso (sigla PCB, em inglês) de carga. Usando a plataforma Arduino IDE para programar, em linguagem C, o microcontrolador ESP32, conseguimos ter um sistema na bengala que recolhe dados tais como força exercida na bengala e dados de movimento, e que permite detetar a existência de quedas. Estes dados são enviados por Bluetooth para uma aplicação de *smartphone* que foi desenvolvida na plataforma FlutterFlow e com acesso à base de dados do Firebase para os guardar.

Com este projeto pretende-se dar melhores condições de vida a pessoas com disfunção na marcha, tendo assim mais segurança e apoio contínuo, e auxiliar os profissionais de saúde que acompanham estas pessoas a ter mais informação sobre a marcha destes.

1.2 Objetivos

Este projeto teve como objetivo melhorar a bengala instrumentada, tanto no seu *hardware* como no seu *software* e desenvolver uma aplicação para *smartphone* que acompanhe a marcha do utilizador. Também teve como objetivo realizar um inquérito a utilizadores de bengalas e profissionais de saúde, de modo a obter as opiniões das pessoas a quem este projeto é direcionado. Assim, este relatório foi dividido em objetivos parciais, designadamente:

1. Estudo do bipedismo, a marcha, as suas disfunções e os seus auxiliares (Cap. 2);
2. Levantamento bibliográfico sobre auxiliares de marcha para pessoas com deficiência motora (Cap. 3);
3. Inquéritos realizados a utilizadores de bengalas e profissionais de saúde sobre características relevantes a ter numa bengala instrumentada e numa aplicação para *smartphone* (Cap. 4);
4. Enumeração de componentes, *software* e protocolos utilizados neste projeto (Cap. 5);
5. Desenvolvimento do projeto na sua vertente de *hardware* e *software* para a recolha e processamento dos dados (Cap. 6);

1.3 Diagrama de Blocos e Cronograma do Trabalho Desenvolvido

Podemos ver na Figura 1.1 o sistema desenvolvido com a utilização do *software* EAGLE, FreeCAD, Arduino, FlutterFlow e Firebase.

O projeto foi planeado em diversas fases, como se pode ver na Figura 1.2.

1.4 Estrutura do Relatório

O relatório encontra-se organizado em seis capítulos e quatro anexos.

No Capítulo 2 é apresentado o estudo realizado sobre o bipedismo e a sua evolução, a postura corporal e o ato da marcha, as disfunções da marcha e os auxiliares de marcha utilizados para minimizar os efeitos destas disfunções.

No Capítulo 3 é feito um estudo de mercado sobre os auxiliares de marcha instrumentados já existentes e as suas características principais.

No Capítulo 4 é analisado um inquérito realizado a utilizadores de bengalas e profissionais de saúde sobre as características que estes consideram relevantes a ter numa bengala instrumentada e numa aplicação para *smartphone*.

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

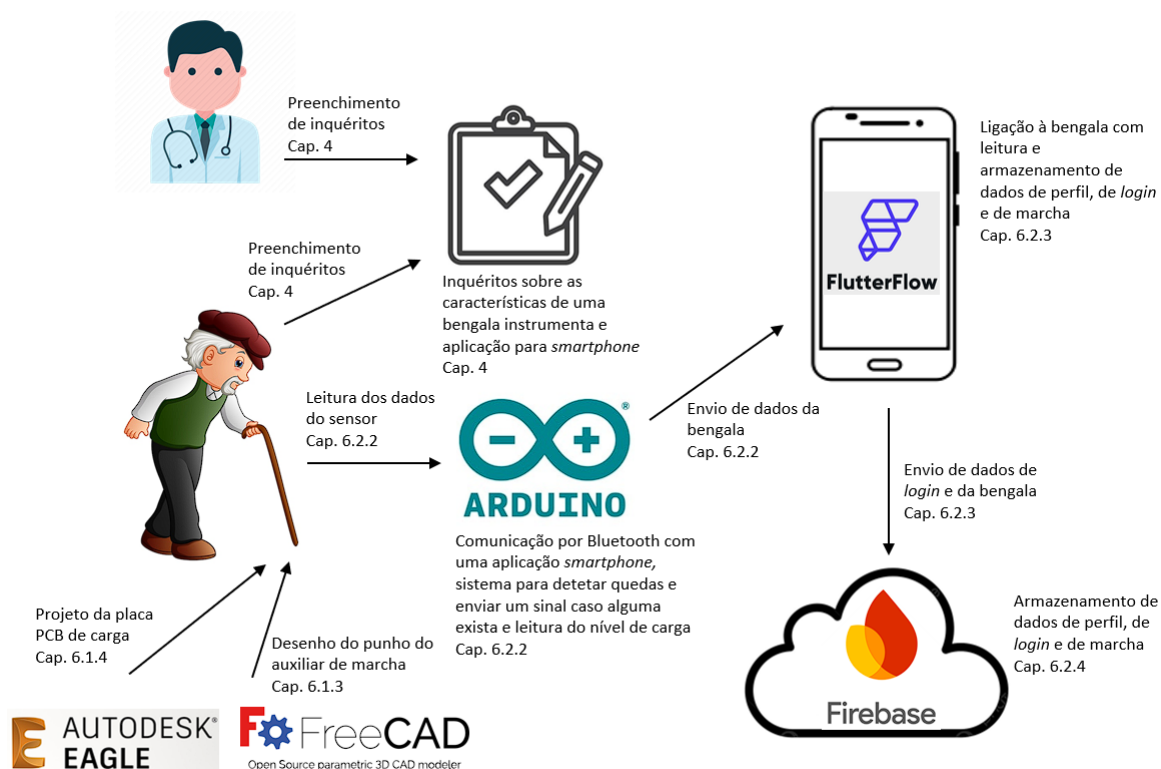


Figura 1.1: Diagrama de Blocos do Sistema a Desenvolver

No Capítulo 5 é feita uma simples enumeração dos componentes existentes na bengala e dos *software* a serem usados neste projeto, incluindo uma explicação do protocolo I2C que se encontra neste sistema.

No Capítulo 6 é descrito o desenvolvimento da bengala relativamente aos componentes e aos *software* de EAGLE, FreeCAD, Arduino, FlutterFlow e Firebase.

Por fim, no anexo A temos um artigo escrito para o sétimo ENBENG sobre Parkinson, auxiliares de marcha existentes que auxiliem com esta patologia, e o projeto desenvolvido na altura, no anexo B um artigo realizado para as Jornadas de Biomédica no ISEC em 2024 sobre a implementação de uma *interface* Homem-Máquina para uma bengala instrumentada, no anexo C o inquérito disponibilizado aos profissionais de saúde e no anexo D o inquérito disponibilizado aos utilizadores de bengalas.

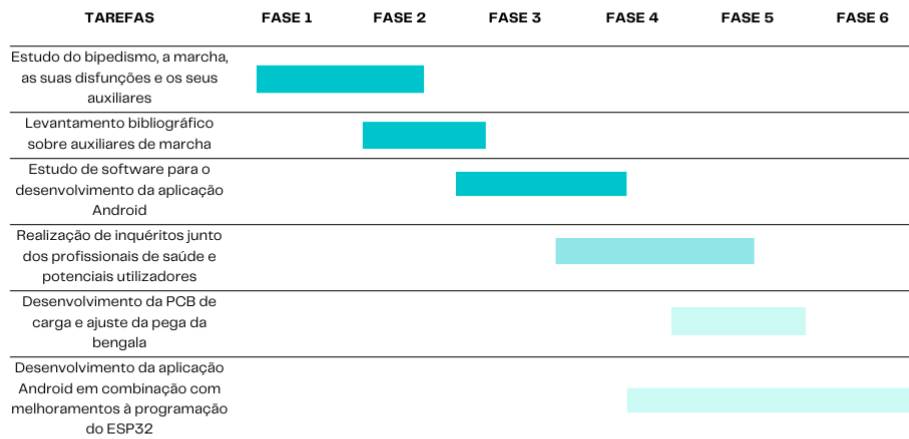


Figura 1.2: Cronograma do Trabalho Desenvolvido

2 BIPEDISMO, DISFUNÇÕES DA PASSADA E AUXILIARES DE MARCHA

2.1 A hominização e o bipedismo

Na história do Homem e, na procura da sua evolução, considerando a Figura 2.1, temos teoria evolucionista dos primatas e os seus antepassados Homo Sapiens, onde podemos verificar que nenhum outro primata caminha habitualmente de pé. Assim, a adoção do bipedismo, ou a capacidade de andar ereto sobre duas pernas, foi o passo mais gigante da história humana, que tornou tudo possível.

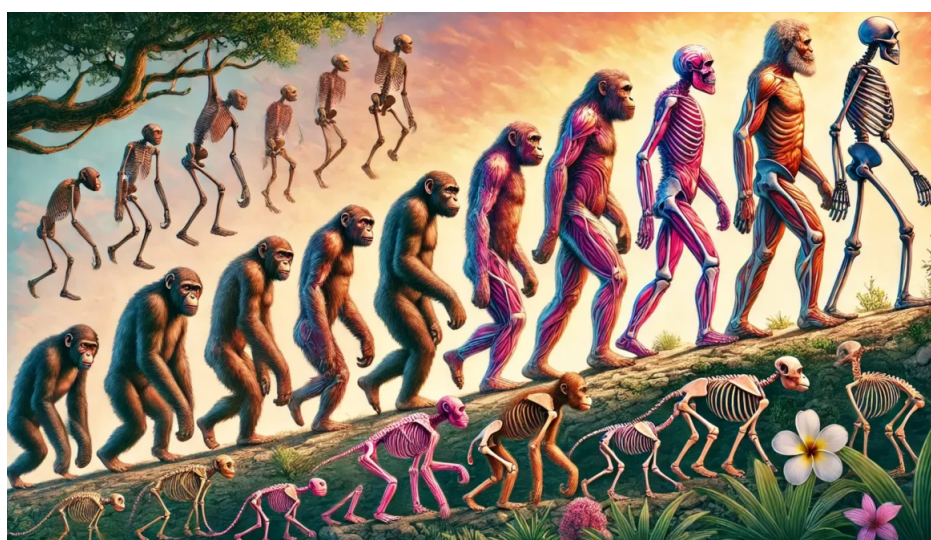


Figura 2.1: Evolução evolucionista dos primatas e Homo Sapiens [3]

O bipedismo permanente libertou as mãos de atividade locomotora e permitiu outras ações manipulativas. A capacidade de utilização de aperfeiçoamento tecnológico no fabrico de vários instrumentos, a estruturação social, assim como a inteligência necessária ao dia-a-dia do Homem, acabam por ser uma parte resultante da postura bípede. A adoção do bipedismo por parte de uma determinada categoria de símídeos, terá sido a solução ideal para a resolução de problemas energéticos que eram impostos pelo tipo de locomoção anterior (quadrumania). De facto, em termos de gasto energético, a locomoção em apoio bípede do Homem moderno é muito idêntica à locomoção utilizada pelos quadrúpedes, mas em determinadas situações bastante mais económica [3].

Podemos analisar as seguintes situações:

- Um cão, em posição de repouso gasta mais energia que o homem;

- O chimpanzé, nos períodos em que utiliza o apoio bipodálico, utiliza mais 50% de gasto energético do que é observado no Homem durante o mesmo tipo de marcha;
- A eficiência da locomoção bípede no Homem, em relação à generalidade dos mamíferos quadrúpedes está muito dependente da velocidade de deslocamento;
- Um velocista gasta o dobro da energia que um mamífero quadrúpede, com o mesmo tamanho corporal, gastaria para percorrer a mesma distância. No entanto, durante a marcha normal (4,5 km/h), o bipedismo é ligeiramente mais eficiente do que a quadrupedia da maioria dos mamíferos.

A aquisição e aperfeiçoamento do bipedismo, poderá ter estado dependente de fatores energéticos (menos débito energético, mais eficiência mecânica), permitido por este tipo de locomoção e, possibilitando percorrer mais distância [4].

2.2 Condicionantes mecânicas na nova postura corporal

A adoção do bipedismo criou, ao homem, muitos condicionalismos de natureza mecânica.

Apesar do aperfeiçoamento e especialização não só das estruturas esqueléticas, mas também da forma como realiza o controlo motor pelo cérebro, existe também uma certa instabilidade, derivada da elevação acentuada do seu centro de gravidade e de estreitamento e redução de apoio utilizados na marcha bipodálica [5].

A locomoção bípede, além da evidência de maior instabilidade, considera-se constituída por uma sucessão de quedas frontais.

No crescimento humano e, com a sua evolução natural, a criança continua a esperar até ao um/dois anos para começar a andar, continuando a cair numa fase inicial do seu desenvolvimento, atingido posteriormente uma posição bípede relativamente estável, para numa fase muito mais tardia, a velhice, voltar a uma fase de potencial instabilidade.

O arquétipo esquelético do Homem apresenta certos defeitos estruturais condicionados, em certa parte, pela reorientação das superfícies articulares e das massas musculares, tal como as articulações do joelho, da anca e da coluna vertebral.

Associam-se, ainda, a estes fatores, os dependentes do seu controlo motor, onde se incluem os mecanismos cerebrais do equilíbrio (função do cerebelo na criação de subsistemas sensoriais localizados em diversas partes do corpo).

Assim, enquanto não se atingir um maior aperfeiçoamento entre o arquétipo estrutural do esqueleto humano e os meios de controlo nervoso implicados com o seu equilíbrio, continuarão a existir falências mecânicas momentâneas, que desencadeiam trauma-

tismo miotendinosos e osteoarticulares, sobretudo em situações de alteração de movimento.

A composição da massa muscular no Homem é variável com a idade. Não há muito conhecimento sobre a quantidade de fibras musculares que constituem uma dada massa muscular nos diferentes grupos etários.

Desde o nascimento até à maturidade esquelética, as fibras musculares aumentam, originando o natural crescimento do corpo.

No sexo masculino, o tamanho das fibras musculares atinge o seu valor máximo cerca dos 14 anos, enquanto no sexo feminino esse valor é mais precoce, atingindo-o cerca dos 10 anos.

O comprimento das fibras musculares poderá correlacionar-se com a amplitude do movimento que o músculo efetua durante a sua atividade funcional. Ou seja, durante a realização de um movimento, se as fibras musculares forem demasiado curtas, estas romperiam sob tensão ou se, por outro lado, forem demasiado longas não permitiriam a contração muscular nas melhores condições biomecânicas.

A estrutura esquelética dos membros inferiores e superiores do Homem, comparativamente com outros vertebrados, mostra a seguinte adaptação:

- no membro inferior, o pélvis, a anca, o joelho, o tornozelo e o pé são o que caracterizam um membro evolucionado para a marcha bípede;
- no membro superior, ainda que tenham surgido várias alterações estruturais, acabam por se integrar e conjugar para o desempenho das ações manipulativas da mão, o que viria a contribuir para o desenvolvimento do uso de ferramentas e da tecnologia.

O crescimento dos músculos durante a adolescência (e sendo uma das facetas que caracteriza o pico pubertário), afeta todos os componentes tecidulares corporais (excetuando o sistema nervoso cerebral). Até este pico pubertário, o nível de força dos rapazes e das raparigas é praticamente igual.

Após esta fase, os rapazes adquirem uma vantagem relativamente maior. A curva do aumento da força mostra um atraso de cerca de um ano em relação à curva do aumento do peso corporal. Isto determina que o aumento do peso corporal do adolescente, não se corelacione diretamente com um aumento semelhante da sua força muscular.

No homem adulto, a força muscular máxima é, por norma, atingida entre os 25 e 30 anos de idade. E, a partir desta idade, observa-se uma diminuição gradual na velocidade e poder de contração muscular (mais lesões musculares ou ruturas de tendões, por exemplo, em atletas). Depois dos 50 anos, os músculos começam a perder fibras musculares e sofrem uma redução substancial do seu volume.

2.3 A marcha/passada

A marcha normal, como aparece na Figura 2.2 pode ser definida como um evento que ocorre desde o primeiro toque do pé de um dos membros inferiores no solo até ao próximo toque do mesmo pé mais adiante.

Como se pode ver na Figura 2.3 o ciclo da marcha divide-se em duas fases:

- fase de apoio;
- fase de balanço (oscilação).



Figura 2.2: Fases da Marcha [6]

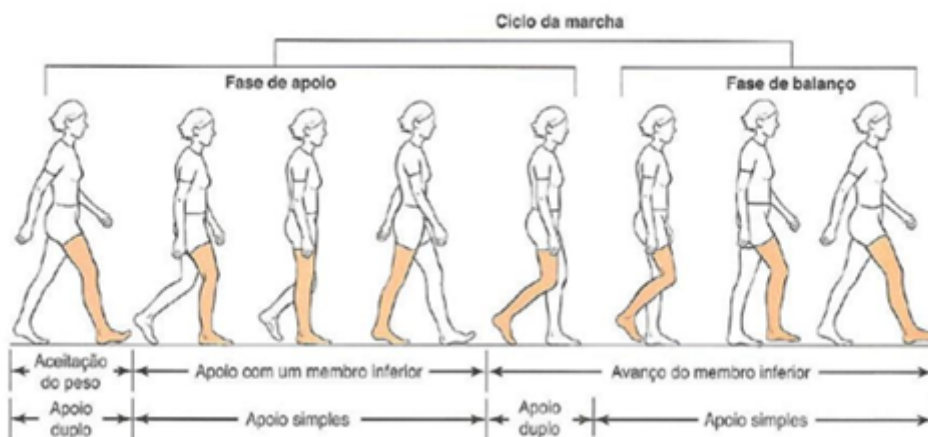


Figura 2.3: Ciclo da Marcha [6]

2.3.1 Fase de Apoio

A Fase de Apoio consiste no período de tempo que o membro permanece em contacto com o solo e sustenta o peso (corresponde a cerca de 60% do ciclo da marcha) [6].

É a que permite que o membro inferior suporte o peso e possibilita o avanço do corpo sobre o membro que está a sustentar.

A fase de apoio divide-se em cinco sub-fases:

- 1ª fase de toque o calcanhar (contato inicial) – é neste contato inicial que ocorre o duplo apoio: com o toque do calcanhar, ocorre o contato inicial do pé com o solo. Poderá envolver todo o calcanhar ou apenas o calcâneo.
- 2ª fase de apoio completo do pé (aplainamento da carga): a região plantar ao entrar em maior contato com a superfície do solo, faz com que o indivíduo assuma a posição de pé chato ou pé plano. Durante o achatamento do pé, o corpo do indivíduo começa a desviar-se para a frente com o movimento.
- 3ª fase de apoio médio (deslocamento anterior da tibia): neste ponto, o peso corporal move-se centralmente sobre o pé.
- 4ª fase de saída (elevação) do calcanhar (apoio terminal): à medida que o corpo continua o seu movimento para a frente, o calcanhar é elevado do solo em preparação para o próximo passo, que é o componente da saída do calcanhar. É durante a saída do calcanhar que a maior parte do peso do corpo fica apoiada sobre a porção anterior do pé (antepé).
- 5ª fase da propulsão – saída dos dedos (pré-balanço): é a fase final de apoio. O hálux é o último segmento a deixar o solo.

2.3.2 Fase de Balanço

Nesta fase, o período de tempo em que o membro permanece no ar corresponde a cerca de 40% do ciclo de marcha [6].

Esta fase subdivide-se da seguinte forma:

- 1ª fase de balanço inicial (aceleração): durante a aceleração, o pé deixa o chão e move-se anteriormente de uma posição ligeiramente posterior ao corpo para uma posição abaixo do corpo. Dá-se a flexão do joelho e a dorsiflexão do tornozelo, o que permite a aceleração do membro para a frente.
- 2ª fase de balanço médio (oscilação intermediária): quando o membro está sob o corpo.
- 3ª fase de balanço final (desaceleração): acontece quando o membro inferior, apesar de continuar a mover-se anteriormente, reduz a sua velocidade ao preparar-se para outro toque de calcanhar.

Assim, podemos verificar que a marcha humana pode apresentar períodos de apoio simples (apenas um dos pés está em contato com o solo) e períodos de duplo apoio (quando ambos os pés estão em contato com o solo) [6].

2.3.3 Avaliação da marcha

Na marcha temos de ter em consideração:

- o comprimento da passada: consiste na distância linear entre dois eventos sucessivos realizados pelo mesmo membro (por norma o toque de calcanhar). Ou seja, o comprimento da passada é igual ao toque do calcanhar de um membro até ao próximo toque do calcanhar do mesmo membro.
- o comprimento do passo: distância linear entre o toque do calcanhar de um pé e o próximo toque do calcanhar do pé oposto.
- largura da passada: que consiste na distância entre o pé direito e o pé esquerdo.

A base de sustentação de um indivíduo desempenha um papel importante para determinar onde se situa o seu centro de gravidade e, naturalmente, a sua capacidade de se equilibrar durante a marcha.

Uma base de sustentação aumentada pode indicar alguns problemas, como mau equilíbrio, perda de sensibilidade (neuropatia periférica) e alterações musculoesqueléticas (contratura dos adutores).

A cadência da passada, ou seja, o número de passos que um indivíduo deverá realizar por minuto, deverá estar entre os 80 a 120. A duração da passada, ou o tempo gasto em cada passo é outro dos fatores a ter em conta na avaliação geral da marcha.

2.4 Disfunções da passada

Há várias razões para que um indivíduo sofra dificuldades na sua marcha. Estas dificuldades ou distúrbios são alterações na sua forma de caminhar e que podem ser causadas por diversos fatores, tais como problemas neurológicos, musculares ou ortopédicos. Estas dificuldades ou distúrbios podem afetar a qualidade de vida e a independência de um indivíduo, para além de poderem causar quedas e lesões ao indivíduo. A identificação das causas para estes distúrbios é importante para minimizar as suas consequências e, conseqüentemente, poder melhorar a qualidade de vida desse indivíduo.

2.4.1 Tipos de Marcha

- Marcha normal (Figura 2.4) é o tipo de marcha mais comum. Esta marcha caracteriza-se por um padrão simétrico de movimentos dos membros inferiores e superiores.

As passadas são regulares e o seu ritmo constante [7].

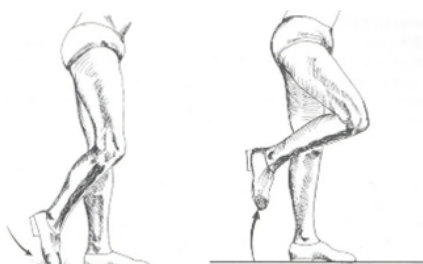


Figura 2.4: Marcha Normal [7]

- Marcha atáxica (Figura 2.5) caracteriza-se por movimentos descoordenados e instáveis, com dificuldade em manter o equilíbrio. Esta alteração ocorre em pessoas com disfunções neurológicas importantes para o equilíbrio [8].



Figura 2.5: Marcha Atáxica [8]

- Marcha parkinsoniana (Figura 2.6) é uma marcha lenta e arrastada, com passos curtos e lentos, tendencialmente com o arrastar de pés e perda do balanço corporal [9].



Figura 2.6: Marcha Parkinsoniana [9]

- Marcha espástica (Figura 2.7) é um tipo de marcha, também conhecida como marcha em tesoura, causada por rigidez muscular e dificuldade de movimentação dos membros [10].

Estas dificuldades na marcha [11] podem causar dor ao caminhar, fraqueza muscular, alterações na postura e, conseqüentemente, dificuldade em manter o equilíbrio, como se pode ver na Figura 2.8.



Figura 2.7: Marcha Espástica [10]

De forma a auxiliar a marcha de indivíduos com as várias patologias já referidas [12] (ou outras que possam existir), existem vários dispositivos que permitem a um indivíduo manter a sua atividade locomotiva.

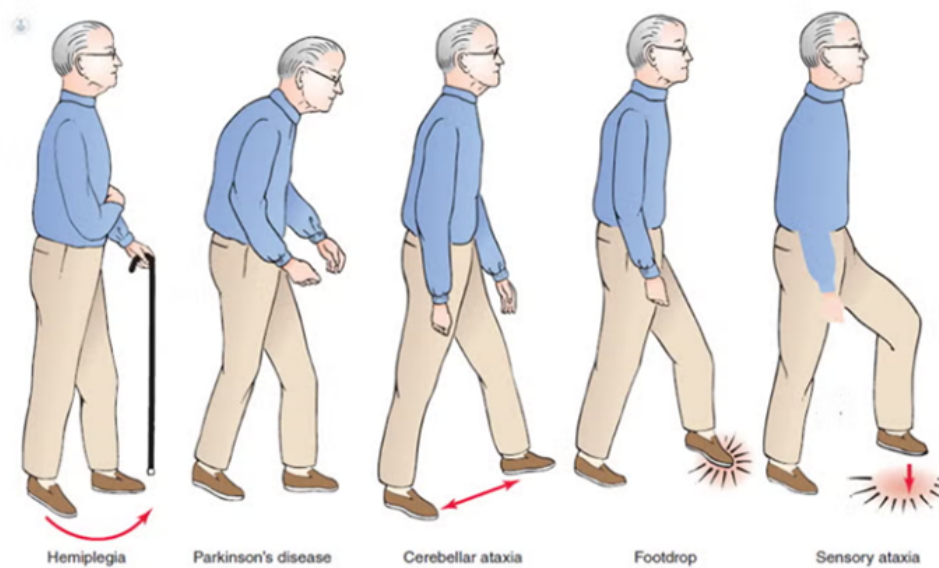


Figura 2.8: Tipos de movimento durante a marcha [13]

2.5 Auxiliares de Marcha

Genericamente, os auxiliares de marcha são indicados para:

- reduzir a carga nas estruturas da parte inferior do corpo que se encontram inflamadas ou traumatizadas;
- melhorar o equilíbrio;
- reduzir a dor.

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

Existem atualmente no mercado vários dispositivos auxiliares de marcha, tais como canedianas (de ombro, axilares e umbracais), bengalas (simples ou inteligentes), tripés, pirâmides e andarilhos.

Apesar de poderem ter vários formatos, as canedianas mais utilizadas são as de antebraço, axilares e umbracais. As diferenças existentes entre estes vários tipos de canadiana localizam-se, apenas, nos pontos de apoio dos membros superiores e das mãos.

As canedianas de ombro (Figura 2.9), são as que conferem melhor balanço entre o alívio da carga e risco de lesão e, por isso, as mais utilizadas.



Figura 2.9: Canadiana de Ombro

As canedianas axilares (Figura 2.10) não são tao utilizadas quanto as anteriores, já que poderão causar lesão do nervo radial, devido à compressão prolongada na região axilar. Apesar disso, são as que conferem maior alívio de carga sobre o membro afetado.



Figura 2.10: Canadiana Axilar

As canedianas umbracais (Figura 2.11), são utilizadas quando não é possível exercer carga no punho. Deverão ser utilizadas, sempre, em par. A sua utilização individual poderá causar danos músculo-esqueléticos.



Figura 2.11: Canadiana Umbral

2.5.1 Deambulação com canadianas

Como foi possível visualizar, existem vários tipos de canadianas, e devido à sua diferente construção e método de utilização, também vão existir diferentes métodos de deambulação [14].

- Balanço ou oscilante: é utilizada em situações em que só é possível a marcha, quando ambas as pernas tocam o chão simultaneamente ou quando só uma das pernas/pés toca o chão. Ou seja, existem sempre dois pontos de contacto com o chão, como se pode ver na Figura 2.12.

Como fazer:

- Avançar as duas canadianas;
- Avançar as duas pernas;

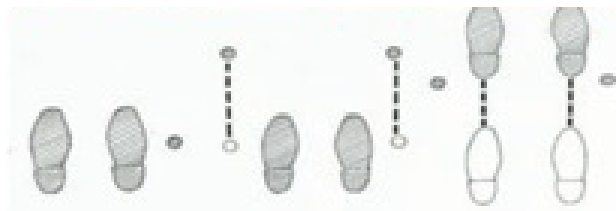


Figura 2.12: Passada de balanço ou oscilante [14]

- Deambulação a 2 pontos: é utilizada nas situações em que é necessário um reforço parcial em cada uma das pernas de forma alternada, durante a marcha. Como se pode ver na Figura 2.13, existem sempre dois pontos de contacto com o chão durante a marcha.

Como fazer:

- Avançar, de forma alternada e em simultâneo uma canadiana e a perna oposta.
- Deambulação a 3 pontos: é utilizada sempre que existe a necessidade que uma perna faça carga parcial ou total durante a marcha. Como representado na Figura

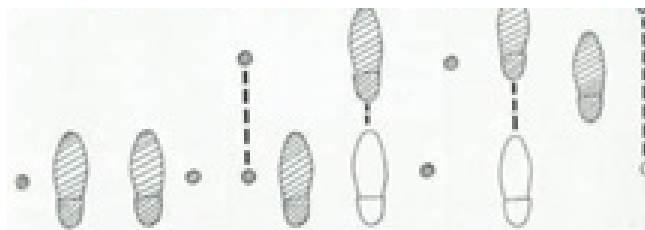


Figura 2.13: Deambulação a 2 pontos [14]

2.14, existem sempre três pontos de apoio. O membro afetado pode não tocar no solo.

Como fazer:

- Avançar as duas canedianas e simultaneamente a perna/pé afetada;
- Avançar a perna/pé saudável;

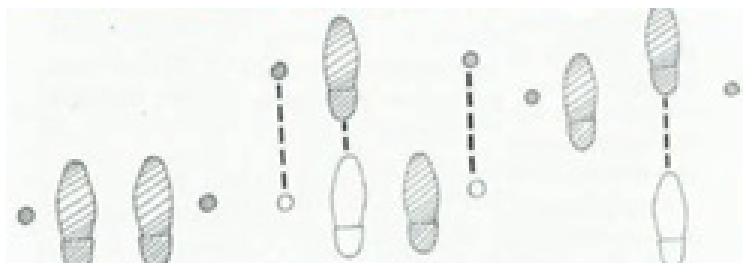


Figura 2.14: Deambulação a 3 pontos [14]

- Deambulação a quatro pontos: é utilizada quando a marcha só é possível ao exercer carga parcial nas duas pernas. Existem sempre quatro pontos de contato com o chão, como se pode ver na Figura 2.15.

Como fazer:

- Avançar a canadiana do lado contrário à da perna afetada;
- Avançar a perna afetada;
- Avançar a canadiana do lado da perna afetada;
- Avançar a perna saudável.

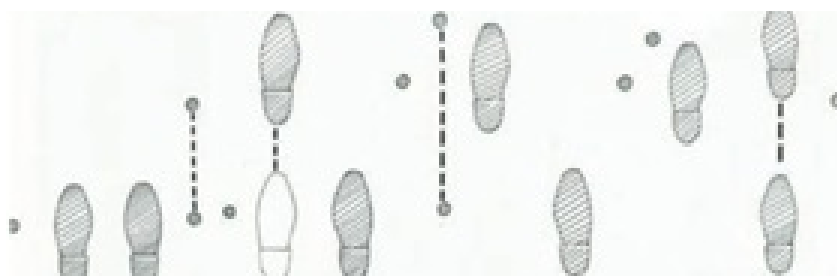


Figura 2.15: Deambulação a 4 pontos [14]

2.5.2 Bengalas, Tripés e Pirâmides

Como se pode ver na Figura 2.16, a bengala apresenta um ponto de contato com o chão, o tripé três pontos e as pirâmides quatro pontos de contato com o chão.

A utilização destes dispositivos é determinada pela quantidade de pontos de contato com o chão, de acordo com a necessidade clínica do marchante. E têm como função auxiliar quando não se pode fazer carga total em uma das pernas.



Figura 2.16: Bengalas, Tripés e Pirâmides [14]

2.5.3 Andarilhos

São utilizados por pessoas que não podem fazer carga total em uma ou nas duas pernas e, em que também se verifica pouca força nos braços (caracteriza-se por uma fraqueza generalizada).

Estes dispositivos garantem uma base de apoio mais ampla do que os outros auxiliares de marcha, já que rodeiam o seu utilizador por três lados (frente, lado esquerdo e lado direito) e apoiam-se no chão por quatro pontos.

Os andarilhos podem ser articulados (desdobrados), de dois níveis ou com duas ou quatro rodas, de forma a permitir a marcha utilizando o menor esforço possível, sem necessidade de levantar o dispositivo enquanto executa a marcha. Para maior segurança, os andarilhos de quatro rodas possuem travões.

Existem ainda, os andarilhos com assento, que permitem ao seu utilizador, repousar quando necessitar e, também com cesto, que permite transportar e guardar pequenos objetos, enquanto se desloca.

2.5.4 Bengalas Inteligentes

Para pessoas com mobilidade reduzida e, quando chega a altura de escolher uma bengala adequada aos seus requisitos, existem, atualmente, bengalas inteligentes, ou seja, bengalas que possuem tecnologias mais avançadas e que oferecem maior segurança, praticidade e conforto [15].

Este tipo de bengalas são uma solução inovadora, já que incorporam sensores, conexões e funcionalidades que vão para além de um mero suporte físico.

Estas bengalas possuem recursos mais avançados, tal como sensores de queda. GPS integrado e conexão a smartphones, que permitem monitoramento em tempo real e respostas rápidas no caso de emergências.

Os sensores de queda são essenciais para detetar quedas e, assim, rapidamente acionar mecanismos de auxílio.

O GPS permite um rastreamento preciso, conferindo ao utilizador e familiar/cuidador mais segurança e tranquilidade.

A conexão com smartphones vai facilitar a configuração de alertas personalizados e monitoramento das rotinas de mobilidade.

As bengalas com estas características são essenciais, tanto para idosos, como para pessoas com doenças generativas ou mobilidade reduzida. No entanto, também podem ser utilizadas por pessoas que gostem de atividades ao ar livre, já que poderão ser um meio mais confiável. Ou seja, o investimento neste tipo de bengala é, também, uma decisão estratégica para quem pretende mais autonomia, segurança e qualidade de vida.

3 AUXILIARES DE MARCHA INSTRUMENTADOS PARA PESSOAS COM DEFICIÊNCIA MOTORA

A primeira tarefa realizada neste projeto consistiu numa pesquisa sobre auxiliares de marcha, nomeadamente bengalas, que auxiliem pessoas com problemas motores.

Este capítulo apresenta, portanto, algumas soluções inovadoras para bengalas que permitam a leitura e acompanhamento da passada do utilizador.

Algumas destas bengalas estão, também, focadas em explorar a utilização de funcionalidades com objetivos específicos que forneçam diferentes tipos de pistas para ajudar a marcha do utilizador e conseguir uma marcha estável e segura.

3.1 Bengalas Instrumentadas

3.1.1 Auxiliar de Marcha com Base em Sensores Inerciais

Na Figura 3.1 é apresentada por I.G. Fernandez et al. uma bengala que não está focada em nenhum tipo específico de doença, mas no risco de queda e nos meios de deteção e prevenção, principalmente de pessoas idosas. Esta é uma bengala simples, onde foram aplicadas cinco IMU's para recriar uma representação tridimensional (3D) da orientação da bengala e da fase de contacto durante a marcha [16]. Com esta bengala é possível extrair os parâmetros de marcha e equilíbrio, durante a marcha ou numa possível queda.

Foi também feito um teste um único IMU para o comparar com um grupo de cinco, de forma a determinar a exatidão de um só IMU. Foram feitos dois testes, o primeiro para verificar os dados guardados durante as atividades do dia-a-dia e, o segundo, onde foi adicionado um sistema de captura ótica de movimento equipado com oito câmaras de infravermelhos, com o objetivo de validar a orientação calculada pelos IMU's.

Apesar de estes testes terem sido feitos com sujeitos jovens, todos entre os 20 e 30 anos, foi possível determinar que alguns dos fatores que afetam muito a marcha e o equilíbrio dos utilizadores são o comprimento da passada, a destreza da bengala e a reação da bengala à força. Realçamos, que esta não é uma bengala para ajudar propriamente a marcha, mas para estudar características de marcha e melhorar mecanismos de deteção de quedas.

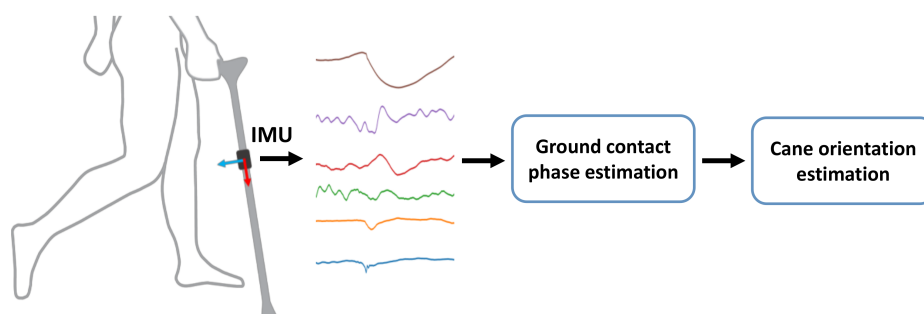


Figura 3.1: Sistema proposto para estimar a fase de contacto com o solo e a orientação 3D da bengala a partir dos dados do sensor inercial [16]

3.1.2 Bengala Instrumentada para Reconhecimento de Marcha

Foi realizado um estudo por 9 investigadores da Universidade de Vanderbilt [17] com o objetivo de auxiliar um fisioterapeuta a determinar a necessidade de um utente precisar de usar um auxiliar de marcha. Foi desenvolvida uma bengala instrumentada que permite analisar a marcha, e classificar o padrão da marcha do utente ao caminhar.

Estas bengalas incluem uma bateria e sistema de controlo de energia, um microcontrolador *wireless*, dois sensores inerciais com 9 graus de liberdade, e na base da bengala, um ADC de oito canais para ler a força aplicada na bengala pelo utente. Os componentes e estrutura da bengala, com exceção da base, pode ser vista na Figura 3.2.

Foram realizados 7 testes em jovens adultos com idades entre os 20 e 40 anos, que consistia em 3 tarefas a realizar com a bengala de modo a determinar o padrão da passada. Tendo em consideração as idades dos participantes, os dados recolhidos não demonstraram nenhum risco de queda ou de disfunção na passada.

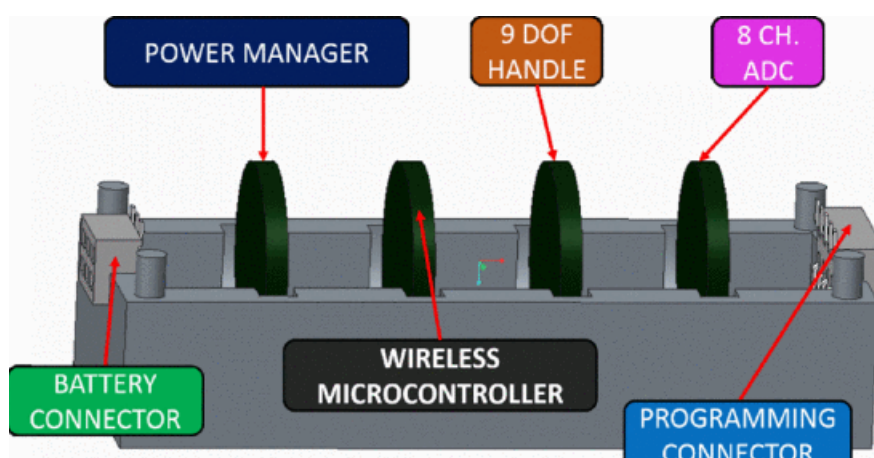


Figura 3.2: Componentes da Bengala Instrumentada para Reconhecimento de Marcha [17]

3.1.3 Auxiliar de Marcha com Análise em LABView

Como podemos ver na Figura 3.3, temos uma bengala de F. Mekki et al. focada principalmente no estudo de dificuldades de marcha, especialmente aquelas encontradas em pacientes com a DP. Esta bengala utiliza um sistema de Ponte de *Wheatstone* para monitorizar as forças axiais e uma unidade de medida inercial (IMU) para medir o movimento, o que permite estudar a ambulação do paciente durante a marcha [18].

Todos estes sistemas são integrados numa placa de circuitos, na bengala com capacidade para Bluetooth, que transmitirá os valores dos ângulos de cada eixo, a aceleração, giroscópio e dados de força para um programa LABView, para um acesso e leitura mais fáceis. Esta informação pode ser usada para tentar detetar eventos FoG, que poderá ajudar a evitá-los, permitindo uma ajuda atempada e apropriada para a sua previsão.

Com estes testes, foi possível avaliar que existem três parâmetros relevantes para a deteção de FoG e, que são o tempo de passada, o movimento anterior-posterior da bengala e a força axial sobre a bengala. É importante referir que esta bengala não tem qualquer meio para ajudar com as FoG, já que está principalmente focada em recolher dados para permitir o desenvolvimento de métodos de identificação das FoG.

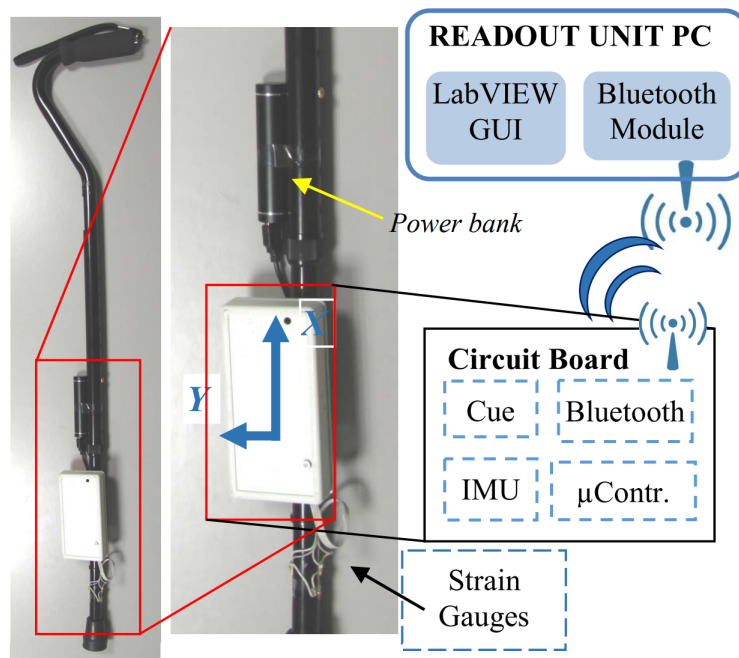


Figura 3.3: Esquema da bengala instrumentada e da placa de circuito [18]

3.1.4 Auxiliar de Marcha Instrumentado para Deteção do Congelamento da Marcha

Na Figura 3.4 é possível visualizar o diagrama de blocos deste auxiliar de marcha que mostra o funcionamento deste. Temos assim uma bengala com um ESP na sua parte

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

superior que recolhe os dados dos vários sensores do sistema e gera alarmes, se necessário. Além disso, também faz a comunicação via Bluetooth para enviar estes dados para um sistema Android.

Este auxiliar de marcha, focado em pacientes com doença de Parkinson, gera 3 tipos de sinais caso detecte um congelamento na marcha do utilizador. Estes sinais são:

- visuais, usando um laser que irá projectar uma linha horizontal no chão que serve como guia para o utilizador colocar o pé;
- auditivos, usando uma campainha na pega da bengala que vai gerar tons auditivos com um ritmo de marcha;
- tácteis, usando um motor de vibração na pega da bengala, também com o mesmo estilo ritmico. Além deste motor, existe outro que se encontra fixado a uma braceira de tecido posicionada no músculo da barriga da perna do utilizador, de modo a permitir a estimulação muscular e ajudar o utilizador a superar o congelamento da marcha.

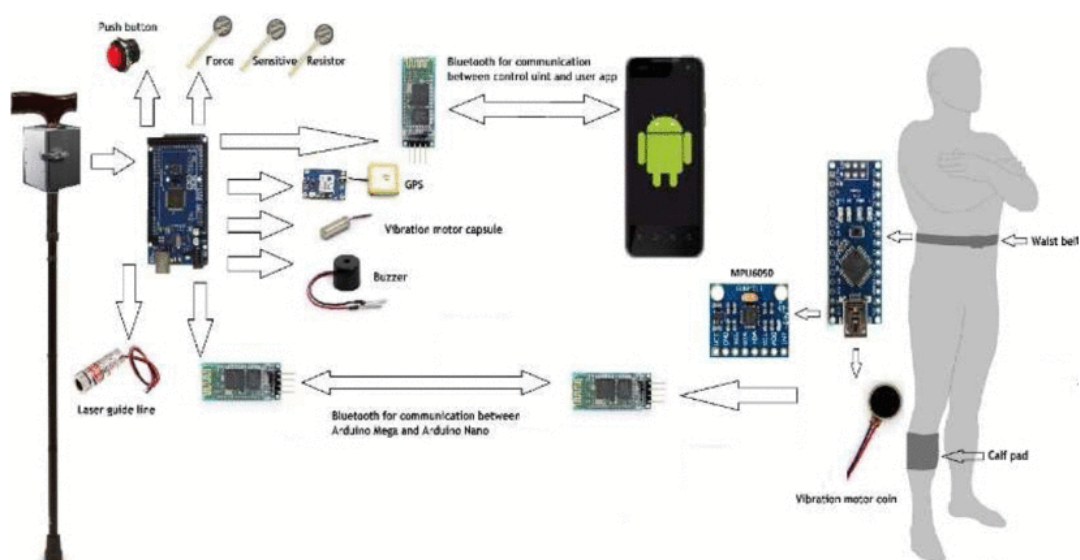


Figura 3.4: Sistema do Auxiliar de Marcha Instrumentado para Detecção do Congelamento da Marcha [19]

4 INQUÉRITOS A UTENTES E PROFISSIONAIS DE SAÚDE

Considerando que este projeto terá uma interação direta com os utilizadores de bengalas e profissionais de saúde, decidiu-se realizar inquéritos a estes.

4.1 Objectivos

Estes inquéritos tem como objetivo perceber quais as características ou requisitos mais essenciais neste tipo de auxiliar de marcha instrumentado, do ponto de vista de cada um destes grupos. Também foram questionados sobre uma aplicação para smartphone que iria acompanhar a bengala instrumentada, e que informação gostariam de poder visualizar nesta aplicação. O inquérito fornecido aos profissionais de saúde encontra-se no Anexo C, sendo que existem apenas uma pequena diferença na linguagem utilizada em relação aos inquéritos dos utilizadores de bengalas, o qual se encontra no anexo D.

4.2 Caracterização da Amostra

Foi possível recolher respostas de 16 utilizadores de bengalas, dos quais 9 são do sexo feminino e 6 do sexo masculino (Figura 4.1), com idades que vão desde os 51 anos até mais de 91 (Figura 4.2). Destes, 8 usam uma bengala há menos de 5 anos, 5 usam entre 6 e 10 anos, e 2 usam entre 11 e 20 anos, e um que usa há mais de 21 anos (Figura 4.3). Esta amostra foi recolhida não só por familiares e conhecidos com a necessidade deste auxiliar de marcha, mas este inquérito também foi enviado para a Associação de Alzheimer de Portugal, Associação de Parkinson de Portugal, para a Rovisco Pais e para a Associação de Apoio Domiciliário da Figueira da Foz (ADFF).

De profissionais de saúde foram recolhidas 29 respostas, dos quais 7 são do sexo masculino e 22 são do sexo feminino (Figura 4.4), cujas idades variam entre os 26 e os 70 anos (Figura 4.5). Destes profissionais de saúde, 3 têm menos de 5 anos de experiência, 7 têm entre 6 e 10 anos de experiência, 8 têm entre 11 e 20 anos, 7 têm entre 21 e 30 anos e 8 têm mais de 31 anos de experiência (Figura 4.6). Esta amostra inclui, para além dos mesmos grupos para os quais foi enviado o inquérito de utilizadores, elementos do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC).

Este inquérito começa por abordar o nível de relevância para certas funcionalidades da aplicação para smartphone e características da bengala.

1. Género
16 respostas

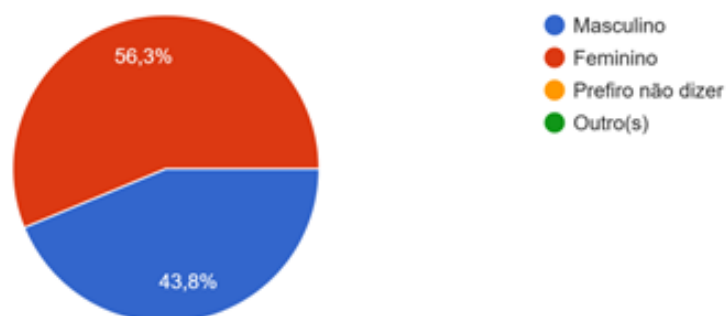


Figura 4.1: Género dos utilizadores

2. Idade
16 respostas

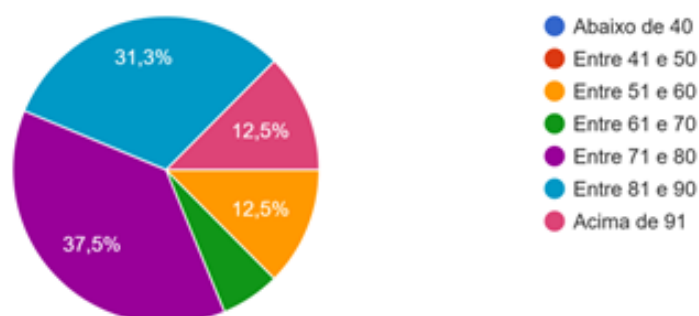


Figura 4.2: Idades dos utilizadores

4.3 Características da Aplicação para Smartphone

A aplicação para smartphone tem como objetivo não só acompanhar o utilizador, mas também permitir ao profissional de saúde que este possa ver o histórico da passada do utilizador.

A pergunta principal realizada foi:

Quão relevante considera as seguintes características para visualizar na aplicação para smartphone?

4.3.1 Perfil de Utilizador

A primeira característica tida em conta foi o Perfil do Utilizador, uma secção que contém dados tais como a idade, peso, altura e patologias do utilizador. Aqui, cada um

3. Há quantos anos usa uma bengala?

16 respostas

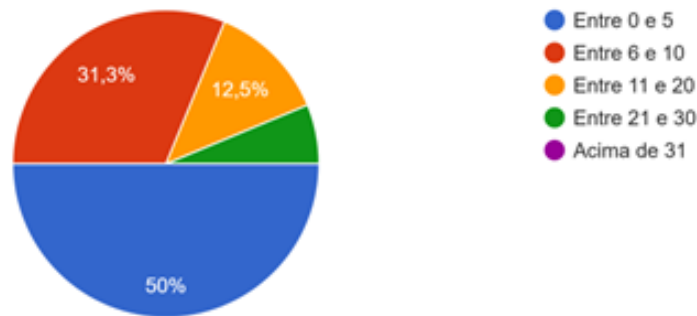


Figura 4.3: Anos de uso de bengala pelos utilizadores

1. Género

29 respostas

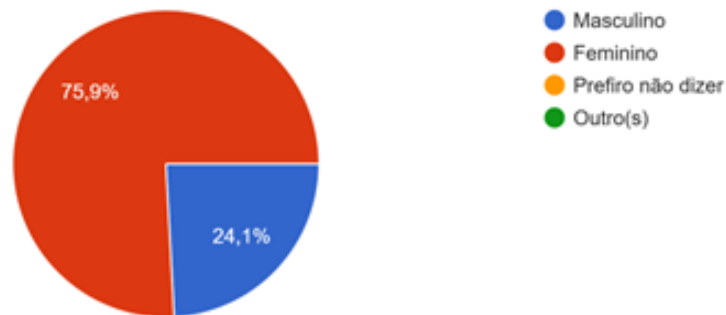


Figura 4.4: Género dos profissionais de saúde

destes dados foi questionado individualmente, uma vez que se considera que a secção de perfil seria uma obrigatoriedade.

A pergunta realizada foi:

Caracterização do perfil do utilizador

- *Idade*
- *Peso*
- *Altura*
- *Patologias*

Na Figura 4.7 referente às respostas dos utilizadores, podemos verificar que não só consideram todos estes dados bastante relevantes, mas que classificam as Patologias como o dado mais importante. Este ponto, tal como o ponto da idade, mantém-se

2. Idade
29 respostas

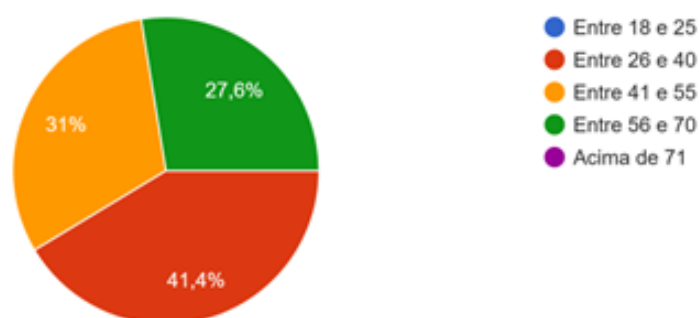


Figura 4.5: Idades dos profissionais de saúde

3. Anos de atividade profissional
29 respostas

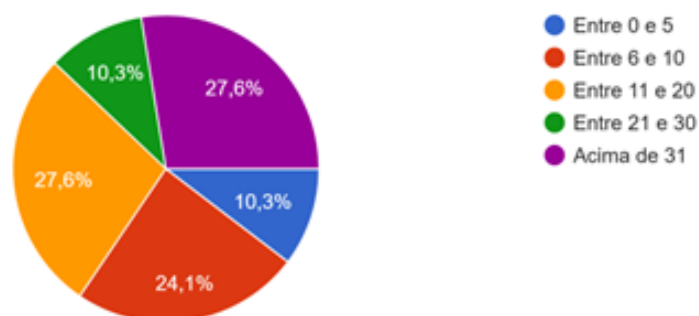


Figura 4.6: Anos de atividade profissional

semelhante nos inquéritos aos profissionais de saúde, como se pode ver na Figura 4.8. No entanto, estes não consideram que o peso seja tão relevante, e muito menos a altura, onde se podem verificar várias respostas que não consideram este dado como relevante.

4.3.2 Indicador para a Correta Utilização da Bengala

Se seguida questionou-se sobre um indicador que permita mostrar ao utilizador se a bengala está a ser usada corretamente, tendo em conta a força que está a ser aplicada e a inclinação da bengala em relação ao utilizador.

A pergunta realizada foi:

Indicador da correta ou incorreta utilização do auxiliar de marcha

- *Força exercida sobre o auxiliar de marcha*

5.1. Perfil do utilizador

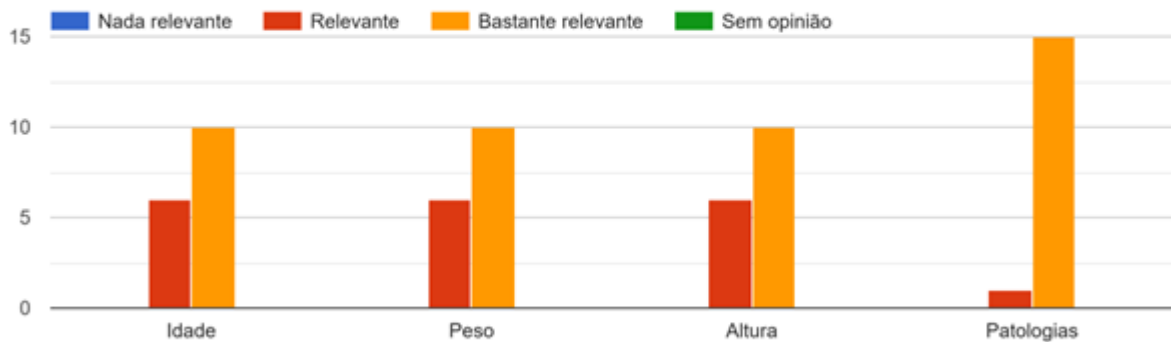


Figura 4.7: Gráfico dos utilizadores sobre o Perfil

5.1. Caracterização do perfil do utilizador

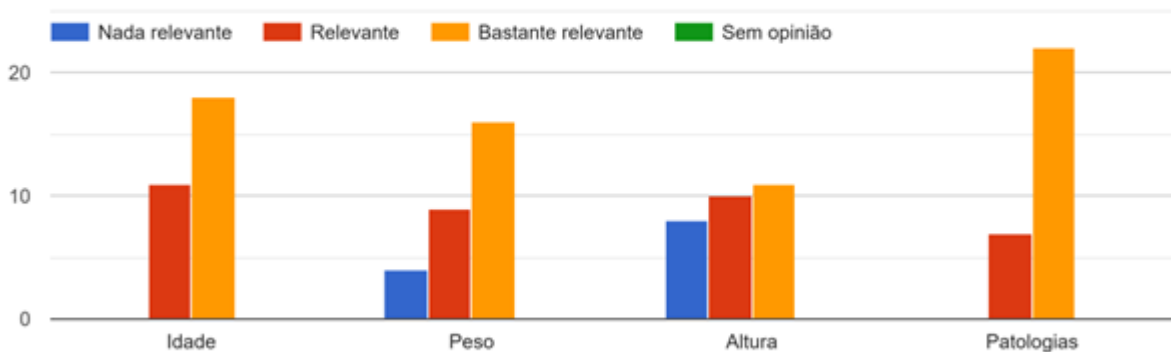


Figura 4.8: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o Perfil

- *Inclinação do auxiliar de marcha em relação ao utilizador*

Podem-se verificar a mesma tendência nas respostas de tanto utilizadores (Figura 4.9) e dos profissionais de saúde (Figura 4.10), havendo apenas um maior número de profissionais de saúde que consideram com relevante, mas não muito relevante. Presume-se que esta diferença tenha em conta que, durante a passada do utilizador, este possa ter alguma dificuldade em verificar na aplicação se está a usar a bengala corretamente.

5.2. Indicador da correta ou incorreta utilização da bengala

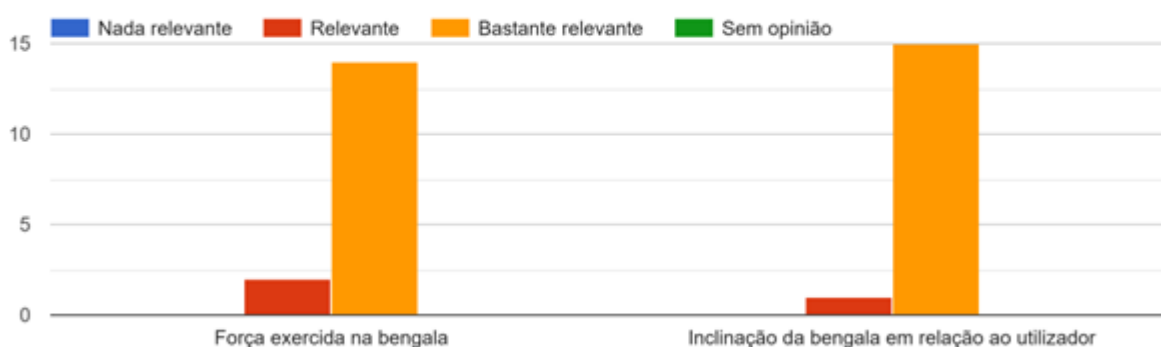


Figura 4.9: Gráfico dos utilizadores sobre a correta utilização da bengala

5.2. Indicador da correta ou incorreta utilização do auxiliar de marcha



Figura 4.10: Gráfico dos profissionais de saúde sobre a correta utilização da bengala

4.3.3 Indicador dos Dados de Utilização da Bengala

Alguns dados da passada, tais como a distância percorrida e a duração da utilização da bengala, foram também postos à avaliação sobre a sua importância neste tipo de aplicação. Embora os utilizadores considerem ambos estes dados como bastante relevantes (Figura 4.11), os profissionais de saúde consideram que estes dados, para o efeito pretendido da bengala, embora relevantes, não são um ponto prioritário (Figura 4.12).

A pergunta realizada foi:

Indicador dos dados da utilização da bengala

- *Distância percorrida*
- *Duração da utilização*

5.3. Indicador dos dados da utilização da bengala

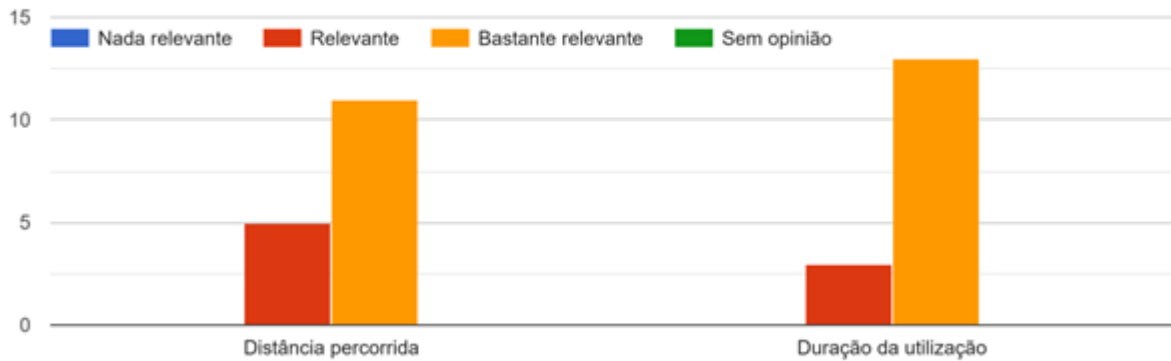


Figura 4.11: Gráfico dos utilizadores sobre o indicador de dados de utilização da bengala

5.3. Indicador dos dados da utilização da bengala

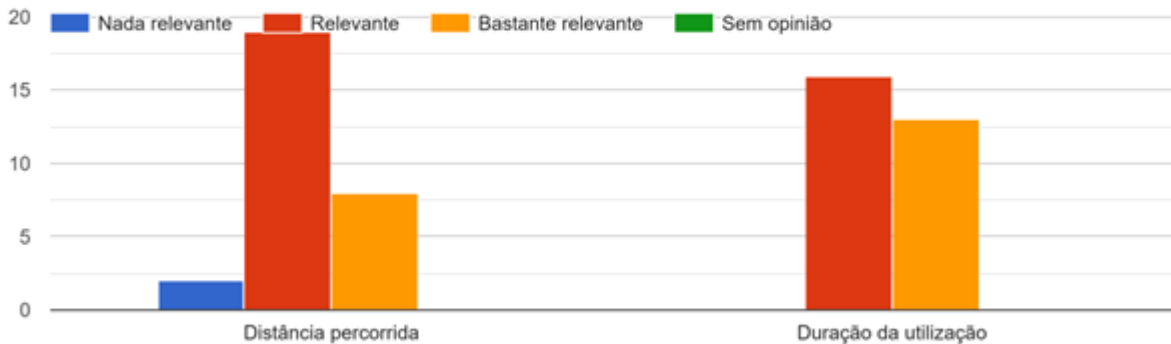


Figura 4.12: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o indicador de dados de utilização da bengala

4.3.4 Contador de Passos

Para uma caminhada, um ponto de progressão usado por muitos são os passos dados, logo, questionámos o quão relevante seria esta adição na aplicação.

A pergunta realizada foi:

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

Contador de passos por utilização

Segundo os utilizadores de bengalas, cerca de 70% consideram uma necessidade na aplicação, e os outros 30% também mostram uma resposta bastante positiva, como se pode ver na Figura 4.13.

Por outro lado, os profissionais de saúde, mesmo tendo 27,6% que consideram ser uma adição bastante relevante, a tendência começa a cair, ficando num ponto mais neutro de respostas, como se pode ver na Figura 4.14.

5.3. Contador de passos por utilização

16 respostas

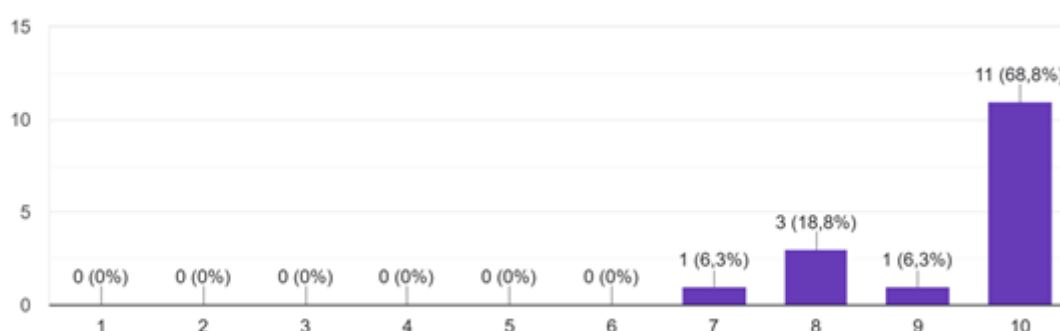


Figura 4.13: Gráfico dos utilizadores sobre o contador de passos

5.3. Contador de passos por utilização

29 respostas

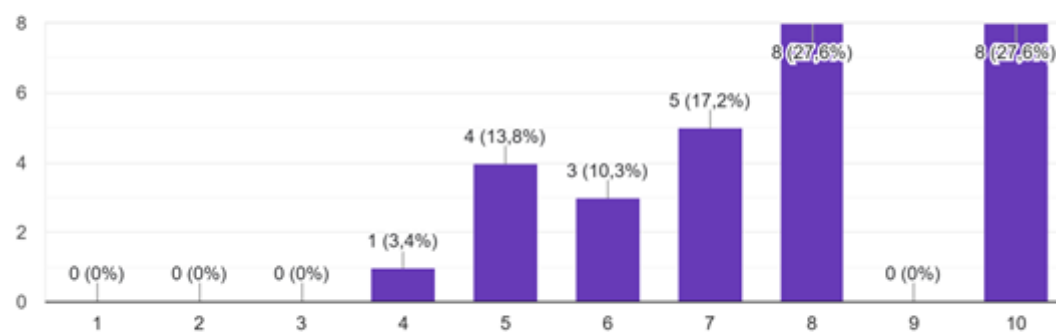


Figura 4.14: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o contador de passos

4.3.5 Guia de Boas Práticas para a Utilização da Bengala

Considerando que a aplicação será mais direcionada a dar apoio à passada de, especialmente, pessoas mais idosas, decidiu-se questionar se seria útil adicionar um guia de

boas práticas para utilizar a bengala, algo que possa ser consultado pelos seus utilizadores a qualquer momento e que mostre indicações de como usar a bengala corretamente, tal como a sua inclinação, a altura em relação ao corpo e mais.

A pergunta realizada foi:

Guia de boas práticas para a utilização do auxiliar de marcha

Os utilizadores consideram que esta informação seria extremamente relevante, como se pode ver na Figura 4.15, tal como os profissionais de saúde, tendo cerca de 50% das respostas como extremamente relevantes, e o resto também bastante positivas, como se pode ver pela Figura 4.16.

5.4. Guia de boas práticas para a utilização da bengala

16 respostas

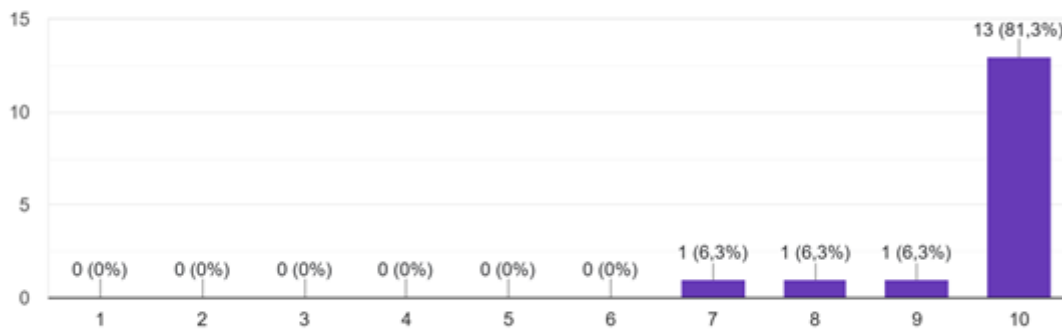


Figura 4.15: Gráfico dos utilizadores sobre o guia de boas práticas

5.4. Guia de boas práticas para a utilização do auxiliar de marcha

29 respostas

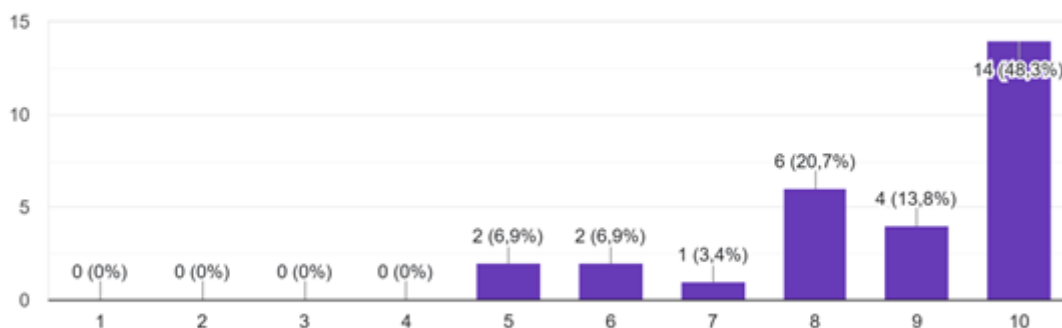


Figura 4.16: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o guia de boas práticas

4.3.6 Recolha e Armazenamento de Dados da Marcha

A recolha dos dados da marcha do utilizador, e o seu armazenamento para posterior consulta, também foi uma das características questionada sobre a sua importância.

A pergunta realizada foi:

Recolha e armazenamento de dados da marcha para disponibilizar ao profissional de saúde

Cerca de 80% dos utilizadores consideram como sendo extremamente relevante que estes dados estejam disponíveis para os profissionais de saúde que os acompanham, como se pode ver na Figura 4.17.

Os profissionais de saúde, por outro lado, apenas cerca de 50% consideram que esta informação seria extremamente relevante, sendo que as outras respostas também positivas, como se pode ver na Figura 4.18.

5.5. Recolha e armazenamento de dados da marcha para disponibilizar ao profissional de saúde
16 respostas

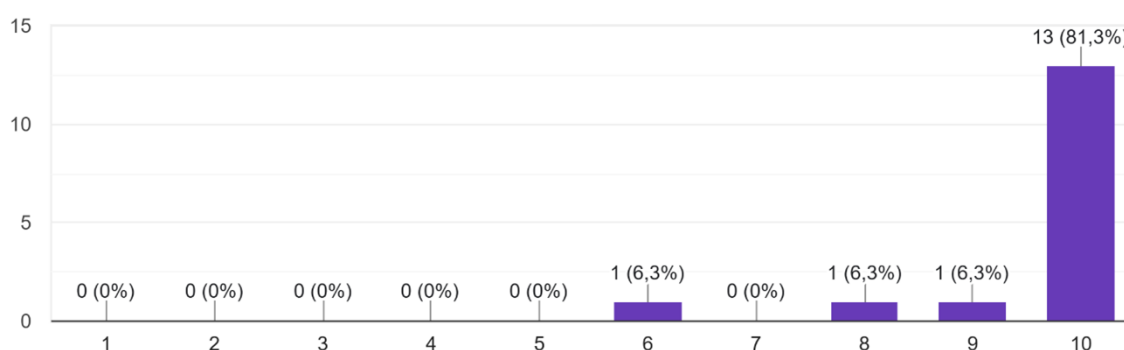


Figura 4.17: Gráfico dos utilizadores sobre a recolha e armazenamento de dados da marcha

Finalmente, terminando as características da aplicação para smartphone, foi questionado se existe alguma outra informação relevante, onde se obteve apenas uma resposta de um profissional de saúde, afirmando que seria útil ver a Força Muscular do utilizador.

4.4 Características da Bengala

Após questionar sobre as características da aplicação smartphone, o inquérito pretende determinar como os utilizadores e profissionais de saúde classificam certas características do auxiliar de marcha.

5.4. Guia de boas práticas para a utilização do auxiliar de marcha
29 respostas

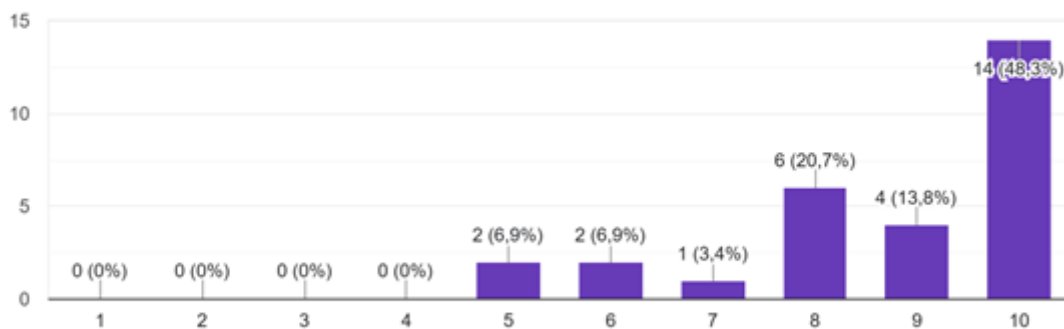


Figura 4.18: Gráfico dos profissionais de saúde sobre a recolha e armazenamento de dados da marcha

A pergunta principal realizada foi:

Quão relevante considera as seguintes características para incorporar no auxiliar de marcha?

4.4.1 Capacidade de Detectar Quedas

Uma característica considerada bastante relevante no desenvolvimento da bengala foi a capacidade de detectar quedas, tendo em conta que esta seria usada principalmente por pessoas mais idosas e com tendências a cair.

A pergunta realizada foi:

Capacidade para detetar a queda

Tal como se pode ver na Figura 4.19, 15 dos 16 utilizadores inquiridos consideram que é uma característica extremamente relevante num auxiliar de marcha.

Nos profissionais de saúde, com a exceção de um dos inquiridos, a resposta também é bastante positiva no quão importante é esta adição no auxiliar de marcha, como se pode ver na figura 4.20.

4.4.2 Capacidade de Iluminar a Base da Bengala

Numa situação em que o utilizador se encontre numa zona de menor visibilidade, ou num ambiente nocturno, existe um risco maior que este coloque o auxiliar de marcha, por engano, num local mais alto ou mais baixo do que está a contar, o que pode levar a uma perda de equilíbrio, e posterior queda. Assim, uma sugestão que foi questionada neste inquérito é a adição de uma fonte luminosa que esteja direccionada para a base da

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

6.1. Capacidade para detetar a queda

16 respostas

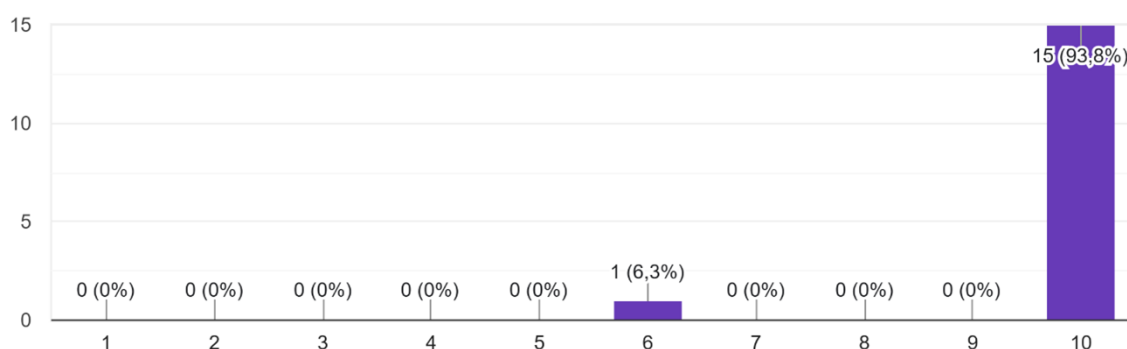


Figura 4.19: Gráfico dos utilizadores sobre a deteção de quedas no auxiliar da marcha

6.1. Capacidade para detetar a queda

29 respostas

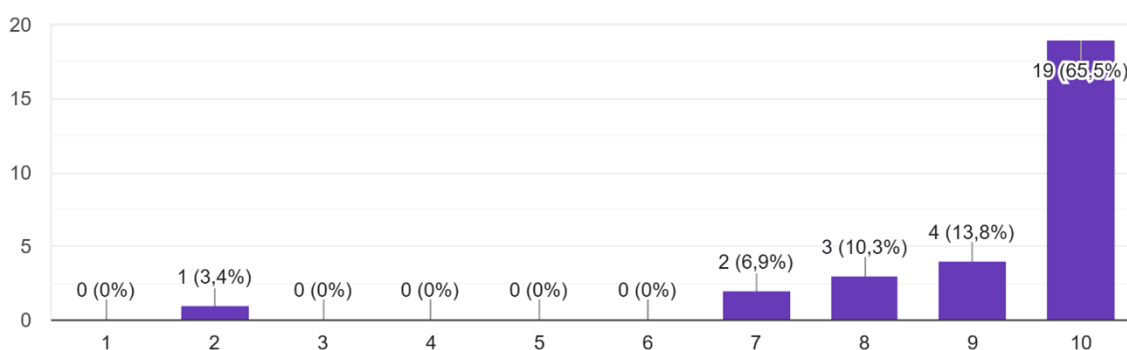


Figura 4.20: Gráfico dos profissionais de saúde sobre a deteção de quedas no auxiliar da marcha

bengala.

A pergunta realizada foi:

Capacidade para iluminar a base do auxiliar de marchar (aumentar a visibilidade de onde se coloca a base do auxiliar de marcha)

Os utilizadores praticamente todos, como se pode ver na Figura 4.21, consideram que esta adição seria de extrema utilidade. Os profissionais de saúde, embora não seja uma resposta tão extrema como a dos utilizadores, também consideram que será relevante que exista, como se pode ver na Figura 4.22.

6.2. Capacidade para iluminar a base da bengala (aumentar a visibilidade de onde se coloca a base da bengala)

16 respostas

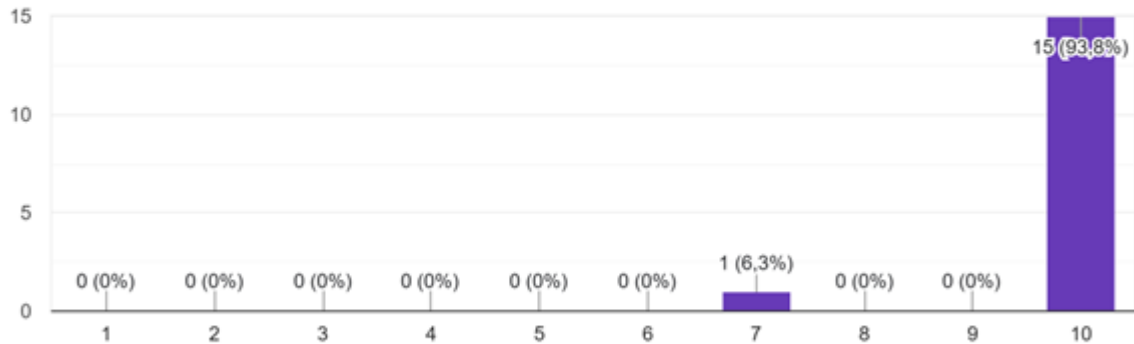


Figura 4.21: Gráfico dos utilizadores sobre a capacidade de iluminar a base da bengala

6.2. Capacidade para iluminar a base do auxiliar de marchar (aumentar a visibilidade de onde se coloca a base do auxiliar de marcha)

29 respostas

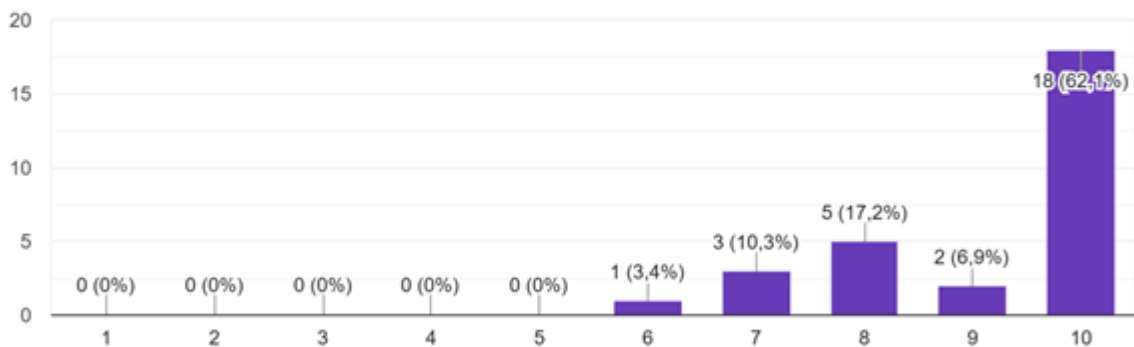


Figura 4.22: Gráfico dos profissionais de saúde sobre a capacidade de iluminar a base da bengala

4.4.3 Capacidade de Possuir um Monitor na Pega da Bengala

Finalmente questionou-se sobre a utilidade da bengala possuir um monitor na sua pega, para visualizar alguma informação.

A pergunta realizada foi:

Possuir um display na pega, para visualizar informação

Uma grande percentagem dos utilizadores consideram que este componente seria útil, como se pode ver na Figura 4.23.

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

Por outro lado, embora também com resposta positiva, cerca de 30% dos profissionais de saúde não consideram que este componente seja útil ou necessário, como se pode ver na Figura 4.24.

6.3. Possuir um pequeno ecrã na pega da bengala, para visualizar informação

16 respostas

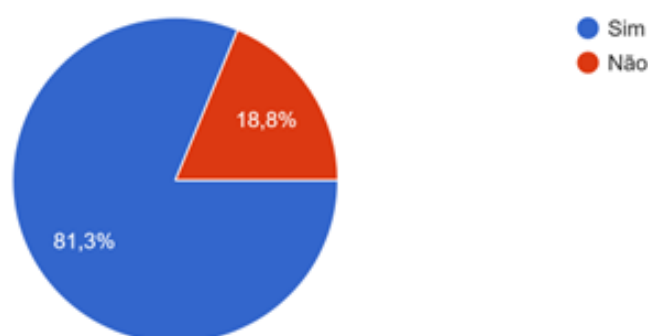


Figura 4.23: Gráfico dos utilizadores sobre a capacidade de possuir um monitor na pega da bengala

6.3. Possuir um display na pega, para visualizar informação

29 respostas

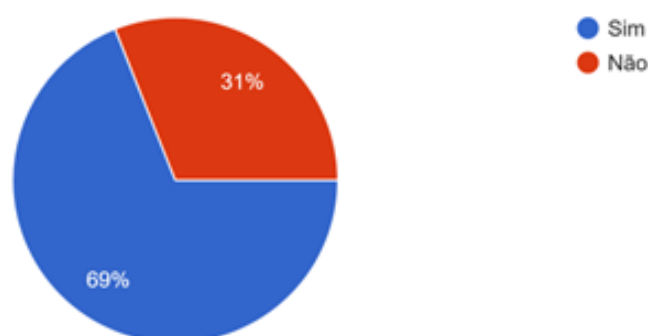


Figura 4.24: Gráfico dos profissionais de saúde sobre a capacidade de possuir um monitor na pega da bengala

Foram também pedidas outras sugestões, onde foi possível obter duas respostas de profissionais de saúde, sendo estas:

- Ajuste da bengala de acordo com a estatura do utilizador - esta função já existe na própria construção da bengala, e as alterações realizadas não a remove, por isso já se considera implementada;

- Envio de informação para outro aparelho/pessoa de referência - atualmente a informação é enviada apenas para um smartphone que esteja sincronizado com a bengala, no entanto, pretende-se que a informação recolhida possa ser consultada pelos profissionais de saúde em qualquer local, pois a informação recolhida será guardada numa base de dados online.

4.4.4 Conteúdo a Mostrar no Monitor da Bengala

Esta secção do inquérito foi realizada apenas a quem achou que é relevante que a bengala tenha um monitor na sua pega, por isso a amostra baixou para 13 nos utilizadores e para 20 nos profissionais de saúde.

A pergunta principal realizada foi:

Que conteúdo considera relevante mostrar ao utilizador no display da bengala?

Data e Hora

Começando por uma informação mais básica, pretendeu-se saber se a data e hora seriam dados relevantes a consultar neste monitor.

A pergunta realizada foi:

Data e hora

Uma grande percentagem de utilizadores considera que é relevante, como se pode ver na Figura 4.25. Em contraste, a maioria dos profissionais de saúde não considera que esta informação seja importante de mostrar na pega da bengala, como se pode verificar na Figura 4.26.

7.1. Data e hora

13 respostas

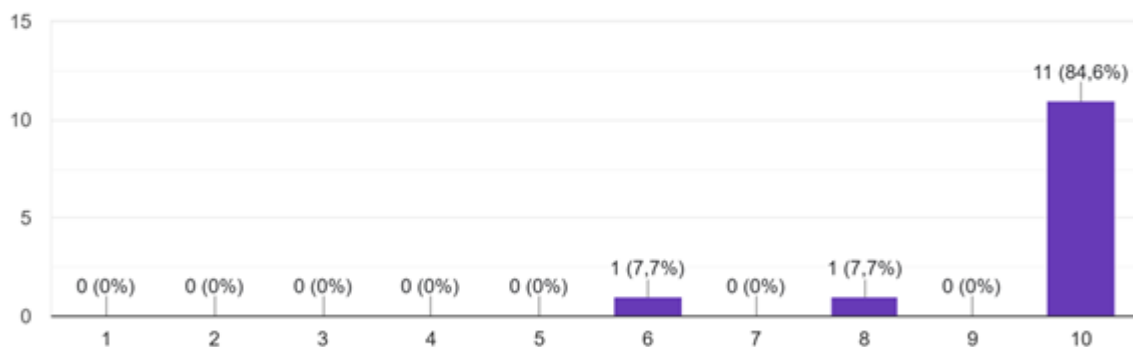


Figura 4.25: Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar a data e hora

7.1. Data e hora

20 respostas

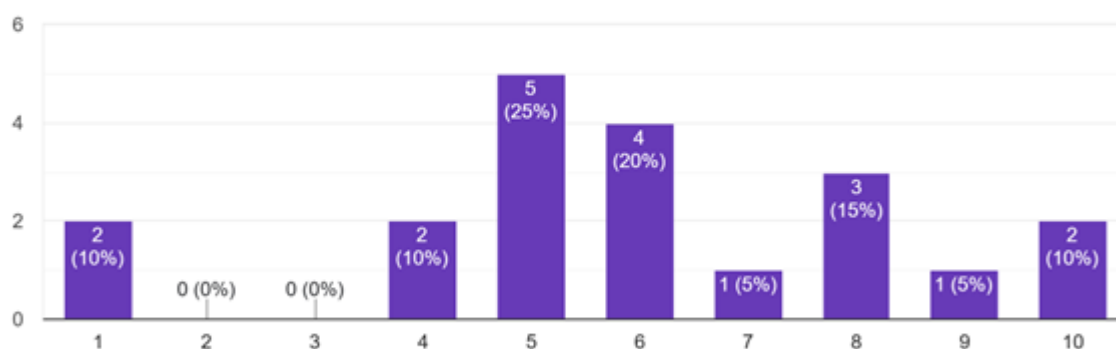


Figura 4.26: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar a data e hora

Nível de Carga da Bateria da Bengala

O nível de carga da bateria da bengala foi considerado uma informação útil para os utilizadores poderem controlar se a bengala precisa de carregar ou não.

A pergunta realizada foi:

Nível de carga (bateria) do auxiliar de marcha

As respostas dos utilizadores, como se pode ver na Figura 4.27, confirmam este facto e, embora as respostas dos profissionais de saúde não sejam todas de nota máxima, também são na sua grande maioria positivas, como se pode ver na Figura 4.28.

7.2. Nível de carga (bateria)

13 respostas

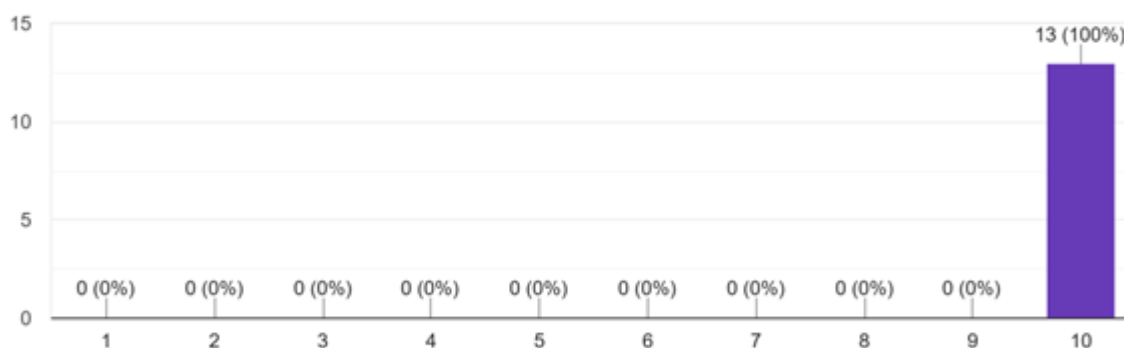


Figura 4.27: Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar o nível de carga da bateria

7.2. Nível de carga (bateria) do auxiliar de marcha

20 respostas

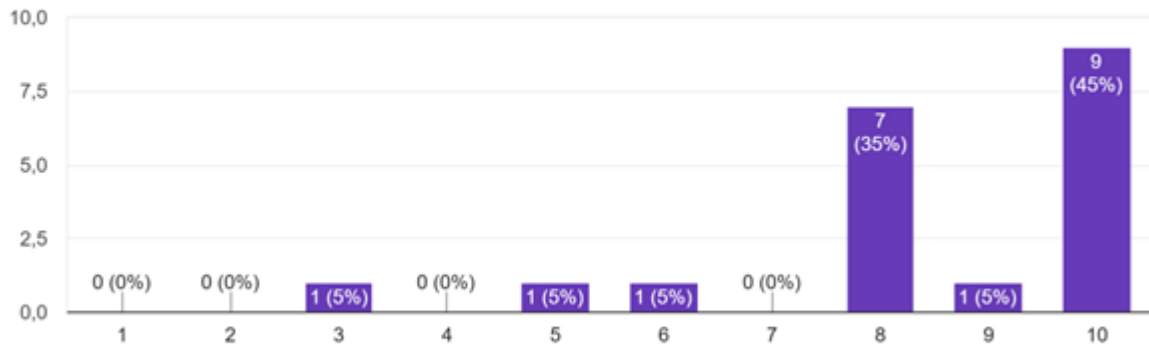


Figura 4.28: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar o nível de carga da bateria

Força Aplicada na Bengala

A força aplicada na bengala foi uma outra alternativa sugerida neste inquérito para ser visível na pega.

A pergunta realizada foi:

Força aplicada pelo utilizador no auxiliar de marcha

No entanto, tanto as respostas dos utilizadores (Figura 4.29) como as dos profissionais de saúde (Figura 4.30) não mostram um nível de importância muito elevado, em comparação com outras possíveis informações.

Indicadores para a Correta Utilização da Bengala

A possibilidade de poder ver no monitor da bengala se esta está a ser usada corretamente, e se não estiver, ter um indicador que ajude a corrigir esta utilização, foi a sugestão que teve mais respostas positivas de tanto utilizadores (Figura 4.31) como dos profissionais de saúde (Figura 4.32).

A pergunta realizada foi:

Indicadores para a correta utilização do auxiliar de marcha

Distância Percorrida

A distância percorrida, em semelhança ao contador de passos, tem como principal objetivo ajudar o utilizador a controlar as suas caminhadas e percursos realizados.

A pergunta realizada foi:

7.3. Força aplicada na bengala

13 respostas

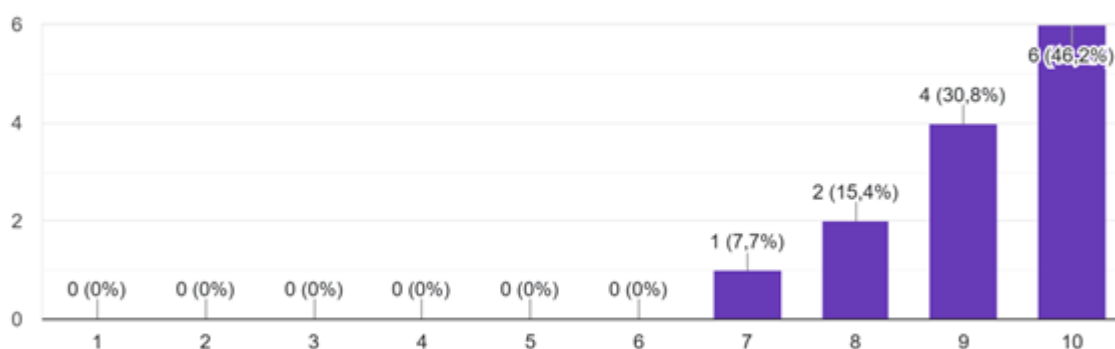


Figura 4.29: Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar a força aplicada na bengala

7.3. Força aplicada pelo utilizador no auxiliar de marcha

20 respostas

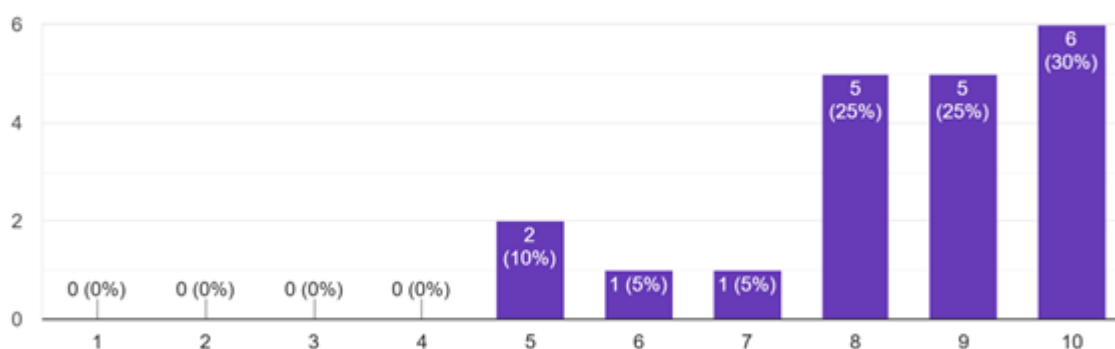


Figura 4.30: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar a força aplicada na bengala

Distância percorrida

Os utilizadores consideram que esta informação seria relevante de ver na bengala, como se pode ver na Figura 4.33, enquanto que os profissionais de saúde, por outro lado, mesmo que positivas, mostram opiniões mais divididas, como se pode ver na Figura 4.34.

7.4. Indicadores para a correta utilização do auxiliar de marcha

13 respostas

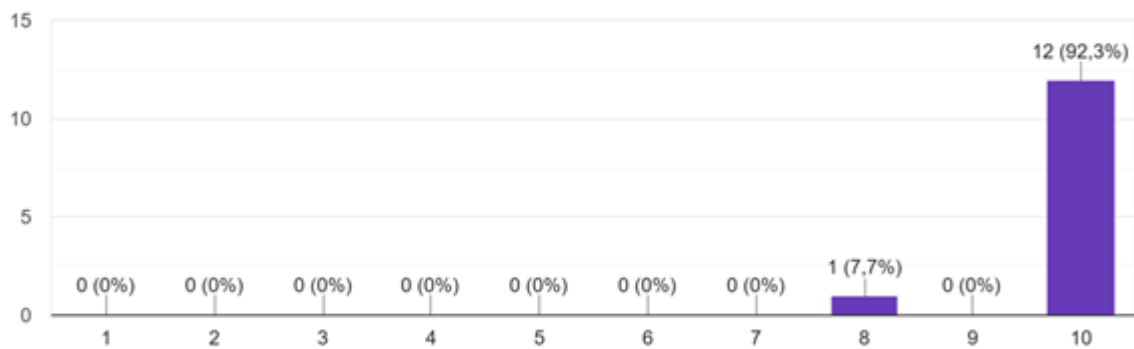


Figura 4.31: Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar indicadores para a correta utilização da bengala

7.4. Indicadores para a correta utilização do auxiliar de marcha

20 respostas

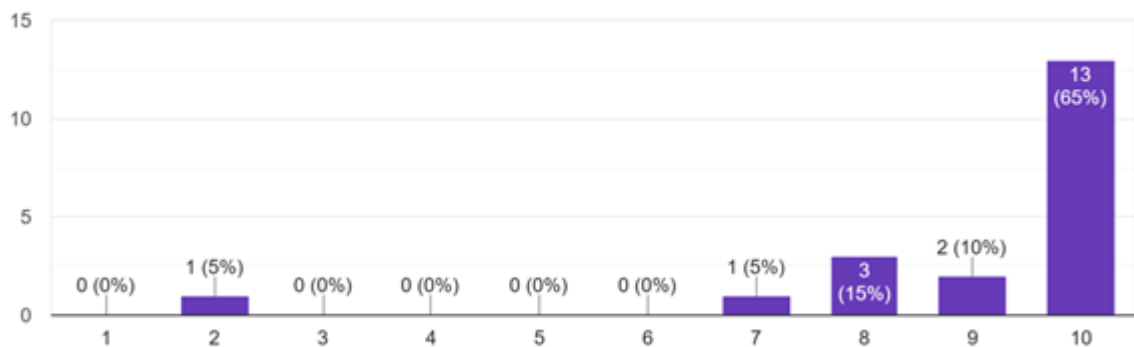


Figura 4.32: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar indicadores para a correta utilização da bengala

Tempo de Utilização

Finalmente, a última sugestão é sobre poder verificar o tempo de utilização da bengala por sessão. Esta informação pode ser útil para o utilizador ter uma noção da duração do seu percurso.

A pergunta realizada foi:

Tempo de utilização

Como se pode ver na Figura 4.35, os utilizadores consideram que esta informação seria útil, mas por outro lado, os profissionais de saúde não a consideram uma necessidade,

7.5. Distância percorrida

13 respostas

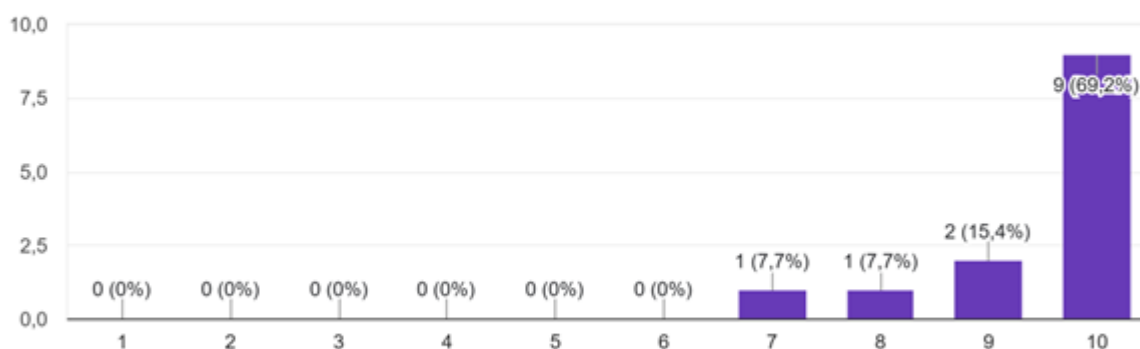


Figura 4.33: Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar a distância percorrida

7.5. Distância percorrida

20 respostas

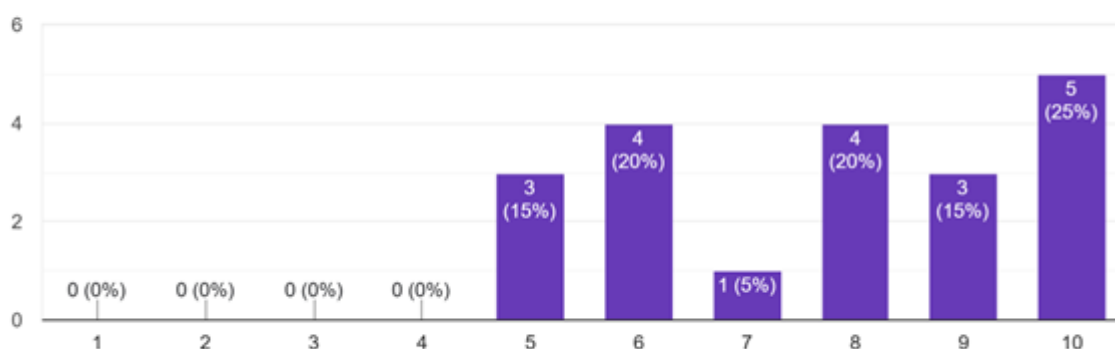


Figura 4.34: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar a distância percorrida

como se pode ver pela Figura 4.36.

4.5 Observações ao Estudo

Como se pode ver pela amostra dos utilizadores, a grande maioria dos inquiridos tem mais de 71 anos de idade, e já usa um auxiliar de marcha há pelo menos 6 anos. Tendo isto em conta, e considerando que serão os utilizadores da bengala, foi tido em maior consideração algumas das respostas dadas sobre a bengala em si, pois originam da experiência da sua utilização diária.

7.6. Tempo de utilização

13 respostas

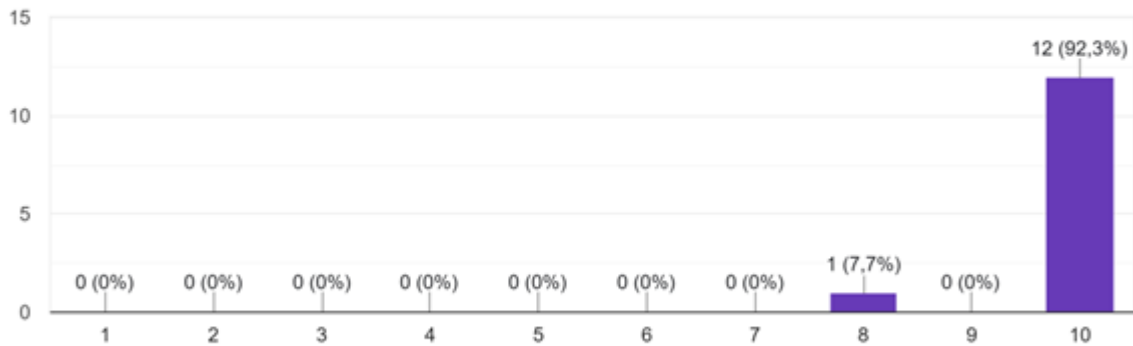


Figura 4.35: Gráfico dos utilizadores sobre o monitor mostrar o tempo de utilização

7.6. Tempo de utilização

20 respostas

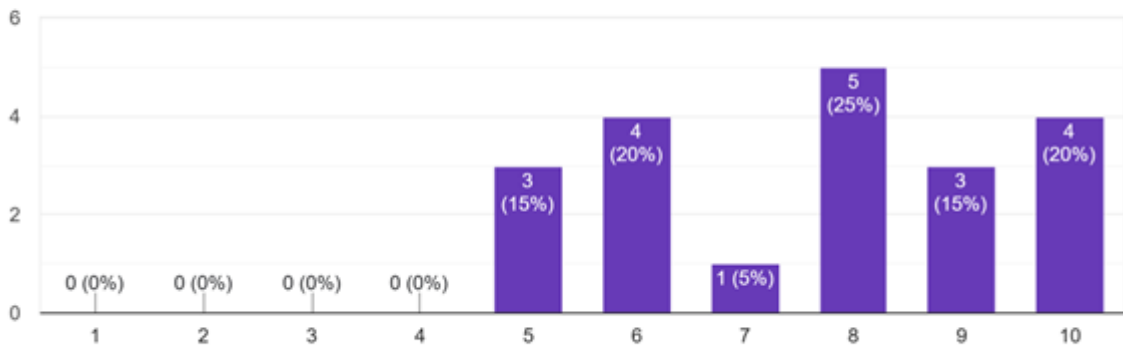


Figura 4.36: Gráfico dos profissionais de saúde sobre o monitor mostrar o tempo de utilização

Por outro lado, referente à aplicação para smartphone, foi tida uma maior consideração às respostas dadas pelos profissionais de saúde, pelo principal fator de ser uma ferramenta mais direcionada para estes acompanharem o utilizador.

5 PLATAFORMAS DE SOFTWARE E COMPONENTES UTILIZADOS

5.1 Componentes e Equipamentos

As plataformas de software e os componentes utilizados desempenham um papel fundamental, no qual foram pensados e investigados alguns componentes com características particulares para o bom funcionamento e a realização do projeto da melhor maneira possível.

Foi utilizada uma bengala já desenvolvida para um projeto anterior, cujo diagrama de blocos funcional se encontra na Figura 5.1, na qual existem os seguintes componentes:

- Microcontrolador ESP32-DevkitC [20];
- Sensor Inercial IMU BNO-055 [21];
- *Display* Gráfico 0.71 OLED [22];
- Célula de Carga FX29K [23];
- Decodificador de MP3 DFPlayerMini [24];
- Transmissor Áudio-Bluetooth [25];
- Comutador de Pressão Anti-vandalismo [26];
- Carregador de células de lítio Tc4056 [27].

Neste projeto, alguns destes componentes não foram usados, mas decidiu-se não modificar o projeto original, caso se pretenda no futuro voltar a usar estes componentes.

5.2 Plataformas de Software

5.2.1 Plataforma Arduino

O ambiente de desenvolvimento Arduino IDE tem a capacidade de criar e enviar programas para placas compatíveis e, por isso, foi usado para programar o ESP32 [28]. A programação consistiu em codificar em C, e neste caso as principais funções foi a *setup*, onde existem as configurações iniciais, e a função *loop*, em que o código principal é continuamente repetido, de acordo com o temporizador que foi decidido. Considerando que existia um código do projeto inicial, embora este não tenha sido criado do zero, teve várias alterações para servir ao propósito deste projeto.

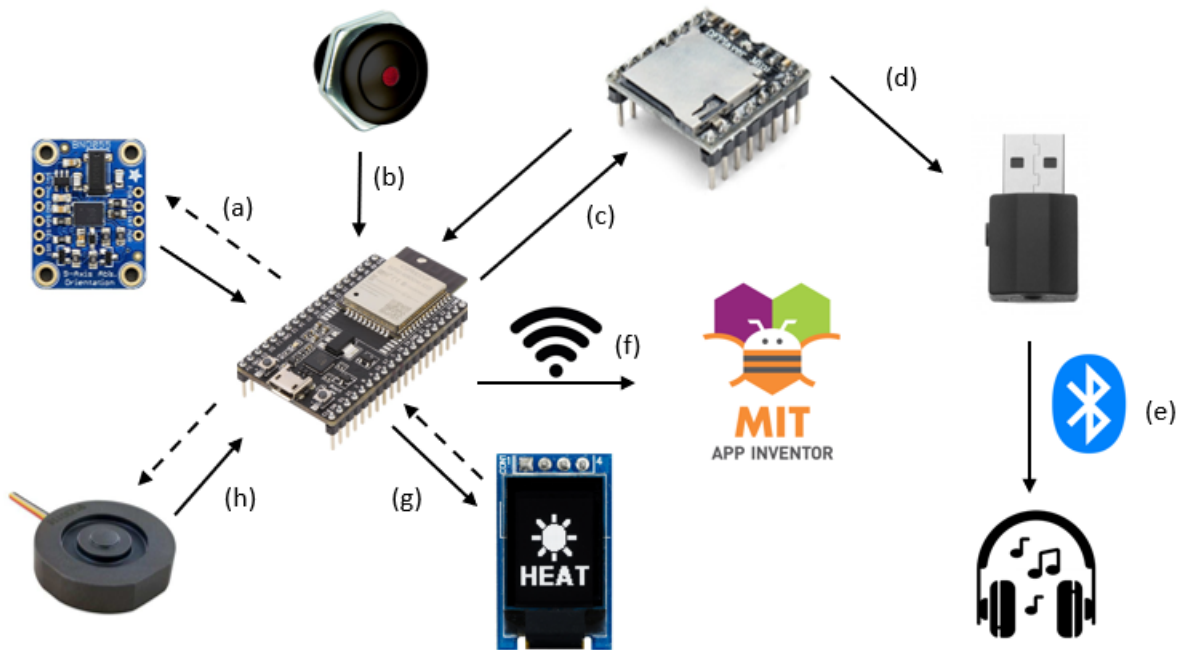


Figura 5.1: Diagrama de Blocos Funcional do Projeto Original

5.2.2 FlutterFlow

Um serviço que permite uma criação de aplicações web ou móveis, usando blocos que já contém neles algumas funções de programação [29]. Tem como base a codificação em Flutter, mas num ambiente em cloud, sendo uma ferramenta avançada que também permite adicionar código, ignorando assim a construção em blocos e permitindo uma maior personalização da aplicação. Este serviço inclui uma versão gratuita e, alternativamente, dois pacotes pagos com mais funções para a configuração e desenvolvimento de aplicações. Como foi utilizada apenas a versão gratuita, ficaram algumas configurações aquém do desejado.

5.2.3 Firebase

Um serviço da Google que contém várias ferramentas que servem para auxiliar uma aplicação smartphone, que é o desejado [30]. Das diversas ferramentas disponíveis, usaram-se 3, sendo estas a *Authentication*, a *Firestore Database* e a *Realtime Database*. Existia uma quarta que se pretendia usar, *Storage*, mas esta não se encontra disponível no pacote gratuito deste serviço, logo não se avançou com essa parte do projeto..

5.2.4 Plataforma Eagle

O software gratuito do AutoDesk, EAGLE, tem todas as ferramentas necessárias para a criação de uma placa de circuitos simples e ocupando muito pouco espaço no computador e, os requisitos de processamento também são relativamente baixos [31]. Inclui,

também, uma série de componentes prontos a utilizar e existem vários outros disponíveis online para download e a adicionar, graças ao apoio da comunidade que existe em torno deste software. O software é um pouco limitado, se quisermos fazer circuitos mais complexos, mas como um ponto de partida para o desenho de placas de circuitos é o software de eleição. Infelizmente, este software será descontinuado em 2026 deixando de ser vendido ou suportado.

5.2.5 Plataforma FreeCAD

O FreeCAD é um software gratuito e de código aberto de modelação paramétrica 3D que permite criar modelos de peças e montagens em 3D [32]. É uma ferramenta poderosa para design e modelação de objetos, especialmente no contexto de engenharia eletrotécnica, mecânica e arquitetura de design industrial. Foi escolhido por ser um software bastante poderoso e termos acesso ao mesmo gratuitamente.

5.3 Protocolo de Comunicação I2C

O I2C, para o circuito integrado, permite a ligação de vários escravos a um único mestre, o que pode facilitar a recolha de informação de vários sensores num mesmo local e permitirá, também a transmissão de informação, neste caso para um ecrã [33].

Com o I2C, os dados são transferidos em mensagens. As mensagens são divididas em quadro de dados.

Cada mensagem tem um quadro de endereços que contém direções binárias de escravo e, um ou mais quadros de dados que contêm os dados a serem transmitidos.

A mensagem inclui, também, condições de arranque e paragem, leitura/escrita de bits e bits ACK/NACK entre cada quadro de dados, como se pode ver na Figura 5.2:

- **Condição de Arranque:** A linha SDA muda de alta voltagem para baixa voltagem antes da linha SCL mudar de alta para baixa.
- **Condição de paragem:** A linha SDA muda de um nível baixa voltagem para um nível de alta voltagem depois da linha SCL mudar de baixa para alta.
- **Quadro de endereço:** uma única sequência de 7- ou 10-bits para cada escravo que identifica o escravo quando o mestre lhe quer ligar.
- **Bit Ler/escrever:** um único bit que especifica se o mestre envia dados para a escravo (nível de baixa voltagem) ou lhe pede dados (nível de alta voltagem).
- **Bit ACK/NACK:** Cada quadro numa mensagem é seguida por um bit de conhecido ou desconhecido. Se um quadro de endereço ou quadro de dados for recebida com sucesso, um bit ACK é devolvido para o emissor através do dispositivo de receção.

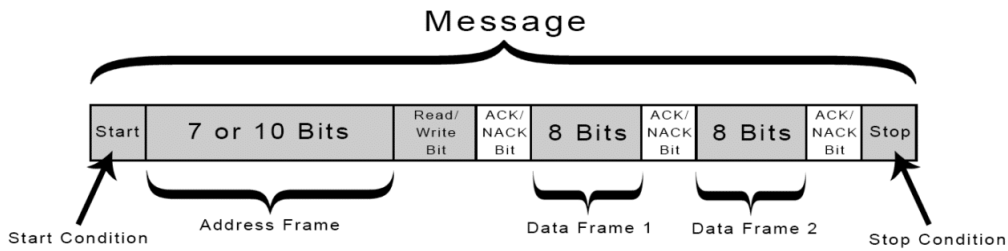


Figura 5.2: Endereçamento I2C

O I2C não tem linhas escravo como o SPI, por isso é necessário outra forma de permitir que o escravo tome conhecimento dos dados que são enviados e não outro escravo. Isto é feito através de endereços.

O quadro de endereço é sempre o primeiro quadro após o bit inicial numa nova mensagem.

O mestre envia o endereço do escravo com a qual pretende comunicar para todos os escravos aos quais se encontra ligado. Cada escravo irá então comparar o endereço enviado pelo mestre com o seu próprio endereço.

Se o endereço corresponder, envia um bit ACK de alta voltagem para o mestre. Se o endereço não corresponder, o escravo não faz nada e a linha SDA permanece alta.

O quadro de endereço inclui um único bit no final que informa o escravo se o mestre quer escrever para ele ou receber dados dele. Se o mestre quiser enviar dados para o escravo, o bit de leitura/escrita é um nível de baixa voltagem.

Se o mestre estiver a pedir dados ao escravo, o bit é um nível de alta voltagem.

Depois do mestre detetar o bit ACK de um escravo, o primeiro quadro de dados está pronto a ser enviado.

O quadro de dados tem sempre uma duração de 8 bits e é enviado com o bit mais significativo primeiro.

Cada quadro de dados é imediatamente seguido por um bit ACK/NACK, para verificar se o quadro foi recebido com sucesso.

O bit ACK deve ser recebido pelo mestre ou pelo escravo (dependendo de quem envia os dados) antes que o próximo quadro de dados possa ser enviado.

Depois de todos os quadros de dados terem sido enviados, o mestre pode enviar uma condição de paragem para o escravo de modo a interromper a transmissão. A condição de paragem é uma transição de voltagem de baixa para alta numa linha SDA depois de uma transição de baixa para alta numa linha SCL, permanecendo a linha SCL alta.

No nosso caso, o mestre seria a ESP32 e os escravos o BNO-055, a célula de carga FX29K e o *display* OLED 0.71, num formato semelhante ao exemplificado na Figura 5.3.

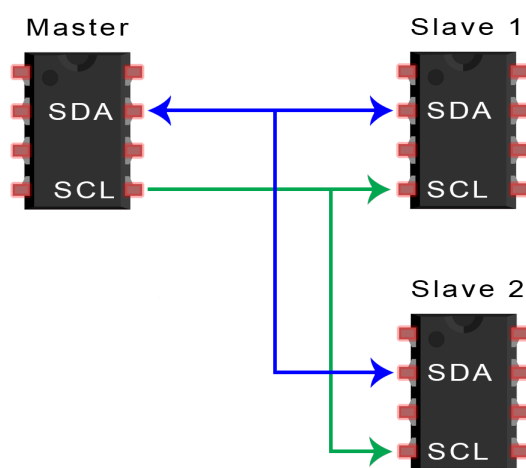


Figura 5.3: Ligações Mestre-Escravo

6 TRABALHO DESENVOLVIDO

A componente mais prática do projeto pode ser dividida em duas partes, na vertente de *hardware* e na vertente de *software*.

6.1 Vertente de Hardware

A auxiliar de marcha já existente consiste numa bengala com alguns componentes interligados ao ESP32-DevkitC que ajudam a monitorizar o ritmo da marcha de um paciente com Parkinson.

6.1.1 Diagrama de Blocos Funcional

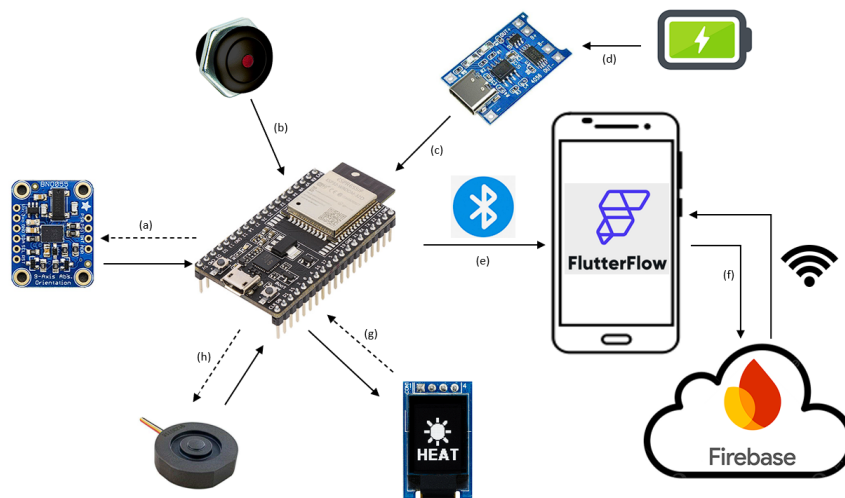


Figura 6.1: Diagrama de Blocos Funcional

Podemos ver no diagrama da Figura 6.1 as ligações entre os componentes do sistema existente, as novas alterações, e a sua comunicação com plataformas externas. Neste caso vamos ter:

- (a) - Leitura dos valores do acelerómetro, giroscópio e Euler adquiridos pelo Sensor Inercial BNO-055, recebidos pelo ESP32 por comunicação I2C;
- (b) - Comutador Anti-Vandalismo configurado para realizar a alteração da música para a cadência atual;
- (c) - Comunicação entre o ESP32 e o carregador de bateria TC4056;

- (d) - Comunicação do carregador de bateria TC4056 e a própria bateria;
- (e) - Transmissão dos dados da marcha por Bluetooth para a aplicação de *smartphone*;
- (f) - Envio da informação tratada pela aplicação de FlutterFlow para a base de dados da Firebase, e vice-versa;
- (g) - Envio de informação para um gráfico de nível no *Display OLED 0,71*;
- (h) - Leitura da força aplicada sobre a célula de carga FX29K em gramas e libras.

Embora a célula de carga, o *display* e o sensor inercial tenham representada comunicação para ambos os lados, é devido ao facto de serem componentes com comunicação I2C, logo vão sempre receber um sinal do mestre e devolver uma resposta, resultando assim sempre numa comunicação bidirecional.

6.1.2 Especificações Funcionais

A PCB principal consiste num ESP32-DevkitC que interliga os pinos digitais e analógicos de toda a comunicação vinda dos sensores, estando assim ligados na porta 21 e 22 o canal série I2C, o que corresponde aos canais SCL e SDA, respectivamente. Nessas portas temos ligado o sensor Inercial IMU BNO-055, que nos permite obter os valores do acelerómetro, do giroscópio e de Euler. Como as portas do I2C suportam receber e enviar dados de vários sensores, decidimos ligar todos que suportavam essa comunicação na mesma porta, e por isso também ligamos um sensor de carga que irá medir a pressão/força exercida na bengala perante a marcha do paciente. Nessa mesma porta I2C também está ligado o LCD para comunicar com o ESP32-DevkitC que irá mostrar algumas informações tanto ao paciente como ao utilizador da aplicação.

Também foi desenhada uma PCB para estimar o estado de carga de uma célula de carga 18650 que é carregada pelo módulo TC4056 Type C. Esse módulo tem a possibilidade de carregar a bateria como também tem a saída de energia da célula de carga, em que permite a ligação de um interruptor geral on/off para o sistema montado. Nessa saída foi colocado um regulador de tensão que alimenta a nossa placa principal feita em PCB que irá alimentar todos os componentes inseridos.

Na pega da bengala foi colocado um botão com um led ligado a porta 13 do ESP32-DevkitC, em que entre as ligações colocamos uma resistência para também não sobrecarregar a porta. O botão tem como função inicializar a ligação Bluetooth, para que esta possa sincronizar com a aplicação de *smartphone*.

6.1.3 Desenvolvimento da Bengala em FreeCAD

A placa PCB principal já existente não foi modificada, logo, também não se modificou o local onde esta está inserida. No entanto, a parte superior da bengala teve que ser modificada, pois a PCB de carga foi ligeiramente alterada, e o comutador anti-vandalismo

não estava corretamente medido, e não é possível de o inserir no corpo antigo.

Assim, podemos ver na Figura 6.2 o resultado após estas pequenas modificações.

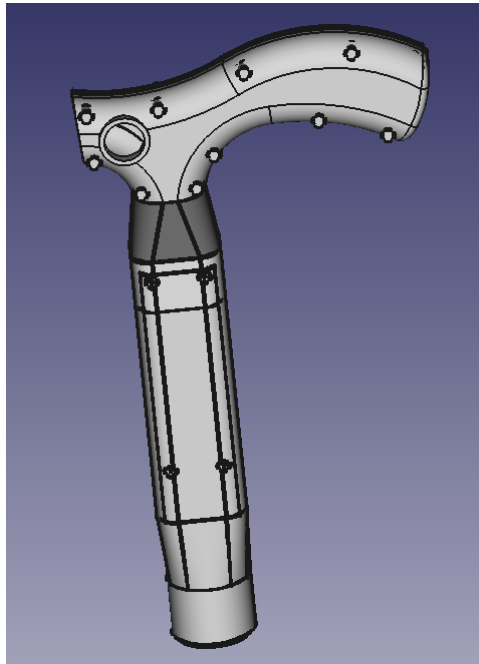


Figura 6.2: Vista do Lado do Corpo

6.1.4 Desenvolvimento da Placa de Carga em EAGLE

Usando o *software* EAGLE, as placas de circuito impresso usam tecnologia de montagem superficial com componentes em SMD (Surface Mount Device) que facilita as ligações dos periféricos e componentes. A PCB principal manteve-se sem alterações, mesmo tendo componentes em excesso para o projeto em estudo. Esta placa pode ser vista na Figura 6.3.

Foi então melhorada a PCB que se pode ver na figura 6.4 para o carregamento da célula de carga, usada para alimentar todos os componentes inseridos na bengala e como foi usado uma célula recarregável 18650 da LG necessitamos de um módulo Tc4056 com ligação em Type C. Também temos implementado um regulador de tensão para permitir a respetiva alimentação, e na PCB de carregamento colocamos uma entrada para um interruptor geral de energia.

A PCB de carga foi desenhada em formato elipse como podemos ver na figura 6.5, pela razão de podermos abranger o menos espaço possível no punho da bengala, mas ao mesmo tempo não perder a sua robustez e qualidade tanto nos componentes que pretendíamos usar como não modificarmos o formato do punho já antes estudado como o ideal. O seu resultado pode ser visto na Figura 6.6

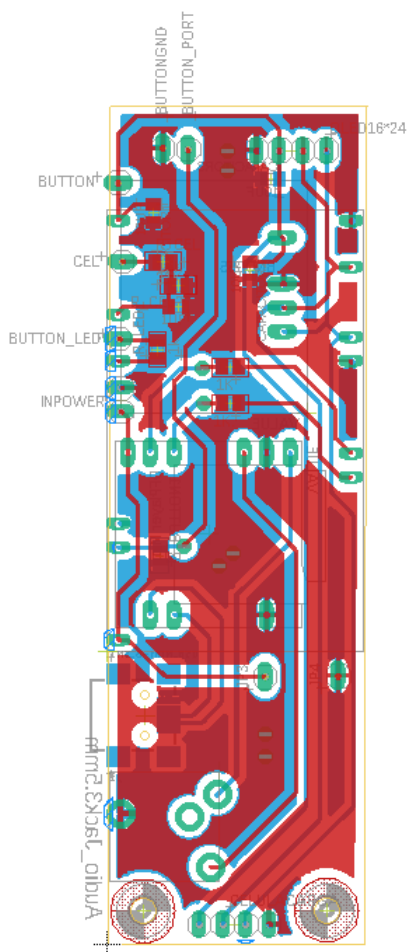


Figura 6.3: PCB Master

6.2 Vertente de Software

A nível de *software* pretendemos um programa que consiga recolher os dados de movimento do utilizador para serem analisados, e que também permita a deteção de queda da bengala, que pode significar a queda do utilizador. Após descrevermos este programa, será explicada a aplicação para *smartphone* que permite a leitura e tratamento destes dados.

6.2.1 Especificações Funcionais

A programação do ESP32 foi realizada usando programação em C no Arduino IDE, tendo como principais objetivos a configuração e calibração dos componentes presentes na bengala. Embora se tenha usado o código do projeto original como base, várias alterações tiveram que ser implementadas.

A aplicação para *smartphone* foi desenvolvida no FlutterFlow, uma plataforma online que permite a criação de aplicações usando tanto programação em blocos como em código C. Pretendemos aqui ler vários valores recolhidos da bengala, tais como acele-

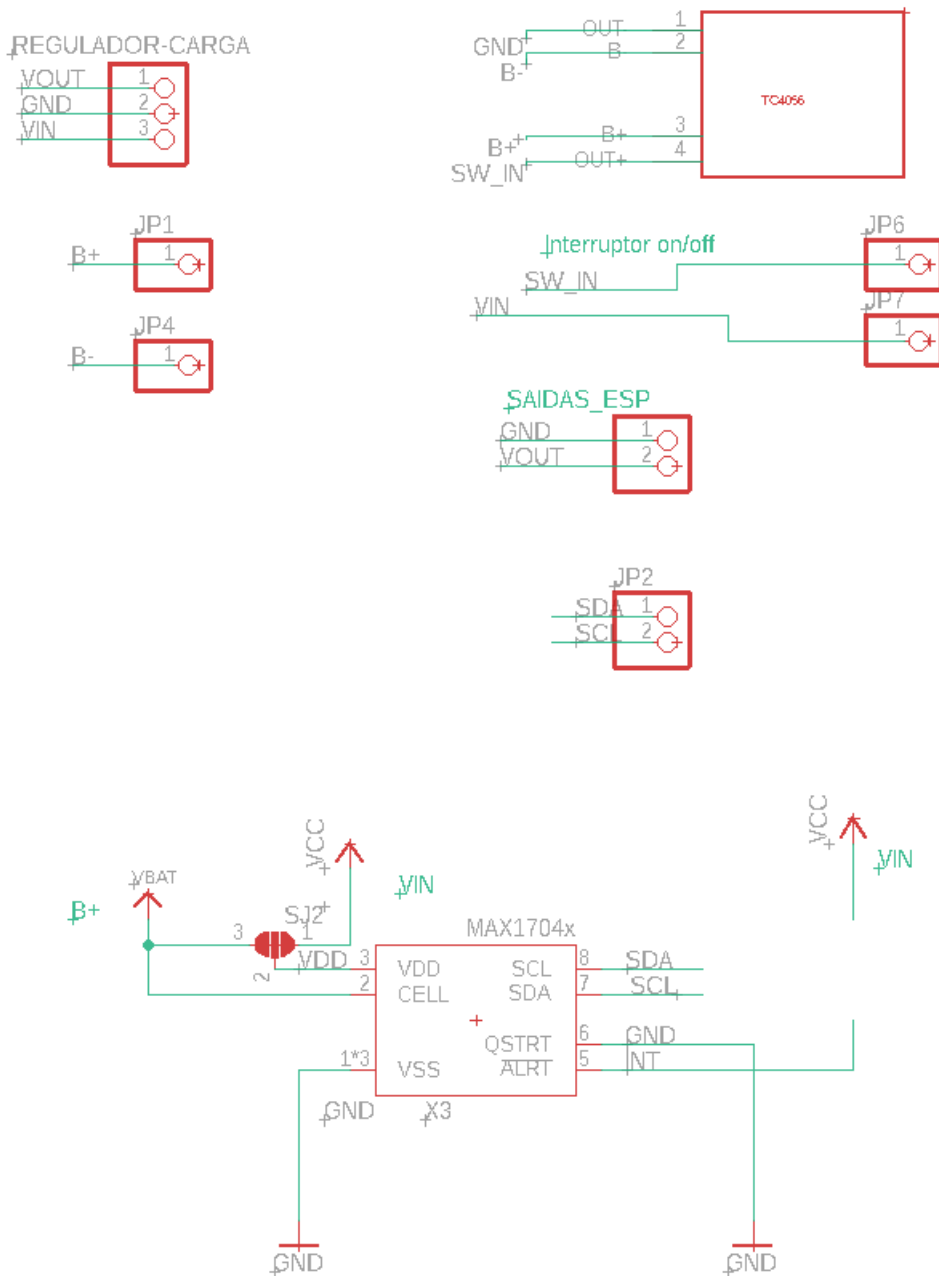


Figura 6.4: Esquemático PCB Carga

ração, força exercida, orientação, temperatura na bengala e valores de Euler.

Esta aplicação também tem como objetivo guardar estes valores numa base de dados da Firebase, a qual também foi configurada para poder receber estes dados, guardar e consultar futuramente através da aplicação. Estes dados não consistem apenas nos dados da passada do utilizador, mas também os dados de perfil destes, que incluem informação tal como a idade, altura, peso e patologias.

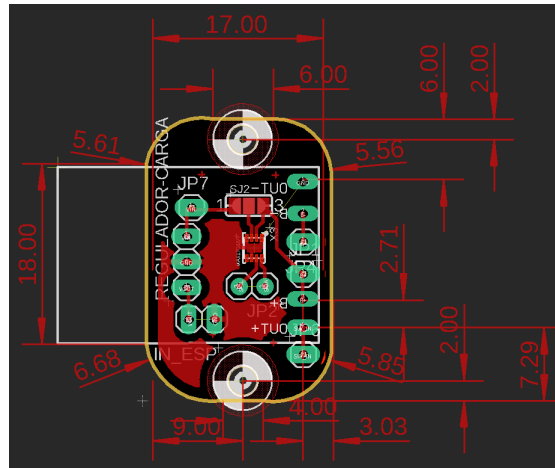


Figura 6.5: PCB Carga

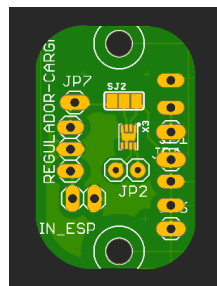


Figura 6.6: PCB Carga Resultado

6.2.2 Código desenvolvido para Arduino

O código original, além das configurações dos componentes, permitia o envio de informação através de um Ponto de Acesso na própria bengala. No entanto, considerando que é necessária a utilização do WiFi do *smartphone* para comunicar com a base de dados da Firebase, decidiu-se modificar a comunicação entre a bengala e a aplicação para Bluetooth, deixando assim o canal WiFi livre para a comunicação com a base de dados.

Também foi implementada a detecção de queda na própria bengala em vez de ser na aplicação de *smartphone*, permitindo assim um tempo de resposta mais rápido, e também de modo a tentar reduzir falsos-positivos, considerando que a análise será toda na própria bengala. Foi adicionado o código que permite a leitura do nível de carga da bateria.

Arduino - Leitura do Nível de Carga da Bateria

Para implementar o código relativo à leitura do nível de carga, embora que não tenha sido necessário adicionar uma biblioteca, pois este componente já tem as suas funções incluídas na biblioteca "Adafruit_Sensor.h". No entanto, é necessária uma configuração inicial, como se pode ver na Figura 6.7.

Além desta configuração, foi adicionada uma variável global para que seja possível

```
Adafruit_MAX17048 maxlipo;
```

Figura 6.7: Inicialização do sensor para a leitura do nível de carga

visualizar a carga em tanto percentagem como voltagem. Esta variável pode ser vista na Figura 6.8.

```
float cellVoltage = maxlipo.cellVoltage();
```

Figura 6.8: Configuração para a leitura do nível de carga em percentagem

Dentro da função *setup* foi também adicionado um código para verificar se o sensor está a funcionar corretamente, e se a bateria está devidamente ligada ao sistema. Esta verificação pode ser vista na Figura 6.9.

```
if (isnan(cellVoltage)) {  
  Serial.println("Failed to read cell voltage, check battery is connected!");  
  delay(2000);  
  return;  
}
```

Figura 6.9: Verificação do estado do sensor

Finalmente, na função *loop* foi implementada a função que mostra o valor da carga da bateria, tanto em percentagem como em voltagem, no *display* da bengala. Esta implementação, visível na Figura 6.10, decidiu-se mostrar no *display*, podendo também ser mostrada pelo canal série, ou ser enviada também para a aplicação *smartphone*.

```
display.print(F("Batt Percent: ")); display.print(maxlipo.cellPercent(), 2); display.println(" %");  
display.print(F("Batt Voltage: ")); display.print(cellVoltage, 3); display.println(" V");
```

Figura 6.10: Inicialização do sensor para a leitura do nível de carga

Arduino - Envio de Informação por Bluetooth

Visto que o projeto original já tinha várias configurações para a utilização de Bluetooth, esta parte reduziu-se a remover as configurações de ligação WiFi do código e substituir as relevantes por comunicação Bluetooth. A maior alteração é na função *loop* onde a escrita passou a ser via canal Bluetooth em vez de ser para um ponto de acesso. Esta alteração é visível na Figura 6.11, onde também se pode ver que o *loop* está num ciclo de 20 milissegundos.

Arduino - Detecção de Queda

Para implementar um sistema de deteção de queda que tenha alguma precisão foi necessário utilizar vários métodos de verificação simultaneamente:

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

```
if (SerialBT.available())
{
    SerialBT.println(gr);
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(accelerometer.x());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(accelerometer.y());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(accelerometer.z());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(gyro.x());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(gyro.y());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(gyro.z());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(euler.x());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(euler.y());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(euler.z());
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(temp);
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println(Accel);
    SerialBT.println(";");
    SerialBT.println();
}
delay(20);
```

Figura 6.11: Código para o envio de dados via Bluetooth

- Calcular a magnitude total de aceleração - se a bengala cair, irá existir um pico na aceleração, logo a variável escolhida, que se encontra normalmente em 9.8 m/s^2 irá aumentar drasticamente num curto espaço de tempo;
- Verificar a inclinação - Se a inclinação da bengala exceder um valor que foi considerado como anormal, pode indicar uma queda. Devido ao facto que este método pode levar a vários falso-positivos, teve que se aplicar um *delay* nesta deteção;
- Deteção de impacto - Se a aceleração calculada anteriormente excede um valor pré-determinado, quer dizer que a bengala esteve num movimento de queda e foi detetado o impacto, e neste caso, a inclinação não será um fator pois este garante logo a queda da bengala.

Este sistema pode ser visto no fluxograma da Figura 6.12.

Começando pelo cálculo da magnitude total da aceleração, é necessário ler a aceleração linear do sensor, o que é feito pelo código na Figura 6.13. Este código, que se encontra na função *loop*, permite que sejam usadas as variáveis *acceleration.x*, *acceleration.y* e *acceleration.z* para obter a aceleração em cada um destes eixos em m/s^2 .

A função para o cálculo da magnitude total de aceleração pode ser vista na Equação em 6.1, que fica aplicada no nosso código como se pode ver na Figura 6.14.

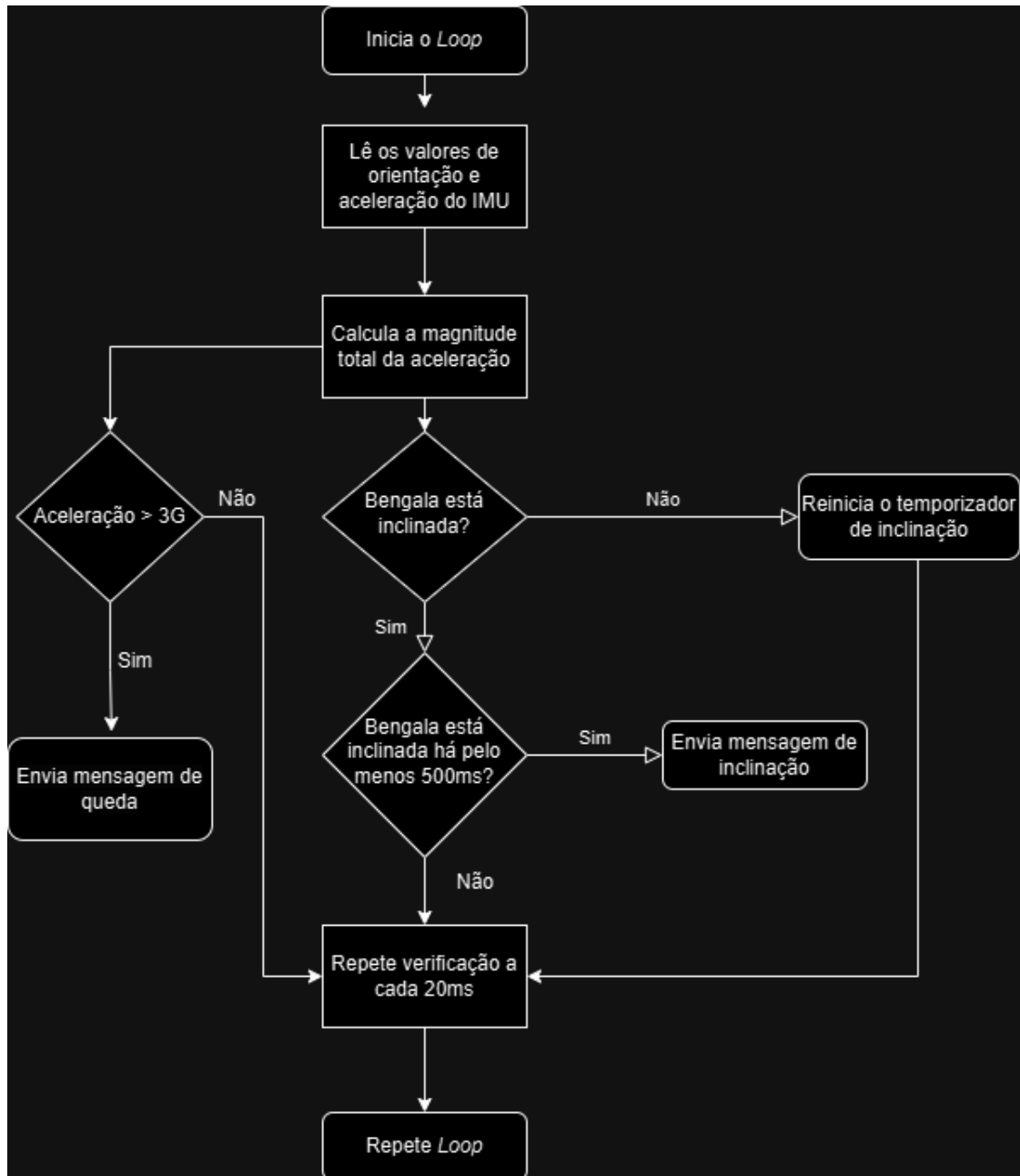


Figura 6.12: Fluxograma para a detecção de queda

```
imu::Vector<3> accelerometer = bno.getVector(Adafruit_BNO055::VECTOR_ACCELEROMETER);
```

Figura 6.13: Inicialização das variáveis para a leitura da aceleração

$$\sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (6.1)$$

Assim, se existir uma queda, a variável *accelMagnitude* irá aumentar momentaneamente, alterando assim dos normais 9.8 m/s^2 para talvez 20 ou 30 m/s^2 , o que irá ativar uma condição futura, enviando o sinal da queda.

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

```
// Calculate acceleration magnitude
float accelMagnitude = sqrt(accelerometer.x() * accelerometer.x() +
accelerometer.y() * accelerometer.y() + accelerometer.z() * accelerometer.z());
```

Figura 6.14: Cálculo da magnitude total de aceleração

Passando agora para a detecção de inclinação, esta terá como base os valores de Euler lidos pelo IMU da bengala, que vão ser chamados na função *loop* como se pode ver na Figura 6.15.

```
float roll = event.orientation.x;
float pitch = event.orientation.y;
float yaw = event.orientation.z;
```

Figura 6.15: Inicialização das variáveis para a leitura do *roll*, *pitch* e *yaw*

Estes valores também estão a ser escritos para o canal série, para a sua verificação durante testes, como se pode ver na Figura 6.16.

```
// Debug info
Serial.print("Roll: "); Serial.print(roll);
Serial.print(" Pitch: "); Serial.print(pitch);
Serial.print(" Yaw: "); Serial.print(yaw);
Serial.print(" Accel Magnitude: "); Serial.println(accelMagnitude);
```

Figura 6.16: Escrita das variáveis *roll*, *pitch*, *yaw* e *accelMagnitude*

Para verificar se a bengala ainda está na vertical ou não, queremos ter em atenção o estado das variáveis *roll* e *pitch*. Com estas duas variáveis, podemos verificar a inclinação com o código na Figura 6.17.

```
// --- Tilt detection with hysteresis ---
bool overTilt = (abs(roll) > tiltThreshold) || (abs(pitch) > tiltThreshold);

if (overTilt && !tiltDetected) {
  tiltStartTime = millis();
  tiltDetected = true;
}

if (tiltDetected) {
  if (millis() - tiltStartTime >= fallDelay) {
    Serial.println("Tilt detected: Cane has fallen!");
    SerialBT.println("FALL DETECTED (Tilt)");
    tiltDetected = false; // Reset to detect future falls
    delay(1000); // Small pause after fall detection
  } else if (!overTilt) {
    // False alarm, user moved back
    tiltDetected = false;
  }
}
}
```

Figura 6.17: Verificação da inclinação da bengala

Nesta secção do código, toda ela em *loop*, temos também o controlo para falsos-positivos ao permitir alterações ao estado da bengala antes de realizar uma ação, ou seja, uma histerese. Assim que o IMU deteta uma inclinação superior a 45°, este não vai logo enviar esse sinal ao utilizador, mas vai esperar 500 milissegundos. Se a inclinação se mantiver abaixo dos 45°, é considerada uma queda e será enviado o sinal.

Este valor foi definido nas configurações iniciais das variáveis globais usadas para a inclinação e impacto, como se pode ver na Figura 6.18. Aqui também é definido o estado inicial para a inclinação e o temporizador para ajudar a reduzir os falsos-positivos.

```
// Parameters
float tiltThreshold = 45.0; // degrees
float impactThreshold = 3.0; // G units (approx sudden move, tweak if needed)
unsigned long fallDelay = 500; // ms, how long tilt must persist to confirm fall

// Internal state
bool tiltDetected = false;
unsigned long tiltStartTime = 0;
```

Figura 6.18: Variáveis globais para a inclinação e impacto

Finalmente temos o método de deteção de impacto, que utiliza a variável *accelMagnitude* calculada anteriormente, e a variável global *impactThreshold* à qual foi dado o valor 3. Este valor significa 3G, ou seja, 30 m/s², e caso o valor da aceleração exceda este, podemos considerar que existiu uma queda, e será logo enviado o sinal para a aplicação, como se pode ver na Figura 6.19.

```
// --- Impact detection ---
if (accelMagnitude > (impactThreshold * 9.8)) { // 1G = 9.8 m/s²
    Serial.println("Impact detected: Cane may have fallen!");
    SerialBT.println("FALL DETECTED (Impact)");
    delay(1000); // Pause after impact detection
}
```

Figura 6.19: Deteção de impacto

6.2.3 Aplicação Desenvolvida em FlutterFlow

A aplicação para *smartphone* foi desenvolvida na plataforma FlutterFlow. Inicialmente, pretendeu-se realizar a aplicação em Flutter usando o Android Studio e Visual Studio, mas devido a complicações nas configurações destes *software*, e considerando que já se tinha realizado o estudo sobre a programação em Flutter, decidiu-se proceder com a aplicação em Flutter, mantendo assim o mesmo estilo de código pretendido.

A aplicação desenvolvida consiste num sistema de contas pessoais, onde os utilizadores se podem registar e, através destas contas, podem guardar os seus dados de marcha, dados de perfil e consultar guias de boas práticas de marcha. Um *mockup* desta aplicação pode ser visto na Figura 6.20.

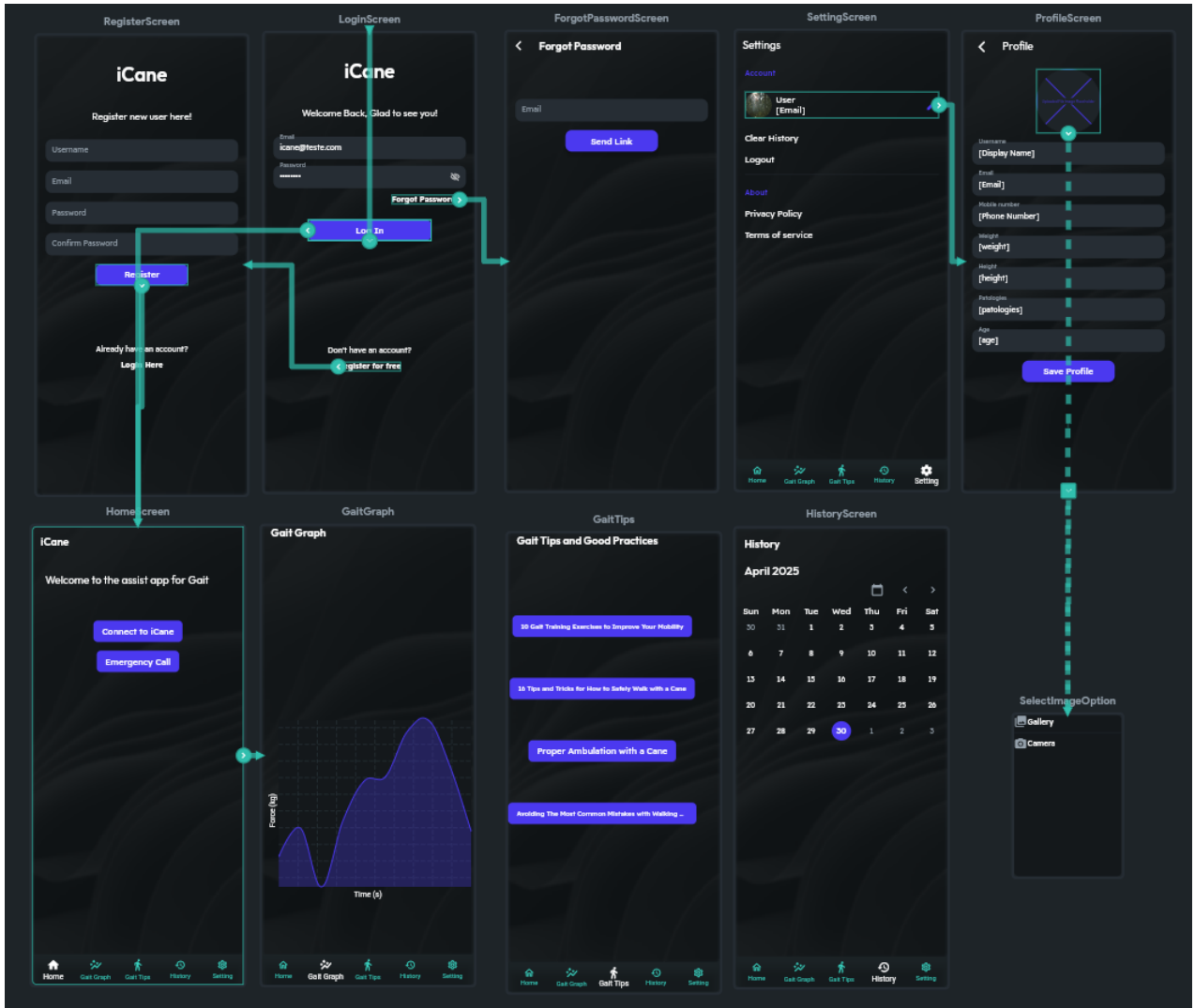


Figura 6.20: Mockup da aplicação para *smartphone*

FlutterFlow - Janelas de *Login* e *Registo*

Um dos pontos mais importantes neste tipo de aplicação, tendo em conta que trata de dados pessoais dos utilizadores, é ter a capacidade de dar a estes a sua privacidade com um sistema de contas pessoais, sendo que este é feito em combinação com o serviço de *Authentication* do Firebase.

A janela de *Login* pede ao utilizadores o email e *password* associada, para que este possa aceder à sua conta. Também está disponível um botão para fazer o reset da password, que irá abrir uma nova janela da aplicação, onde o utilizador terá que inserir o seu email, recebendo assim um link para criar uma nova *password*. Finalmente, na situação de ser um novo utilizador, também existe um botão para que este possa realizar o seu registo, abrindo também uma nova janela para este efeito.

Os botões para fazer o registo ou *Login* funcionam com um método semelhante, estes vão aceder à base de dados da Firebase, e ou vão criar um novo perfil, ou vão ler os

dados existentes, e se existir uma ligação correta entre email e password, será possível realizar o login. Utilizando o botão de *login* como exemplo, este irá realizar os seguintes passos, como pode ser visto na sua totalidade na Figura 6.21:

- Action 1 - Ler os dados de email e password que foram colocados no formulário de *login*;
- Action 2 - Verificar se os dados inseridos existem na base de dados da Firebase;
- Conditional Action 1 - Irá criar uma condição, onde assim temos duas alternativas para as duas possíveis situações, a conta existe ou a conta não existe;
- Action 3 - Caso a conta exista, a aplicação vai avançar para a página principal;
- Action 4 - Caso a conta não exista, o botão não vai fazer nada e vai-se manter na mesma janela, até serem inseridos dados válidos.

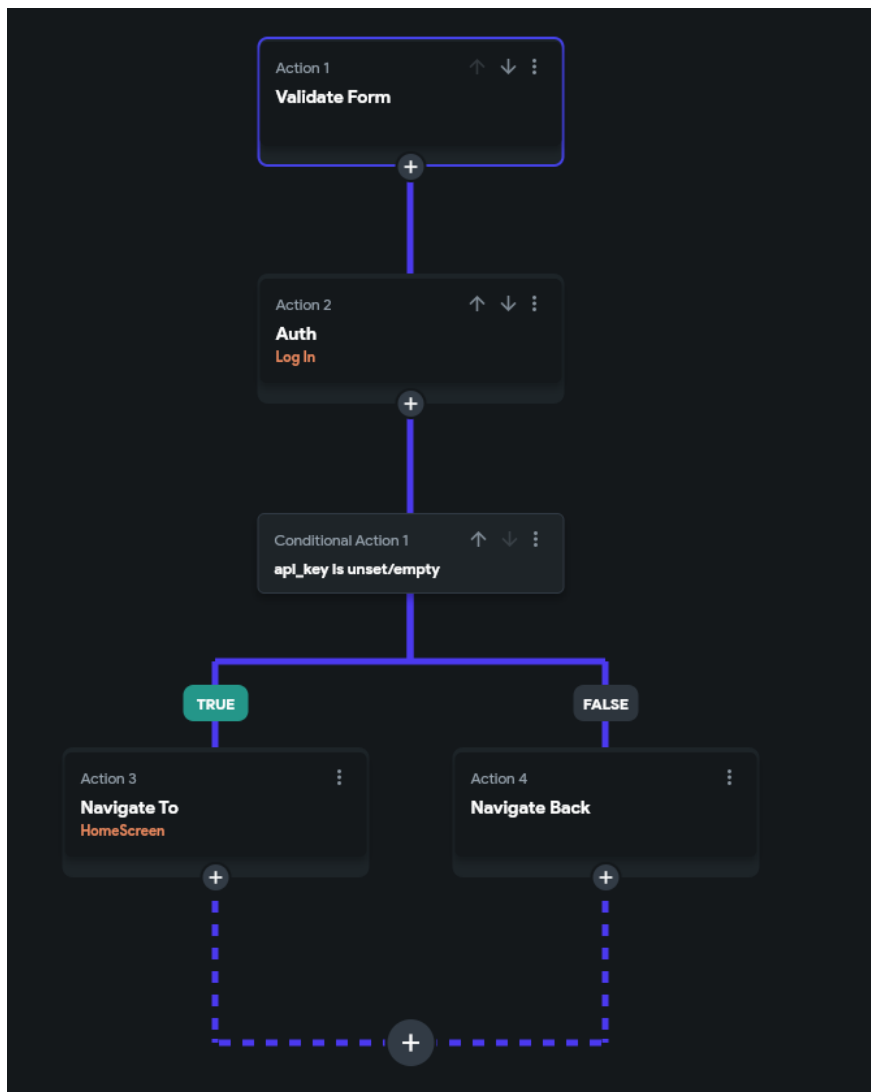


Figura 6.21: Fluxo de ações do botão *login*

FlutterFlow - Janelas Aplicacionais

Assim que o utilizador realiza o *login*, a aplicação irá para a página principal, que contém dois simples botões, um para ligar a um contacto de emergência pré-registado, e outro para conectar à bengala via Bluetooth. Assim que este botão de conectar é premido, a aplicação irá procurar o dispositivo Bluetooth com o nome "ICANE" durante 4 segundos, ligando-se automaticamente se o encontrar nesse espaço de tempo. Devido ao fato de que não existe uma função do código de blocos que permita esta ligação, teve que ser desenvolvido um código próprio para esta ligação, como se pode ver na Figura 6.22. Este código também vai receber da bengala as mensagens se esta se encontra no chão, enviando assim uma notificação pela aplicação.

```

Action Name
listenBluetoothMessages

Action Code      Code Copilot

6  import './custom_code/actions/index.dart'; // Imports other custom actions
7  import './flutter_flow/custom_functions.dart'; // Imports custom functions
8  import 'package:flutter/material.dart';
9  // Begin custom action code
10 // DO NOT REMOVE OR MODIFY THE CODE ABOVE!
11
12 import 'package:flutter_blue_plus/flutter_blue_plus.dart';
13
14 Future<void> listenBluetoothMessages(BuildContext context) async {
15   FlutterBluePlus flutterBlue = FlutterBluePlus.instance;
16
17   // Start scanning for devices
18   flutterBlue.startScan(timeout: Duration(seconds: 4));
19
20   // Listen to scan results
21   flutterBlue.scanResults.listen((results) async {
22     for (ScanResult r in results) {
23       // Adjust this based on your device name or ID
24       if (r.device.name == 'ICANE') {
25         await r.device.connect();
26         // Discover services
27         List<BluetoothService> services = await r.device.discoverServices();
28         for (BluetoothService service in services) {
29           for (BluetoothCharacteristic characteristic
30             in service.characteristics) {
31             if (characteristic.properties.notify) {
32               await characteristic.setNotifyValue(true);
33               characteristic.value.listen((value) {
34                 String receivedText = String.fromCharCode(value);
35
36                 if (receivedText.contains("FALL DETECTED")) {
37                   showDialog(
38                     context: context,
39                     builder: (_) => AlertDialog(
40                       title: Text('Cane Fall Detected'),
41                       content: Text('Your cane has fallen!'),
42                       actions: [
43                         TextButton(
44                           onPressed: () => Navigator.pop(context),
45                           child: Text('OK'),
46                         ),
47                       ],
48                     ),
49                   );
50                 }
51               });
52             }
53           }
54         }
55         flutterBlue.stopScan();
56       }
57     }
58   });
59 }

```

Figura 6.22: Código da função para conectar à bengala

A página principal pode ser mais completada no futuro com mais links e acessos rápidos a outras funcionalidades. Infelizmente, as outras janelas da aplicação apenas têm uma base criada e não se encontram totalmente funcionais, como se pode ver pela Figura 6.23.

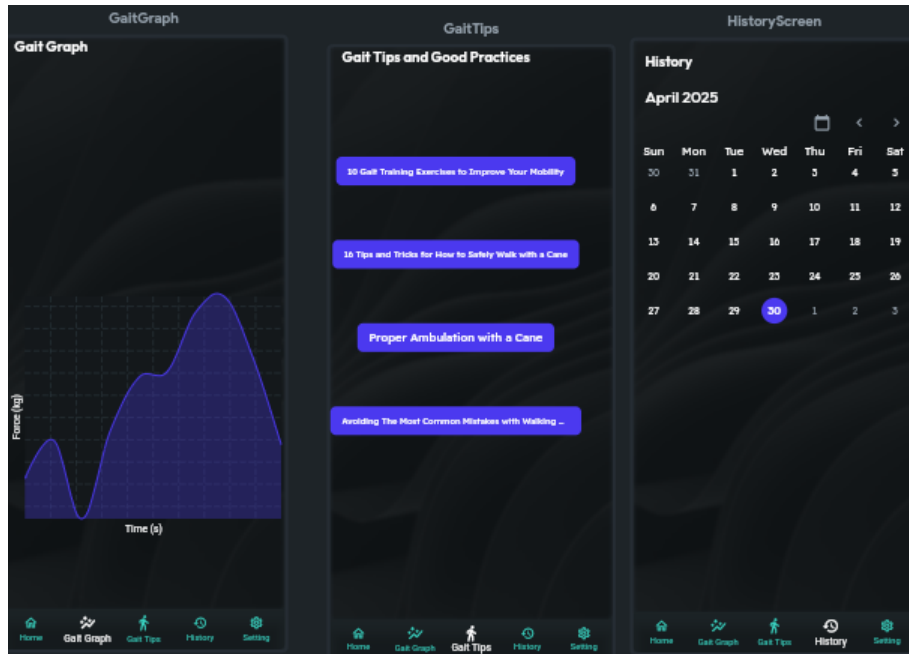


Figura 6.23: Conteúdo das diversas janelas

Na janela "Gait Graph", o gráfico atual tem como objetivo obter os dados de força aplicada na bengala, no entanto, não foram estipulados os limites do gráfico, nem se conseguiu testar se este irá funcionar de maneira contínua, ou se apenas mostra os dados no momento que esta janela é aberta. O objetivo seria também adicionar um gráfico para a velocidade do utilizador.

Na janela "Gait Tips and Good Practices" foram adicionados os links que levam a uma nova janela da aplicação ou artigos web que expliquem as boas práticas de utilização de uma bengala. Para já, estes são adicionados na construção da aplicação, com margem de melhoramento futuro, onde se permita que os profissionais de saúde partilhem a informação que achem relevante nesta secção.

Na janela *History* é possível ver um calendário com o objetivo de consultar os dados de marcha de um dia à escolha, caso haja dados relativos a esse dia. Será ainda necessário implementar uma tabela que consiga consultar os dados guardados na base de dados da Firebase e que os mostre para o utilizador ou profissional de saúde.

FlutterFlow - Janelas de Dados Pessoais

Passando para a secção dos dados pessoais, o utilizador vai ter uma janela onde pode ir editar os seus dados, sendo estes a sua imagem de perfil, *username*, email, contacto

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

telefónico, peso, altura, patologias e idade, como se pode ver na Figura 6.24. Com exceção da imagem de perfil, todos os outros dados vão ser guardados na Firebase associado ao email que está em uso.

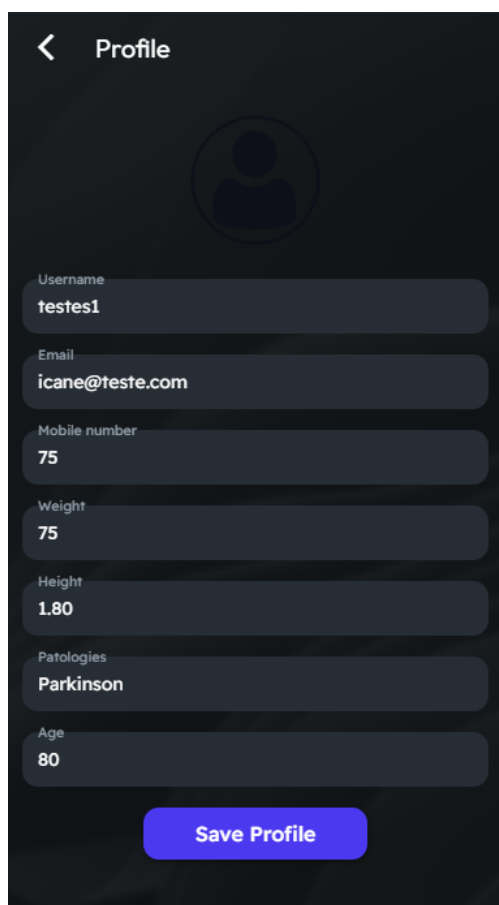
A screenshot of a mobile application's profile editing screen. The screen has a dark background. At the top left, there is a back arrow and the word "Profile". Below this is a circular placeholder for a profile picture. The form consists of several input fields, each with a label and a value: "Username" with "testes1", "Email" with "icane@teste.com", "Mobile number" with "75", "Weight" with "75", "Height" with "1.80", "Pathologies" with "Parkinson", and "Age" with "80". At the bottom center, there is a blue button labeled "Save Profile".

Figura 6.24: Janela para os dados de perfil do utilizador

Nesta janela, o botão "Save Profile" irá atualizar a base de dados com os dados inseridos, segundo o fluxo visível na Figura 6.25

- Action 1 - Ler os dados que foram colocados no formulário;
- Conditional Action 1 - Irá criar uma condição, onde assim temos duas alternativas para as duas possíveis situações, os dados já existem ou ainda não;
- Action 2 - Se os dados inseridos ainda não existem na base de dados da Firebase, irá ser criado o ficheiro para receber estes dados;
- Action 3 - Os dados inseridos no formulário vão ser enviados para a base de dados;
- Action 4 - Os dados inseridos no formulário vão ser enviados para a base de dados e substituir os que lá existiam;
- Action 5 - Termina o fluxo.

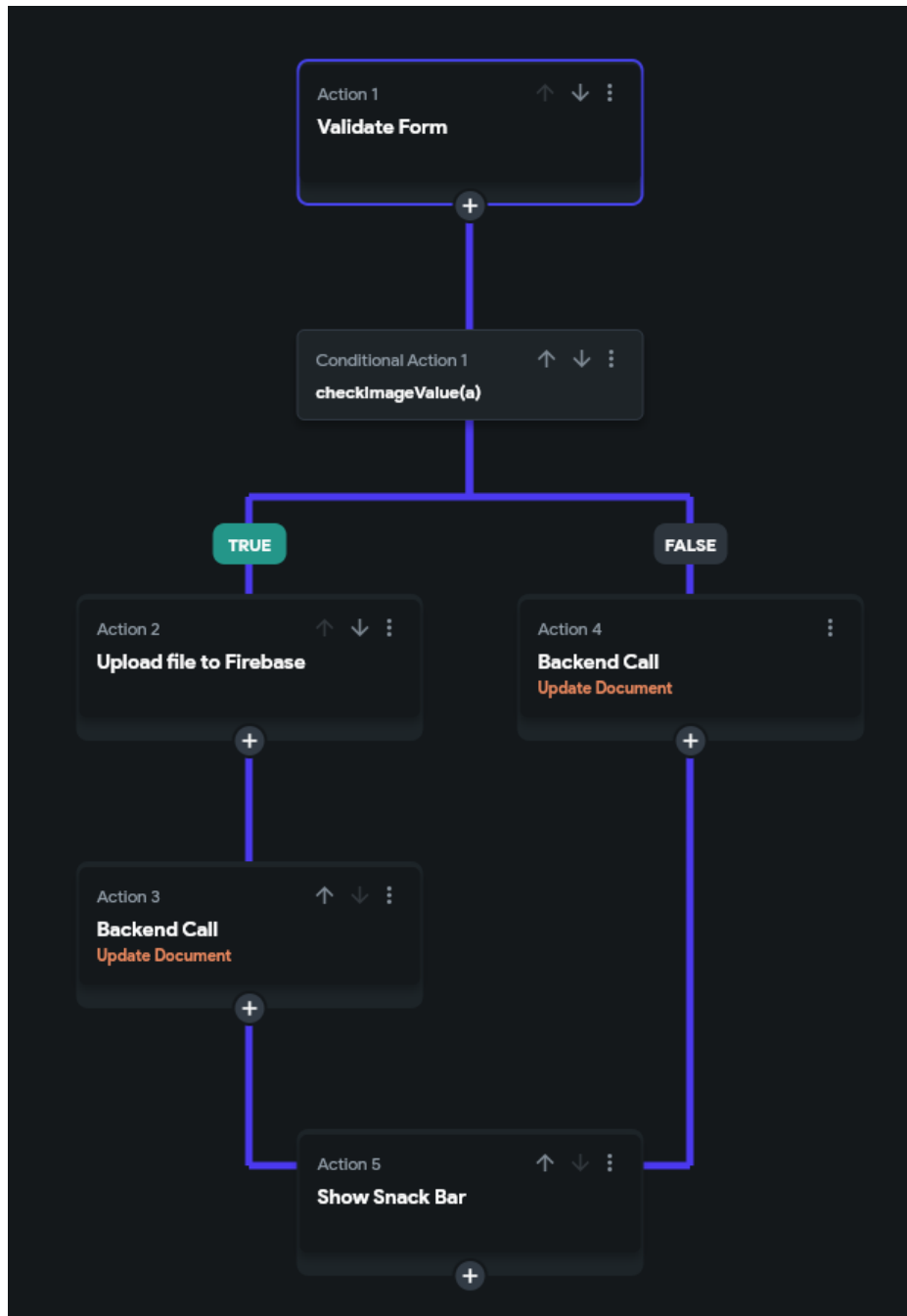


Figura 6.25: Fluxo de ações do botão *Save Profile*

6.2.4 Configurações em Firebase

A plataforma Firebase foi escolhida como a nossa base de dados pois permite não só guardar a informação de *login*, mas também outros dados de utilizador e de listas, que no nosso caso, será para os valores do IMU da bengala.

Assim sendo, podemos ver na Figura 6.26 os utilizadores com conta registada, a data de criação da conta e o seu último acesso à aplicação, e o ID da conta, sendo este o mais importante para ter acesso aos outros dados. Uma das contas tem que ser sempre *firebase@flutterflow.io* para permitir a ligação entre as duas plataformas.

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

Identificador	Provedores	Data de criação ↓	Último login	UID do usuário
firebase@flutterflow.io	✉	10 de abr. de 2025	10 de abr. de 2025	CHArxxQOVqRTrbJETMSylqYil...
icane@teste.com	✉	10 de abr. de 2025	10 de abr. de 2025	DdDdojVmvoRXmx8JS2sGAb...

Figura 6.26: Lista de utilizadores existentes atualmente

Na Figura 6.27 podemos ver dois separadores iniciais, o *history*, onde se podem visualizar os dados recebidos pelo IMU, e o *users*, onde se pode visualizar os dados de perfil inseridos na aplicação de Flutterflow. Na coluna do meio podemos verificar que estamos a consultar um ID específico, estando estes dados associados a esse utilizador.

(default)	users	DdDdojVmvoRXmx8JS2sGAbAlhmk1
+ Iniciar coleção	+ Adicionar documento	+ Iniciar coleção
history	DdDdojVmvoRXmx8JS2sGAbAlhmk1 >	+ Adicionar campo
users >		age: "80" created_time: 10 de abril de 2025 às 12:04:14 UTC+1 display_name: "testes1" email: "icane@teste.com" height: "1.80" pathologies: "Parkinson" phone_number: "75" photo_url: "" uid: "DdDdojVmvoRXmx8JS2sGAbAlhmk1" weight: "75"

Figura 6.27: Informação de perfil dos utilizadores

7 CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO

7.1 Conclusões

Na fase inicial deste projeto foi feito um estudo detalhado do ato da passada, de algumas das patologias associadas e das abordagens utilizadas para as mitigar.

Antes de proceder ao desenvolvimento de uma plataforma digital para ser integrado numa bengala e dar feedback personalizado, que constituía o objetivo principal deste projeto, foram elaborados e realizados inquéritos ao público alvo, que incluiu potenciais utilizadores e profissionais de saúde. A realização do inquérito tanto utilizadores de bengalas como a profissionais de saúde forneceu uma visão mais precisa das necessidades e dos requisitos que estes acham relevantes na bengala e na aplicação *smartphone* que a acompanha. Achamos que este estudo foi um dos pontos mais relevantes do projeto, porque permitiu estabelecer uma lista de prioridades a implementar.

O projeto prático desenvolvido não atingiu todos os objetivos desejados na componente *Hardware* e da aplicação para *smartphone*. No entanto, foi possível criar uma base robusta nestas duas áreas que permita a sua conclusão em um projeto futuro.

A configuração da base de dados da Firebase foi feita com o pacote gratuito desta plataforma. A programação do ESP32 para as novas funcionalidades desejadas foi atingida, nomeadamente a robusta deteção de quedas, que consideramos um ponto crítico para um utilizador de uma bengala devido à potencial fragilidade motora que poderá ter.

7.2 Propostas para Trabalho Futuro

Embora não tenha sido completada, a aplicação para *smartphone* desenvolvida em FlutterFlow já serve como uma boa base para uma futura utilização prática que acompanhe a bengala instrumentada. Infelizmente, devido a limitações do pacote gratuito da plataforma, muitas das funcionalidades que eram necessárias para completar esta aplicação foram impossíveis de implementar, mas existindo a possibilidade de avançar este projeto com um pacote mais completo, é possível completar esta aplicação e realizar casos de estudo práticos.

Também se propõe como trabalho futuro o desenvolvimento de uma aplicação que sirva apenas para os profissionais de saúde; mais direcionada ao acompanhamento e consulta dos dados do utilizador.

Desenvolvimento de plataforma para *feedback* personalizado

Propõe-se ainda como trabalho futuro, a montagem da bengala com a PCB de carga e a nova pega desenvolvidas com o display informativo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] S. Pereira, F. Coutinho, M. Silva, and J. Barreiros, "Instrumented canes for parkinson's disease: a survey of commercial and research solutions," in *2023 IEEE 7th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*, 2023, pp. 187–190.
- [2] S. Pereira, F. Coutinho, and M. Silva, "Implementação de uma interface homem-máquina para uma bengala instrumentada," in *Atas das Jornadas de Engenharia Biomédica*, 2024, pp. 45–46.
- [3] Jasmine, "Tornando-se humano: a evolução do bipedismo," Feb. 2025. [Online]. Available: <https://www.lifescienceart.com/pt/science/evolution/the-evolution-of-bipedalism-in-hominids/>
- [4] "Impotência do movimento humano." [Online]. Available: <https://1library.org/article/bipedalismo-surgimento-espécie-homo-importância-movimento-humano-história.8ydgk11y>
- [5] J. Massada, *Leandro - O Bipedismo no Homo Sapiens, Postura recente, nova patologia*.
- [6] L. Souza, "Fases da marcha humana - biomecânica da marcha," Feb. 2018. [Online]. Available: <https://praticandofisio.com/fases-da-marcha/>
- [7] "Marcha normal." [Online]. Available: https://anatomylab.class.virginia.edu/MSI/Lab06/PowerPointHandout_AandLLegandDFoot.pdf
- [8] D. de Castro, "Atáxica - pessoa com incoordenação e desequilíbrio," Apr. 2025. [Online]. Available: <https://drdiegodecastro.com/ataxica-pessoa-com-incoordenacao-e-desequilibrio/>
- [9] "Marcha parkinsoniana," Feb. 2020. [Online]. Available: https://maestrovirtuale.com/marcha-parkinsoniana-caracteristicas-e-tratamento/?expand_article=1&expand_article=1
- [10] "Marcha espástica." [Online]. Available: <https://www.famaz.edu.br/portal/wp-content/uploads/2017/08/01-EF-Qualitativo..pdf>
- [11] "Distúrbios da marcha," Dec. 2019. [Online]. Available: <https://maestrovirtuale.com/disturbios-da-marcha-tipos-sintomas-e-caracteristicas/>
- [12] "Tipos de marcha." [Online]. Available: <https://traumatologiaeortopedia.com.br/conhecimentos/marcha-patologica/>

- [13] “Tipos de passada.” [Online]. Available: <https://www.topdoctors.com.co/diccionario-medico/alteraciones-de-la-marcha-tratamiento/>
- [14] “Auxiliares de marcha.” [Online]. Available: <https://www.universosenior.com/news/tipos-de-marcha-e-auxiliares-de-marcha/>
- [15] A. Rocha, “Como escolher a melhor bengala inteligente.” [Online]. Available: <https://meitudodigital.com/como-escolher-a-melhor-bengala-inteligente/>
- [16] I. G. Fernandez, S. A. Ahmad, and C. Wada, “Inertial sensor-based instrumented cane for real-time walking cane kinematics estimation,” *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 20, no. 17, p. 4675, 2020. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/17/4675>
- [17] J. Wade, M. Beccani, A. Myszka, E. Bekele, P. Valdastrì, P. Flemming, M. de Riesthal, T. Withrow, and N. Sarker, “Design and implementation of an instrumented cane for gait recognition,” in *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, 2015, p. 5904–5909.
- [18] F. Mekki, M. Borghetti, E. Sardini, and M. Serpelloni, “Wireless instrumented cane for walking monitoring in parkinson patients,” in *2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. IEEE, 2017.
- [19] J. Haidar Ahmad, A. El-Asmar, R. Abi Zeid Daou, A. Hayek, and J. Boercsoek, “Design and implementation of an instrumented walking cane for detection of freezing of gait,” in *2021 IEEE 3rd International Multidisciplinary Conference on Engineering Technology (IMCET)*. IEEE, 2021, p. 125–129.
- [20] “Microcontroller esp32.” [Online]. Available: <https://www.espressif.com/en/products/devkits/esp32-devkit/overview>
- [21] K. Townsend, “Adafruit bno055 absolute orientation sensor,” abr 2015. [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-bno055-absolute-orientation-sensor/overview>
- [22] M. C. Limited, “Cob graphic oleds | oled displays uk - midas displays.” [Online]. Available: <https://tinyurl.com/3k8fuvx9>
- [23] “Célula de carga fx29k.” [Online]. Available: <https://tinyurl.com/y46zdfp4>
- [24] DfplayerMiniSkuDfr, “Dfplayer mini,” 2020. [Online]. Available: <https://www.farnell.com/datasheets/3161923.pdf>
- [25] “Bluetooth transmissor.” [Online]. Available: <https://coisasuteis.net/pt/accessorios/346-receptor-transmissor-audio-bluetooth-50-usb-jack-35mm-p-tv-pc-carro.html>

- [26] "Switch." [Online]. Available: <https://4donline.ihs.com/images/VipMasterIC/IC/ITWH/ITWHS00097/ITWHS00097-1.pdf?hkey=6D3A4C79FDBF58556ACFDE234799DDF0>
- [27] "Ltc4056-4.2 - linear li-ion charger with termination in thinsot." [Online]. Available: <https://tinyurl.com/3t9c5c7w>
- [28] W. contributors, "Arduino." [Online]. Available: <https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Arduino&oldid=65820309>
- [29] "Flutterflow." [Online]. Available: <https://www.flutterflow.io/product>
- [30] *Firebase*, Jun. 2024.
- [31] W. contributors, "Eagle," jun 2023. [Online]. Available: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=EAGLE_\(program\)&oldid=1161895678](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=EAGLE_(program)&oldid=1161895678)
- [32] —, "Freecad," jul 2023. [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=FreeCAD&oldid=1163766702>
- [33] S. Campbell, "Basics of the i2c communication protocol," fev 2016. [Online]. Available: <https://www.circuitbasics.com/basics-of-the-i2c-communication-protocol/>

ANEXOS

Anexo A - Cópia do Artigo [1]

Instrumented canes for Parkinson's Disease: a survey of commercial and research solutions

Simão Pereira
Polytechnic Institute of Coimbra
Coimbra Institute of Engineering
Coimbra, Portugal
Email: a21230077@isec.pt

Marco Silva
Polytechnic Institute of Coimbra
Coimbra Institute of Engineering
INESC Coimbra
Coimbra, Portugal
ORCID: 0000-0003-3142-1679

Fernanda Coutinho, *Member IEEE EMBS*
Polytechnic Institute of Coimbra
Coimbra Institute of Engineering
Institute of Systems and Robotics, University of Coimbra
Coimbra, Portugal
ORCID: 0000-0002-9693-2966

Jorge Barreiros
Polytechnic Institute of Coimbra, Coimbra Institute of Engineering
Coimbra, Portugal
NOVALINCS, NOVA University of Lisbon
Caparica, Portugal
ORCID: 0000-0002-5672-4468

Abstract—Instrumented canes have capabilities that allow them to provide functionalities beyond what a traditional cane can offer its user. This study presents a survey of existing instrumented canes, both of commercial and research nature. We identify the major types of features and functionalities offered by these canes, and also focus with particular interest on those offering capabilities aimed at improving the gait of Parkinson's patients, namely the provision of visual, auditory and tactile cues. We find that although special-purpose features dedicated to Parkinson's patients specific needs are commonly experimented with in research contexts, they are usually absent from commercially available solutions, which focus mainly on utility and emergency management features.

Index Terms—freezing of gait, Parkinson's disease, walk safety, walking cane

I. INTRODUCTION

Canes are important walking aids. They allow individuals with gait impairments, due to old age or some other condition such as Parkinson's disease, to achieve increased levels of mobility, with positive impact on their overall health, socialization and independence. While traditional canes provide only mechanical assistance and support during march, recently many commercial and academic solutions have been proposed that include sensors, electronics and networking capabilities to enhance the cane and provide new functionalities. These instrumented canes can offer additional benefits beyond being simple mechanical gait aid, and can contribute significantly to its user safety and quality of life. This is especially the case if the user has specific needs due to special conditions that might benefit from specialized care and features. Examples include canes targeting users suffering from Parkinson's disease, who can suffer from Freezing of Gait (FoG), a motor disability where the patient feels as if blocked on their gait, which can lead to unbalance and falling.

In this work we present an overview of instrumented walking canes, including both commercial and research solutions. While we explore general purpose canes, we also emphasize canes targeting users afflicted by Parkinson's disease.

II. FEATURES OF INSTRUMENTED WALKING CANES

In the course of our study, we have determined that the features of instrumented walking canes can be broadly grouped into four main categories.

A. General Purpose and Utility Features

These features provide generic quality-of-life upgrades, typically by integrating in the walking aid tools and instruments that help or are convenient for with daily use. Examples include:

- Radio, where the cane itself has a speaker and several controls which allow it to function as a radio;
- Lantern, usually on the front side of the cane with an angle that allows to easily see the next position for either the cane or the user feet;
- Mobile Phone, allowing the user to make or receive calls on the cane;

B. Emergency Support

These features are concerned with identifying emergency events and notifying the user's caretakers or emergency services that assistance may be required. Examples include:

- On-demand requests for assistance (*e.g.*, the user can press an emergency button that contacts emergency services or a care provider).
- Automated alarms that are triggered in specific circumstances (*e.g.*, when a fall is detected).
- GPS location services which, in the case of an emergency, can provide the location of a disoriented or lost user;

C. Monitoring and Data Collection

These features are mostly concerned with collecting usage data for ulterior purposes, such as research or real-time monitoring of health or gait parameters. These include exporting relevant data to external sources and providing real-time analysis of relevant information.

- Health Status Monitoring, including sensors to measure parameters such as temperature, heart rate or blood pressure.
- Gait analysis, including sensors that determine relevant gait parameters such as applied force, acceleration, angular velocity, and speed of gait;
- Data Export Capabilities, where the data can be sent to external sources for storage and future analysis and review;
- Live Analysis Features, allowing real-time inspection and feedback of the sensorial data;

D. Special-Purpose Assistance Features

These are features that are aimed at addressing the needs of users with a specific profile, namely users with specific pathologies (commonly Parkinson's Disease) or disabilities. In this category, we can include visual, auditory and tactile aids for improving the gait of users with Parkinson's Disease.

- Visual Aids, included on canes specifically dedicated with users with pathologies such as Parkinson's Disease, where the visual aid can assist the patient with the FoG effect;
- Auditory Aid, another alternative to assist with the FoG, that uses either simple sounds, or music, for gait improvement;
- Tactile Aid, also another technique to assist with the gait, in this case by vibrating slightly the cane's handle to force the patient to move.

III. INSTRUMENTED CANES

In this Section we provide a description of ten instrumented canes (Fig. 1). Some are available commercially, while others are described in research works and exist in prototype format.

A. Commercial Canes

Originating from a French company, "Dring" is a cane designed by the manufacturer Fayet, with the hardware component created by Dring [1]. This cane is mostly focused on the ability to request assistance for the user, when necessary, by a variety of means. This includes a button near the handle with the purpose to send a manual help request. It also has a fall detection system, that can detect if the user fell down while using the cane, and will appropriately notify the caregivers. It also includes an Artificial Intelligence system that, after a few weeks of use, will detect abnormal deviations from the standard user routine. The caregivers are informed so that they can check on the user. It also includes GPS that is activated remotely, so in the case of a fall, the caregivers can activate it and know where the user is. All this support system is locked behind a subscription fee of 19,90€ per month, besides the cost of the cane in itself.

"The Aid", a concept design by Egle Ugintaite, is also mostly focused on providing emergency support for the user [2]. In this concept cane, the caregiver can give real-time support to the user by means of a LED display on the cane handle. This cane can detect through the sensors on the handle if the heart rate or temperature of the user is reaching dangerous values, and sends this information to the caregiver. He may then request and send support to the location of the user, with the help of a GPS embedded on the cane.

"LaserCue" is not a cane by itself, but more like an add-on to one [3]. It consists in an accessory that can be placed on the leg of the cane, right below the handle, that is able to detect when the cane is touching the floor, causing a laser to appear in the location the user should place his foot. The placement of this laser can be adjusted beforehand, to fit the user gait more accurately. This results in a simple method that can assist the Parkinson's Disease users combat the FoG effect.

The Ten-Speed cane has a lantern that projects some light in front of the user feet, an alarm flashing light in case of an emergency. A small tag on the cane itself can store some information to assist the helper, and a small radio is incorporated on the handle [4].

The "CAN Go" cane can be considered a comfort cane [5]. This is a cane with the main feature being the incorporated phone on the handle, which allows not only the user to make an emergency call, it can also operate as a standard phone, making it possible to receive other calls on the handle. It includes a flashlight on the front and also has a GPS tracking system not only for emergency location purposes, but also to facilitate an activity tracking incentive to the user, that will register this information in a smartphone app. This cane also has a monthly subscription fee of 20\$ per month for most of its features.

B. Research Canes

In [6], F. Mekki *et al.* present us a cane that is focused mainly in the study of gait disorders, specially those found on patients with Parkinson's disease. This cane uses a strain gauge Wheatstone bridge system to monitor axial forces, and an Inertial Measurement Unit (IMU) to measure the movement, which will allow studying the patient ambulation during the gait. All these systems are integrated on a circuit board on the cane with Bluetooth capability, that will transmit the angle values of each axis, acceleration, gyroscope and force data to a LABView program, for an easier access. This information can be used to attempt to detect FoG events, which can help avoiding them by allowing the timely generation of an appropriate aiding cue. With these tests it was possible to assess that there are three parameters relevant for FoG detection, those being the stride time, the anterior-posterior cane movement and the axial force on the cane. It is important to note that this cane does not have any means to help with the FoG, since it's mostly focused on collecting data for enabling the development of FoG identification methods.

In [7], I. G. Fernandez *et al.* present a cane that is not focused on any specific type of ailment, but on the risk of

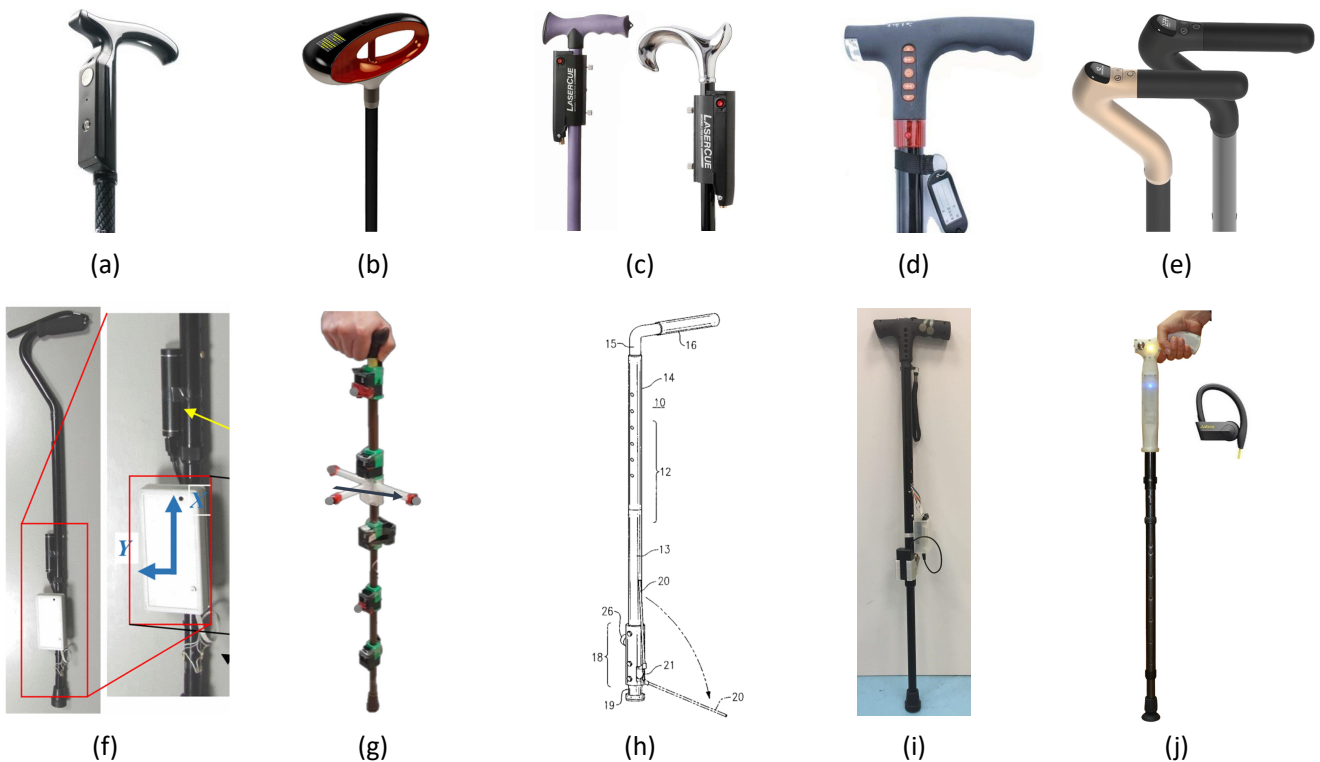


Fig. 1: Cane models. (a) The Dring cane [1]; (b) The Aid cane [2]; (c) The LaserCue cane [3]; (d) The Ten-speed cane [4]; (e) The Can-go cane [5]; (f) Prototype developed by Mekki *et al.* [6]; (g) Prototype developed by Fernandez *et al.* [7]; (h) Prototype developed by Aravantinos *et al.* [8]; (i) Prototype developed by Rajan *et al.* [9]; (j) Prototype developed by Ferreira *et al.* [10].

falling of mostly elderly patients, and means of detecting and preventing this. This is a simple cane where there were applied five IMU's to recreate a three-dimensional (3D) representation of the cane orientation and contact phase during the gait. With this it can be possible to extract the gait and balance parameters during both the gait and a possible fall. It was also done a test with a singular IMU to compare it to the collection of five, in order to determine the accuracy of a single one. Two tests were done, a first one to see the data saved during daily life activities, and a second one where there it was added an optical motion capture system equipped with eight infrared cameras, with the objective of validating the orientation estimated by the IMU's. Even though these tests were done with young subjects, all between twenty and thirty years, it was possible to determine that some of the factors that affect greatly the gait and balance of the users are the stride length, cane clearance and the cane reaction to force. This is again a cane not to help with the gait itself, but for studying gait characteristics and improving fall detection mechanisms.

In [8], D. Aravantinos and K. Aravantinos present a cane focused on patients with Parkinson's Disease. On this cane we can find a simple application of a known method that can assist with the FoG effect on these types of patients. It has a

simple spring system that when force is applied on the cane, will project a visual cue on the floor, guiding the placement of the patient foot. This indicator can take several forms, being in this case a semi-rigid strip that can be retracted.

In the cane described in [9], a national runner-up for the James Dyson Award, we can find the combined application of multiple approaches to counter the FoG, those being via visual cues, auditory cues and tactile cues. This cane uses force sensitive resistors on the handle and IMU's to detect when the FoG occurs. When it happens, it will send to the patient all types of sensory aid, being a laser on the floor to help him know where to place his foot, a beeping tone from the handle that will try to help him regain his rhythm, and a vibration motor on both the cane handle and on a strap-on cuff on his calf, working as well in a rhythmic manner. This cane is able to detect the FoG thanks to the sensors on the handle, and also from the IMU's, when they detect an increasing or large pressure on the handle oscillations due to the hand shaking that typically accompanies FoG.

A prototype cane, developed at the Polytechnic Institute of Coimbra, can provide assistance to PD patients, improving their gait pattern. This cane uses the rhythm from specific musics to help the patient resume and maintain his gait.

Musics can be chosen automatically by the cane system's software to be rhythmically similar to the patient's normal gait cadence, not only to correct their gait during a FoG, but to avoid it altogether [10]. It collects gait related data, such as acceleration, orientation and applied force, obtained from the IMU and a force sensor on the cane. Supporting software allows information to be collected, displayed in real time and stored in a database for future retrieval and analysis. Features currently under development include fall detection with notification to care-providers.

C. Comparison

Tables I and II present a synthesis of the features of the commercial canes and research canes, respectively.

TABLE I: Commercial Canes

Cane	Dring	The Aid	LaserCue	Ten-Speed	CAN Go
SOS Alarm	✓	✓		✓	✓
GPS	✓	✓			✓
Radio				✓	
Lantern				✓	✓
Phone					✓
Health Sensor		✓			✓
Price	129€ +20€/M	N/A	199\$	25,70€	399\$ +20\$/M

TABLE II: Research Canes

Cane	[6]	[7]	[8]	[9]	[10]
Movement Sensors	✓	✓		✓	✓
Real-Time Analysis	✓	✓			✓
Data Export	✓	✓		✓	✓
Visual Aid			✓	✓	
Auditory Aid				✓	✓
Tactile Aid				✓	

IV. ANALYSIS

Analysis of the characteristics of commercial canes reveals that they are highly focused on general purpose and utility features. Also priority to this class of canes are features that support detection and notification of emergency events. This is to be expected, as all these features provide clear, obvious and immediate value to the user. Some monitoring, data collection and extraction features are also present, but are less prominent and usually exist only to support to other more priority features, such as emergency support (e.g., identifying and providing the location of a user to a care provider during an emergency). In contrast, research canes are, for the most part, highly focused on supporting data collection and extraction for analysis. This information is used for purposes such as improving methods of detection of important events, such as falls or FoG. Many research canes are also focused on

exploring the use of specific purpose features that provide different types of cues to for assisting the march of the user and achieving a steady and safe gait.

Gait assistance for Parkinson's disease patients is an important feature, however there are not many commercial canes available for the general public serving this purpose, and most those that do exist, restrict themselves to the visual aid by the means of a laser cue on the floor. Although many such options and different types of cues have been studied in research canes, the absence of widespread distribution and also the absence of general purpose features and utilities and emergency features makes them unsuitable for general public use.

V. CONCLUSIONS

This research allowed us to identify and characterize the main features of instrumented canes, both of those commercially available and those used in a research environment. We can find that the commercial canes are mostly focused on utility and emergency response features, with few options being offered that include features specific for assisting the march of patients with specific pathologies, such as Parkinson's disease. This includes the use of visual, auditory and tactile cues, which are more often explored in research contexts. Because such canes are often prototypes without widespread availability, we find that the inclusion of such features in commercially available canes could be of high value to the target users.

REFERENCES

- [1] Dring, "La smartcane, la canne qui vous rassure!" <https://dring.io/11-canne-connectee-fayet>, 2017, last accessed on 2023-02-26.
- [2] Designboom, "Smart walking stick with built in sat nav for elderly by fu-jitsu," 2011, <https://www.designboom.com/design/smart-walking-stick-with-built-in-sat-nav-for-elderly-by-fujitsu/>, Last accessed on 2023-02-20.
- [3] UStep, "Lasercue," 2019, <https://www.ustep.com/lasercue/>, Last accessed on 2023-02-15.
- [4] F. Shop, "Ten-speed adjustable cane with light and radio alarm for the elderly," 2019, <https://flutter-shop.com/1271646/product/ten-speed-adjustable-cane-with-light-and-radio-alarm-for-the-elderly.html>, Last accessed on 2023-02-10.
- [5] C. Mobilities, "Can go - the world smartest walking cane," 2019, <https://can.co/>, Last accessed on 2023-02-27.
- [6] F. Mekki, M. Borghetti, E. Sardini, and M. Serpelloni, "Wireless instrumented cane for walking monitoring in parkinson patients," in *2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, 2017, pp. 414–419.
- [7] I. G. Fernandez, S. A. Ahmad, and C. Wada, "Inertial sensor-based instrumented cane for real-time walking cane kinematics estimation," *Sensors*, vol. 20, no. 17, p. 4675, Aug 2020. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.3390/s20174675>
- [8] D. Aravantinos and K. Aravantinos, "Visual stimulation cane for parkinson's disease sufferers," US Patent 6330888 B1, <https://patentimages.storage.googleapis.com/be/e3/27/ce90142f2fa507/US6330888.pdf>.
- [9] B. S. Rajan, Y. Haoyong, L. A. Poh, A. Narayan, and H. Yilin, "Parkinson smart cane," 2019, <https://www.jamesdysonaward.org/2018/project/parkinson-smart-cane/>, Last accessed on 2023-03-07.
- [10] M. Pereira, F. Coutinho, A. Carvalho, J. Barreiros, and M. Silva, "Dispositivo auxiliar de marcha musical inteligente para utilização de um doente com parkinson," PT Patent 115827, <https://inpi.justica.gov.pt/LinkClick.aspx?fileticket=JgHbyAXggz0%3D&portalid=6>.

Anexo B - Cópia do Artigo [2]

Implementação de uma Interface Homem-Máquina para uma Bengala Instrumentada

Simão Pereira¹, Fernanda Coutinho^{1,2} e Marco Silva¹

¹ Instituto Politécnico de Coimbra, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Portugal,

² Centro de Investigação em Gestão de Ativos e Engenharia de Sistemas (RCM2+), Instituto Politécnico de Coimbra, Portugal
a21230077@isec.pt; ffermaco@isec.pt; msilva@isec.pt

PALAVRAS-CHAVE: Auxiliar de marcha, *Parkinson*, Aplicação Android

RESUMO: Este artigo descreve, sumariamente, algumas fases do desenvolvimento de um auxiliar de marcha instrumentado com especial ênfase nas vertentes de desenvolvimento que envolvem a medição dos dados da marcha em tempo-real bem como a respetiva visualização numa aplicação mobile android.

1 INTRODUÇÃO

Os auxiliares de marcha são dispositivos projetados para ajudar pessoas com dificuldades de locomoção a caminhar com mais segurança, estabilidade e conforto. Esses dispositivos são utilizados por indivíduos que apresentam dificuldades para sustentar o peso do corpo, manter o equilíbrio ou realizar movimentos devido a lesões, doenças neurológicas, musculares, ortopédicas ou outras condições médicas, tal como a doença de *Parkinson* [1]. Existem diferentes tipos de auxiliares de marcha, cada um adequado para atender às necessidades específicas do utilizador. Os andarilhos e as bengalas são exemplos comuns.

Tendo por base um protótipo de uma bengala, neste artigo descreve-se o processo de desenvolvimento levado a cabo para dotar esse equipamento com uma interface homem-máquina apropriada capaz de recolher e armazenar informação de dados da marcha. Para isso, são apresentadas as soluções tecnológicas adotadas.

2 INVESTIGAÇÃO E OBJETIVOS

O trabalho publicado em [2] ilustra um estudo sobre as bengalas instrumentadas comerciais e bengalas protótipo para investigação. Nesse estudo, os autores concluíram quais as características e funcionalidades típicas que este tipo de equipamento possui. Tendo por base esse levantamento e os objetivos que se pretendem atingir em termos de interface homem-máquina, fez-se uma seleção sobre as grandezas a medir e monitorizar e que ferramentas de software poderiam ser utilizadas para o efeito.

Foram utilizadas várias ferramentas de software, nomeadamente o FreeCAD, o EAGLE, e a plataforma de desenvolvimento MIT App Inventor [3].

A Fig. 1 mostra um diagrama que ilustra como este sistema funciona e quais as ferramentas usadas para cada tarefa.



Fig. 1 Diagrama de blocos do software usado no sistema

3 DESENVOLVIMENTO DA BENGALA

A bengala foi projetada com base no microcontrolador ESP32, que combina um processador dual-core com conectividade Wi-Fi e Bluetooth integrados.

O segundo componente mais importante é um sensor inercial que nos permite medir a aceleração, a orientação e a velocidade angular. Além destes, também foi incluído um *display* gráfico que mostra dados da bengala. Adicionalmente, uma célula de carga permite medir a força exercida pelo utilizador. Vários destes componentes foram escolhidos tendo em consideração a sua capacidade de comunicação através do protocolo I²C, que permite a comunicação de dados de vários escravos a um único mestre [4], facilitando assim a recolha e transmissão da informação de vários sensores. O microcontrolador envia dados recolhidos dos sensores para a aplicação Android desenvolvida na plataforma App Inventor. Este software permite o desenvolvimento de aplicações recorrendo a uma linguagem de programação visual de alto nível baseada em blocos. A plataforma APP Inventor funciona com

duas vistas/visualizadores. A vista de desenho mostra a interface gráfica que o utilizador vê, e a vista de blocos é usada para desenvolver o programa associado recorrendo ao encadeamento de blocos de funções. Podemos ver estas duas vistas na Fig. 2, onde é ilustrado a interface da aplicação e os blocos relativos à recolha de dados do sensor inercial da bengala.

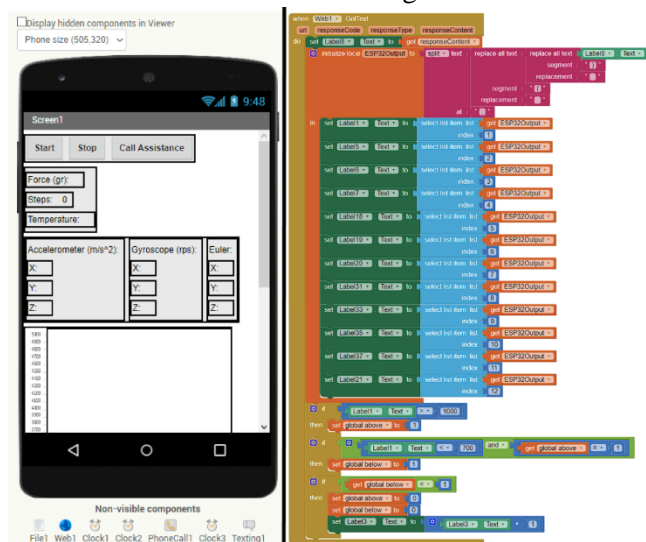


Fig. 2 Vista de desenho (esquerda) e vista de blocos (direita)

Nesta aplicação, o utilizador consegue visualizar os valores de aceleração, rotação e de Euler do paciente em tempo real, a força aplicada na bengala e outros dados relevantes para a passada deste. Inclui também botão de emergência que irá contactar um número pré-definido. Na Fig. 3 é possível observar um fluxograma que ilustra as tarefas desenvolvidas.

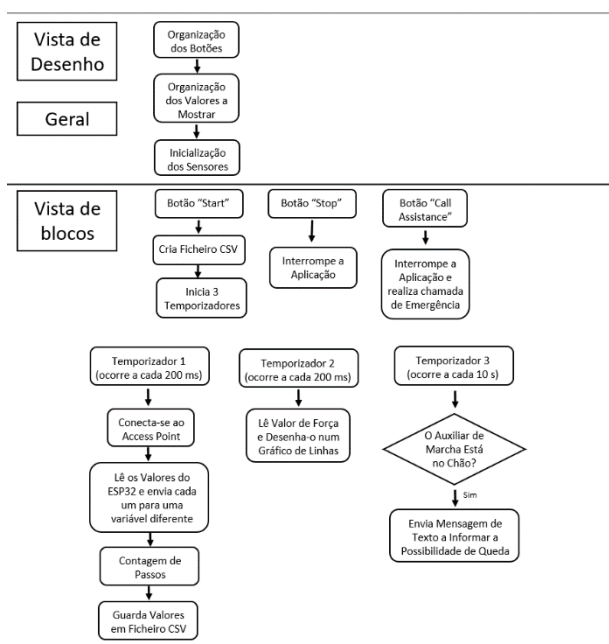


Fig. 3 Fluxograma do App Inventor

Os dados recolhidos são exportados para um ficheiro CSV, permitindo assim a criação de gráficos com estes dados onde se pode analisar a velocidade do utilizador e estabelecer um padrão da passada, o qual já se consegue verificar na Fig. 4, apenas com os valores de aceleração e de rotação do sensor inercial da bengala.

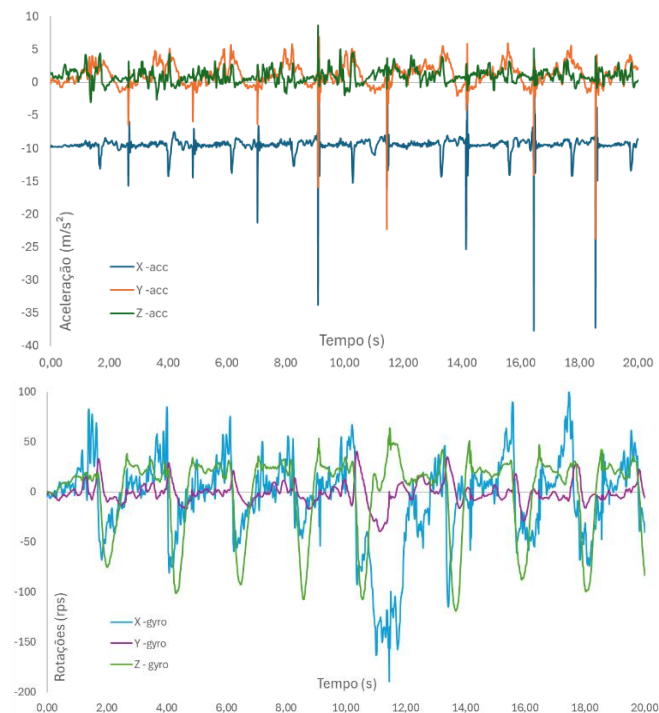


Fig. 4 Gráficos dos dados recolhidos da passada

4 CONCLUSÕES

A interface desenvolvida possibilita não só a leitura e exportação de dados da passada do utilizador, mas também dar feedback de parâmetros da marcha ao utilizador bem como ao profissional de saúde.

Estes dados podem auxiliar a detetar problemas de locomoção que seriam difíceis de identificar sem acompanhamento médico em tempo real.

REFERÊNCIAS

[1] A. D. Halli-Tierney, J. Luker J and D. G. Carroll, "Parkinson Disease," *Am Fam Physician*. 2020, 102(11), pp. 679-691.

[2] S. Pereira, F. Coutinho, M. Silva, and J. Barreiros, "Instrumented canes for parkinson's disease: a survey of commercial and research solutions," in *2023 IEEE 7th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*, 2023, pp. 187-190.

[3] MIT App Inventor, "Get Started" [Online]. Available: <https://appinventor.mit.edu/explore/get-started>. [Accessed: April 27, 2024].

[4] S. Campbell, "Basics of the i2c communication protocol," fev 2016. [Online]. Available: <https://www.circuitbasics.com/basics-of-the-i2c-communication-protocol/>. [Accessed: February, 2024].

Anexo C - Inquérito realizado aos Profissionais de Saúde

Identificação de características relevantes para monitorizar a marcha utilizando um auxiliar de marcha

Este inquérito é realizado no âmbito de uma Tese do Mestrado em Instrumentação Biomédica do ISEC.

O inquérito pretende aferir, sobre o ponto de vista do profissional de saúde, quais as características mais relevantes para serem incluídas numa aplicação para smartphone e que pretende acompanhar em tempo real o padrão de marcha de um utilizador que usa uma bengala como auxiliar de marcha.

Adicionalmente também se pretende aferir a relevância de algumas das características deste auxiliar de marcha, na perspectiva do profissional de saúde.

* Indica uma pergunta obrigatória

1. 1. Género *

Marcar apenas uma oval.

- Masculino
- Feminino
- Prefiro não dizer
- Outro(s)

2. 2. Idade *

Marcar apenas uma oval.

- Entre 18 e 25
- Entre 26 e 40
- Entre 41 e 55
- Entre 56 e 70
- Acima de 71

3. 3. Anos de atividade profissional *

Marcar apenas uma oval.

- Entre 0 e 5
- Entre 6 e 10
- Entre 11 e 20
- Entre 21 e 30
- Acima de 31

4. 4. Declaro o meu consentimento para o tratamento dos dados fornecidos neste inquérito, de acordo com os efeitos previstos no artigo 13.º do Regulamento Geral de Proteção de Dados (EU) 2016/679 do P.E e do Conselho de 27 de abril (RGPD). Os dados fornecidos destinam-se a ser tratados, exclusivamente, para o estudo em questão e não serão partilhados com terceiros. *

Marcar apenas uma oval.

- Sim
- Não

5. Quão relevante considera as seguintes características para visualizar na aplicação para smartphone?

A aplicação pretende monitorizar a marcha do utilizador, podendo não só recolher dados do padrão de marcha mas também dar recomendações de boas práticas para a utilização do auxiliar de marcha

5. 5.1. Caracterização do perfil do utilizador *

Marcar apenas uma oval por linha.

	Nada relevante	Relevante	Bastante relevante	Sem opinião
Idade	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Peso	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Altura	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Patologias	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

6. 5.2. Indicador da correta ou incorreta utilização do auxiliar de marcha *

Marcar apenas uma oval por linha.

	Nada relevante	Relevante	Bastante relevante	Sem opinião
Força exercida sobre o auxiliar de marcha	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Inclinação do auxiliar de marcha em relação ao utilizador	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

11. 5.6. Outro(s). Quais?

6. Quão relevante considera as seguintes características para incorporar no auxiliar de marcha?

12. 6.1. Capacidade para detetar a queda *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Nad Bastante relevante

13. 6.2. Capacidade para iluminar a base do auxiliar de marchar (aumentar a visibilidade de onde se coloca a base do auxiliar de marcha) *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Nad Bastante relevante

14. 6.3. Possuir um display na pega, para visualizar informação *

Marcar apenas uma oval.

Sim

Não

15. 6.4. Outras sugestões? Quais?

7. Que conteúdo considera relevante mostrar ao utilizador no display da bengala?

20. 7.5. Distância percorrida *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Nad Bastante relevante

21. 7.6. Tempo de utilização *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Nad Bastante relevante

22. 7.7. Outro(s). Quais?

Este conteúdo não foi criado nem aprovado pela Google.

Google Formulários

Anexo D - Inquérito realizado aos Utilizadores de Bengalas

Identificação de características relevantes da marcha (utilizando uma bengala) e sua visualização no telemóvel

Este inquérito é realizado no âmbito de uma Tese do Mestrado em Instrumentação Biomédica do ISEC.

O inquérito pretende determinar, sobre o ponto de vista do utilizador da bengala, quais as características mais relevantes para serem incluídas numa aplicação de telemóvel que pretende acompanhar em tempo real o padrão de marcha de um utilizador que usa uma bengala como auxiliar de marcha.

Adicionalmente também se pretende determinar a relevância de algumas das características desta bengala, na perspectiva do utilizador.

** Indica uma pergunta obrigatória*

1. 1. Género *

Marcar apenas uma oval.

- Masculino
- Feminino
- Prefiro não dizer
- Outro(s)

2. 2. Idade *

Marcar apenas uma oval.

- Abaixo de 40
- Entre 41 e 50
- Entre 51 e 60
- Entre 61 e 70
- Entre 71 e 80
- Entre 81 e 90
- Acima de 91

3. Há quantos anos usa uma bengala? *

Marcar apenas uma oval.

- Entre 0 e 5
- Entre 6 e 10
- Entre 11 e 20
- Entre 21 e 30
- Acima de 31

4. Declaro o meu consentimento para o tratamento dos dados fornecidos neste inquérito, de acordo com os efeitos previstos no artigo 13.º do Regulamento Geral de Proteção de Dados (EU) 2016/679 do P.E e do Conselho de 27 de abril (RGPD). Os dados fornecidos destinam-se a ser tratados, exclusivamente, para o estudo em questão e não serão partilhados com terceiros.

Marcar apenas uma oval.

- Sim
- Não

5. Quão relevante considera as seguintes características para visualizar na aplicação para telemóvel?

A aplicação pretende monitorizar a marcha do utilizador, podendo não só recolher dados do padrão de marcha mas também dar recomendações de boas práticas para a utilização da bengala

5. 5.1. Perfil do utilizador *

Marcar apenas uma oval por linha.

	Nada relevante	Relevante	Bastante relevante	Sem opinião
Idade	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Peso	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Altura	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Patologias	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

6. 5.2. Indicador da correta ou incorreta utilização da bengala *

Marcar apenas uma oval por linha.

	Nada relevante	Relevante	Bastante relevante	Sem opinião
Força exercida na bengala	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Inclinação da bengala em relação ao utilizador	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

11. 5.6. Outro(s). Quais?

6. Quão relevante considera as seguintes características para incorporar na bengala?

12. 6.1. Capacidade para detetar a queda *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Nad Bastante relevante

13. 6.2. Capacidade para iluminar a base da bengala (aumentar a visibilidade de onde se coloca a base da bengala) *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Nad Bastante relevante

14. 6.3. Possuir um pequeno ecrã na pega da bengala, para visualizar informação *

Marcar apenas uma oval.

Sim *Avançar para a pergunta 16*

Não

15. 6.5. Outras sugestões? Quais?

7. Que conteúdo gostaria de ver no ecrã da bengala?

20. 7.5. Distância percorrida *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Nad Bastante relevante

21. 7.6. Tempo de utilização *

Marcar apenas uma oval.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Nad Bastante relevante

22. 7.6. Outro(s). Quais?

Este conteúdo não foi criado nem aprovado pela Google.

Google Formulários



**Instituto Superior
de Engenharia**

Politécnico de Coimbra