

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Análise da Duração do Ciclo de Marcha com recurso a *Wearable Sensor* baseado nas tecnologias LiDAR e IoT

Bruna Marta Alves Simões
(Licenciada em Ortoprotesia)

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores:

Doutor Alessandro Fantoni
Doutor João Ramos da Costa
Mestre Especialista José Pedro Fulgêncio Matos

Júri:

Presidente: Doutor Manuel José de Matos
Vogais: Doutor Mário José Gonçalves Cavaco Mendes
Doutor Alessandro Fantoni

Outubro de 2025

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Análise da Duração do Ciclo de Marcha com recurso a *Wearable Sensor* baseado nas tecnologias LiDAR e IoT

Bruna Marta Alves Simões
(Licenciada em Ortoprotesia)

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores:

Doutor Alessandro Fantoni (ISEL)
Doutor João Ramos da Costa (ISEL)
Mestre Especialista José Pedro Fulgêncio Matos (ESTeSL)

Júri:

Presidente: Doutor Manuel José de Matos (ISEL)
Vogais: Doutor Mário José Gonçalves Cavaco Mendes (ISEL)
Doutor Alessandro Fantoni (ISEL)

Outubro de 2025

Agradecimentos

Este trabalho representa a conclusão de uma etapa acadêmica desafiante, enriquecedora e de constante aprendizagem. Este percurso não teria sido possível sem o contributo e apoio de várias pessoas, às quais presto, o meu reconhecimento.

Ao Professor Alessandro Fantoni, pela paciência, disponibilidade permanente e pela prontidão com que sempre me apoiou em todas as fases deste trabalho. Ao Professor José Pedro Matos, uma referência académica e pessoal, cuja orientação, experiência e envolvimento constante foram fundamentais no desenvolvimento deste projeto. Ao Professor João Costa, pelo acompanhamento atento, disponibilidade e pelas contribuições relevantes que enriquecem esta dissertação.

Aos colegas que me acompanharam neste percurso, em especial ao Diogo Ricardo pela motivação e incentivo no progresso deste trabalho.

À Susana Barbosa e ao Paulo Castanheira pelo apoio e disponibilidade ao longo do caminho.

À minha família, a base de tudo o que sou, - às minhas avós, aos meus tios, primos, cunhada e sogra - pelo carinho, compreensão e apoio incondicional. Em especial, ao meu irmão e à minha mãe, cuja presença e força tornaram possível cada passo deste caminho, como todos os outros até aqui. Aos meus avós e ao meu Pai, a memória e valores que me transmitiram acompanharam-me e inspiraram ao longo deste caminho.

Ao meu amor, que me acompanhou com amor e apoio incondicional, por acreditar sempre, com paciência e carinho nos momentos bons e nos de maior dificuldade. Por tornar o caminho mais leve, sempre.

A todos, o meu mais sincero obrigada!

Declaração de integridade

Declaro que esta dissertação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes listadas nas referências bibliográficas foram consultadas e estão devidamente mencionadas no texto. Mais declaro que todas as referências científicas e técnicas relevantes para o desenvolvimento do trabalho estão devidamente citadas e constam das referências bibliográficas.

O autor

A prescrição e avaliação de próteses do membro inferior baseiam-se predominantemente em critérios empíricos e subjetivos, podendo resultar na aplicação de próteses não otimizadas às necessidades individuais dos utentes, contribuindo para o desperdício de recursos e elevados custos para os sistemas de saúde. A falta de acesso a Instrumentos de Medição e Avaliação limita a tomada de decisão baseada em evidência, bem como a implementação de intervenções individualizadas e sustentáveis.

A marcha assimétrica está associada a custos energéticos elevados, desgaste articular precoce devido à maior solicitação do membro contralateral, ao alinhamento incorreto das próteses e à sua adaptação inadequada. A análise objetiva depende geralmente de equipamentos complexos, volumosos ou dispendiosos, dificultando a sua aplicação em contextos clínicos do dia-a-dia.

Este estudo propõe um dispositivo *wearable* baseado num sensor LiDAR, um microcontrolador e o recurso a tecnologias IoT, para uma avaliação quantitativa dos parâmetros da marcha, nomeadamente a duração do ciclo de marcha e a simetria dos membros inferiores. Como prova de conceito os testes foram realizados com o sensor TF mini-S LiDAR e o microcontrolador Arduino Nano RP2040 Connect. O sensor, posicionado na face interna da perna, deteta a fase do apoio médio – momento em que o membro contralateral cruza o plano sagital. Combinado com o Arduino Nano RP2040, o sistema processa dados em tempo real, calculando a Duração do Ciclo de Marcha e quantificando assimetrias entre os membros inferiores, através do Índice de Simetria e da Razão de Simetria.

O dispositivo, de dimensões reduzidas, incorpora conectividade Wi-Fi e tecnologias IoT, permitindo a transmissão, controlo e visualização remota dos dados no Arduino Cloud. Visa a avaliação objetiva contínua em ambientes não laboratoriais, o suporte a decisões clínicas, a seleção de componentes protésicos e a promoção da sustentabilidade dos sistemas de saúde, melhorando a qualidade de vida dos amputados e definindo padrões de reabilitação baseados em evidência e acessibilidade.

Palavras-chave: Duração do Ciclo de Marcha, Simetria da marcha, LiDAR, IoT, Wearable sensor

The prescription and evaluation of lower limb prostheses are predominantly based on empirical and subjective criteria, which may result in the use of prostheses not optimized for individual patient needs, contributing to resource waste and high healthcare costs. The lack of access to measurement and evaluation tools limits evidence-based decision-making and the implementation of custom-made, sustainable interventions.

Asymmetric gait is associated with high energy expenditure, premature joint wear due to increased load on the contralateral limb, and with incorrect alignment and inadequate adaptation of prostheses. Objective analysis typically depends on complex, bulky, and expensive equipment, which limits its application in daily clinical settings.

This study proposes a wearable device integrating a LiDAR sensor, a microcontroller and IoT technologies, to provide quantitative evaluation of gait parameters such as gait cycle duration and lower limb symmetry. As a proof of concept, tests were performed with the TF mini-S LiDAR sensor and the Arduino Nano RP2040 Connect microcontroller. The TF mini-S LiDAR sensor is positioned on the medial side of the leg and detects the mid-stance phase—when the contralateral limb crosses the sagittal plane. Combined with the Arduino Nano RP2040 Connect, the system processes real-time data to calculate gait cycle duration and quantify asymmetries between the left and right lower limbs using the Symmetry Index and Symmetry Ratio.

This combination enables the development of a compact device featuring Wi-Fi connectivity and IoT technologies for remote data transmission, control, and visualization via the Arduino Cloud Dashboard. The device offers a solution for evaluating objective metrics, allowing continuous monitoring in non-laboratory environments, supporting clinical decisions with quantifiable data, aiding prosthetic component selection, and promoting health system sustainability. The technology aims to enhance amputees' quality of life and to set rehabilitation standards by prioritizing evidence-based practice, accessibility, and treatments tailored to the specific needs of each individual.

Keywords: Gait Cycle Duration, Gait Symmetry, LiDAR, IoT, Wearable sensor

Lista de abreviaturas

6MWT – 6 Minute Walk Test
ADC – Analog to Digital Converter
ALU – Arithmetic Logic Unit
AMP – Amputee Mobility Predictor
AMPRO – Amputee Mobility Predictor with Prosthesis
APSD – Automatic Power Save Delivery
CPU – Central Processing Unit
CSV – Comma-Separated Values
DCM – Duração do Ciclo de Marcha
DMA – Direct Memory Access
EEPROM – Extra-Laboratory Gait Assessment Method
ELGAM – Electrically Erasable Read-Only Memory
FOV – Field of View
FSR – Force Sensing Resistor
FWHM – Full Width at Half Maximum
GARs – Gait Abnormality Rating Scale
GND – Terminal terra
GPIO – General-Purpose Input/Output
GPS – Global Positioning System
I²C – Inter-Integrated Circuit
ICSP – In-Circuit Serial Programming
IMA – Instrumento de Medição e Avaliação
IMU – Inertial Measurement Unit
IoT – Internet of Things
LCI - Locomotor Capability Index
LED – Light Emitting Diode
LiDAR – Light Detection and Raging
LSB – Least Significant Bit
MEMS – Micro-Electro-Mechanical-Systems
MSB – Most Significant Bit
OTA – Over-the-Air
PEQ – Evaluation Questionnaire – Mobility Scale
POMA – Performance Oriented Mobility Assessment
PWM – Pulse-Width Modulation
QSPI – Quad Serial Peripheral Interface
RAM – Random Access Memory
ROM – Read-Only Memory
Rx – Terminal de recepção de dados
SI – Symmetry Index
SPADs – Single-Photon Avalanche Diodes
SPI – Serial Peripheral Interface
SR – Symmetry Ratio
SRAM – Static Random Access Memory
TCSPC – Time-Correlated Single Photon Counting
ToF – Time of Flight
TUG – Time Up and Go
Tx – Terminal de transmissão de dados
UART – Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
USB – Universal Serial Bus
VCC – Voltage at the Common Collector
VCSEL – Vertical-Cavity Surface-Emitting Laser
ViN – Voltage Input

Agradecimentos	II
Resumo.....	VI
Abstract.....	VII
Lista de abreviaturas	VIII
Índice de figuras.....	XII
Índice de tabelas	XV
1.Introdução	1
1.1 Contextualização do tema	1
1.2 Objetivos	3
1.3 Estrutura e Organização.....	4
2. Enquadramento Teórico	7
2.1 Marcha	7
2.1.1 Ciclo de marcha	8
2.1.2 Simetria da marcha	10
2.1.3 Duração do Ciclo de Marcha	12
2.2 Amputação e Protetização	14
2.2.1 Causas e classificação da amputação.....	14
2.2.2 Níveis de amputação e implicações funcionais.....	15
2.2.3 Avaliação do Paciente e Prescrição da prótese	16
2.2.4 Prótese do membro inferior	18
2.2.5 Marcha dos amputados do membro inferior	20
2.3 Métodos de Avaliação Funcional	21
2.3.1 Análise de marcha.....	23
2.3.1 Métodos de avaliação existentes.....	24
2.4 Sensores	26
2.4.1 Tipos de sensores e princípios de funcionamento	26

2.4.2	Light Detection and Ranging (LiDAR)	30
2.4.3	<i>Wearable Sensors</i>	36
2.4.4	Internet of Things (IoT)	39
2.5	Microcontroladores e Plataformas de desenvolvimento	41
2.5.1	Tipos de microcontroladores e placas de desenvolvimento	42
2.5.2	Arduino e Plataforma Arduino Cloud	45
3.	Metodologia.....	49
3.1	Algoritmo do sensor	49
3.2	Especificação dos dispositivos utilizados.....	50
3.2.1	Sensores.....	50
3.2.2	Placas de desenvolvimento	51
3.3	Desenvolvimento e programação do dispositivo	53
3.3.1	Versão inicial do dispositivo	53
3.3.2	Versão final do dispositivo	58
4.	Resultados e Discussão	65
4.1	Desempenho do dispositivo.....	80
4.2	Validação Futura e Testes Clínicos	86
5.	Conclusões	89
6.	Referências Bibliográficas	93
7.	Anexos	103
Anexo 1	103
Anexo 2	107
Anexo 3	110
Anexo 4	114
Anexo 5	118
Anexo 6	123
Anexo 7	125
Anexo 8	128

Anexo 9.....	131
--------------	-----

Índice de figuras

Figura 1 - Fases e sub-fases do ciclo de marcha. (Retirado de Moon, 2016)	9
Figura 2 - Parâmetros da marcha (Retirado de Zhu, 2015)	10
Figura 3 - Níveis de amputação (Retirado de Seymor, 2002)	15
Figura 4 - Princípio básico do funcionamento do LiDAR (Retirado de Sabib, 2021)	30
Figura 5 - Esquema de funcionamento do sistema LiDAR (Retirado de Mehendale & Neoge, 2020).....	31
Figura 6 - LiDAR 2D 360° modelo A1M8 (Retirado de Mehendale & Neoge, 2020).....	32
Figura 7 - Sensor VL53L0X (Retirado de Gutierrez-Villalobos et al., 2017)	34
Figura 8 - Lidar Lite v3 (Retirado de Ayala et al., 2018).....	35
Figura 9 - TF mini S LiDAR (Retirado de Benewakw, 2019)	36
Figura 10 - Lente de contacto para medição de glicose no sangue (Retirado de Heikenfeld et al., 2018).....	37
Figura 11 - Wearable sensors (Retirado de Xue et al, 2024)	39
Figura 12 - Arduino Uno (Retirado de Arduino, 2025).....	46
Figura 13 - Arduino Nano RP2040 Connect (Retirado de Arduino,2025)	47
Figura 14 - Evento da marcha detetado pelo dispositivo (Adaptado de Moon, 2016).....	50
Figura 15 - Esquema de conexão do Arduino Uno e TF mini S LiDAR (Fonte própria).....	54
Figura 16 - Monitor Série do Arduino IDE (Fonte própria).....	55
Figura 17 - Monitor Série com dados da duração entre "beeps" (Fonte própria).....	55
Figura 18 - Análise periódica de tempo entre "beeps" (Fonte própria).....	56
Figura 19 - Armazenamento em CSV dos dados de intervalos de "beeps" alternados (Fonte própria).....	56
Figura 20 - Gráfico obtido de tempo entre "beeps" alternados (Fonte própria)	57
Figura 21 - Tabela obtida de tempo entre "beeps" alternados em ms (Fonte própria).....	57
Figura 22 - Conexão Arduino Nano RP2040 Connect e TF mini S LiDAR (Fonte própria)	58
Figura 23 – Painel de controlo criado no ArduinoCloud (Fonte própria).....	61

Figura 24 - Conexão Arduino Nano RP2040 Connect e GY 53 VL53L0X (Fonte própria).....	62
Figura 25 - Dispositivo colocado no utente (Fonte própria).....	66
Figura 26 - Protótipo do wearable sensor desenvolvido (Fonte própria).....	66
Figura 27 - Vista do Painel de Controlo no telemóvel (Fonte própria).....	67
Figura 28 - Vista do Painel de Controlo no computador (Fonte própria).....	68
Figura 29 - Resumo da Análise de Marcha do Relatório gerado pelo dispositivo (Fonte própria)	68
Figura 30 - Gráfico de Simetria da Marcha obtido no Relatório gerado pelo dispositivo (Fonte própria).....	69
Figura 31 - Arduino Uno R3 e TF mini S LiDAR / Arduino Nano RP2040 Connect e TF mini S LiDAR.....	71
Figura 32 - Versão do dispositivo com o Arduino Nano RP2040 e o sensor GY53 VL53L0X	72
Figura 33 - Análise espectral TF mini S LiDAR realizada com recurso ao programa ThorSpectra (Fonte própria).....	73
Figura 34 - Análise Espectral do GY 53 VL53L0X com recurso ao programa ThorSpectra (Fonte própria).....	74
Figura 35 - Serial Monitor durante o teste de deteção de objetos dentro do intervalo de 0 a 20 cm (Fonte própria).....	75
Figura 36 - Gráfico de Simetria da Marcha obtido no Relatório gerado pela versão GY53 VL53L0X (Fonte própria).....	76
Figura 37 - Teste de Frequência de Amostragem por fotodeteção (Fonte própria).....	77
Figura 38 - Frequência de amostragem TF mini S LiDAR (Fonte própria).....	77
Figura 39 - Frequência de amostragem GY53 VL53L0X (Fonte própria).....	78
Figura 40 - Gráfico da DCM na marcha rápida (Fonte própria – Anexo 6).....	81
Figura 41 - Gráfico DCM em velocidade típica de adultos saudáveis(Fonte própria – Anexo 7)	81
Figura 42 - Gráfico da DCM na marcha lenta (Fonte própria - Anexo 8).....	82
Figura 43 - Primeiro apoio médio detetado para determinação da DCM (Fonte própria)	83
Figura 44 - Segundo apoio médio detetado para determinação da DCM (Fonte própria).....	83

Figura 45 - Painel de controlo ativo em simultâneo com a captura do vídeo (Fonte própria)
.....84

Índice de tabelas

Tabela 1 - Nível de atividade – Escala Medicare	17
Tabela 2 - Componentes e funções do protótipo	65
Tabela 3 - Comparação dos dados obtidos com o wearable sensor desenvolvido e o software Kinovea – Membro inferior esquerdo.....	84
Tabela 4 - Comparação dos dados obtidos com o wearable sensor desenvolvido e o software Kinovea – Membro inferior direito.....	85
Tabela 5 - Valores médios da DCM e Simetria da marcha.....	86

1.1 Contextualização do tema

Atualmente a prescrição de próteses do membro inferior é baseada no conhecimento empírico. Apesar de existirem variadas opções de componentes protésicos, os critérios de prescrição são maioritariamente baseados na experiência subjetiva dos médicos, terapeutas e ortoprotésicos. Da mesma forma, a avaliação da funcionalidade de uma prótese, também é baseada na experiência subjetiva. Quando estas próteses são fornecidas por terceiros (hospitais e seguradoras) há necessidade de justificar as prescrições, a funcionalidade da prótese e as melhorias na vida das pessoas, devido ao custo financeiro que as próteses têm para estas entidades (Linde et al., 2004). O aumento da expectativa de vida leva também a um aumento dos custos das protetizações, tanto pelo crescimento do número de amputados como pelo aumento da morbilidade, a inovação tecnológica associada ao processo e consequentemente um aumento dos custos para os governos e terceiros pagadores, tornando-se necessário evitar erros de prescrição que levam a desperdícios de recursos. As disfunções da marcha têm grandes implicações a nível individual, social e económico (Matos, 2014), especialmente na população de amputados uma vez que estão mais propensos a desenvolver complicações como dores nas articulações, osteoartrite, lombalgia crónica e doenças vasculares (Gaunard et al., 2020). Tais condições podem contribuir para o isolamento social, aumentar a dependência de terceiros e levar ao aumento dos custos de cuidados de saúde. Uma reabilitação adequada melhora não só a funcionalidade individual, mas também tem um impacto positivo na sociedade, reduzindo a carga económica associada (Matos, 2014).

Devido a fatores como os descritos, as decisões em saúde devem ser tomadas com base em evidência científica (Gholizadeh et al., 2012). No caso da protetização, os componentes deverão ser aplicados de forma consciente, sustentada e fundamentada numa base científica (Linde et al., 2004). Para que os elementos da equipa disciplinar (médicos, ortoprotésicos, etc.) possam tomar uma decisão devidamente fundamentada relativa ao processo reabilitativo (encaixe, suspensão e restantes componentes da prótese), é essencial recorrer a Instrumentos de Medição e Avaliação. Estas ferramentas permitem recolher dados objetivos relativamente à eficiência da prótese, avaliando tanto a perceção do utente como a funcionalidade do dispositivo, incluindo o seu alinhamento e componentes (Matos, 2014).

Através da aplicação de diversos IMA's disponíveis no estado d'arte, é possível medir diversas variáveis relevantes, entre as quais o gasto energético durante a marcha. Este parâmetro quando reduzido, aproxima-se dos padrões de uma marcha normal e pode ser relacionado com a simetria da passada. Uma marcha assimétrica requer um maior consumo energético e maior solicitação de um dos membros, o que reforça a importância de recorrer a sensores capazes de detetar essa assimetria. Os dados obtidos permitem identificar distúrbios na marcha e, com base nisso, ajustar a reabilitação de modo a promover maior simetria e eficiência no padrão de marcha, entre outros indicadores que a simetria pode revelar (Matos, 2014).

As características biomecânicas da marcha normal envolvem o movimento coordenado da pélvis, ancas, joelhos e tornozelo, assegurando uma locomoção estável e minimizando esforço. A marcha do amputado, por outro lado, pode manifestar desvios nestas interações, influenciado por diversos fatores fisiológicos e biomecânicos que levam a instabilidades e ao aumento do gasto energético (Webster & Darter, 2019). Estes desvios são muitas vezes, ações compensatórias que ocorrem durante a sua marcha, os quais poderão estar relacionadas com deficiências do próprio sujeito (contracturas articulares, fraqueza muscular, hipersensibilidade), ou com a prótese (alinhamento incorreto, encaixe mal-executado e adaptado, escolha incorreta de componentes e materiais), o que irá contribuir para a alteração do padrão de marcha (Matos, 2014), a sua identificação e consequente correção pode diminuir ou corrigir os efeitos a longo prazo na saúde dos amputados do membro inferior, associados à amputação, e assim melhorar a mobilidade e o bem-estar geral (Clemens et al., 2020). Ao utilizarmos um IMA, podemos detetar essa alteração, que acontece como consequência de um dos fatores descritos em cima, e podemos então, fazer alterações e avaliá-las de modo a encontrar o padrão de marcha mais eficiente possível, e quantificá-lo, através da recolha de dados - que são interpretados pelos profissionais de saúde - e assim imprescindíveis na tomada de decisão relativas a prescrição e avaliação da funcionalidade de uma prótese.

Atualmente os principais os métodos existentes capazes de fornecer dados aos profissionais ligados à área são de avaliação subjetiva, dependem da experiência do observador (Muro-de-la-Herran et al., 2014), são feitas através de questionários e dependem também da ótica do utilizador, sem dados quantificáveis (Matos, 2014). Relativamente aos dados quantificáveis, grande parte dos dispositivos que existem são pensados para serem utilizados em ambiente de laboratório com recurso a vários sensores colocados em zonas específicas do corpo, com aparelhos com dimensões grandes e dispendiosos que avaliam vários parâmetros em simultâneo. O tamanho é uma das desvantagens para além do custo e

da desvantagem de a observação ser feita num ambiente controlado, muito diferente do ambiente da vida real e as suas barreiras (Sant' Anna et al., 2013).

A necessidade desenvolver um IMA capaz de avaliar um parâmetro crucial da marcha, fornecendo dados quantificáveis que permitam a avaliação objetiva dos pacientes é uma realidade urgente. Este dispositivo deve ser uma ferramenta para a avaliação e controlo dos pacientes durante a reabilitação, sendo, essencial que o dispositivo seja economicamente e fisicamente acessível, permitindo sua utilização no âmbito profissional (laboratório de Ortoprotésia, Clínica médica e/ou fisioterapeuta) em resumo, fora do ambiente laboratorial. Permitindo aos profissionais de saúde obter os dados necessários para acompanhar o progresso da reabilitação. A acessibilidade económica e a facilidade de uso do dispositivo são cruciais para que ele seja amplamente adotado pelas entidades de saúde.

1.2 Objetivos

O objetivo principal desta investigação é desenvolver um Instrumento de Medição e Avaliação de dados biomecânicos onde obteremos os parâmetros espaço-temporais da marcha, focado na:

1. Detecção do momento do apoio médio durante a marcha, permitindo dessa forma calcular a Duração do Ciclo de Marcha.
2. Quantificação da simetria dos membros inferiores através dos índices de simetria e razão de simetria em relação à Duração do Ciclo de Marcha

Os objetivos secundários incluem:

1. Disponibilizar uma ferramenta de análise de marcha capaz de auxiliar profissionais de saúde na otimização da reabilitação de amputados, ao fornecer dados objetivos para avaliação das funcionalidades das próteses do membro inferior.
2. Simplificar a monitorização contínua e a reabilitação focada nas características individuais dos pacientes, através da análise dos efeitos das alterações em tempo real.
3. Integrar práticas de medição sistemática na análise de marcha baseada em evidência.
4. Promover a sustentabilidade dos recursos da saúde, com um método de análise de marcha capaz de fornecer evidência do alinhamento da prótese aplicada/prescrita com as necessidades de cada indivíduo.

Pretende-se desenvolver um sistema de análise de marcha, com aplicações potenciais não só na reabilitação e melhoria da funcionalidade das próteses, mas também na otimização de intervenções clínicas. Este sistema terá o potencial de ser uma ferramenta versátil para uso interdisciplinar, facilitando avanços tanto na avaliação, como na individualização do tratamento de pacientes amputados.

1.3 Estrutura e Organização

O trabalho está organizado em sete capítulos, que seguem uma lógica sequencial para abordar os principais aspetos relacionados ao tema em estudo, desde a sua contextualização até à apresentação de resultados e conclusões.

A introdução apresenta a contextualização do tema, com a apresentação do contexto da análise marcha em amputados do membro inferior, estabelecendo a importância de dispor de instrumentos de medição objetivos. São também definidos os objetivos específicos e gerais, assim como a descrição da organização das secções que compõem o trabalho.

Na secção do enquadramento teórico é realizada uma revisão dos conceitos relacionados com a marcha, incluindo as fases do ciclo de marcha, a simetria da marcha, a duração do ciclo de marcha, assim como os conceitos relacionados com os amputados do membro inferior, desde as causas e níveis de amputação até às implicações funcionais na marcha. Este enquadramento aborda ainda os métodos de avaliação funcional existentes e nos diferentes tipos de sensores utilizados nessas aplicações, destacando a tecnologia LiDAR, *wearable sensors* e a relevância da Internet of Things como conceitos utilizados no estudo. Esta secção termina com uma análise dos principais microcontroladores e plataformas de desenvolvimento, nomeadamente a plataforma Arduino e o Arduino Cloud, que servem de suporte ao desenvolvimento do dispositivo.

Na terceira secção, Metodologia, descreve-se o processo de desenvolvimento do protótipo, iniciando com a explicação do algoritmo de deteção do apoio médio e medição da duração do ciclo de marcha. Seguidamente, são apresentadas as especificações dos dispositivos utilizados, nomeadamente os sensores e as placas de desenvolvimento e escolhas técnicas realizadas. É apresentada também a evolução do dispositivo através das diferentes versões, destacando as modificações realizadas ao longo do desenvolvimento do projeto para otimização do desempenho e facilidade de acesso. Por fim, é abordada a montagem do sensor, e como deve ser garantido uma utilização adequada do sensor.

Na secção de resultados e discussão, são discutidas as características dos componentes considerados para a execução do projeto e da sua adequação aos objetivos do dispositivo. Começando pela seleção da plataforma de desenvolvimento e analisando as alterações introduzidas ao longo do processo. Em seguida, foram discutidas as diferentes alternativas de sensores e as características essenciais para o correto funcionamento do dispositivo. Nesta secção evidenciam-se os motivos que levaram à integração do sensor atual, bem como os restantes componentes necessários para assegurar uma medição exata.

As conclusões, sintetizam os resultados desta análise, concluindo-se quais os componentes mais adequados para atingir os objetivos de deteção do apoio médio e medição da duração do ciclo de marcha, assim como a importância destes dispositivos na reabilitação de amputados do membro inferior.

A secção das referências bibliográficas reúne as fontes bibliográficas utilizadas ao longo do trabalho.

A última secção, dos anexos, inclui materiais complementares, como dados detalhados ou adicionais.

2. Enquadramento Teórico

2.1 Marcha

“Caminhar” é o meio natural para o corpo se movimentar de um local para outro, permite não só a deslocação, como também a interação com o meio envolvente. A capacidade de deslocação está intimamente ligada à qualidade de vida, dado que é essencial para a realização das atividades de vida diária e participação em atividades laborais e recreativas. A perda desta capacidade, total ou parcial, pode ter repercussões físicas, emocionais e sociais, por isso, o ser humano esforça-se para manter essa capacidade mesmo na presença de um grave comprometimento, como patologias neurológicas, músculo-esqueléticas ou amputações (Patterson et al., 2012). Para manter essas capacidades o ser humano altera os padrões de marcha naturais (Perry, 1992).

Desde cedo que a marcha, assim como as alterações aos seus padrões, têm despertado interesse, tendo sido estudados desde o século XIX. A necessidade de reabilitar amputados regressados da guerra estimulou investigadores como Amar (1897-1935) e Inman (1905-1980) a aplicar novas técnicas para estudar a marcha em populações com incapacidades físicas e desenvolver investigação clínica nesta área (Baker, 2013). Da mesma forma os conceitos e terminologia também têm acompanhado a investigação, sofrendo alterações e evoluções ao longo do tempo.

A marcha pode ser descrita como a interação entre os dois membros inferiores, um em contacto com o solo, a produzir restrição e propulsão sequenciais, enquanto, o outro oscila e impulsiona o corpo para a frente (Braddom et al., 2011). Para Whittle, é definida como o método de locomoção que envolve o uso das duas pernas, alternadas, para fornecer suporte e propulsão (Whittle, 2007). Baker define a marcha de forma semelhante, como um padrão de movimentos em que os membros inferiores se movem para a frente, alternadamente, enquanto o resto do corpo se move também para frente, acompanhando o movimento dos mesmos (Baker, 2013). Já para Jacquelin Perry, a marcha usa uma sequência repetitiva de movimentos dos membros para mover o corpo para a frente, mantendo simultaneamente a estabilidade (Perry, 1992).

Quando existe mobilidade articular e atividade muscular adequadas, a versatilidade funcional permite que os membros inferiores se adaptem aos obstáculos no caminho da progressão, mantendo a marcha eficiente. No padrão normal de ação dos membros, a

conservação de energia é ótima, mas quando existe uma patologia que compromete este equilíbrio muscular e articular, há uma tentativa de compensação. Essas ações compensatórias resultam numa mistura de movimentos normais e anormais que diferem em significância, aumentando os custos energéticos e comprometendo a versatilidade funcional (Perry, 1992).

O padrão normal de ação resulta num ciclo de marcha com padrões e fases conhecidas, enquanto na marcha patológica podemos observar alterações a esses padrões e fases. Algumas dessas alterações podem ser visíveis a olho nu, enquanto outras têm de ser medidas (Whittle, 2007), e atualmente isso é possível devido a dispositivos de análise de marcha com captura de movimento tridimensional e *wearable sensors* (Rathore et al., 2023).

2.1.1 Ciclo de marcha

O ciclo de marcha é o intervalo entre duas ocorrências consecutivas de um dos eventos repetitivos da marcha. Durante a marcha e dentro destes ciclos, são vários os parâmetros que podem ser avaliados para fornecer informações relevantes quanto à condição do paciente (Whittle, 2007).

O ciclo de marcha divide-se em duas fases (Figura 1), a fase de apoio, que diz respeito ao tempo que o pé está em contacto com o solo, e a fase de balanço, que diz respeito ao tempo que o pé está no ar a avançar (Baker, 2013; Perry, 1992; Whittle, 2007). Por sua vez, essas duas fases podem ser divididas em subfases:

A fase de apoio tem uma duração de cerca de 60% de todo o ciclo de marcha, e é dividida em: contacto inicial, apoio total, apoio médio, elevação do calcanhar e propulsão (Braddom et al., 2011; Perry, 1992):

1. **Contacto inicial:** Primeiro contacto do pé com o solo
2. **Apoio total:** Absorção do impacto após o contacto inicial
3. **Apoio médio:** A carga passa sobre o pé
4. **Elevação do calcanhar:** Elevação do calcanhar, para iniciar a propulsão
5. **Propulsão:** Transição da força para o halux, para iniciar a fase de oscilação

A fase de oscilação representa os restantes 40%, e inclui a aceleração, oscilação média e desaceleração (Braddom et al., 2011; Perry, 1992):

6. **Aceleração:** Levantamento do pé do solo
7. **Oscilação média:** Movimento do pé até passar pelo membro de apoio

8. Desaceleração: Preparação para o próximo contacto inicial.

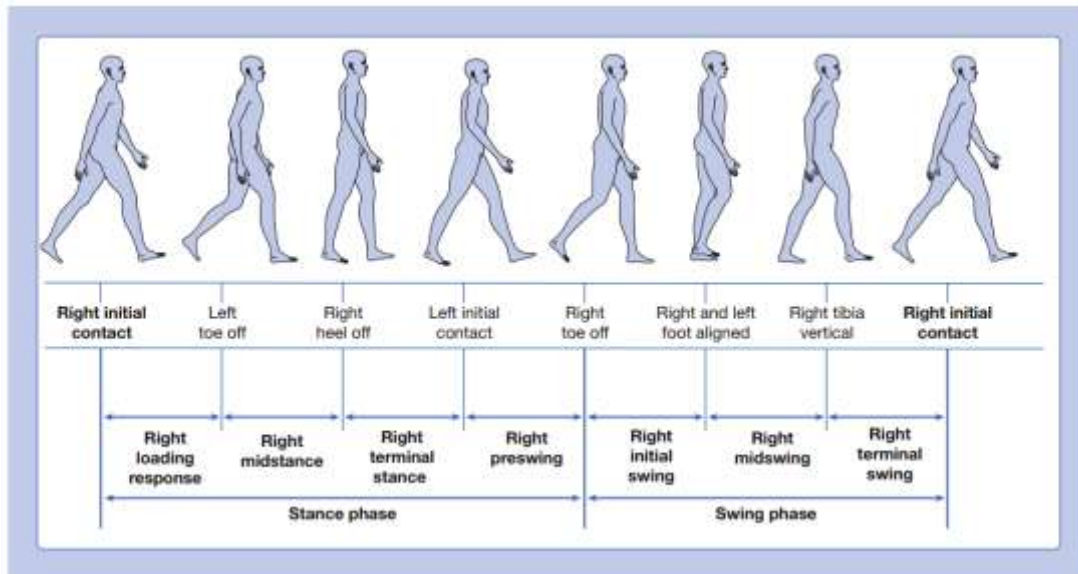


Figura 1 - Fases e sub-fases do ciclo de marcha. (Retirado de Moon, 2016)

Diversos parâmetros (Figura 2) podem ser observados ao longo do ciclo de marcha, permitindo a avaliação do padrão de marcha (C. L. Vaughan et al., 1999):

Comprimento da passada: Distância percorrida na fase de balanço por um dos membros, é a medida entre os calcanhares de dois contactos iniciais consecutivos do mesmo lado, ou pela soma de dois comprimentos de passo (esquerdo e direito)

Comprimento do passo: Distância entre os pontos de contacto iniciais de pés opostos.

Cadência: Número de passos dados por minuto.

Duração do ciclo de marcha: Tempo total necessário para completar um ciclo de marcha

Base de marcha: Distância médio-lateral entre os pés. Esta pode aumentar, por exemplo, em indivíduos com problemas de equilíbrio, podendo variar de poucos centímetros até cerca de 15 e a 20 cm

Em indivíduos sem anomalias da marcha, os dois comprimentos de passo, esquerdo e direito, são aproximadamente iguais, assim como a duração do ciclo de marcha da perna direita e da perna esquerda. No entanto, em indivíduos com patologias, é comum observar-

se uma assimetria, tanto no comprimento do passo como na duração do ciclo de marcha(C. L. Vaughan et al., 1999).

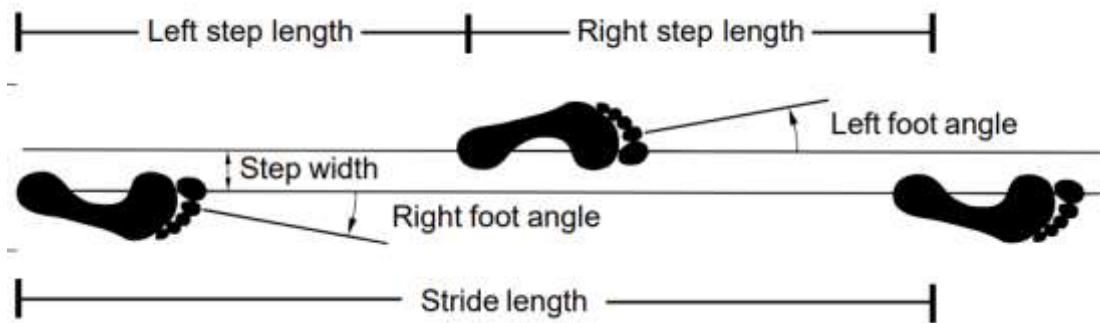


Figura 2 - Parâmetros da marcha (Retirado de Zhu, 2015)

2.1.2 Simetria da marcha

A simetria é um dos parâmetros avaliados na análise da marcha, e está associado a igualdade, regularidade, balanço e boa coordenação, sendo por isso considerado um indicador do grau de controlo motor durante a marcha(Sanjaya, 2019), assim como um critério utilizado para acompanhar o progresso de pacientes com patologias músculo-esqueléticas(Winiarski et al., 2021). Pode ser expressa através de relações espaço-temporais como a duração do ciclo de marcha que inicia com um evento do ciclo de marcha e termina quando o mesmo evento se repete(Sanjaya, 2019) e entre tempos de oscilação, apoio e comprimento do passo(Patterson et al., 2012). De acordo com Sadeghi et al. (2000), a simetria da marcha é definida como a perfeita concordância entre as ações dos membros inferiores(Sadeghi et al., 2000). Por outro lado, o termo assimetria está associado à divergência entre o lado direito e o lado esquerdo do corpo, como a perna esquerda e a perna direita (Viteckova et al., 2018).

Em indivíduos saudáveis, a marcha tende a ser simétrica, em relação ao tempo, distância e força de reação ao solo, os desvios mínimos que podem ser encontrados devem-se à lateralidade da perna dominante em relação à não dominante (Sadeghi et al., 2000; Viteckova et al., 2018), sendo estes desvios mínimos, menos de 6% da marcha simétrica(Winiarski et al., 2021b). Já na marcha patológica, há diferenças entre o membro são e o membro afetado, em indivíduos amputados, as diferenças mais evidentes estão relacionadas com períodos de apoio mais curtos e menos força de reação ao solo no lado protésico quando comparado com o membro são. Muitas dessas assimetrias devem-se a ações compensatórias, mau alinhamento ou inadequação da prótese (Sadeghi et al., 2000).

Em casos patológicos, o comprimento do passo, é muitas vezes encurtado, quando a patologia afeta mais um pé que outro, a pessoa tende a adotar uma marcha antiálgica e a passar menos tempo com o pé afetado em contacto com o solo o que corresponde a mais tempo com o pé são em contacto com o solo. O encurtamento da fase de apoio do pé afetado significa iniciar a fase de apoio mais cedo para o pé são, encurtando tanto a fase de balanço como o comprimento do passo desse lado. Assim, um comprimento de passo curto de um lado, geralmente significa problemas com a perna do lado oposto (Whittle, 2007). Nos amputados estas assimetrias podem destacar-se ainda mais devido à diminuição do volume muscular e força, dores provocadas pelo encaixe e falta de confiança na prótese, levando também a um aumento no custo metabólico (Maqbool et al., 2024).

Existem inúmeras desvantagens em relação à marcha assimétrica, uma delas é a sua eficiência. Ter uma marcha assimétrica aumenta o consumo de energia, resultando num custo energético mais elevado para o individuo, embora alguns autores defendam que existe sempre algum tipo de assimetria na marcha normal, devido à lateralidade dos membros e amputação (Fryzowicz et al., 2018). A marcha assimétrica pode levar à perda de densidade óssea e osteoporose do membro afetado e a uma grande solitação do membro são, desgastando articulações e sobrecarregando músculos (C. L. Vaughan et al., 1999), lombalgias, danos nos tecidos moles e desequilíbrio durante a marcha (Clemens et al., 2020). Atingir a simetria da marcha torna-se difícil devido a muitos fatores. Contudo, a quantificação da assimetria permite não apenas identificar anomalias na marcha, mas também fornece informações para o design e controlo das próteses, e o conforto e mobilidade dos amputados com aquele dispositivo médico (Maqbool et al., 2024), auxiliando dessa forma a atingir um dos objetivos da reabilitação, que é recuperar a marcha simétrica (Cutti et al., 2018).

A simetria da marcha pode ser avaliada através de vários parâmetros da marcha, incluindo, o tempo de apoio e balanço, tempo e comprimento da passada, comprimento do passo, forças de reação ao solo ou duração do ciclo de marcha das duas pernas. Dois indicadores amplamente utilizados para quantificar a simetria são o Índice de simetria (SI) e Razão de Simetria (SR) (Maqbool et al., 2024).

Índice de simetria (Symmetry Index – SI)

O Índice de Simetria quantifica a simetria no desempenho do corpo humano, e é particularmente relevante na área da reabilitação e análise biomecânica, onde a simetria dos movimentos é um indicador de funcionalidade. É uma medida percentual, normalizada pela média dos dois valores e útil para quantificar a magnitude da assimetria de uma maneira padronizada, onde a maior percentagem representa uma maior assimetria da marcha. O SI

mede a diferença relativa entre o desempenho dos dois lados do corpo durante a marcha, e com este valor podemos tirar conclusões, assim como comparar os valores no início e durante o processo de reabilitação para acompanhar a evolução. Quando o resultado é 0% há simetria perfeita e quanto maior valor percentual, maior a assimetria. Podemos calcular o índice de simetria através da seguinte formula (Błażkiewicz et al., 2014):

$$\text{Índice de Simetria} = \frac{T_{\text{esquerdo}} - T_{\text{direito}}}{0.5 \times (T_{\text{esquerdo}} + T_{\text{direito}})} \quad (\text{eq. 1})$$

- *T_{esquerdo}* - Duração do ciclo de marcha da perna esquerda
- *T_{direito}* - Duração do ciclo de marcha da perna direita

Razão de simetria (Symmetry Ratio – SR)

A razão de simetria é outro método para quantificar a simetria dos membros do corpo humano, a SR dá-nos uma razão direta entre o membro direito e o membro esquerdo, mostrando a sua relação proporcional. É o mais direto e simples para interpretar em termos de proporção. A razão de simetria é calculada pela divisão dos valores de desempenho do lado esquerdo e do lado direito, neste caso, a duração do ciclo de marcha da perna esquerda e a duração do ciclo marcha da perna direita. Uma razão de 1 indicia a simetria perfeita, enquanto valores diferentes de 1 indicam assimetria, quando o valor é maior que 1, indica que o ciclo para a perna esquerda é maior do que a perna direita, e quando o valor é menor que 1, indica que o ciclo para a perna direita é maior do que a perna esquerda(Błażkiewicz et al., 2014).

$$\text{Razão de Simetria} = \frac{T_{\text{esquerdo}}}{T_{\text{direito}}} \quad (\text{eq. 2})$$

- *T_{esquerdo}* - Duração do ciclo de marcha da perna esquerda
- *T_{direito}* - Duração do ciclo de marcha da perna direita

2.1.3 Duração do Ciclo de Marcha

A duração do ciclo de marcha é um parâmetro fundamental na avaliação da locomoção, capaz de nos fornecer informações relevantes sobre a maturidade da marcha, auxiliar no diagnóstico de anomalias da marcha e avaliação e monitorização de intervenções terapêuticas. Este parâmetro é definido como o intervalo de tempo decorrido entre uma fase conhecida da marcha e a sua repetição, correspondendo, assim, ao tempo necessário para

completar um ciclo de marcha (Leal & Maya, 2012). Para o cálculo deste parâmetro, são suficientes a identificação de um único evento específico do ciclo de marcha e a medição do intervalo de tempo entre as suas repetições (Allseits et al., 2017).

Embora cada pessoa apresente características próprias no seu padrão de marcha, há um aspeto comum a todos: a procura por um menor gasto energético durante a locomoção. É esta procura que confere simetria à marcha, com a duração do ciclo de marcha a manter-se consistente entre ambas as pernas (Rössler et al., 2024).

De forma geral, a duração média do ciclo de marcha é de aproximadamente um segundo, sendo esta variável influenciada por fatores como a idade, a condição física e a presença de patologias. Os valores de referência para os parâmetros da marcha ao longo da vida são úteis para avaliar a capacidade de andar, analisar o impacto da marcha na saúde, identificar possíveis fatores de risco de quedas e detetar indicadores de patologias, assim como avaliar efeitos das intervenções clínicas.(Rössler et al., 2024). Diversos estudos têm sido conduzidos com o objetivo de estabelecer esses valores de referência (Cutti et al., 2018; Fang et al., 2018; Fryzowicz et al., 2018; Rössler et al., 2024; J.-S. Yu et al., 2023).

A duração do ciclo de marcha diminui à medida que a velocidade de marcha aumenta, o que explica as diferenças entre os diferentes grupos populacionais (Maqbool et al., 2024). No que diz respeito à idade, as crianças, apresentam uma duração inferior do ciclo de marcha, que reflete as particularidades do desenvolvimento motor(Bach et al., 2021). Na idade adulta, a média é de 1.03 segundos (Fryzowicz et al., 2018; Rössler et al., 2024), embora esta média sofra variações ao longo das diferentes faixas etárias, tanto em homens como em mulheres. Nos homens estes valores variam entre os 1.10 até aos 1.05 segundos com o avanço da idade, enquanto nas mulheres variam entre os 1.04 e 1.00 segundos. Em idosos, a diminuição da duração do ciclo de marcha está relacionada com a marcha compensatória, caracterizada pelo aumento da cadência, que realizam como mecanismo de adaptação para manter a velocidade de marcha, apesar da redução no comprimento da passada. Adicionalmente, os idosos apresentam também uma maior variabilidade nos ciclos de marcha, resultando num padrão de marcha mais assimétrico (Rössler et al., 2024; J.-S. Yu et al., 2023).

A duração do ciclo de marcha também é afetada pela condição física dos indivíduos. Em indivíduos obesos, observa-se uma maior duração do ciclo de marcha com aumentos até 0.12 segundos (Fang et al., 2018). Em relação ao sexo, em média, a duração do ciclo de marcha das mulheres é mais curta que a dos homens (Fryzowicz et al., 2018; Rössler et al., 2024; J.-S. Yu et al., 2023).

No caso de indivíduos amputados, a duração do ciclo de marcha é mais longa quando comparado com indivíduos sem patologias e com um padrão de marcha normal. Esta diferença é evidente em todos os modos de velocidade da marcha - lento, normal e rápido. Como acontece em indivíduos saudáveis a duração do ciclo de marcha diminui com o aumento da velocidade. Para amputados transtibiais, os valores médios da duração do ciclo de marcha situam-se em 1.25 segundos, enquanto para os amputados transfemorais situam-se entre os 1.17 e os 1.20 segundos dependendo do tipo de pé protésico utilizado, e à velocidade normal os amputados conseguem atingir assimetria entre os membros, contudo, à medida que a aumenta a velocidade da marcha, a assimetria nos ciclos de marcha torna-se mais evidente, sendo particularmente pronunciada em amputados transfemorais (Maqbool et al., 2024).

2.2 Amputação e Protetização

Amputação é um termo que deriva do latim, surge da palavra *amb* (“ao redor de”) e *putatio* (“retirar”). O termo era usado como referência à amputação de mãos de criminosos e só passou a ser utilizado no contexto cirúrgico no século XVII (Kirkup, 2007). A partir dessa época, a amputação passou a ser uma solução que permitiu salvar vidas em casos de fraturas graves e infeções do membro inferior, apesar de também ter resultado em muitos casos de hemorragias fatais e septicemia. Atualmente a amputação é definida como a perda ou remoção total ou parcial de um membro (Chui et al., 2000). O procedimento atual é feito tendo em conta, dentro do possível, o processo de reabilitação e na utilização de uma prótese, com preparação do membro residual para a sua adaptação (LeMoyne, 2016).

2.2.1 Causas e classificação da amputação

A amputação do membro inferior pode ter várias causas, entre as mais comuns, estão a doença vascular, diabetes, trauma, infeções, neoplasias e malformações congénitas. As doenças vasculares, como a arteriosclerose e complicações associadas à diabetes são as mais prevalentes, frequentemente resultando em necrose tecidual que requer a remoção cirúrgica do membro. Traumas, como acidentes de viação e de trabalho, e infeções graves, como a gangrena, são outras causas importantes. As malformações congénitas ocorrem durante o desenvolvimento fetal, e muitas vezes levam a amputações para melhoramento do membro residual para reabilitação (Chui et al., 2000).

A amputação, para além de classificada pela causa, também é classificada segundo o seu nível, ou seja, segundo a área anatómica seccionada. Podemos ter a desarticulação de uma articulação ou o seccionamento de um osso longo, e a nomenclatura é com base na

articulação ou principal osso seccionado durante a amputação (Figura 3). No que diz respeito ao membro inferior as amputações podem ser, de distal para proximal: amputação parcial dos dedos, desarticulação metatarso falângica, amputação transmetatársica, desarticulação metatársica (Lisfranc), amputação transtársica (Chopart), desarticulação do tornozelo (Syme), amputação transtibial, desarticulação do joelho, amputação transfemural, desarticulação da anca e hemipelvectomy (Seymour, 2002; Wamsley et al., 2014).

2.2.2 Níveis de amputação e implicações funcionais

O nível de amputação é um dos fatores mais importantes a ter em conta na reabilitação do amputado, e tem influência direta no potencial do amputado para utilizar uma prótese. Quando a amputação é feita através de um osso longo, há menor capacidade para suportar carga distal, mas mais soluções protésicas disponíveis, enquanto na desarticulação há possibilidade suportar carga distal, mas menores soluções protésicas disponíveis (Chui et al., 2000). Além disso, o nível da amputação tem influência no gasto energético durante a marcha. Quanto mais proximal for a amputação (por exemplo, transfemural ou desarticulação da anca), maior a energia necessária para realizar a marcha. O nível da amputação reflete-se também nos padrões de marcha e na simetria da marcha, onde amputações mais altas estão associadas a maior assimetria e dificuldade em manter uma marcha eficiente assim como nos padrões de marcha e na simetria da marcha (Kirkup, 2007).



Figura 3 - Níveis de amputação (Retirado de Seymour, 2002)

A amputação transtibial (abaixo do joelho) corresponde ao seccionamento da tíbia e do perônio. Há uma remoção da parte distal da tíbia e do perônio, e este é seccionado cerca de 1 a 2 cm mais curto que a tíbia de modo a preparar o membro residual para a protetização,

se o comprimento do perônio for demasiado curto, o membro residual adquire uma forma demasiado cónica, dificultando o processo de protetização. Na amputação transfemural, o seccionamento é realizado no corpo do fémur, acima da articulação do joelho, neste nível de amputação o estado da musculatura da coxa irá ter grande influência no sucesso da reabilitação e protetização, uma amputação semelhante, a desarticulação do joelho - envolve a separação do fémur e da tíbia ao nível da articulação do joelho, mantendo o fémur intacto - fornecendo desta forma uma superfície de apoio mais estável para a prótese. A desarticulação da anca é a remoção completa do membro inferior ao nível da articulação da anca, preservando a o osso das pélvis. Neste procedimento, todo o fémur é removido, separando o osso da cavidade acetabular, e tem uma grande implicação na perda de mobilidade e estabilidade sendo um nível de amputação que resulta num padrão de marcha complexo (Seymour, 2002).

As amputações em ossos longos (transtibiais e transfemorais) podem ainda ser divididas em: curta, média e longa. A amputação curta (1/3 proximal) corresponde a cerca de 20% do comprimento da perna, a média (1/3 médio) corresponde de 20 a 50% do comprimento da perna e a amputação longa (1/3 distal) corresponde a mais de 50% (Seymour, 2002).

2.2.3 Avaliação do Paciente e Prescrição da prótese

A protetização envolve 3 processos, prescrição da prótese, fabrico da prótese e adaptação da prótese ao amputado. Após a adaptação da prótese ao amputado é necessário que este realize treino de forma a facilitar a sua integração na comunidade, ultrapassados estes processos, o utente deve continuar a ser acompanhado por uma equipa multidisciplinar (Chui et al., 2000).

Após a amputação, o primeiro e mais importante passo para a protetização é a preparação do membro residual, de forma a garantir maior facilidade na adaptação da prótese. O tamanho, formato e cicatrização do membro residual influenciam diretamente a protetização, uma reabilitação precoce permite ao paciente recuperar mobilidade e independência rapidamente. Após a adaptação da prótese ao paciente, é necessário que este realize treino de equilíbrio, força muscular e controlo motor (Chui et al., 2000)..

Depois da cirurgia os principais objetivos para um amputado transtibial são manter a amplitude articular da anca e joelho normais, facilitar uma rápida cicatrização da sutura, manter ou melhorar a condição pulmonar e cardiovascular, aumentar o equilíbrio estático e dinâmico e facilitar o aumento da força dos músculos remanescentes (Chui et al., 2000).

Para a prescrição da prótese deve haver a opinião de vários profissionais que funcionem como uma equipa multidisciplinar. A equipa deve estar familiarizada com os vários tipos de encaixe, sistemas de suspensão, tubos e pés (Chui et al., 2000).

A idade é um fator que oferece uma ideia geral sobre o nível de atividade. Pessoas mais jovens tendem a ser mais ativas, o que exige próteses mais duráveis e funcionais para suportar diferentes atividades. Em contrapartida, pessoas mais velhas geralmente apresentam necessidades diferentes, priorizando o conforto e simplicidade no uso da prótese. Apesar disso, é importante abordar estas preferências caso a caso, respeitando as necessidades individuais. A condição médica do paciente é um aspeto crítico na recomendação da prótese. Certas condições de saúde podem apresentar complicações que afetam diretamente a escolha dos componentes da prótese, sendo essencial considerar estas limitações para garantir um bom resultado, assim como o tipo de trabalho. Trabalhar em terrenos irregulares ou levantar pesos pode influenciar significativamente o tipo de prótese a ser recomendado. Além disso, os objetivos de atividade física devem ser analisados, e atualmente existem próteses direcionadas a prática de diferentes tipos de desportos, o que possibilita atender às necessidades específicas de cada atividade escolhida pelo paciente. Compreender todos estes fatores, é essencial para recomendar uma prótese que atenda de forma personalizada às necessidades de cada paciente, promovendo funcionalidade, conforto e qualidade de vida (Chui et al., 2000).

Nível de atividade – Escala Medicare

A Escala Medicare (Tabela 1), contruída para descrever os níveis funcionais, dentro dos quais, todos os amputados do membro inferior se inserem, é amplamente aceite e utilizada na prescrição e seleção dos componentes a aplicar, uma vez que os componentes também são classificados e catalogados dentro destes níveis funcionais. Tem como base fatores desde o historial do amputado à sua condição atual, e a sua motivação e objetivos para a reabilitação (Chui et al., 2000).

Tabela 1 - Nível de atividade – Escala Medicare

Nível de Atividade	Descrição
K0	O paciente não tem potencial para deambular ou transferir-se de forma segura com ou sem assistência e a prótese não aumenta a qualidade de vida ou mobilidade

K1	O paciente tem potencial para utilizar a prótese e movimentar-se em superfícies planas e uma cadência fixa. O paciente caminha maioritariamente em casa
K2	O paciente tem o potencial de caminhar e ultrapassar barreiras ambientais como escadas ou superfícies irregulares. O paciente caminha fora de casa e em casa
K3	O paciente tem potencial para caminhar com uma cadência variável e atravessa a maioria das barreiras ambientes e pode ter atividades que exigem a utilização da prótese para além da locomoção simples
K4	O paciente tem uma capacidade para caminhar com a prótese que excede as competências básicas de locomoção exibindo os níveis de impacto ou de alta energia. É típica de pacientes muito ativos, crianças ou atletas.

2.2.4 Prótese do membro inferior

A palavra prótese, nome apropriado para membro artificial, deriva do grego que significa “adicionar algo” (Smith et al., 2004). Estes dispositivos foram desenvolvidos com o objetivo de substituir a função de um membro amputado, tanto a nível funcional como estético, proporcionando uma sensação de plenitude a nível físico e emocional (Thurston, 2007). No caso das amputações do membro inferior, estas afetam a capacidade do indivíduo se manter em pé ou andar, o que torna o uso de uma prótese essencial para a recuperação dessas capacidades.

O Ortoprotésico, para além das características físicas, como causa da amputação, nível de atividade antes e depois da amputação, patologias associadas, forma e comprimento do membro residual, deve ter em conta também as motivações e objetivos do paciente, no momento de decidir o tipo de componentes a aplicar (Chui et al., 2000). A escolha dos componentes certos é determinante para o sucesso da protetização, assim como um encaixe bem acomodado ao paciente, com o alinhamento correto em relação aos restantes componentes.

Numa amputação do membro inferior, o tipo de prótese a aplicar depende do nível da amputação, sendo cada prótese composta por componentes ajustados às necessidades específicas do utilizador. No caso de uma amputação transtibial, é aplicada uma prótese transtibial, composta por um encaixe, que faz a conexão entre o membro residual e a prótese, um método de suspensão para manter a prótese fixa e a estrutura tubular, para fazer a

conexão com o pé, responsável pelo contacto com o solo. Em amputações mais proximais como a amputação transfemural e desarticulação do joelho, as próteses incluem um joelho protésico que substitui a articulação do joelho fornecendo estabilidade durante a marcha na fase de apoio e no controlo do movimento da perna durante a fase de balanço, para além dos componentes já mencionados. Na mesma linha, uma prótese para uma desarticulação da anca inclui uma articulação da anca protésica para substituir as suas funções e permitir que o amputado se mantenha na posição de sentado de forma confortável. Estes componentes devem estar alinhados segundo as características biomecânicas da pessoa assegurando uma marcha eficiente (Wamsley et al., 2014).

O alinhamento é crucial no processo de adaptação da prótese, pois estabelece a relação entre o encaixe, tubo e pé e os restantes componentes, condicionando a marcha. O objetivo é chegar ao alinhamento ótimo que resulte na melhor marcha possível para o amputado com o menor gasto energético. Deve atingir os seguintes objetivos: facilitar o contacto suave do calcanhar no solo, proporcionar estabilidade ao membro na fase de balanço, facilitar a propulsão e por último, impedir que os dedos batam no chão durante a fase de balanço. O alinhamento de uma prótese ocorre em três fases: o alinhamento de bancada, o alinhamento estático e o alinhamento dinâmico. O primeiro é o alinhamento base, que segue as indicações do fabricante para os seus componentes, e características do paciente, como desvios de alinhamento do membro residual. O segundo, estático, é realizado com o amputado em posição ortostática (de pé), com carga sobre a prótese, e ajustado de acordo com a linha de carga do paciente. No terceiro alinhamento, o dinâmico, os ajustes são feitos durante a marcha, com o objetivo de corrigir desvios observados no ciclo de marcha e otimizar a eficiência do movimento (Wamsley et al., 2014). Segundo, Patty Young, o alinhamento dinâmico deve ser observado num ambiente seguro para o amputado realizar a marcha, de preferência com barras paralelas e sem recurso a auxiliares de marcha. Esta observação é subjetiva e depende da experiência do profissional, este deve observar uma transição suave do contacto do pé com o chão, desde o calcanhar ao hallux, com um bom controlo do joelho e uma base de suporte consistente e o comprimento do passo deve ser igual e consistente (Wamsley et al., 2014).

Um mau alinhamento da prótese pode resultar em vários problemas, como lesões na pele e tecidos do membro residual, bem como um aumento significativo no gasto energético para além do já atribuído a um indivíduo amputado transtibial (Andres & Stimmel, 1990). Assim, é essencial realizar uma avaliação criteriosa do alinhamento e fazer os ajustes necessários durante o processo de adaptação da prótese.

2.2.5 Marcha dos amputados do membro inferior

A marcha dos amputados do membro inferior é caracterizada por assimetrias significativas e adaptações resultantes da perda da função de um membro. Qualquer nível de amputação do membro inferior aumenta o gasto energético durante a marcha, mas quanto mais proximal for a amputação mais graves são os desvios da marcha encontrados, assim como a sua frequência. A principal causa desse aumento são as alterações na simetria entre os membros inferiores, que afetam a trajetória de todo o corpo aumentando dessa forma o trabalho que tem de ser feito para caminhar (Whittle, 2007).

Parâmetros como o tempo de balanço, tempo de apoio, tempo de duplo apoio, tempo da passada, comprimento de passo e comprimento da passada, podem fornecer simples descrições quantitativas da marcha. Em amputados unilaterais é comum observar um maior tempo de apoio no lado não amputado, quando comparado com o lado amputado, devido à necessidade de compensar a falta de suporte do lado amputado, que resulta inicialmente da falta de confiança e a relutância inicial em transferir o peso total do corpo para a prótese. Da mesma forma, o comprimento do passo e da passada é geralmente maior no lado amputado, enquanto o lado saudável apresenta um menor comprimento, refletindo as adaptações biomecânicas inerentes à ausência de um membro funcional. A assimetria em pacientes mais experientes deve ser avaliada, pois pode muitas vezes resultar de contraturas em flexão que limitam a extensão total do joelho na fase de desaceleração e conseqüentemente encurtam o comprimento do passo no lado protetizado (Smith et al., 2004).

Estes desequilíbrios podem ser ainda mais acentuados quando existem problemas no alinhamento da prótese. As mudanças no alinhamento mostram ter influência na simetria, por exemplo, a fase de apoio pode ser reduzida com o desvio anterior do encaixe, que leva a que a fase de balanço dure mais e duplo apoio diminua no lado amputado (Andres & Stimmel, 1990).

A articulação do tornozelo, que desempenha um papel crucial na marcha normal, é muito difícil de simular em pés protésicos, esta simulação é conseguida através da flexibilidade do pé protésico que acumula energia com o contacto com o solo e o retorna essa energia no momento da propulsão simulando o movimento do tornozelo durante a marcha. Diferentes tipos de pés, demonstram diferentes capacidades de fornecer esta funcionalidade ao amputado, assim como as características do amputado, que são fundamentais para a seleção do pé adequado. Estudos demonstram que uma flexibilidade ótima para o amputado, melhoram a fluidez da marcha desde o momento do contacto do calcanhar, e diminuem a carga excessiva sobre as articulações sãs (Chui et al., 2000).

O alinhamento também é um fator determinante na estabilidade da marcha, a relação posicional entre o encaixe e os pés protésicos são muito influentes na progressão ótima do membro durante a fase de apoio, ainda assim muito subjetiva, onde o objetivo é encontrar uma relação que promova a progressão da tíbia na fase de apoio mantendo o joelho estável durante a carga sem levar à hiperextensão encorajando o membro inferior a seguir uma trajetória de movimento normal durante a fase de balanço. Os deslocamentos ântero-posteriores e medio laterais, influenciam o tempo de passada, tempo de duplo apoio e consequentemente na simetria da passada (Chui et al., 2000).

O alinhamento dinâmico é ajustado através de observações feitas durante a marcha. O Amputado fornece feedback ao Ortoprotésico, que conjugando esse feedback com a sua análise, altera o alinhamento de forma a conseguir um padrão de marcha mais aproximado do padrão de marcha normal. Um mau alinhamento pode resultar em movimentos compensatórios que se vão refletir num padrão de marcha anormal e consequentemente com maior gasto energético (Chui et al., 2000).

A escolha dos componentes protésicos, nomeadamente o tipo de pé, tem uma influência significativa no padrão de marcha do amputado. Aplicar o pé adequado às necessidades do amputado permite que estes tenham uma maior confiança e estabilidade durante a marcha, permitindo um tempo de apoio mais equilibrado entre o membro são e o membro amputado, o que por sua vez contribui para uma marcha mais simétrica e menos dispendiosa em termos energéticos. Adicionalmente, um encaixe bem-adaptado e confortável também contribui para uma marcha mais simétrica, pois aumenta a propriocevidade permitindo ao amputado um maior controlo sobre o posicionamento da prótese e das forças que são transmitidas para a prótese (Sagawa et al., 2011).

Devido às assimetrias inerentes à marcha dos amputados unilaterais, a quantificação das mesmas é crucial para ajustar e alinhar as próteses adequadamente. A análise dos parâmetros espaço-temporais, como o tempo de apoio, o tempo de oscilação e a duração do ciclo de marcha, fornece dados objetivos em relação à simetria da marcha e assim ajudam a otimizar e selecionar os componentes protésicos mais adequados para cada paciente. Estas medidas permitem aos ortoprotésicos fazer ajustes mais precisos, levando a uma melhoria significativa na qualidade da marcha (Andres & Stimmel, 1990).

2.3 Métodos de Avaliação Funcional

A monitorização do movimento humano é um vasto campo na investigação, com aplicações que abrangem desde a análise de marcha à reabilitação à prescrição e ajuste de

próteses e ortóteses (Shany et al., 2012). A análise de marcha, em particular, desempenha um papel crucial na reabilitação e tratamento de pacientes com incapacidades motoras ajudando simultaneamente na melhoria da nossa compreensão sobre a locomoção humana (Whittle, 2007). Esta análise permite aos profissionais identificar patologias relacionadas com a marcha, distinguir entre estratégias compensatórias e marcha patológica, além de orientar na seleção dos componentes a aplicar numa prótese e o ajuste dos parâmetros de alinhamento (Chui et al., 2000).

A análise clínica da marcha também contribui para o desenvolvimento de planos de tratamento, como também visa atingir uma eficiência energética ótima e um apropriado controlo mecânico durante o movimento. A seleção do método adequado para análise é essencial, especialmente devido aos diferentes métodos que existem e às tecnologias que têm sido desenvolvidas, fornecendo dispositivos de medição como ferramenta para os profissionais na reabilitação dos amputados, e como sustentação da evidencia clínica e científica da sua intervenção (Chui et al., 2000).

Um dos fatores essenciais para que a análise de marcha seja feita de forma objetiva, é através da medição, que conseguimos ao inserir estes dispositivos na análise da marcha. A condição essencial para que estes dispositivos tenham um desempenho ótimo é a fiabilidade e precisão do aumento de feedback sensorial durante a medição de parâmetros relacionados com a marcha (Maqbool et al., 2024).

A medição - entendida como o processo de atribuição de valor a certos atributos ou características de determinados objetos, pessoas, ou coisas, com base em regras e formulações claras - desempenha um papel fundamental na apresentação de informação e no avanço da ciência e tecnologia. Na área da reabilitação, a medição permite estabelecer comparações entre a quantidade avaliada e uma quantidade de referência, sendo, portanto, um elemento crucial na avaliação dos utentes (Fardiansyah Nur Aziz & Masduki Zakarijah, 2022).

Um método de avaliação funcional, associado a um dispositivo de avaliação funcional, pode ter a vantagem de ser utilizado no “mundo real”, o que significa avaliar a pessoa fora do ambiente controlado e mais próximo do ambiente que encontrará no dia a dia. A avaliação fora do ambiente controlado permite perceber o comportamento da prótese em situações que dificilmente conseguem ser replicadas em ambiente laboratorial. Além disso, podem ser identificados problemas que de outra forma passariam despercebidos. Os dados recolhidos neste contexto podem depois ser comparados a parâmetros padrão e ajustar a prótese de acordo com as necessidades individuais identificadas (Chui et al., 2000).

Os vários métodos de avaliação funcional podem ser divididos em testes baseados em performance e testes de autopreenchimento. Os primeiros são obtidos com instrumentos que podem ser os meios mais objetivos e precisos para determinar a capacidade funcional, enquanto os segundos são fáceis de administrar e requerem poucos recursos. Duas das mais investigadas medidas de autopreenchimento em amputados são o PEQ-13 (Evaluation Questionnaire-Mobility Scale) e o LCI (Locomotor Capabilities Index). E os dois métodos de medição baseado em performance mais utilizados para medir a capacidade funcional são o AMP / AMPRO (Amputee Mobility Predictor/Amputee Mobility Predictor with Prosthesis) e o 6MWT (6-minute walk test)(Gailey et al., 2012).

2.3.1 Análise de marcha

A análise de marcha é definida como o estudo sistemático da locomoção humana, realizado através de uma combinação de observações feitas por profissionais experientes e medições instrumentadas(Whittle, 2007). Ou ainda como o conjunto de procedimentos para observar, gravar, analisar e interpretar padrões de movimento. Os objetivos da análise de marcha são adquirir informação de maneira a melhorar a performance, identificar distúrbios da marcha, e avaliar tratamentos e plano da reabilitação, ou seja, o processo de gravação e interpretação de medidas biomecânicas da marcha para perceber os efeitos de uma disfunção ou da sua terapia (Stergiou, 2020).

Para identificar anomalias na marcha, é essencial compreender o padrão de marcha normal, uma vez que este vai fornecer uma referência para comparação com padrões patológicos. A análise clínica da marcha permite não só identificar alterações primárias ou patológicas, como também distinguir entre marcha patológica e marcha compensatória (Chui et al., 2000). É também através da análise de marcha que os ortoprotésicos selecionam componentes de protetização, parâmetros de alinhamento e outras variantes que possibilitam a melhoria da capacidade de caminhar dos indivíduos.

A análise de marcha pode ser dividida em qualitativa ou quantitativa, a primeira é realizada através da observação e comparação do padrão de marcha normal e do patológico e não nos dá dados quantitativos para comparação. Nos anos 50, Blair Hangar e Hildegard Myers desenvolveram um sistema de análise clínica da marcha para Amputados transfemorais e identificaram 16 desvios de marcha e as suas causas clínicas e protésicas. Desde então, muitos outros métodos de análise têm sido desenvolvidos para as várias patologias do sistema neuro muscular esquelético, embora poucas cheguem à fase de validação. A análise qualitativa da marcha continua a ser importante na avaliação pré-

protésica, pois permite identificar fases problemáticas da marcha que necessitam intervenções, e identificar os desvios da marcha é essencial para o ajuste da prótese.

Por outro lado, os métodos quantitativos registam parâmetros mensuráveis recolhidos através de equipamentos computadorizados de forma a melhorar a qualidade interpretativa dos profissionais. Atualmente, estes dispositivos variam em complexidade, desde simples relógios que contabilizam passos e distâncias, até aos sistemas mais complexos como a integração simultânea de parâmetros tridimensionais de cinética e cinemática (Chui et al., 2000). São vários os parâmetros possíveis de ser avaliados durante a marcha, a sua relevância depende do objetivo de avaliação. Entre os parâmetros mais frequentes medidos estão a velocidade da passada, comprimento de passo, cadência, largura do passo, duração do passo, tempo de oscilação, distancia percorrida, autonomia da marcha, duração das paragens, existência de tremores, queda, fases da marcha, orientação dos segmentos do corpo, força de reação do solo, ângulos das articulações, força muscular, momento e simetria da marcha (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

A análise de marcha tem um papel crucial, especialmente na fase inicial do processo de reabilitação de amputados, durante as provas de adaptação e ao longo do acompanhamento do paciente. Além disso, é fundamental para identificar a necessidade de ajustes na prótese ao longo do tempo, garantindo a sua adequação e eficácia no dia a dia do amputado (Matos, 2014).

2.3.1 Métodos de avaliação existentes

O método tradicional para avaliar a marcha humana no contexto clínico é muitas vezes subjetivo, sendo realizado por especialistas que avaliam a marcha do paciente ao observá-los a caminhar (Yang et al., 2012), e com a colaboração do paciente ao dizer como avalia a sua marcha chegam a conclusões subjetivas sobre a qualidade da marcha do paciente. Este método tem a desvantagem de depender da experiência e competência do profissional, resultando frequentemente em avaliações subjetivas, onde falta precisão (Muro-de-la-Herran et al., 2014). Embora útil, a subjetividade pode comprometer a exatidão dos resultados (Matos, 2014).

Estes métodos que envolvem a observação podem ser utilizados em conjugação com alguns testes físicos que fornecem dados quantitativos e ainda questionários aos pacientes. Dois dos testes mais utilizados são o AMP e o 6MWT. O AMP, dá-nos uma medida baseada na performance e pode ser realizado em 15 minutos, com e sem a prótese, o 6MWT tem sido o teste mais utilizado para obter dados baseados na performance para avaliar a capacidade

funcional devido ao baixo custo de execução e conveniência de administrar (Gailey et al., 2012). Outros testes utilizados incluem o Timed 25-Foot Walk, onde os pacientes caminham durante 7.5 metros em linha reta e é calculado o tempo que demoram a realizar o trajeto. No teste POMA (Performance-Oriented Mobility Assessment), o paciente caminha 3 metros, faz uma rotação de 180° e volta para a cadeira, utilizando os auxiliares de marcha que normalmente utiliza. Este teste permite avaliar o equilíbrio e desvios de marcha. O teste TUG (Timed Up and Go) é um teste que requer que o paciente se levante da posição de sentado, caminhe uma distância pré-determinada e retorne para a cadeira. Já o GARS (Gait Abnormality Rating Scale) é uma análise de vídeo que avalia 16 características da marcha humana, distribuídas em cinco categorias gerais, quatro para o membro inferior e sete para o tronco, cabeça e membros superiores. O teste ELGAM (Extra-Laboratory Gait Assessment Method) é um método de avaliação de marcha em casa, onde se analisam parâmetros como o comprimento do passo, velocidade, estilo de marcha inicial, capacidade de rodar a cabeça durante a marcha e o equilíbrio estático. Marcha com velocidade reduzida, passos curtos, dificuldade em rodar a cabeça e falta de equilíbrio são indicadores de instabilidade na marcha (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Atualmente, o desenvolvimento tecnológico deu-nos ferramentas que permitem uma avaliação objetiva dos diferentes parâmetros da marcha, fornecendo aos profissionais dados fiáveis que reduzem a margem de erro associada às avaliações subjetivas. Estes métodos de avaliação, mais objetivos e com informações quantificáveis, são conseguidos através de sensores, e estes sensores podem ser vestíveis e utilizados em qualquer ambiente fora do laboratório enquanto os não vestíveis são utilizados em ambiente de laboratório ou ginásio (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Existem diferentes tipos de sensores, como os sensores baseados em processamento de imagem, que capturam dados da marcha humana através de um ou mais sensores óticos e medem objetivamente parâmetros através do processamento digital da imagem. Podem ser avaliados parâmetros como ângulos das articulações durante as diferentes fases da marcha e velocidade de marcha. As plataformas de força também são uma ferramenta útil na análise de marcha, pois permitem avaliar a pressão plantar exercida pela pessoa durante a marcha (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Os sensores vestíveis são normalmente colocados em várias partes do corpo, como pés, joelhos, ancas e cintura. E podem captar vários sinais que caracterizam a marcha humana, como acelerómetros, giroscópios, sensores de força, extensómetros, goniómetros, marcas ativas e eletromiografia (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Além disso, uma grande variedade de dispositivos clínicos comerciais, como laboratórios com câmaras, passadeiras instrumentadas, tapetes e sensores embutidos em palmilhas, são capazes de detetar assimetrias na marcha. Contudo, estes sistemas são geralmente dispendiosos, baseados em ambiente laboratorial e fornecem os resultados apenas após a recolha da análise de dados, e não em tempo real (Yang et al., 2012).

2.4 Sensores

Um sensor pode ser definido como um “dispositivo capaz de detetar ou medir uma propriedade física”. Numa definição mais específica um sensor é “um dispositivo que responde a um estímulo físico (como temperatura, luz, som, pressão, magnetismo, ou um movimento em particular) e transmite um impulso resultante (como uma medida ou operação de um controlo)” (Van der Spek et al., 2009).

A avaliação do desempenho dos sensores recai sobre alguns parâmetros fundamentais, como a precisão, a resolução e a sensibilidade, mas podem ser muitas vezes afetados pelo design, e condições operacionais do sistema (Dong et al., 2016). A precisão de um sensor é determinada pela proximidade dos dados obtidos com o valor real da medida, que pode ser afetada devido a vários fatores como limitações do próprio sensor ou condições ambientais, dependendo do tipo de sensor. A resolução é definida como a menor alteração medida e é muitas vezes limitada pelo ruído. A sensibilidade é a capacidade de o sensor detetar mudanças no objeto medido, pode levar a melhorias no sensor ao ser aumentada, por outro lado, a resolução pode ficar afetada devido à maior captação de ruído. Por isso, estes parâmetros têm de ser equilibrados de forma a proporcionar um desempenho otimizado ao sensor (Doll & Pruitt, 2013).

Com o avanço destes dispositivos, tornou-se possível medir a locomoção do corpo e quantificar o desempenho e avaliação de pacientes em processo de reabilitação. A avaliação quantitativa dos parâmetros do movimento e da marcha humana é utilizada no desporto, na monitorização de pacientes e na reabilitação. A marcha pode ser avaliada em três domínios diferentes: espaço-temporal, cinética e cinemática (Sant’ Anna et al., 2013). Entre os diferentes tipos sensores utilizados na análise de marcha, há três mais prevalentes: sensores de inércia, sensores óticos e sensores angulares (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

2.4.1 Tipos de sensores e princípios de funcionamento

Entre os vários sensores aplicados em biomédica, o sensor de Inércia é dos mais utilizados. Este sensor é composto por um ou uma combinação de dois ou mais

acelerómetros, giroscópios, magnetómetros e um dispositivo responsável por transmitir os sinais. O acelerómetro é responsável por medir acelerações lineares e gravitacionais, o giroscópio mede alterações da velocidade angular, o magnetómetro fornece a orientação e o sistema transmite os dados em bruto para poderem ser analisados e interpretados (Ghattas & Jarvis, 2021). Estes sensores estão normalmente contidos numa “Inertial Measurement Unit (IMU)”, e funcionam de acordo com a lei da Inercia de Newton, que afirma que todos os corpos resistem à mudança no seu estado de movimento, e com a segunda lei de Newton, que estabelece que a força resultante que atua sobre um corpo é igual à massa vezes a aceleração. A IMU pode ser utilizada para calcular a aceleração linear, a velocidade angular, o ângulo de flexão e a orientação relativamente às coordenadas de referência, são pequenos dispositivos que monitorizam movimentos articulares e velocidade de marcha. Este é um método exato na análise clínica da marcha, com as desvantagens de ter efeito de deriva e perturbações por ruído eletromagnético em medições interiores (Homayounfar & Andrew, 2020).

Os **acelerómetros** são usados para medir a aceleração num ou mais eixos, com a capacidade de medir tanto a gravidade como o movimento, com dois componentes separados. O componente gravitacional é particularmente útil para definir a orientação postural de um indivíduo. Os acelerómetros podem ser piezoelétricos, piezoresistivos, ou por métodos de transdução por capacitância variável. Estes sensores funcionam com base na Lei de Hooke, que descreve a relação entre a força aplicada a uma mola e a deformação resultante da força na mola. Quando o acelerómetro é sujeito a uma aceleração, a massa experimenta uma força inercial, esta força causa deformação das molas, esta deformação é proporcional à força que por sua vez é proporcional à aceleração. Portanto ao medir a deformação, o acelerómetro pode determinar a aceleração experimentada pelo dispositivo (Shany et al., 2012).

Os **giroscópios vibratórios** utilizam o Efeito Coriolis para medir a velocidade angular, contém uma pequena massa que vibra e se desloca quando o sensor é rodado. Quando o giroscópio é rodado, a massa vibratória contida dentro do sensor experimenta uma força de Coriolis perpendicular à direção da vibração e à direção da rotação. Esta força causa um pequeno deslocamento da massa vibratória, que é detetado pelo sensor, esse deslocamento é proporcional à velocidade angular da rotação. Ao medir essa deslocação, ao longo do tempo, o giroscópio pode determinar a velocidade angular e, com integrações sucessivas, a mudança de ângulo (Shany et al., 2012).

Os **sensores de pressão plantar** avaliam a distribuição de pressão na planta do pé ao medir a força de reação ao solo. Frequentemente, estes sensores utilizam extensómetros

baseados em resistência ou capacitância. Os extensômetros registam a deformação causada pela pressão sobre a superfície do sensor, convertendo-a em sinais elétricos que podem ser interpretados para determinar a distribuição da pressão (Shany et al., 2012).

Os **magnetômetros** medem a orientação de um segmento do corpo em relação ao norte magnético da Terra, utilizando a indução eletromagnética. A indução eletromagnética ocorre quando um campo magnético variável gera uma corrente elétrica num condutor. O magnetômetro tem um eixo sensível que mede a intensidade e a direção do campo magnético, para medir a orientação completa, os magnetômetros possuem três sensores colocados em ângulos retos uns em relação aos outros (x, y e z) e cada um mede a componente do campo magnético ao longo do seu eixo específico. Com essas medições é possível determinar a orientação do dispositivo (Shany et al., 2012).

Os **podômetros**, detetam o movimento humano e traduzem-no na contagem do número de passos realizados, anteriormente estes sensores eram baseados em interruptores mecânicos ou pêndulos, atualmente a maioria dos podômetros utiliza sensores MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems), como acelerômetros que através dos padrões de movimento detetados faz a contagem dos passos (Shany et al., 2012).

Os **sensores de fibra ótica**, podem, por exemplo, ser usados para medir um ângulo de uma curvatura com recurso a uma fonte de luz, uma fibra ótica e um fotodetector. A atenuação da intensidade da luz permite-nos calcular o ângulo de curvatura da fibra ótica. Tem como vantagem a imunidade a ruídos eletromagnéticos e como desvantagem a baixa sensibilidade (Homayounfar & Andrew, 2020).

Os **goniómetros** são usados para medir o movimento angular das articulações e são comuns na vigilância desse movimento devido à simplicidade do seu mecanismo. Os goniômetros básicos, utilizam um elemento potenciométrico fixado ao ponto de rotação de uma articulação para medir o ângulo de flexão ou extensão, e muitas vezes utilizam também inclinômetros para medir a inclinação do objeto em relação à gravidade (Shany et al., 2012). Embora eficaz, ainda apresenta problemas de relaxamento e não linearidade. Foi também desenvolvido um goniómetro com tecido piezorresistivo tricotado, mostrando alta precisão comparado com goniómetros comerciais e IMUs. Também é atualmente possível monitorizar o movimento da mão com alta precisão com recurso a uma luva com estes sensores. Outra solução é o goniómetro de fibra ótica, que usa mudanças na polarização da luz para medir a rotação (Homayounfar & Andrew, 2020).

No contexto da medição da simetria de marcha, com foco na duração do ciclo de marcha, diversas soluções têm sido investigadas. Em 2012, Yang et al. desenvolveram um dispositivo destinado a indivíduos com amputações unilaterais. Este dispositivo consiste numa palmilha equipada com resistências sensíveis à força, concebida para ser inserida nos sapatos. A palmilha é alimentada por uma pequena bateria localizada na zona do tornozelo, proporcionando uma mobilidade prática e não invasiva para o utilizador (Yang et al., 2012), em 2003 Nolan et al. utilizaram um sistema semelhante com uma bateria fixada na zona da cintura. O sistema é capaz de medir, em tempo real, as forças de reação ao solo geradas pelos pés durante a marcha. Com base nestes dados calcula a duração das fases de apoio e de balanço, e avalia a simetria entre o membro saudável e o membro amputado. Um dos principais indicadores utilizados é a Razão de Simetria. Quando esta fica abaixo de um limiar previamente estabelecido, o sistema emite um sinal sonoro, alertando o utilizador para a assimetria detetada. Caso a Razão de Simetria seja igual ou superior ao limiar de feedback, o sistema mantém-se em silêncio, indicando que a marcha está dentro dos padrões aceitáveis de simetria (Nolan et al., 2003; Yang et al., 2012). Rathore et al. desenvolveram um dispositivo que combina Resistências Sensíveis à Força (FSR) e Potenciômetros, os primeiros são colocados em pontos específicos de uma palmilha para medir a distribuição da força plantar durante o ciclo de marcha e os segundos são utilizados para medir os ângulos das articulações do joelho e anca. Este dispositivo mede a duração do ciclo de marcha através dos sensores de pressão que detetam as fases do ciclo de marcha através da zona onde está a ser exercida força na planta do pé e contabilizam o intervalo de tempo entre duas fases de marcha iguais para o mesmo membro (Rathore et al., 2023).

Sistemas baseados em IMU também são utilizados para fornecer dados para o cálculo da simetria da marcha, Maqbool et al. aplicaram um sistema composto por um acelerómetro triaxial e um giroscópio triaxial. Este dispositivo foi colocado distalmente nos membros inferiores com o objetivo de capturar dados de movimento durante a marcha. Através disto, o dispositivo foi capaz de detetar as diferentes fases da marcha com precisão, permitindo assim calcular a duração de um ciclo de marcha, bem como a duração das fases de balanço e apoio, a partir da análise de dois passos consecutivos (Maqbool et al., 2024). Steinmetzer et al. estudaram um sensor semelhante, também um IMU, o Bosh BNO055, composto por um giroscópio, acelerómetro e magnetómetro que envia os dados para uma aplicação de smartphone, foram colocados os sensores nas extremidades dos membros e através de uma Rede neural convolucional programadas para detetar as fases da marcha devido à posição dos segmentos do membro inferior permitindo dessa forma saber a duração do ciclo de marcha (Steinmetzer et al., 2020).

2.4.2 Light Detection and Ranging (LiDAR)

A tecnologia LiDAR, cujo nome deriva da combinação das palavras “light” e “radar”, existe desde os anos 60 e foi desenvolvida com o objetivo de medir distâncias de forma precisa e capaz de superar os obstáculos do método de medição tradicional. Com o desenvolvimento da tecnologia e da robótica, o LiDAR é aplicado atualmente em diversas áreas (Mehendale & Neoge, 2020). Na cartografia e topografia, permite produzir mapas topográficos detalhados, assim como a análise da altura da vegetação, importante na gestão florestal. São utilizados, também, através da digitalização para mapear ambientes em 3D, em veículos autónomos na identificação de obstáculos, estradas, peões e animais, e ambiente envolvente, assim como para medir a distância entre o veículo e os obstáculos de forma a evitar a colisão. É ainda utilizado para medir altitudes, determinar a distância entre objetos ou determinar o tamanho de uma sala e a sua composição típica consiste num scanner, laser e são contidos em sistemas com GPS (Global Positioning System) e IMU's (Fardiansyah Nur Aziz & Masduki Zakarijah, 2022).

O LiDAR é um método para determinar distâncias variáveis entre um observador e a superfície alvo, o princípio desta tecnologia utiliza a emissão e reflexão de feixes de luz, como exemplifica a figura 4, assim como o seu comprimento de onda, e o tempo de voo (ToF), ou seja, mede o tempo que a luz emitida demora a regressar à origem. O sistema emite luz laser, infravermelha, para a superfície alvo, mede a luz refletida para analisar o tempo de chegada da luz (Sakib, 2021).

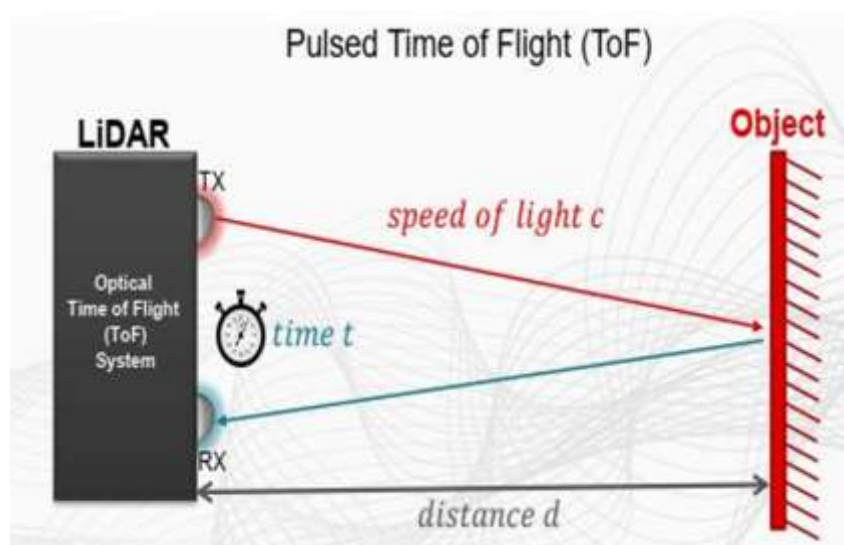


Figura 4 - Princípio básico do funcionamento do LiDAR (Retirado de Sabib, 2021)

A partir destes valores, calcula a distância, quando o sistema calcula estas distâncias de forma contínua e em movimento cria um mapa complexo das superfícies e pode desenhar uma representação digital dos objetos (Figura 5)(Mehendale & Neoge, 2020).

$$Distância = c \times \frac{\Delta t}{2} \quad (eq. 3)$$

- c = velocidade da luz
- Δt = tempo que a luz demora a chegar à origem

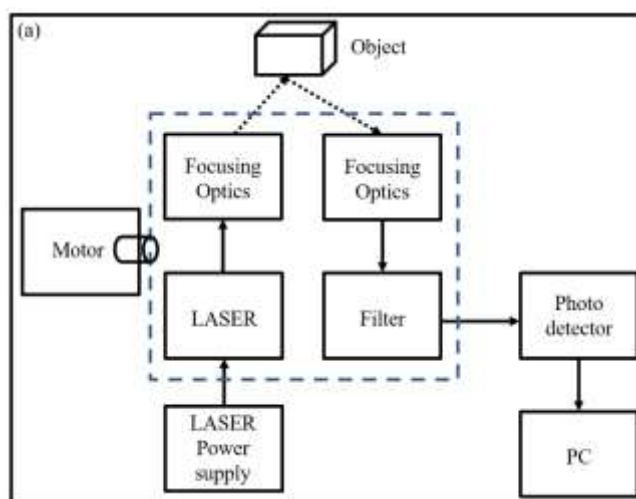


Figura 5 - Esquema de funcionamento do sistema LiDAR (Retirado de Mehendale & Neoge, 2020)

De uma forma geral, os comprimentos de onda destes sistemas variam entre os 514 nm e os 1064 nm. A energia do impulso entre 1J e 4J e a precisão está em torno dos 90% com variações entre os 59% e os 99.10%(Mehendale & Neoge, 2020).

Tipos de LiDAR

O sistema LiDAR pode ser dividido em dois grupos, os terrestres e os aéreos. Os primeiros atuam principalmente na horizontal e tipicamente cobrem 360°, e são estes os utilizados na identificação de objetos, identificação de caminhos e criação de modelos de espaços em 3D. Podem ainda ser divididos em móveis e estáticos, os móveis são colocados em veículos e as distâncias sucessivas são obtidas numa plataforma em movimento enquanto os estáticos são tipicamente colocados num tripé e fazem as medições através de uma

plataforma estática. Os aéreos atuam principalmente na vertical e cobrem 180°, podem ser de dois tipos, topográficos e batimétricos. Os topográficos são utilizados para examinar superfícies, enquanto os batimétricos são utilizados na análise da elevação da água e profundidade (Mehendale & Neoge, 2020).

O LiDAR pode também ser classificado com base nas dimensões (1D, 2D e 3D), os princípios de funcionamento são os mesmos nas 3 dimensões, mas o mecanismo responsável pela direção, no modo de varredura e no número de feixes necessários (Behroozpour et al., 2017). Nos sistemas 1D e 2D é utilizado apenas um feixe. No LiDAR 1D é utilizado um feixe de laser fixo que mede a distância num único eixo, no LiDAR 2D (Figura 6) apenas um feixe é emitido com base num movimento de rotação de 180° ou 360°, que recolhe a distância horizontal das superfícies alvo, a rotação é feita com recurso a um motor ligado a um sistema de polias. No LiDAR 3D, são usados vários feixes de luz aplicados em direções diferentes de modo a obter dados nos eixos X, Y e Z, cada feixe tem um ângulo pré-definido em relação aos outros feixes(Mehendale & Neoge, 2020). Para criar uma imagem 3D, a luz tem de ser direcionada para toda a superfície no campo de visão (FOV) desejado (Behroozpour et al., 2017).



Figura 6 - LiDAR 2D 360° modelo A1M8 (Retirado de Mehendale & Neoge, 2020)

Outra classificação é relativa ao retroespalhamento, e divide-se em três grupos: LiDAR Rayleigh, LiDAR Mie e LiDAR Raman, e estão relacionados com o tipo de distância que queremos obter, pequenas, médias ou grandes, respetivamente (Mehendale & Neoge, 2020).

Podem ainda ser divididos em coerentes e incoerentes. Os coerentes baseados nas mudanças da fase da luz e os incoerentes baseados na intensidade da luz. Têm diferentes aplicações, os primeiros são mais utilizados em medições de precisão e distâncias pequenas enquanto os segundos são mais utilizados para desvio de obstáculos e identificação de objetos (Mehendale & Neoge, 2020).

Nos sistemas baseados no impulso da luz, são enviados curtos impulsos de luz, com durações típicas de menos de 1 nanossegundo até dezenas de nanossegundos, o que permite medições precisas e ao mesmo tempo mantém a luz segura para os olhos humanos (Behroozpour et al., 2017).

Os sistemas baseados na amplitude operam através da modulação da intensidade da luz, tal como os esquemas baseados no impulso, mas continuamente sem impulsos acentuados. A luz é detetada por um foto díodo e a carga gerada é transferida para dois nós dependendo do tempo de chegada. A razão da carga acumulada em cada nó é usada para calcular o tempo de voo e, conseqüentemente, a distância ao alvo. É muito utilizada em aplicações de curto alcance, devido à alta precisão (inferior a 1cm) e resistência a variações ambientais, mas não oferece resolução fina nem capacidade de detecção de múltiplos alvos.

Os sistemas baseados na frequência diferem no modo de operação dos sistemas de impulso e amplitude, pois estes dependem das propriedades ondulatórias da luz de forma linear ao longo do tempo. Utilizam a modulação da frequência da luz, gerando um padrão de interferência cuja diferença da frequência é proporcional ao tempo de voo, com o qual é possível obter a distância. Este sistema permite uma maior resolução e sensibilidade assim como maior resistência contra ruído e variações ambientais, o que os torna mais estáveis em aplicações de longo alcance (Behroozpour et al., 2017).

Sistemas LiDAR compactos

A crescente abrangência do sistema LiDAR em diversas áreas de aplicação tem impulsionado a procura por novas características que aperfeiçoem o desempenho do sistema noutros contextos. Com o aumento na procura de soluções mais económicas, leves, compactas, versáteis e eficazes, foram desenvolvidos sistemas compactos concebidos para responder a estas necessidades, demonstrando avanços significativos. A tecnologia MEMS permite a redução significativa do tamanho e peso dos sistemas LiDAR, criando scanners compactos. O uso de espelhos MEMS permitem a utilização de apenas um transmissor laser para gerar um campo de visão 2D, simplificando a estrutura do sistema. A integração direta com microcontroladores económicos como o Arduino e Raspberry Pi utilizando um esquema

de Modulação por Largura de Pulso (PWM) elimina a necessidade de circuitos adicionais. Estes dois fatores com a integração de tecnologias compactas e leves permite a criação de sistemas LiDAR compactos, eficientes e alimentados por baterias simples de 9V (Wang et al., 2020).

Três exemplos amplamente utilizados para curtas distâncias de 1D são os sensores VL53L0X ToF, o LidarLite v3 e o TF mini S LiDAR.

O sensor VL53L0X (Figura 7), é um módulo de medição a laser integrado, com as menores dimensões do mercado, é baseado no ToF, e utiliza I²C (Inter-Integrated Circuit) e PWM para o controlo do dispositivo e transferência de dados. A tecnologia de ToF permite ao sensor medir distâncias absolutas entre os 4 mm e os 2000 mm, com uma resolução de 1 nm. Equipado com um laser VCSEL (Vertical-Cavity Surface-Emitting Laser) de 940 nm, invisível a olho nu e filtros infravermelhos internos, o VL53L0X oferece resistência à interferência da luz ambiente. O seu FOV de 25° permite detetar objetos sem captar reflexos de superfícies adjacentes ao contrário dos sonares e sensores infravermelhos, além disso não apresenta problemas de linearidade e permite medições em ambientes dinâmicos. É um sensor de fácil integração devido ao seu baixo custo, peso e tamanho combinado com a sua fiabilidade na deteção de objetos e baixo consumo de energia (Gutierrez-Villalobos et al., 2017; Lakovic et al., 2019).

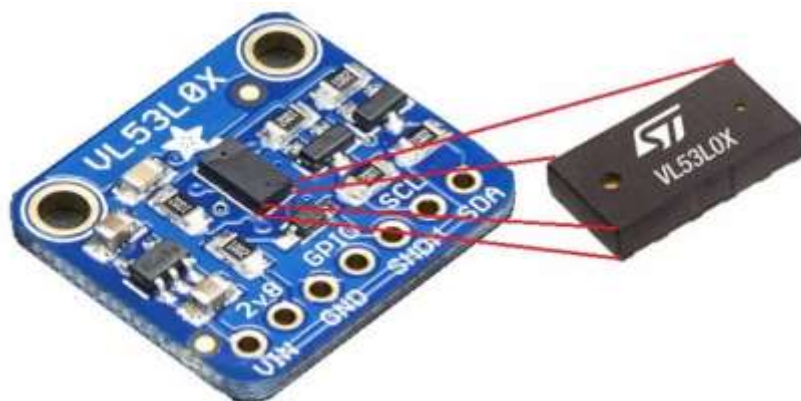


Figura 7 - Sensor VL53L0X (Retirado de Gutierrez-Villalobos et al., 2017)

O LiDAR Lite v3 (Figura 8), assim como VL53L0X, utiliza saídas I²C e PWM para determinar e comunicar as distâncias. Permite medir distâncias até 40000 mm, com uma resolução de 10 mm. Está equipado com um laser com um comprimento de onda de 905 nm, com o modo de operação com base no impulso da luz, e classificado como classe 1, sendo,

portanto, seguro para os olhos. O dispositivo ajusta automaticamente a interferência da luz externa, ao calibrar a sensibilidade e estabelecendo uma referência zero. O Lidar Lite v3 é um módulo de medição eficaz baseado em princípios de emissão, reflexão e correlação de sinais, permitindo medições precisas e adaptáveis a diferentes condições ambientais (Ayala et al., 2018).



Figura 8 - Lidar Lite v3 (Retirado de Ayala et al., 2018)

O TF mini S LiDAR é um sensor de medição com um laser unidirecional, atuando a 1D. Funciona com o mesmo princípio dos LiDAR tradicionais, com o cálculo da distância através de ToF baseada na diferença de fase, utilizando as seguintes equações (Fardiansyah Nur Aziz & Masduki Zakarijah, 2022):

$$ToF = \frac{\Delta\phi}{2\pi f} \quad (eq.4)$$

$$D = \frac{c}{2} \times \frac{\Delta\phi}{2\pi f} \quad (eq.5)$$

- ToF: Tempo de voo
- D : Distância
- $\Delta\phi$: diferença de fase entre a onda emitida e a onda refletida (em radianos)
- f : frequência de modulação da onda (em Hz)

O TF mini S tem sido aplicado em diversas áreas devido ao seu tamanho reduzido, baixo custo e capacidade de longo alcance, sendo adequado para aplicações em ambientes interiores e exteriores. O módulo TF mini S, é uma atualização do TF mini, com dimensões de 42x25x16 mm e um peso de 4,7g, o que torna ideal para integrar equipamentos onde o espaço é limitado (Benewake (Beijing) Co. Ltd., 2019; Budisusanto et al., 2021; Maheswari et al., 2023).

O princípio de funcionamento do sensor baseia-se na emissão de ondas moduladas de luz infravermelha que são refletidas quando entram em contacto com a superfície alvo

(Figura 9). A medição do ToF é realizada através da avaliação da diferença de fase na viagem de ida e volta dessas ondas. A partir desta medição, calcula-se a distância entre o sensor e a superfície. Permite medir distâncias entre os 100 mm e os 12000 mm, com uma resolução de 5 mm, e com uma precisão de 1% para distâncias inferiores a 6 metros e de 2% para distâncias entre os 6 e os 12 metros. O sensor é capaz de operar em frequências de atualização até 1000 Hz, o que permite medições em tempo real, e tem suporte para interfaces de comunicação UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) e I²C (Budisusanto et al., 2021; Maheswari et al., 2023). Este sensor apresenta melhor desempenho em distâncias entre os 0,5 metros e os 10 metros, em materiais com pouca absorção da luz e posicionado em ângulos de 0° ou 180° (Fardiansyah Nur Aziz & Masduki Zakarijah, 2022).

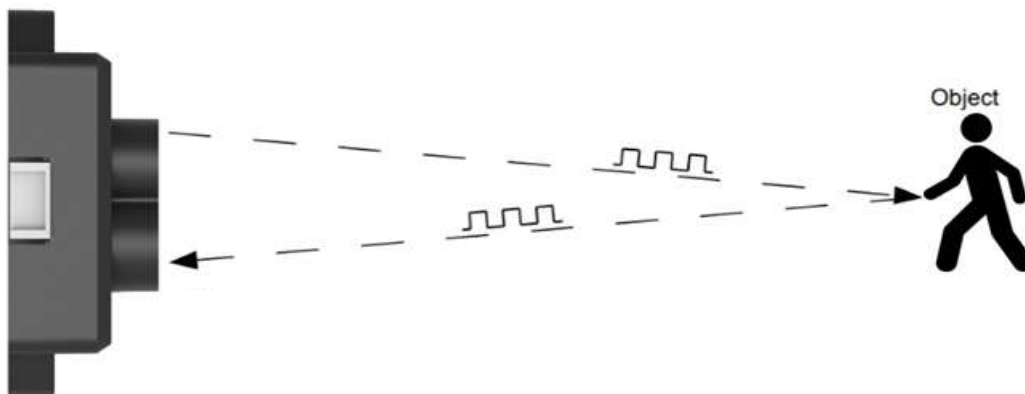


Figura 9 - TF mini S LiDAR (Retirado de Benewakw, 2019)

2.4.3 Wearable Sensors

Wearable sensores, também conhecidos como sensores vestíveis, são dispositivos miniaturizados, concebidos para monitorizar sinais fisiológicos e biomecânicos em tempo real, adaptando-se de forma discreta e confortável no corpo do utilizador (Wu et al., 2024). Estes sensores têm como objetivo principal a recolha e análise parâmetros físicos, como a frequência cardíaca, pressão arterial, pulso, respiração e postura, bem como substâncias bioquímicas e metabólicas presentes em fluidos corporais, como suor, lágrimas, saliva e fluidos intersticiais (Xue et al., 2024). Estes dispositivos são aplicados estrategicamente sobre a superfície do corpo ou até implantada sobre a pele, em diversos formatos, como relógios, óculos, braçadeiras, bandas e roupas (Pillai & Kewte, 2024).

Com os avanços em várias áreas como, ciências dos materiais, eletrónica, nano tecnologias, foi possível desenvolver *wearable sensors* com o tamanho e tecnologias necessárias para a sua aplicação na medicina personalizada (Figura 10), desporto e IoT

(Internet of Things) para a saúde. Estes dispositivos estão ligados a desenvolvimentos no diagnóstico precoce e monitorização contínua da doença, reabilitação pós-operatória, prevenção de quedas e análise do estado motor dos utilizadores (Xue et al., 2024).

A transmissão dos sinais obtidos é feita normalmente através do processamento e análise inteligentes e otimização do desempenho. Os *wearable sensors* podem ser de dois tipos, *wearable sensors* eletroquímicos e *wearable sensors* mecânicos (Xue et al., 2024).

Os *wearable sensors* eletroquímicos atuam a nível molecular, fazendo a monitorização de indicadores bioquímicos e são capazes de detetar mudanças nos sinais elétricos correspondentes à concentração da substância alvo no líquido testado. Trazem inúmeras vantagens comparados com o equipamento laboratorial, como o tamanho e custo reduzido, capacidade de uso contínuo e medição em tempo real, e são cada vez mais utilizados na quantificação de metabólitos bioquímicos no corpo humano. De acordo com os métodos de deteção de sinais eletroquímicos, estes podem ser classificados como potenciométricos, amperimétricos e voltamétricos. Os primeiros medem concentrações de iões em eletrólitos através de elétrodos seletivos de iões. São simples, fiáveis e adequados para medições contínuas em gamas moderadas de concentração. Os amperimétricos baseiam-se na aplicação de um potencial constante para oxidar os analitos alvo, como glicose e ácido láctico, permitindo a deteção precisa e contínua. Os sensores voltamétricos utilizam potenciais variáveis para alcançar alta sensibilidade na deteção de mudanças na superfície do elétrodo, sendo ideais para análises detalhas. O avanço dos nano materiais tem sido um aspeto importante na melhoria do desempenho destes sensores com a possibilidade de manter o tamanho do dispositivo, tornando possível o trabalho com pequenas amostras (Xue et al., 2024).

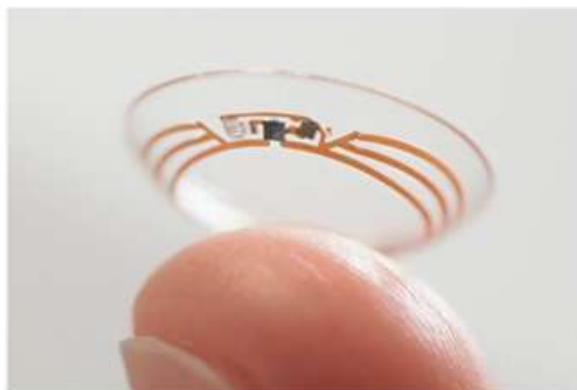


Figura 10 - Lente de contacto para medição de glicose no sangue (Retirado de Heikenfeld et al., 2018)

Os *wearable sensors* mecânicos, medem sinais físicos como a pressão arterial, pulso, pressão plantar ao converter deformações mecânicas induzidas por força em sinais elétricos. Estes dispositivos empregam sensores piezoelétricos, triboelétricos, capacitivos, piezoresistivos e óticos (Pillai & Kewte, 2024). O sensor piezoelétrico tem vantagens como o fabrico simples, miniaturização, elevada sensibilidade e são particularmente adequados para condições de pressão dinâmica. Os sensores triboelétricos são adequados para captar sinais associados ao movimento humano devido ao seu alto nível de desempenho em frequências de operação baixas e são muitas vezes combinados com os sensores piezoelétricos. Os sensores capacitivos têm um elevado potencial de aplicação em diversas áreas sendo maioritariamente utilizados na indústria automóvel como acelerómetros. Já os piezoresistivos têm a vantagem de ser flexíveis e com elevada sensibilidade, particularmente eficazes na monitorização de sinais fisiológicos como pulso, respiração e movimento dos membros (Xue et al., 2024). Os sensores óticos distinguem-se por não sofrerem alterações nas suas características elétricas devido a forças externas. Uma das constituições possíveis são uma fonte de luz e um detetor, e as suas medições são feitas com base na alteração do comprimento de onda da luz refletida. Desta forma, os sensores óticos são capazes de detetar alterações de comprimento de onda resultantes de pequenas mudanças da superfície da pele humana. Estes sensores têm a vantagem de ter elevada resistência a ruídos eletromagnéticos (Xue et al., 2024).

Existem diversas aplicações deste sistema na área da saúde, podemos ver vários exemplos na figura 11. Avaliam o sistema cardiovascular, através de dispositivos de pele, capazes de medir a pressão arterial e pulso em tempo real, e em sistemas mais avançados com integração de ecocardiografia e fotopletismografia por micro-ondas para monitorização dinâmica e previsão de condições como a fibrilação auricular. São aplicados na monitorização do sistema endócrino, obtendo dados como a glicose, lactato e cortisol tornando a colheita de sangue um método menos invasivo através de microagulhas para fluidos intersticiais, saliva, suor e lágrimas (Xue et al., 2024). São também aplicados para avaliações no sistema músculo-esquelético, no reconhecimento de gestos ou posturas da mão, na monitorização de movimentos e da marcha (Pillai & Kewte, 2024).



Figura 11 - Wearable sensors (Retirado de Xue et al, 2024)

Os *wearable sensors* têm a capacidade de quantificar com precisão diversos indicadores fisiológicos, oferecendo uma alternativa aos instrumentos médicos tradicionais, com a possibilidade de serem mais compactos, com menor consumo de energia e realizar uma medição contínua e em tempo real (Wu et al., 2024). Os dados obtidos podem ser transmitidos através da ligação wireless para gadgets ou em relógios ou telemóveis. Estas características mantêm a sensibilidade necessária, fazendo destes sensores ferramentas promissoras para a monitorização da saúde, com a vantagem de serem confortáveis de usar e possuírem a capacidade de monitorizar sinais por períodos longos em indivíduos com a saúde condicionada (Pillai & Kewte, 2024).

2.4.4 Internet of Things (IoT)

A Internet of Things, transforma objetos físicos num ecossistema de informação partilhado entre *wearable sensors*, sensores portáteis e implantáveis, e implica a ideia de que tudo pode ser monitorizado e controlado remotamente através da internet (Radouan Ait Mouha, 2021). Refere-se a uma infraestrutura de rede dinâmica composta por dispositivos interligados, que permitem a recolha, processamento e transferência dos dados, tornando-os partes ativas da internet. Esta tecnologia inclui sensores, hardware, software, componentes eletrónicos e códigos únicos de identificação, os quais facilitam a comunicação entre dispositivos e permitem a transmissão e receção de informação através da rede (Jose J et al., 2024). A interação entre os dispositivos, funciona de forma autónoma e inteligente, e atualmente, os dispositivos são normalmente um conjunto de objetos inteligentes, como telemóveis e computadores com um esquema de endereçamento único e ligados à internet

através de uma estrutura unificada, sendo esta estrutura, por exemplo, a computação em nuvem (Ali et al., 2015).

A arquitetura IoT é geralmente baseada em três dimensões principais. A primeira, é a Dimensão de Percepção, composta por sensores que recolhem parâmetros físicos, como luz, temperatura, pressão. A segunda, a Dimensão da rede, assegura a conexão com outros dispositivos, redes e servidores. A última, é a Dimensão de Aplicação, responsável por fornecer serviços específicos da aplicação ao utilizador. A interseção entre estas dimensões cria um a infraestrutura do IoT (Ali et al., 2015).

A recolha de dados, realizada por sensores e atuadores, permite analisar resultados e controlar processos de forma eficiente (Sorri et al., 2022). Numa aplicação de IoT pode ser utilizado um ou mais sensores, que recolhem dados e informação sobre o sistema, esses dados são processados e podem ser emitidos comandos, através dos sensores pela rede, para os atuadores, garantido uma integração eficaz (Radouan Ait Mouha, 2021).

A IoT tem o potencial de trazer benefícios em diferentes áreas. Pode melhorar a eficiência dos serviços de abastecimento, através da automação, reduzir o consumo de energia nas casas e melhorar os cuidados de saúde através da monitorização em tempo-real. Contribui para a eficiência na educação, e pode ser uma ferramenta importante no aumento da independência de pessoas com deficiência e idosos, com aumento da qualidade de vida e redução dos custos envolvidos (Radouan Ait Mouha, 2021). Apesar das inúmeras vantagens que a IoT traz, ainda existem desafios na área como a padronização das plataformas, conectividade, segurança dos dados, privacidade e legislação (Sorri et al., 2022).

No setor da saúde, a integração da IoT tem a capacidade de transformar significativamente o serviço de saúde, através da monitorização em tempo real de utentes, análise preditiva e planos tratamento personalizados. Tem aplicações na prevenção, diagnóstico, tratamento e acompanhamento remoto de pacientes (Radouan Ait Mouha, 2021). São principalmente usados com *wearable sensors* e *wearable biosensors* integrados, para a monitorização continua em tempo real de doenças crónicas, medindo parâmetros como glicose no sangue, pressão arterial, frequência cardíaca, sem a necessidade de deslocações ao hospital. O impacto da IoT na saúde é amplificado pela integração de Sistemas Inteligentes capazes de processar grandes volumes de informações médicas, identificar padrões em dados complexos, prever potenciais problemas de saúde e apoiar decisões baseadas em evidencia. Assim, o sistema de saúde evolui para uma abordagem preditiva e personalizada, focada na prevenção e no tratamento adaptado às necessidades individuais (Sree & Kishor Kumar Reddy, 2024).

Os sistemas de IoT em saúde, incluem um servidor central na nuvem, bem como interfaces individuais para os utilizadores e outra para os investigadores. Enquanto preserva a integridade dos dados, o servidor da nuvem serve como base para o armazenamento de dados, construção de modelos e início de ações direcionadas aos participantes. Outro elemento essencial é a interface do participante, que requer métodos para a recolha de dados objetivos e subjetivos, bem como a capacidade de interação do participante em tempo real. A interface de investigadores/clínicos permitem que os profissionais tenham acesso e possam interagir com os dados e o sistema (Al Khatib et al., 2024).

Mais especificamente na área da reabilitação física, a IoT tem tido um impacto significativo com potencial crescimento, através soluções inovadoras que melhoram a acessibilidade, monitorização e cuidado personalizado de pessoas com deficiência. Ao integrar a IoT, a reabilitação torna-se mais eficaz, através da recolha de dados em tempo real em conjunto com o feedback, permitindo ajustes imediatos assim como o acompanhamento da evolução do utente (Al Khatib et al., 2024). Mao et al, desenvolveram um dispositivo IoT com sensores triboelétricos e *deep learning*, para avaliar e identificar os movimentos dos membros em pacientes com Parkinson, que permite registar e analisar com precisão a motricidade fina e realizar monitorização cardíaca e localização (Mao et al., 2023). Rathke et al, criaram um sistema de análise de marcha que utiliza a pressão plantar para monitorizar parâmetros cinéticos da marcha eficazmente, com recurso a sensores piezorresistivos colocados numa palmilha e ao microcontrolador ESP32 com comunicação wireless. Com este sistema é possível analisar em tempo real as forças de reação ao solo e a duração do tempo de apoio e balanço (Rathke et al., 2024).

A integração de IoT nos dispositivos de análise de marcha tem inúmeras vantagens, devido à sua capacidade de recolher dados em tempo real, assegurando a análise precisa mesmo fora dos ambientes controlados de um laboratório, e facilitando a monitorização continua e remota por profissionais de saúde. Além disso, os sistemas IoT utilizam tecnologias acessíveis e menos invasivas em comparação com laboratórios de análise tradicionais, fornecendo alternativas de baixo custo para monitorização, permitindo que pacientes com dificuldades de locomoção tenham acesso a diagnósticos e tratamento personalizados (Boucharas et al., 2022).

2.5 Microcontroladores e Plataformas de desenvolvimento

Um microcontrolador é um circuito integrado concebido para controlar dispositivos através do processamento de dados de entrada e da execução de tarefas específicas (Hussain et al., 2016). Frequentemente descrito como um “computador de chip único”, dado

que integra, numa estrutura compacta, uma unidade central de processamento (CPU), memória de acesso aleatório (RAM), memória de leitura (ROM) e portas de entrada/saída (I/O). A palavra “micro” refere-se ao seu reduzido tamanho físico, enquanto “controlador” identifica a função de controlar objetos, processos e eventos (Ramu et al., 2022).

Ao contrário dos computadores tradicionais, os microcontroladores realizam uma tarefa previamente definida e executam aplicações específicas, operando a baixas velocidades e baixo consumo de energia. São fundamentais na programação e operação de dispositivos com funções específicas, especialmente em aplicações automatizadas, onde são na maioria das vezes utilizados em sistemas embarcados, onde é fundamental a integração entre o hardware e o software (Hussain et al., 2016). A arquitetura do microcontrolador incorpora os componentes necessários para o seu funcionamento integrado, permitindo o processamento dos dados da memória ou de dispositivos de entrada, assim como o armazenamento desses dados já processados na memória ou a sua transferência para dispositivos de saída, de acordo com as instruções programadas (Rahul Kumar & Dr. L. K. Jha, 2023).

2.5.1 Tipos de microcontroladores e placas de desenvolvimento

A diversidade nos tipos de microcontroladores deve-se principalmente a variações no tamanho do barramento interno, responsável pela transferência de dados entre o CPU, memória e periféricos, na sua arquitetura, e em características específicas para determinadas aplicações. Relativamente ao barramento interno, os microcontroladores podem ser de 8-bit, 16-bit ou 32-bit, influenciando a capacidade de processamento e eficiência do dispositivo (AIMadhoun, 2023). Os primeiros, operam com dados de 8 bits, com uma Unidade Lógica e Aritmética (ALU) e barramento internos de 8 bits, são mais utilizados para aplicações simples de baixo custo e pouco consumo de energia, como sistemas de controlo simples. Alguns exemplos de linhas e famílias de microcontroladores são o 8052, PIC e AVR ATmega, programados em linguagem C e Assembly em ambientes como Keil uVision, SDCC, MPLAB X IDE e Mikro C PRO e Atmel Studio (Samiullah et al., 2023).

Os microcontroladores de 16-bit, têm maior precisão e capacidade, operando com dados de 16 bits. A sua ALU e o barramento interno são ambos de 16 bits o que permite uma manipulação de dados mais complexa e eficiente, usadas quando as aplicações exigem operações mais detalhadas e robustas. Alguns exemplos de linhas destes microcontroladores são o MSP30 e PIC24 (Samiullah et al., 2023).

Já os microcontroladores de 32-bit, têm uma maior potência e precisão, com uma ALU a operar a 32 bits assim como o barramento interno. Esta configuração permite cálculos complexos, eficientes com uma única instrução, melhorando significativamente o fluxo de dados. São utilizados em sistemas que exigem uma elevada complexidade computacional, e uma opção mais rápida, precisa e eficiente que os microcontroladores anteriores. São exemplos o ESP32, desenvolvido pela Espress Systems, baseado numa arquitetura Xtensa 32-bit Lx6 e suporta ambientes de desenvolvimento como Arduino IDE, MicroPython e ESP-IDF. E o STM 32, fabricado pela STMicroelectronics, é baseado na arquitetura ARM Cortex-M com variações específicas em relação ao consumo, e pode ser desenvolvido em ambientes de desenvolvimento como o STM32CubeIDE e Keil (Samiullah et al., 2023).

Estes microcontroladores necessitam de componentes eletrônicos de suporte, o que é conseguido através de placas de desenvolvimento. Estas placas facilitam a realização de testes e implementação de aplicações embebidas, sendo caracterizadas pela sua capacidade de integrar vários componentes e interfaces, proporcionando uma plataforma versátil para os programadores (Monk, 2016). Suportam funcionalidades que vão desde operações básicas de entrada/saída, até tarefas complexas de comunicação e processamento, dependendo das suas especificações. As placas de desenvolvimento são geralmente modulares e compatíveis com vários protocolos de comunicação de maneira a permitir a integração de outros componentes. Incluem o microprocessador, com capacidade de processamento e, normalmente, um temporizador associado. Além disso, incluem componentes de memória, para armazenar códigos de execução do sistema, garantido a execução eficiente do programa. Também dispõem de interfaces de comunicação como UART, I²C e GPIO (General-Purpose Input/Output) e SPI (Serial Peripheral Interface), que facilitam a conexão e transferência de dados com os dispositivos externos (Drumea et al., 2008).

Neste momento existem muitas opções de placas de desenvolvimento compactas, de baixo consumo e versáteis, por isso, para a escolha da placa a utilizar num projeto é importante ter em conta aspetos como a compatibilidade com os componentes que queremos utilizar, o tipo de linguagem e custos. A programação é normalmente facilitada através de um Ambiente de Desenvolvimento (IDEs) associado à própria placa com linguagem específica, com suportes previamente configurados para dispositivos e bibliotecas, embora IDEs mais versáteis permitam a utilização de linguagens de programação alternativas (Lang et al., 2018). Alguns dos exemplos mais conhecidos são:

O **Arduino**, tem várias placas de desenvolvimento open source, com versões nano e expansões, possibilidade de conexão remoto via Bluetooth ou Wi-Fi, o que o torna compatível com muitas das funcionalidades requeridas pelos programadores. A principal vantagem do

Arduino é a sua reputação consolidada na área do desenvolvimento eletrônico, bem como no suporte abrangente que oferece, bibliotecas de outros fornecedores, vasta gama de sensores, recursos e uma comunidade ativa. Requerem pouca configuração e podem ser programadas no ambiente de desenvolvimento, Arduino IDE (Lang et al., 2018; Tewari et al., 2021).

O **Raspberry Pi**, considerado um microcomputador, também tem disponíveis vários tipos com versões nano, expansões e possibilidade de conexão via Bluetooth ou Wi-Fi de baixo custo. Foi desenvolvido pela Raspberry Pi Foundation e é um computador completo do tamanho de um cartão de crédito, geralmente com mais potencia do que a necessária para aplicações simples de sensores ou atuadores conectados, mas destacam-se como agregadores de dado, Hubs e gateways em projetos mais complexos. Funciona com o sistema operativo Raspbian, e não possuem entradas analógicas nativas, pois não têm ADC (Analog-to-Digital Converter) (Lang et al., 2018).

O **ESP8266**, desenvolvido pela Espressif Systems da China, é umas das soluções IoT mais populares e acessíveis do mercado , devido ao seu custo-benefício e facilidade de utilização. Estas placas suportam APSD (Automatic Power Save Delivery) para aplicações VoIP (Voice over Internet Protocol) e interfaces de coexistência com Bluetooth. Além disso, possui um sistema de radiofrequência ajustável em diversas condições ambientais e na presença de interferências externas (Tewari et al., 2021).

A **Adafruit**, assim como o Arduino e Raspberry têm uma vasta gama de placas de desenvolvimento versáteis e fáceis de utilizar, são compatíveis com uma grande quantidade de sensores atuadores e módulos. São compactas, muitas delas equipadas com GPIO, têm disponível bibliotecas de código e possibilidade de conexão via Bluetooth e Wi-Fi. São compatíveis com diversos ambientes de desenvolvimento como Arduino IDE, CircuitPython e MicroPython (Tewari et al., 2021).

A escolha do microcontrolador e da placa de desenvolvimento adequados depende das exigências específicas da aplicação, incluindo fatores como o custo, consumo de energia, desempenho e facilidade de desenvolvimento. A evolução continua dos microcontroladores e das placas de desenvolvimento têm permitido a criação de sistemas embebidos cada vez mais sofisticados e eficientes, impulsionando avanços em áreas como a automação industrial, saúde e IoT (Wolf, 2012).

2.5.2 Arduino e Plataforma Arduino Cloud

As placas de desenvolvimento Arduino, contém um microcontrolador, tipicamente um da família ATmega, essencial no desenvolvimento de projetos de protótipos. Para além do microcontrolador contém outros módulos fundamentais como, cristais, pinos de alimentação integrados e um programado com um bootloader para iniciar o dispositivo. A placa está ainda equipada com LEDs (Light Emitting Diode), bem como pinos extensíveis onde podem ser ligados módulos externos, como USB (Universal Serial Bus). O microcontrolador da placa Arduino pode ser programado no Arduino IDE, através de uma sintaxe simples e fácil de utilizar, e é o microcontrolador integrado que controla o funcionamento dos LEDs e dos sensores que estão conectados à placa através dos seus pinos (Kondaveeti et al., 2021).

O desenvolvimento destes componentes e da sua integração com tecnologias moveis presentes em dispositivos inteligentes, incluindo os que funcionam com a IoT, têm gerado um aumento na investigação de soluções para melhorar os serviços de saúde. São utilizados, em conjunto com a IoT na monitorização de pacientes, na análise de parâmetros físicos como frequência cardíaca, temperatura corporal, com recurso a *wearable sensors*, e com a informação obtida diagnosticar riscos de saúde e assim permitir uma intervenção em tempo real (Kondaveeti et al., 2021).

As diferentes placas podem ser usadas na construção destes sistemas, capazes de monitorizar o estado de saúde do utilizador, o Arduino tem disponível múltiplas versões dos seus principais modelos, tais como, Arduino Uno, Arduino Leonardo, Arduino Micro, Arduino Zero, Arduino Mega, Arduino Shield, Arduino MKR, e Arduino Nano.

Arduino Uno R3

O Arduino Uno R3 (Figura 12) é uma das placas de desenvolvimento mais conhecidas no mercado, é baseado no microcontrolador Atmega328p, tem 69 mm de comprimento e 54 mm de largura e opera a uma frequência de 16 MHz e tem 32 KB de memória de programa, 1KB de EEPROM (Electrically Erasable Read-Only Memory) e 2KB de RAM. Contém 14 pinos de entrada/saída, 6 entradas analógicas, ligações USB, um cabeçalho ICSP (In-Circuit Serial Programming) e um botão de reset, suporta tensões de 5V e 3.3 V. A placa possui uma entrada de alimentação, permitindo a ligação a uma fonte de energia externa, que também é possível através do pino ViN (Voltage Input), que possibilita a utilização de baterias como fonte de energia alternativa (Kondaveeti et al., 2021).



Figura 12 - Arduino Uno (Retirado de Arduino, 2025)

Arduino Nano RP2040 Connect

O Arduino Nano RP2040 (Figura 13) é uma placa de desenvolvimento que junta a tecnologia Arduino com o microcontrolador Raspberry Pi RP2040 com conectividade sem fios, proporcionando uma solução para projetos na área da IoT. A placa apresenta um processador dual-core Arm Cortex -M0+ de 32 bits a 133 MHz, 264 kB de SRAM (Static Random Access Memory) integrada e suporte para até 16 MB de memória Flash externa através de um barramento QSPI (Quad Serial Peripheral Interface) dedicado. Inclui também um módulo u-blox Nina W102, que oferece conectividade Wi-Fi e Bluetooth, que permitem a criação de sistemas interconectados e remotos de elevado desempenho (Arduino, 2025a).

Esta placa tem ainda disponíveis um conjunto de sensores periféricos embutidos, que facilitam o desenvolvimento de aplicações avançadas. Inclui um acelerómetro e um giroscópio de seis eixos (ST LSM6DSOSTR) com deteção de movimento e algoritmos de aprendizagem automática, bem como um microfone MEMS (ST MP34DT06JTR). Adicionalmente está equipada com um LED RGB, um coprocessador criptográfico Microchip ATECC608A para segurança reforçada e diversas interfaces de comunicação, como UART, SPI e I²C (Arduino, 2025a).

O Nano RP2040 Connect apresenta uma arquitetura otimizada para aplicações de baixo consumo energético, suportando múltiplos modos de economia de energia e integrando um regulador interno de tensão (Arduino, 2025a).

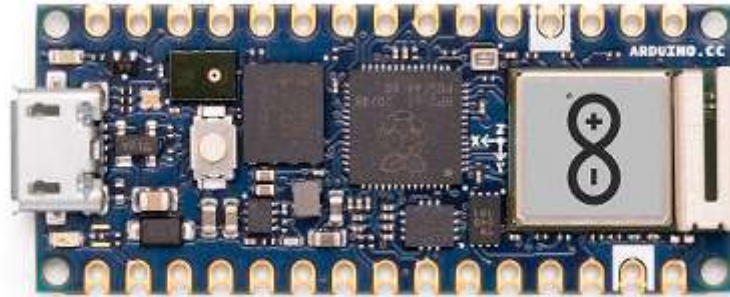


Figura 13 - Arduino Nano RP2040 Connect (Retirado de Arduino,2025)

Arduino Cloud

O Arduino Cloud é uma plataforma online que simplifica o desenvolvimento, controlo e monitorização de projetos de IoT. Permite a integração de dispositivos que utilizam linguagens como Python, MicroPython e Java Script, e são suportadas tecnologias de comunicação, como Wi-Fi com encriptação através de chip criptográfico integrado, Wi-Fi através de ESP32 com credenciais de utilizador, LoRaWAN, Ethernet e redes como GSM e NB-IoT. A plataforma suporta uma vasta gama de placas de desenvolvimento oficiais e externas, incluindo os modelos MKR, Nano, Pro&Nicla, bem como dispositivos baseados em ESP8266 e ESP32 (Söderby, 2024).

Através da sua interface web ou aplicação móvel IoT Cloud Remote, o Arduino Cloud possibilita a programação e gestão de dispositivos remotamente e a sua monitorização em tempo real. Além disso a plataforma suporta a sincronização automática das variáveis entre os dispositivos e a *cloud*, que possibilita a atualização instantânea dos dados e execução remota de comandos(Söderby, 2024).

Com a funcionalidade “Things” (Projetos), o projeto pode ser estruturado de forma modular, agregando um dispositivo físico, variáveis associadas e lógica necessária para o seu funcionamento. A programação dos dispositivos é realizada pelo sistema de sketches na *cloud*, que permite editar, criar e armazenar o código diretamente na plataforma. Estes

sketches podem ser associados a dispositivos e atualizados remotamente através da funcionalidade Over-the-Air (OTA), sem a necessidade de ligação física. A plataforma permite adicionar variáveis na *cloud*, que permitem a comunicação entre os dispositivos e a plataforma. Estas variáveis podem ser utilizadas para monitorizar estados, receber dados ou controlar dispositivos remotamente, sendo essenciais para a interação dinâmica nos projetos IoT (Söderby, 2024).

Outra funcionalidade da plataforma é a criação de painéis de controlo personalizados através de *widgets* interativos. Os *widgets* são elementos gráficos que permitem visualizar e interagir com os dados dos dispositivos em tempo real. Estão disponíveis várias opções incluindo gráficos para a monitorização de sensores, botões para controlo remoto, indicadores de estado, controlos deslizantes e medidores de nível. Os *widgets* estão ligados às variáveis específicas definidas na *cloud*, refletindo automaticamente alterações no estado dos dispositivos (Söderby, 2024).

3. Metodologia

O desenvolvimento do dispositivo seguiu um fluxo metodológico, que integrou várias fases. Depois de definido o problema, foram definidos objetivos centrados na necessidade de medição da Duração do Ciclo de Marcha e cálculo da Simetria da Marcha, de forma a superar as limitações das avaliações empíricas e subjetivas atualmente utilizadas na prescrição e adaptação de próteses do membro inferior.

Posteriormente foi realizada um levantamento de requisitos necessários ao bom funcionamento do dispositivo e uma pesquisa e comparação dos componentes disponíveis para integrar o dispositivo. Através da pesquisa foi possível selecionar os componentes mais adequados ao projeto assim como a sua caracterização.

A etapa seguinte foi o desenvolvimento do Algoritmo e programação do sensor para processar os dados em tempo real. Esta etapa também foi focada na otimização do sistema, com a evolução do dispositivo através de três versões, terminando na versão final com a integração do Arduino Cloud e Painel de Controlo. Por fim, foi montado um protótipo final com os componentes selecionados.

3.1 Algoritmo do sensor

A duração do ciclo de marcha é um parâmetro relevante na análise de marcha (Leal & Maya, 2012), e para calcular este parâmetro é suficiente identificar um único evento específico no ciclo da marcha e a medição do intervalo de tempo entre as suas repetições (Allseits et al., 2017). Para detetar o evento específico no ciclo de marcha, o dispositivo foi programado para filtrar os dados recebidos do sensor LiDAR.

A fase de apoio médio acontece em simultâneo com a fase de balanço médio do membro contralateral, havendo um cruzamento dos membros, visto do plano sagital, ao longo da progressão da marcha. Para detetar o evento do cruzamento dos membros, o LiDAR integrado no dispositivo foi colocado na parte medial da perna esquerda direcionado para dentro de forma a detetar a passagem da perna direita.

Para detetar essa passagem, através do mecanismo de medição de distâncias do sensor, o dispositivo foi programado para captar apenas distâncias até 20 cm, que corresponde ao comprimento médio da base de marcha. Ao detetar apenas distâncias com este intervalo o dispositivo consegue assinalar o momento da passagem do membro

contralateral – identificando assim a fase do apoio médio da perna esquerda (Figura 14). No mesmo ciclo, na fase do balanço médio da perna esquerda decorre ao mesmo tempo a fase de apoio da perna direita, também detetado pelo sensor. Assim o dispositivo consegue detetar simultaneamente a fase de apoio médio da perna esquerda e a fase de balanço da perna direita.

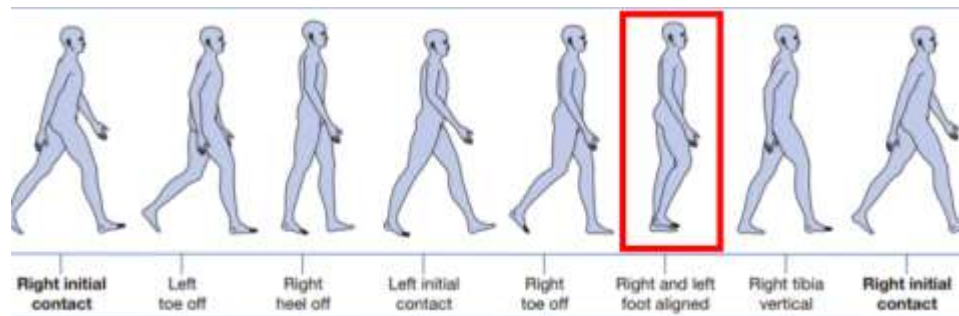


Figura 14 - Evento da marcha detetado pelo dispositivo (Adaptado de Moon, 2016)

O intervalo de tempo entre os eventos (detetar um objeto até 20 cm) seguidos não corresponde a um ciclo completo, pois o sensor deteta dois eventos no mesmo ciclo. Por isso, para calcular a duração do ciclo de marcha de cada membro, o dispositivo foi programado para medir o intervalo de tempo entre eventos alternados. Medindo em simultâneo a duração do ciclo de marcha completo do membro inferior esquerdo e do membro direito.

3.2 Especificação dos dispositivos utilizados

3.2.1 Sensores

Neste capítulo são descritos os dois sensores testados para integrar o protótipo final, a primeira escolha para integrar o dispositivo foi o TF mini S LiDAR, a escolha da alternativa GY-53 VL53L0X teve como objetivo testar um sensor com dimensões e custos mais reduzidos de forma a otimizar o protótipo final.

GY-53 VL53L0X

O módulo GY-53 está equipado com o sensor VL53L0X, funciona com a tecnologia ToF por infravermelho, é um módulo de baixo custo, com dimensões reduzidas de 25mm x 15.6mm, baixo peso e baixo consumo de energia. A faixa de operação varia de acordo com o modo selecionado: 0-1,2 metros nos modos de alta precisão e até 2 metros no modo longa distância. O sensor tem uma taxa de atualização variante consoante o modo, variando entre 5 Hz e 45Hz, do modo de alta precisão para o modo rápido. O dispositivo é alimentado com

uma tensão de 3 a 5 V. O módulo tem opções de comunicação UART ou I²C, e saída PWM onde a distância é calculada pela fórmula: $Distância(mm) = Tempo\ em\ nível\ alto(ms) \times 100$, com um FOV de 25°. A interface serial opera com baud rate configurável de 9600 bps ou 115200 bps, e comandos específicos em hexadecimal que permitem ajustar o modo de medição, salvar configurações e alterar taxa de transmissão (STMicroelectronics, 2024).

TF mini S LiDAR

O TFmini- S LiDAR da Benewake é um módulo LiDAR compacto de ponto único, que se caracteriza pelo seu pequeno tamanho, baixo peso, com dimensões de 42 mm x 15 mm x 16 mm, um peso de aproximadamente 5 gramas e baixo consumo de energia. O sensor tem uma faixa de operação que varia de 0.1 e 12 metros, com precisão de ± 6 cm para distâncias de 0.1 a 6 metros e $\pm 1\%$ para distâncias de 6 a 12 metros e tem uma resolução de distância de 1cm. Opera a uma taxa de atualização de 1000 Hz, o que permite uma aquisição rápida de dados em sistemas dinâmicos em tempo real. Tem imunidade à luz ambiente, com funcionamento eficaz em condições de iluminação até 70 Klux, com uma faixa de temperatura de funcionamento de 0°C a 60°C (Benewake (Beijing) Co. Ltd., 2019).

O dispositivo é alimentado por uma tensão de 5V, com um consumo médio de corrente até 140 mA e potência de consumo de até 0.7 W. Utiliza um laser VCSEL com um comprimento de onda central de 850 nm e é classificado como seguro para exposição humana (Classe 1) . O campo de visão (FOV) é de aproximadamente 2°. A comunicação com o sensor é feita através de interfaces UART ou I²C, com uma taxa de transmissão ajustável de até 400kbs para I²C e 115200 para UART. É possível ainda configurar alguns parâmetros como a interface de comunicação, a taxa de aquisição de dados, e a taxa de transmissão, o sensor permite ainda a reposição das configurações para os valores de fábrica(Benewake (Beijing) Co. Ltd., 2019).

3.2.2 Placas de desenvolvimento

Arduino Uno (versão inicial)

Na versão inicial do projeto foi utilizada a placada de desenvolvimento Arduino Uno R3, onde foi desenvolvida a lógica de programação do sensor e testes iniciais, devido à sua facilidade de utilização, disponibilidade de documentação e bibliotecas, assim como a elevada compatibilidade com vários sensores. A placa está equipada com o microcontrolador AT328P, que opera a uma frequência de até 16 MHz, e com o processador ATmega 16U2, que facilita a comunicação USB. A placa dispõe de 32kB de memória Flash para armazenamento de

programas, 2kB de SRAM para manipulação de dados e 1kB de EEPROM para armazenamento de dados não voláteis (Arduino, 2025b).

Está equipado com 14 pinos de entrada/saída, 6 entradas lógicas analógicas e suporta vários protocolos de comunicação, como UART, SPI e I²C. Tem 6 canais PWM para saída analógica e uma variedade de periféricos, incluindo temporizadores, um comparador analógico e um temporizador de vigilância. Pode ser alimentada através de ligação USB ou uma fonte de alimentação externa de 2,7 a 5,5 volts (Arduino, 2025b).

Arduino Nano RP2040 Connect (versão final)

O microcontrolador utilizado na versão final do dispositivo foi a placa Arduino® Nano RP2040 Connect, uma plataforma que integra o microcontrolador Raspberry Pi RP2040 como funcionalidades avançadas de conectividade e sensores embutidos. Este microcontrolador está equipado com um processador de 32 bit Dual-Core Arm® Cortex® -M0+, a operar a 133 MHz, possui 264 kB de SRAM on-chip e suporte para até 16 MB de memória flash externa via interface QSPI. Além disso, oferece recursos como controlador DMA (Direct Memory Access), suporte USB 1.1 (host e device), e oito máquinas de estado PIO para extensão de periféricos (Arduino, 2025a).

A conectividade WiFi e Bluetooth é garantida pelo módulo U-blox® NINA-W102, que fornece conectividade WiFi IEEE 802.11b/g/n na banda de 2.4 GHz e Bluetooth 4.2. Este módulo é alimentado por um processador Dual-Core Xtensa LX6 de 32 bits a 240 MHz e possui 520 kB de SRAM on-chip, além de uma antena PIFA integrada (Arduino, 2025a).

A placa integra ainda sensores como a IMU de 6 eixos (LSM6DSOXTR), que inclui um acelerómetro triaxial e um giroscópio triaxial com várias escalas de medida, suporte a deteção do movimento e um núcleo de aprendizagem de máquina embutido para aplicações avançadas. Além disso, possui um microfone MEMS (MP34DT06JTR) omnidirecional, com alta relação sinal-ruído (64dB), adequado para a captura de áudio de alta qualidade. A memória externa é garantida por um chip de memória flash NOR de 16 MB (AT25SF128A) com taxa de transferência de dados QSPI de até 532 Mbps e ciclo de vida de 100.000 ciclos de programação (Arduino, 2025a).

Em termos de segurança, a placa está equipada com o coprocessador criptográfico Microchip® ATECC608A, que oferece armazenamento seguro de chaves, suporte de algoritmos simétricos (SHA-256, HMAC, AES-128), geração de números aleatórios de alta qualidade e recursos de *boot* seguro. Outras características da placa incluem um LED RGB

de cátodo comum controlado pelo módulo NINA-W102, 14 pinos digitais e 8 pinos analógicos com suporte a comunicação UART, SPI e I²C, além de um conector Micro USB para alimentação e programação. O regulador de tensão interno é um conversor Buck step-down, garantido energia suficiente (Arduino, 2025a).

A operação elétrica da placa permite que seja alimentada via pino ViN (com uma tensão de 4V a 20V) ou conector USB (com uma tensão de 4.75 V a 5.25V). A saídas de 3.3 V fornece até 800 mA de corrente para aplicação do utilizador, incluindo os componentes on-board (Arduino, 2025a).

3.3 Desenvolvimento e programação do dispositivo

3.3.1 Versão inicial do dispositivo

Inicialmente, o desenvolvimento do dispositivo e programação foi realizado com a placa de desenvolvimento Arduino UNO R3 no ambiente de desenvolvimento correspondente, Arduino IDE.

A conexão entre o sensor TF mini S LiDAR e a placa Arduino UNO (Figura 15) foi realizada da seguinte forma:

1. O terminal VCC (Voltage at the Common Collector) do sensor foi conectado ao pino 5V do Arduino Uno, garantido a alimentação adequada do sensor.
2. O terminal terra (GND) do sensor foi ligado ao pino GND do Arduino Uno, estabelecendo o retorno da corrente elétrica e garantido a referência de tensão comum entre o sensor e a placa.
3. O terminal de recepção de dados (Rx) do sensor foi conectado ao pino digital D2 do Arduino Uno, enquanto o terminal de transmissão de dados (Tx) foi ligado ao pino digital D3, permitindo a comunicação serial entre o sensor e a placa.
4. Após a verificação das conexões, o código foi compilado e transferido para o Arduino Uno através do ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) do Arduino, utilizando a interface USB.

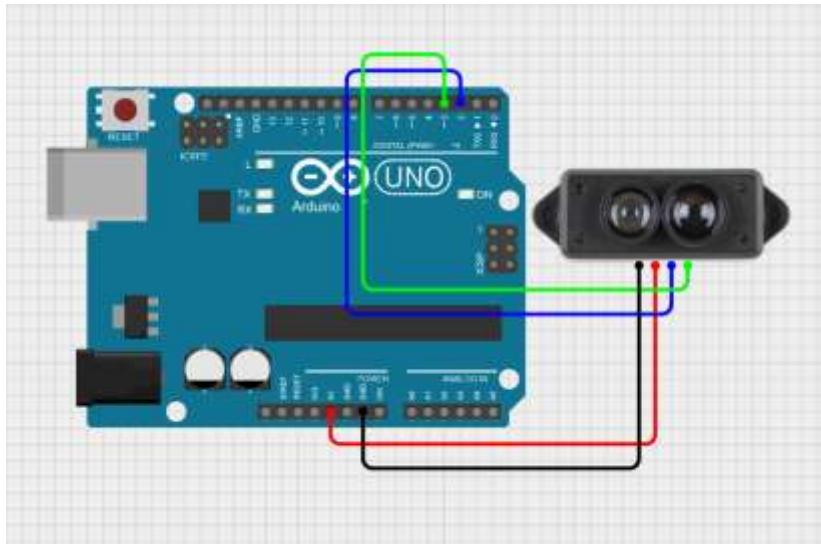


Figura 15 - Esquema de conexão do Arduino Uno e TF mini S LiDAR (Fonte própria)

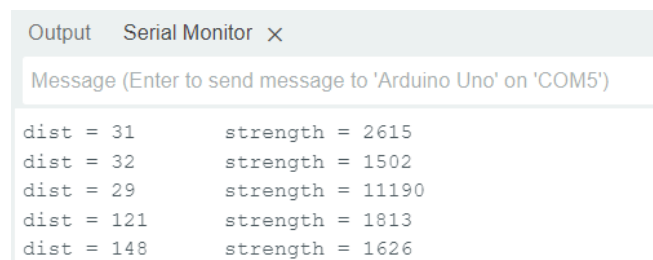
O código disponibilizado na biblioteca do sensor TFmini-S LiDAR foi utilizado no IDE do Arduino para obter a distância medida pelo sensor a força do sinal correspondente. Para facilitar a comunicação entre o Arduino Uno e o sensor, foi utilizada a biblioteca *'SoftwareSerial'*, a qual possibilita a criação de portas série adicionais em placas que possuam apenas uma porta serial de hardware.

O código ([Anexo 2](#)) foi estruturado em duas secções principais: a configuração inicial e o *loop* principal responsável pelo processamento dos dados recebidos. Na fase de configuração inicial, foram definidos os pinos de conexão entre o Arduino e o LiDAR, assim como a taxa de transmissão para as portas série, ajustada para um baud rate de 115200, conforme as recomendações do fabricante. Especificamente, o pino digital 2 foi configurado como terminal de receção de dados, enquanto o pino digital 3 foi designado como terminal de transmissão de dados para a porta série criada via software

No contexto das variáveis globais, foram declaradas as variáveis *'dist'*, *'strength'*, *'checksum'* e *'uart'*, destinadas a armazenar, respetivamente, os valores de distância, força do sinal, *checksum* de validação e os dados recebidos do LiDAR. Adicionalmente, foi definido o valor do cabeçalho do pacote de dados em dois bytes, *'0x59'*, de acordo com o protocolo de comunicação do sensor.

O processo de verificação da integridade dos dados é realizado pelo *checksum*, que assegura que os dados não foram corrompidos durante a transmissão. O código implementa o cálculo do *checksum*, somando os primeiros oito bytes do pacote e compara o resultado do nono byte, que contém o *checksum* enviado pelo sensor. Se o *checksum* for válido, o código procede com a extração da medição da distância.

Os dados referentes à distância são armazenados em dois bytes consecutivos do pacote, 'uart[2]' e 'uart[3]'. Para obter a distância medida pelo sensor, esses dois bytes são combinados num único valor de 16 bits (2 bytes), onde 'uart[2]' contém o byte menos significativo (LSB) e o 'uart[3]' contém o mais significativo (MSB). A combinação é realizada ao adicionar diretamente o valor de 'uart[2]' ao resultado, enquanto o 'uart[3]' é multiplicado por 256 (o equivalente a um deslocamento de 8 bits à esquerda) para representar a parte mais significativa. O resultado é, então, impresso no *Serial Monitor* do Arduino IDE, onde a variável 'dist' reflete a distância medida em milímetros, como podemos ver na figura 16.



```
Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'Arduino Uno' on 'COM5')
dist = 31      strength = 2615
dist = 32      strength = 1502
dist = 29      strength = 11190
dist = 121     strength = 1813
dist = 148     strength = 1626
```

Figura 16 - Monitor Série do Arduino IDE (Fonte própria)

Dado o objetivo do dispositivo - detetar o evento específico na marcha - foram necessárias adaptações ao código original. Em primeiro lugar, foi implementado um limite de deteção para objetos a uma distância de até 20 cm, o código foi alterado para que, ao detetar um objeto dentro desse limite, o dispositivo enviasse a informação ao *Serial Monitor* para imprimir um único "beep". Após isso o código foi alterado para contabilizar o tempo entre beeps e imprimir esses dados no *Serial Monitor* (Figura 17).

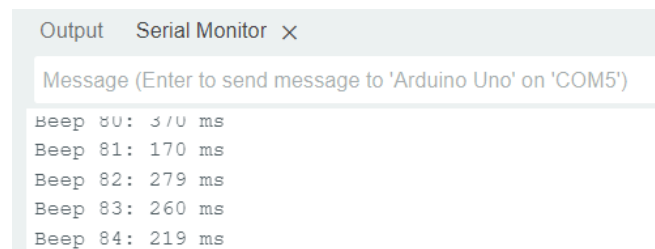


```
Serial Monitor x Output
Message (Enter to send message to 'Arduino Uno' on 'COM5')
beep
Tempo desde o último beep: 1463 ms
beep
Tempo desde o último beep: 397 ms
beep
Tempo desde o último beep: 13948 ms
beep
Tempo desde o último beep: 527 ms
beep
Tempo desde o último beep: 4258 ms
beep
Tempo desde o último beep: 3084 ms
beep
```

Figura 17 - Monitor Série com dados da duração entre "beeps" (Fonte própria)

Para aperfeiçoar o código foi introduzida a variável booleana 'isClose' para gerir o estado do sensor, que evita enviar múltiplos beeps enquanto o sensor continua a detetar

distâncias menores que 200 mm, ou seja, evita que sejam enviados múltiplos beeps enquanto as pernas se estão a cruzar, quando a distância é menor que 200 mm e a condição de estado 'isClose' é falsa, o código regista o tempo desde o último beep num vetor 'beepTimes' e imprime "beep". Se o sensor detetar uma distância maior que 200mm, 'isClose' é definido como falso, permitindo novos beeps quando a distância voltar a ser menor que 200 mm. Neste código os tempos passaram a ser armazenados num vetor 'beepTimes' com capacidade para até 100 entradas, de modo a separar as avaliações e implementar um número padrão para todas as avaliações. Cada tempo é registado e, quando o número máximo de beeps é alcançado, o código imprime todos os tempos armazenados e reinicia o contador 'beepCount' (Figura 18). Também foi adicionada a constante 'MAX_BEEPS' para limitar o número máximo de beeps para 100. Após atingir esse limite, o código imprime os tempos armazenados e reinicia o contador de beeps. Este passo foi útil para evitar a acumulação excessiva de dados e possibilitar a análise periódica dos tempos entre beeps. Nesta fase foram adicionados marcadores CSV(Comma-Separated Values), de forma a facilitar a análise mais detalhada dos dados depois de processados.



```
Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'Arduino Uno' on 'COM5')
Beep 80: 370 ms
Beep 81: 170 ms
Beep 82: 279 ms
Beep 83: 260 ms
Beep 84: 219 ms
```

Figura 18 - Análise periódica de tempo entre "beeps" (Fonte própria)

Esta abordagem permitiu a medição do intervalo tempo entre dois eventos no mesmo ciclo, ou seja, um passo. Subsequentemente, código foi modificado para calcular o tempo entre beeps pares e de forma separada calcular o tempo entre beeps ímpares, ou seja, a duração do ciclo de marcha de cada membro, com as instruções para exibir esses dados no *Serial Monitor* do Arduino (Figura 19). Conseguindo assim a duração do ciclo de marcha completo do membro inferior esquerdo e a duração do ciclo de marcha completo do membro inferior direito.



```
Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'Arduino Uno' on 'COM5')
beep
CSV,17745,Tempo desde o último beep:,569
CSV,17745,Tempo entre beeps alternados (impar):,569
beep
CSV,18285,Tempo desde o último beep:,560
CSV,18285,Tempo entre beeps alternados (par):,560
beep
CSV,18854,Tempo desde o último beep:,569
CSV,18854,Tempo entre beeps alternados (impar):,569
beep
CSV,20562,Tempo desde o último beep:,1708
CSV,20562,Tempo entre beeps alternados (par):,1708
beep
```

Figura 19 - Armazenamento em CSV dos dados de intervalos de "beeps" alternados (Fonte própria)

Com os dados armazenados em CSV foi possível extrair diretamente do dispositivo, tabelas e gráficos (Figuras 20 e 21) com os valores necessários para calcular o índice de simetria e razão de simetria.

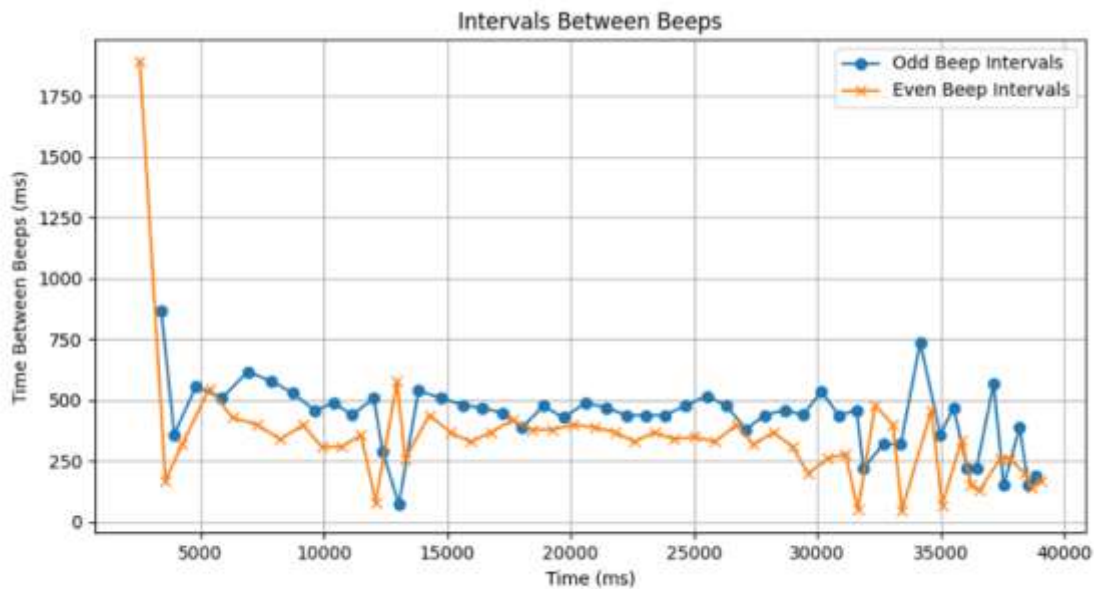


Figura 20 - Gráfico obtido de tempo entre "beeps" alternados (Fonte própria)

Message	Value
Time since last beep:	241
Time since last beep:	1891
Time between alternate beeps (even):	1891
Time since last beep:	868
Time between alternate beeps (odd):	868
Time since last beep:	170
Time between alternate beeps (even):	170
Time since last beep:	359
Time between alternate beeps (odd):	359
Time since last beep:	318
Time between alternate beeps (even):	318
Time since last beep:	557
Time between alternate beeps (odd):	557
Time since last beep:	548
Time between alternate beeps (even):	548
Time since last beep:	508

Figura 21 - Tabela obtida de tempo entre "beeps" alternados em ms (Fonte própria)

3.3.2 Versão final do dispositivo

Para que fosse possível a análise com recurso a um *wearable sensor*, com possibilidade de transmitir os dados de forma remota e em tempo real, a lógica testada no Arduino UNO R3 foi utilizada na placa de desenvolvimento Arduino Nano RP 2040 Connect e no ambiente de desenvolvimento IoT, Arduino Cloud. Nesta plataforma de desenvolvimento foi possível obter dados em tempo real através da transmissão contínua de variáveis assim como a criação de um Painel de Controlo, utilizado como interface do dispositivo para gestão e visualização de resultados.

O esquema de montagem do dispositivo seguiu os seguintes passos (Figura 22):

1. O terminal VCC do sensor foi conectado ao pino 3V3 do Arduino Nano RP2040 Connect, garantido a alimentação do sensor.
2. O GND do sensor foi ligado ao pino GND do Nano RP2040, estabelecendo o retorno da corrente elétrica e garantido a referência de tensão comum entre o sensor e a placa.
3. O Rx do sensor foi conectado ao pino Tx do Arduino Nano, localizado no GPI00, enquanto o Tx foi ligado ao pino Rx, localizado no GPI01, permitindo a comunicação série entre o sensor e a placa.
4. Após a verificação das conexões, e configuração entre o Arduino Nano RP2040 Connect e o Arduino Cloud, o código foi compilado e transferido para o Arduino Nano RP2040 Connect através do ambiente de desenvolvimento IoT do Arduino, o Arduino Cloud.

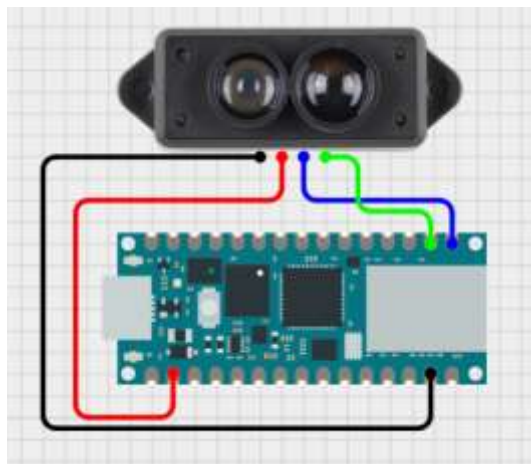


Figura 22 - Conexão Arduino Nano RP2040 Connect e TF mini S LiDAR (Fonte própria)

O primeiro passo para realizar a alteração das placas de desenvolvimento utilizadas para o dispositivo foi configurar a comunicação entre o Arduino Nano RP2040 Connect e a plataforma Arduino Cloud.

Depois de configurado o hardware na plataforma foi configurada a ligação à internet permitindo a programação e monitorização OTA. Realizada a configuração do Arduino e a ligação à internet o próximo passo passou pela criação de uma “Thing”, que corresponde à criação de um novo projeto. Após a criação da Thing, a placa de desenvolvimento foi associada a esta Thing e foram inseridas as credenciais de rede para conectar o dispositivo.

À Thing, à qual foi atribuído o nome de Monitor de Simetria de Marcha, foi adicionado um Sketch ([Anexo 3](#)), com a mesma lógica utilizada na versão inicial do dispositivo, mas com alterações de modo a facilitar a comunicação do dispositivo com o Arduino Cloud e a adicionar novas funcionalidades ao dispositivo. Uma das alterações realizadas foi no armazenamento de tempos, enquanto na primeira versão o vetor `beepTimes[MAX_BEEPS]` guardava tempos individuais, na segunda versão foram adicionadas as variáveis `totalDCM_MI1`, `totalDCM_MI`, `count MI1` e `count MI2` para o cálculo das médias, usadas no cálculo do índice de simetria e razão de simetria, deixando de haver um número máximo. E foi eliminada a parte do código responsável pelo armazenamento dos dados em CSV, com a alteração para o Arduino Cloud, deixou de haver essa necessidade, pois os dados podem ser visualizados em tempo real e são armazenados automaticamente pela plataforma.

Após realizadas as alterações necessárias ao código para que a mesma lógica fosse implementada à nova versão, foram adicionadas as variáveis necessárias à medição dos parâmetros seleccionados da marcha. As seguintes variáveis foram adicionadas na plataforma, atribuído um nome e seleccionando corretamente o tipo de variável, a sua integração no código do dispositivo é feita de forma automática no Arduino Cloud:

- **“botaoMedicao”** (booleano) – Esta variável controla um botão para ligar e desligar o dispositivo;
- **“botaoReset”** (booleano): Permite reiniciar os valores medidos e os cálculos realizados durante a avaliação;
- **“dCM_MI1”** (float): Armazena a duração do ciclo de marcha do membro inferior 1;
- **“dCM_MI2”** (float): Armazena a duração do ciclo de marcha do membro inferior 2;
- **“medicaoAtiva”** (booleano): Controla o início ou a pausa do processo de medição;
- **“medicaoStatus”** (booleano): Reflete o estado atual da medição (se está ativa ou não);

- **“razaoDeSimetria”** (float): Calcula a razão de simetria entre os ciclos de marcha dos dois membros inferiores;
- **“simetriaDaMarcha”** (float): Calcula o índice de simetria da marcha, expresso em percentagem;
- **“tempoMedicao”** (float): Calcula o tempo decorrido desde o início da medição, expresso em minutos.

Após a configuração das variáveis, foi criado o Painel de Controlo. Neste painel de controlo foram criados *widgets* para permitir a visualização e interação com dados em tempo real. Estes *widgets* servem como uma interface gráfica acessível para o utilizador, facilitando a monitorização contínua. Foram configurados da seguinte forma:

- **Botão para ligar e desligar:** Permite ativar ou desativar o dispositivo, controlado pela variável “botaoMedicao”;
- **Botão de Reset:** Possibilita reiniciar as medições e os valores calculados, associado à variável “botaoReset”;
- **Indicador de Estado:** Exibe o estado atual do dispositivo (ligado ou deligado) com base na variável “medicaoStatus”;
- **Display do Tempo Decorrido:** Exibe o tempo total decorrido desde o início da medição, calculado através da variável “tempoMedicao”;
- **Displays da Duração do Ciclo de Marcha:** Dois displays numéricos para mostrar a duração dos ciclos de marcha do membro inferior 1 (“dCM_MI1”) e do membro inferior 2 (“dCM_MI2”);
- **Display da Razão de Simetria:** Exibe a razão de simetria calculada entre os ciclos de marcha dos dois membros inferiores, através da variável “razaoDeSimetria”;
- **Display do Índice de Simetria:** Apresenta o índice de simetria da marcha em percentagem, com base na variável “SimetriaDaMarcha”;
- **Gráfico dos Ciclos de Marcha:** Apresenta um gráfico dinâmico que mostra a evolução das durações dos ciclos de marcha dos dois membros inferiores ao longo do tempo;
- **Widget de notas:** Um campo de texto para inserção de anotações sobre a avaliação, permitindo o registo de observações qualitativas.

O sistema foi desenvolvido para processar os dados do ciclo de marcha em tempo real. Quando o dispositivo está ativo, calcula a duração dos ciclos de marcha com os dados recebidos e atualiza as variáveis correspondentes. Quando o botão é ligado o sistema inicia a medição e regista a duração dos ciclos de marcha, e calcula o índice de simetria e a razão de simetria entre os dois membros. O tempo decorrido é continuamente atualizado, e os

valores calculados são enviados para a plataforma onde são apresentados no Painel de Controlo

O Painel de Controlo também permite que o utilizador interaja com o dispositivo, pausando ou reiniciado a medição através dos *widjets*. Ao clicar no botão de reset, todos os valores são reiniciados, o que permite iniciar uma nova avaliação. Os dados podem ser visualizados em tempo real, com base nas informações transmitidas pelo dispositivo, facilitando a monitorização contínua da marcha do paciente (Figura 23)

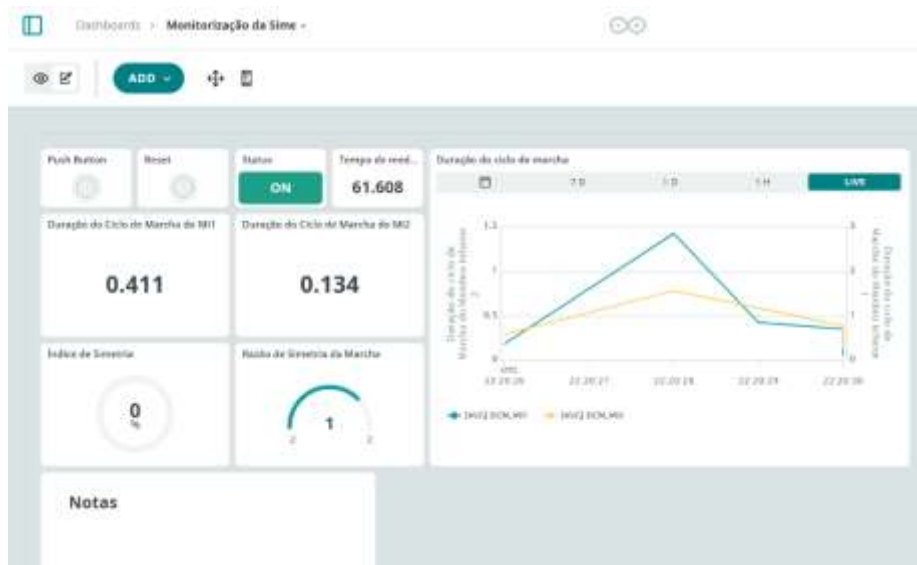


Figura 23 – Painel de controlo criado no ArduinoCloud (Fonte própria)

Versão do dispositivo com o sensor GY53 VL53L0X

Na versão final do projeto, foi também testado o sensor GY53 VL53L0X, mantendo a lógica utilizada anteriormente, mas com adaptações necessárias para a leitura do sinal PWM. A principal alteração para a manutenção do correto funcionamento do dispositivo foi a ligação ao Arduino Nano RP2040 Connect e no código que, nesta versão, processa a saída PWM, sem comprometer os cálculos da duração do ciclo de marcha e índices de simetria. As conexões nesta versão foram as seguintes (Figura 24):

- O GND do Arduino Nano foi ligado ao GND do sensor
- O pino 3v3 do Arduino Nano foi conectado ao terminal VCC do sensor.
- O pino digital 5 foi conectado com o pino PWM do sensor, em substituição à comunicação serial utilizada anteriormente.

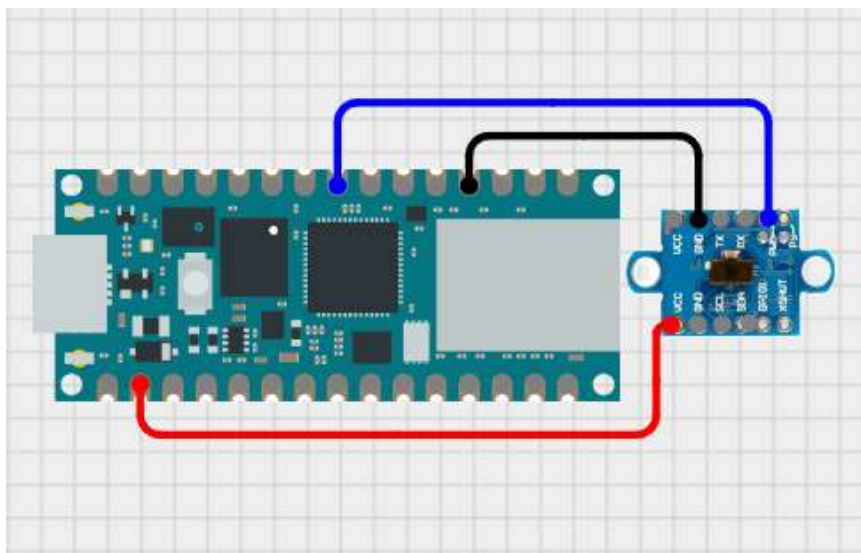


Figura 24 - Conexão Arduino Nano RP2040 Connect e GY 53 VL53L0X (Fonte própria)

O código também sofreu alterações ([Anexo 4](#)), de forma a captar agora a duração do pulso do sinal de PWM, convertendo esse sinal em distância. Mas mantendo a lógica de detecção do momento do apoio médio, cálculo da duração do ciclo de marcha e cálculo do índice e razão de simetria. Tendo sido da mesma forma, integrado na plataforma Arduino Cloud, com as mesmas variáveis e com o mesmo Painel de Controlo.

Processamento dos dados

A plataforma Arduino Cloud, permite o download dos dados recolhidos em CSV sem a necessidade de configuração ou alteração do código como foi realizado na versão anterior. Tendo em conta esta funcionalidade, para além da visualização dos dados em tempo real foi criada uma interface web simples para a obtenção de um documento com os dados, para que estes pudessem ser visualizados e analisados de forma clara.

A interface web foi criada para facilitar o upload dos ficheiros CSV obtidos no Painel de Controlo do dispositivo, processar os dados neles contidos e gerar, de forma automática, um relatório em formato PDF que agrega as informações relativamente à Duração dos Ciclos de Marcha dos dois membros, o Índice de Simetria, a Razão de simetria, um gráfico com a evolução da Duração do Ciclo de Marcha de cada membro, assim como um campo para adicionar notas à avaliação.

A aplicação foi implementada em Python, utilizando o framework Flask para a criação da aplicação web que disponibiliza a página para upload dos ficheiros CSV. A manipulação

dos dados foi realizada com recurso a biblioteca Pandas para a leitura, conversão e fusão dos dados provenientes dos ficheiros CSV. Os gráficos foram contruídos com recurso à biblioteca Matplotlib e incorporadas no relatório PDF. A criação do relatório PDF foi realizada através da biblioteca FPDF, e resulta num documento que reúne o título e uma descrição dos dados, através de tabelas e gráficos com valores extraídos dos ficheiros CSV([Anexo 1](#)).

A aplicação é composta por um ficheiro principal, “app.py”, com o código ([Anexo 5](#)) responsável pela gestão da interface web, processamento dos ficheiros CSV e criação do relatório PDF. Em primeiro lugar é feita a gestão do upload e armazenamento temporário, a interface, definida pela rota / e renderizada através do ficheiro index.html permite o upload dos 2 ficheiros CSV extraídos do Arduino Cloud com os dados em brutos da duração dos ciclos de marcha assim com o introduzir observações ou notas associadas à análise. De seguida os ficheiros são validados (verificando se a extensão é .csv) e, posteriormente são armazenados num diretório temporário.

O processamento dos dados e cálculo dos indicadores é conseguido através da leitura dos ficheiros com recurso à biblioteca Pandas, sendo extraída a coluna onde se encontram os valores de tempo e convertidos para o formato correto. Após a leitura, calculam-se as médias dos valores para cada ficheiro, representando a duração média do ciclo de marcha do membro inferior esquerdo e direito, e com base nesses valores médios são calculados os valores de índice de simetria e razão de simetria.

A aplicação foi programada para incluir no relatório final, na primeira página o título “Relatório de Simetria da Marcha” e um subtítulo “Duração do Ciclo de Marcha”, seguido de uma tabela onde podemos visualizar um resumo que apresenta dos valores médios, o índice e a razão de simetria. Em seguida, é gerado um gráfico de barras agrupadas onde os valores de duração do ciclo de marcha são comparados para os dois membros, que é salvo como imagem num diretório temporário e inserido no PDF. Para cada ficheiro CSV, é criada uma página quem contém uma tabela, em que cada tabela apresenta duas colunas: a data e hora do registo e da duração do ciclo de marcha, em segundos, formatados para permitir uma leitura clara e sistemática dos dados. Quando o utilizador introduz observações no formulário da interface web, estas são adicionadas à página final do PDF, permitindo a contextualização dos resultados e eventuais comentários adicionais sobre a análise realizada. Este procedimento permite a análise detalhada dos dados, facilitando o armazenamento e a sua interpretação.

4. Resultados e Discussão

O projeto resultou no desenvolvimento de um IMA (Figura 26) de parâmetros espaço temporais da marcha, em particular na deteção e quantificação da simetria da marcha relativamente à DCM (Duração do Ciclo de Marcha). Através da metodologia apresentada foi possível desenvolver um dispositivo, que com dados obtidos do TF mini S LiDAR, identifica o apoio médio, dado determinante para medir a DCM, e com esses valores, obtém o Índice de Simetria e Razão de Simetria da Marcha. A metodologia anteriormente apresentada resultou no *wearable sensor* com as seguintes características:

Tabela 2 - Componentes e funções do protótipo

Componente	Função
TF mini S LiDAR	Medição da distância e deteção do membro inferior contralateral (deteção de um objeto a menos de 20 cm de distância do sensor)
Arduino Nano RP2040	Processamento dos dados recebidos em tempo real, conetividade Wi-Fi e integração com o Arduino Cloud.
Arduino Cloud	Armazenamento dos dados, acesso ao Painel de Controlo para visualização dos dados em tempo real.
Algoritmo	Cálculo da Duração do Ciclo de Marcha, Índice de Simetria e Razão de Simetria.
Aplicação Clínica	Otimização da adaptação e avaliação das próteses do membro inferior baseado em dados objetivos.

O dispositivo é utilizado na perna do utilizador, na zona medial, direcionado para a perna contralateral (Fig.25).



Figura 25 - Dispositivo colocado no utente (Fonte própria)

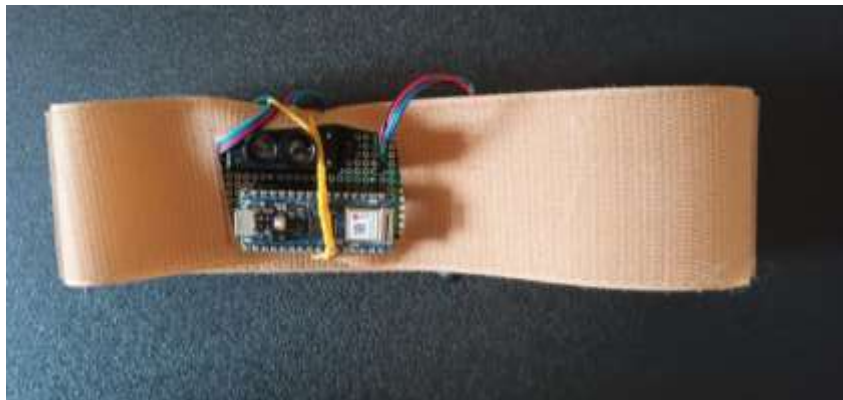


Figura 26 - Protótipo do wearable sensor desenvolvido (Fonte própria)

Este é controlado através do Painel de controlo, que pode ser utilizado no computador ou telemóvel através da aplicação do Arduino Cloud (Figuras 27 e 28)

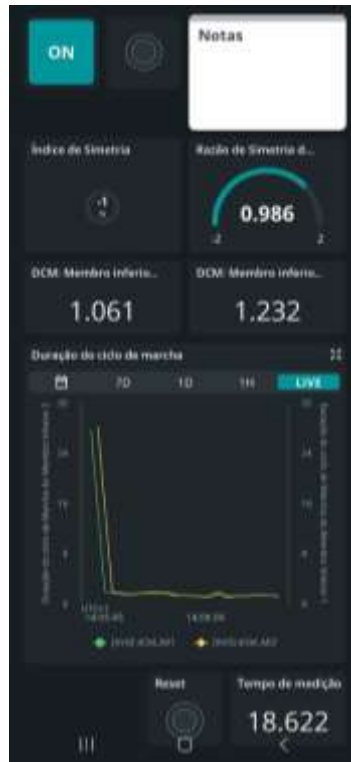


Figura 27 - Vista do Painel de Controlo no telemóvel (Fonte própria)

Permite visualizar dos dados obtidos pelo dispositivo assim como gerir o dispositivo, este painel de controlo tem um botão para iniciar a análise, um widget que identifica com “on” a verde e “off” a vermelho se o dispositivo está ligado ou desligado, respetivamente. Contém um campo onde é possível visualizar a duração do ciclo de marcha da perna direita e da perna esquerda, o índice de simetria e razão de simetria entre os dois membros, um gráfico onde é possível acompanhar a duração do ciclo de marcha de cada perna. Assim como um widget onde é possível visualizar o tempo total da avaliação e um botão de reset para reiniciar todos os valores do painel de controlo e um widget onde se podem colocar notas.

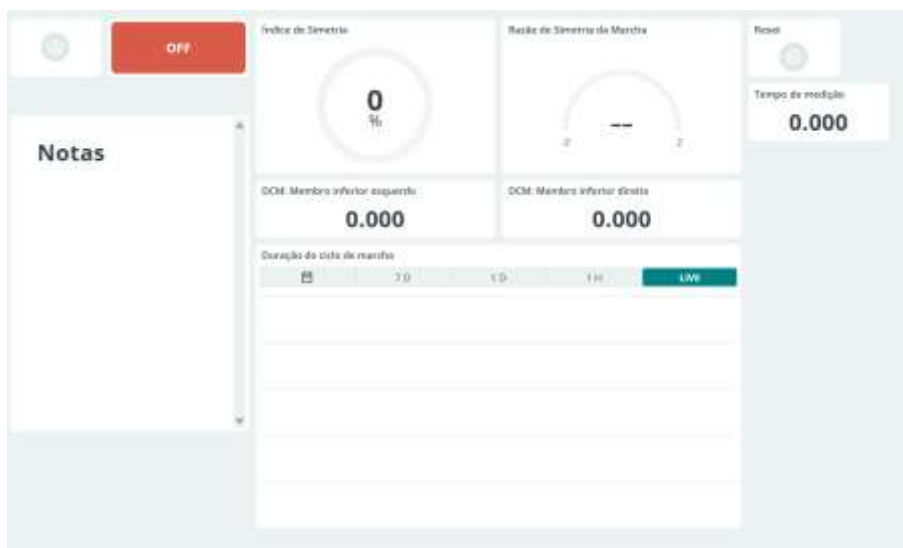


Figura 28 - Vista do Painel de Controlo no computador (Fonte própria)

Após aplicar a metodologia descrita no capítulo anterior é possível recolher os dados mostrados na figura 29 e 30, assim como a duração de todos os ciclos de marcha avaliados, e um campo para colocar informações relevantes à avaliação.

Resumo da Análise de Marcha

Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mlesquerdo	0.991
Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mldireito	1.103
Índice de Simetria	-0.107
Razão de Simetria	0.899

Figura 29 - Resumo da Análise de Marcha do Relatório gerado pelo dispositivo (Fonte própria)

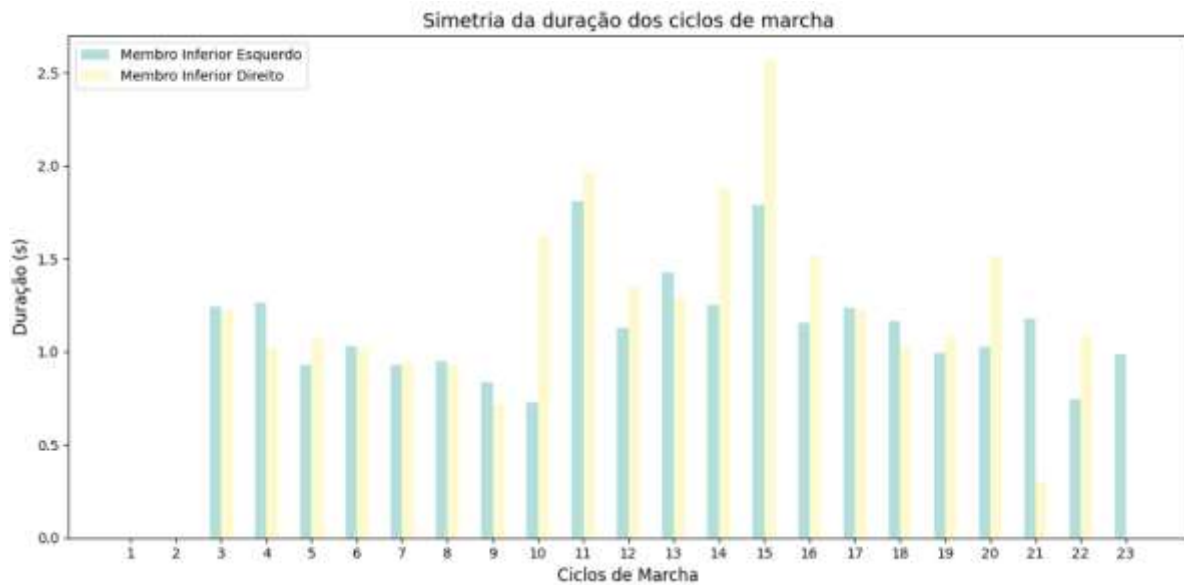


Figura 30 - Gráfico de Simetria da Marcha obtido no Relatório gerado pelo dispositivo (Fonte própria)

Durante o desenvolvimento do dispositivo, vários fatores foram tidos em conta com objetivo de melhorar continuamente as características funcionais, técnicas e de viabilidade do sistema. Tendo em conta esses fatores e as necessidades do projeto, foram realizadas alterações ao longo do processo, resultando em três versões diferentes do sistema. A placa de desenvolvimento utilizada na versão inicial do dispositivo foi o Arduino Uno, no entanto, a necessidade de visualização e gestão dos dados em tempo real, levou à utilização do Arduino Nano RP2040 Connect na versão final pois esta permitiu a integração com Arduino Cloud e a criação de um Painel de Controlo, e com isso uma maior simplicidade na recolha e armazenamento dos dados.

Um fator determinante para o funcionamento adequado do dispositivo foi a escolha do sensor para a recolha de dados. Das opções consideradas, foram testados os sensores TF mini S LiDAR e o GY53 VL53L0X, cujo FOV mais amplo comprometia a precisão na deteção do momento do apoio médio, tendo-se optado na versão final pelo TF mini S LiDAR.

Nesta discussão, serão analisados os componentes utilizados na versão final do dispositivo e comparados com as alternativas disponíveis assim como metodologias utilizadas para a medição da DCM. Serão ainda exploradas as implicações clínicas deste método, assim como o seu potencial para aplicações futuras na reabilitação e investigação.

A escolha da placa de desenvolvimento adequada para o projeto foi determinante para que o dispositivo pudesse ter as funcionalidades pretendidas. A placa, teve influência na

facilidade de acesso à portabilidade do dispositivo, eficiência e capacidade de transmissão de dados em tempo real. Inicialmente foi utilizado o Arduino Uno R3, uma das placas de desenvolvimento mais utilizadas neste tipo de prototipagem devido à sua acessibilidade e facilidade de programação (Rajathi, 2023). Esta placa permite executar tarefas de controle e aquisição de dados de forma simples (Arduino, 2025b), no entanto apresenta limitações significativas a aplicações que exigem processamento em tempo real e transmissão remota dos dados.

Tendo em conta as características e funcionalidades pretendidas para o projeto, optou-se pela substituição do Arduino Uno R3. Foram consideradas outras opções dentro da própria gama do Arduino, como o Arduino Nano 33 IoT e o Arduino MKR WiFi 1010, tendo-se pelo Arduino Nano RP2040 Connect, uma alternativa mais compacta, baseada no microprocessador Raspberry Pi RP2040.

O Arduino Nano RP2040 Connect opera a 133 MHz permitindo executar tarefas mais complexas e processamento em tempo real quando comparado como o Arduino Uno, que é um microcontrolador de 8 bits a 16 MHz. Permite também armazenar e processar maiores quantidades de dados uma vez que dispõe de 264kB de SRAM e suporta até 16 MB de memória Flash, em comparação com 2kB de SRAM e 31kB de Flash do Arduino Uno. O seu tamanho e falta de conectividade Wi-Fi integrada do Arduino Uno, quando comparada com alternativas mais recentes, comprometia a portabilidade, a capacidade de monitorização remota e o tamanho final pretendido. Embora fosse possível adicionar módulos Wi-Fi ou Bluetooth ao Arduino Uno, esta solução aumentaria o consumo energético, a complexidade do sistema, o número de componentes necessários e o tamanho final pretendido. A placa Nano RP2040 Connect, elimina a necessidade de adicionar módulos ao dispositivo, pois inclui um módulo de Wi-Fi e Bluetooth (u-blox Nina W102) integrados (Arduino, 2025a), conservando o tamanho final do dispositivo (Figura 31).

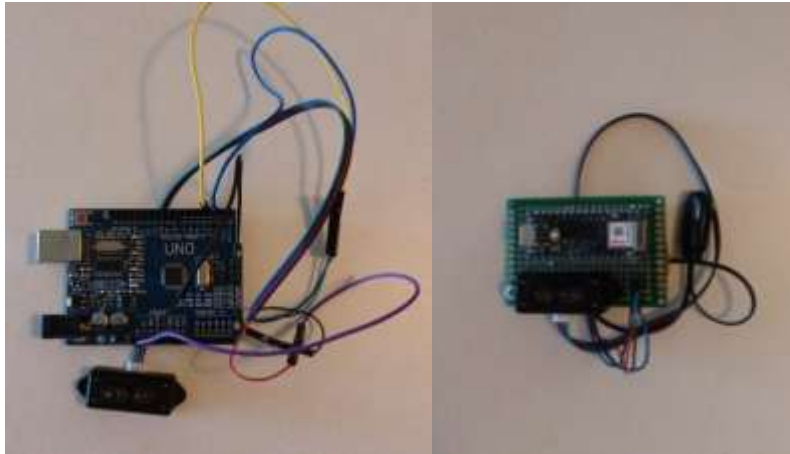


Figura 31 - Arduino Uno R3 e TF mini S LiDAR / Arduino Nano RP2040 Connect e TF mini S LiDAR

Para além da conectividade e do tamanho reduzido, a compatibilidade com o Arduino Cloud simplificou a implementação do Painel de controlo interativo e monitorização contínua em tempo real dos dados recolhidos sem necessidade de ligação física ao dispositivo, funcionalidade relevante na aplicação do *wearable sensor* desenvolvido, onde a transmissão remota e o acesso imediato aos dados são essenciais (Al Khatib et al., 2024), o que não é possível diretamente com o uso do Arduino Uno R3.

A escolha do Nano RP2040 Connect também foi influenciada pela possibilidade de futuras expansões do dispositivo, a placa possui um giroscópio e acelerómetro (IMU) embutido, que apesar de não ter sido utilizado no presente estudo, representa um recurso para investigações futuras. Este sensor poderá permitir a análise do ângulo de flexão /extensão do encaixe, possibilitando uma correlação entre o alinhamento da prótese e a simetria da marcha. Assim a escolha desta placa de desenvolvimento, não só respondeu às necessidades imediatas do projeto, como também garante a possibilidade de melhorias e desenvolvimentos futuros.

Foram ainda analisadas alternativas a esta placa como ESP32 DevKit V1, ESP8266 , Adafruit Feather RP2040. Em comparação, a primeira, apresenta uma maior capacidade de processamento e memória RAM (Espressif Systems, 2025), as duas últimas têm funcionalidades de velocidade, memória, conectividade e tensão de operação semelhantes ao Arduino Nano RP2040 Connect, mas não têm sensores integrados para uma possível expansão do projeto sem a necessidade de adicionar componentes ao dispositivo (Kattni Rembor, 2025). Optou-se assim pelo Arduino Nano RP2040 Connect , não apenas pela facilidade de acesso ao Arduino Cloud, e pela integração simples de variáveis IoT para

conexão com o Painel de Controlo interativo, mas também devido à experiência prévia com o Arduino, que simplificou o desenvolvimento e implementação do sistema.

A escolha adequada do sensor também foi determinante para o funcionamento do dispositivo, uma vez que a deteção do momento do apoio médio no ciclo de marcha depende das características técnicas do sensor escolhido. Durante a fase experimental foram integrados dois sensores no dispositivo de modo a analisar as vantagens e desvantagens associadas a cada um destes, assim como a análise de alternativas a estes dois sensores testados. Para que fosse possível o sensor detetar o momento do apoio médio com exatidão, o sensor teria que ser capaz de realizar medições até 20 cm, uma vez que a largura média da base de marcha está entre os 15 e 20 cm (C. L. Vaughan et al., 1999), ter uma elevada frequência de amostragem para ser capaz de acompanhar os movimentos rápidos do ciclo de marcha sem perda de informação, ter um FOV estreito para não captar a perna contrária antes do momento do apoio médio, e ter um tamanho reduzido e adequado à posição do corpo onde vai ser aplicado. Com o objetivo de testar o comportamento dos sensores inseridos no dispositivo, foram criadas versões com os sensores TF mini S LiDAR e VL53L0X (GY-53), com o objetivo de reduzir os custos e dimensão final do sistema, foi testado o sensor GY53 VL53L0X, cujo as características e funcionamento se assemelham ao TF mini S LiDAR. Este sensor está equipado com o módulo VL53L0X, opera a uma tensão de 3V a 5V, e o seu funcionamento baseia-se na emissão de luz infravermelha e utiliza a tecnologia de ToF para calcular a distância de objetos (STMicroelectronics, 2024). A dimensão do sensor é de 25 mm x 15.6 mm, o que contribui para a miniaturização do dispositivo final (Figura 32), o custo 4 vezes inferior é outra vantagem da utilização deste sensor.



Figura 32 - Versão do dispositivo com o Arduino Nano RP2040 e o sensor GY53 VL53L0X

O sensor TF mini S LiDAR, possui as características pretendidas para a detecção do momento do apoio médio, é classificado como classe 1, sendo considerado seguro em todas as condições de utilização, incluindo exposição direta e prolongada. Segundo o fabricante o laser tem um comprimento de onda de 850 nm, localizando-se na zona do infravermelho próximo (Benewake (Beijing) Co. Ltd., 2019). Durante os testes, realizámos uma análise espectral, com recurso ao programa ThorSpectra, que confirma o comprimento de onda na zona do infravermelho próximo (Figura 33), de 843.8 nm com uma largura espectral de aproximadamente 1.11nm. Apesar da pequena diferença para o anunciado pelo fabricante, este comprimento de onda é considerado seguro para os olhos, tornando-o adequado para aplicações onde possa haver exposição humana, eficaz para aplicações de curto alcance, proporcionando uma emissão de luz eficiente, uma integridade de sinal melhorada nesses sistemas e é pouco afetado pela luz ambiente (Cui et al., 2023).

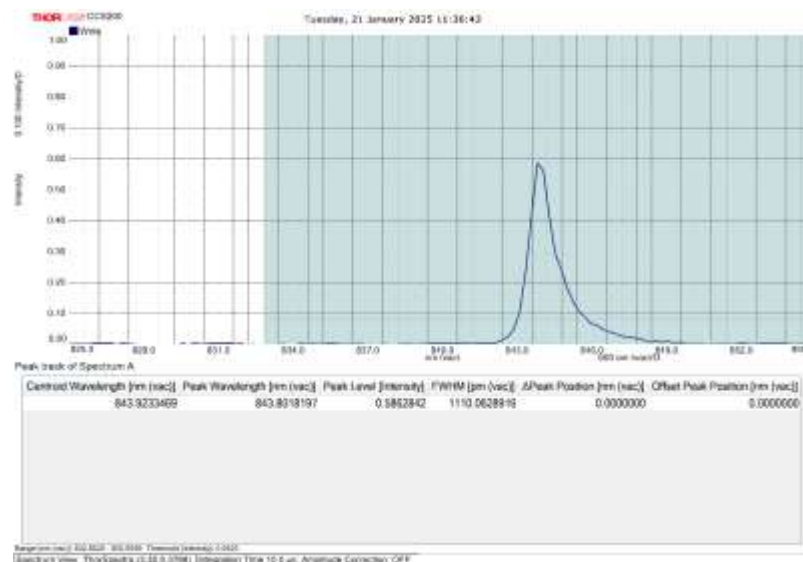


Figura 33 - Análise espectral TF mini S LiDAR realizada com recurso ao programa ThorSpectra (Fonte própria)

À semelhança do TF mini S LiDAR, o GY53 VL53LOX é considerado seguro em todas as condições de utilização, e tem um comprimento de onda anunciado pelo fabricante de 930 nm. A análise espectral do laser VCSEL mostra um comprimento de onda de 934.80 nm (Figura 34), com um FWHM (Full Width at Half Maximum) de 2.96 nm, invisível para a vista humana, e contém dois filtros internos infravermelhos, de forma a permitir a medição de maiores distâncias, maior imunidade à luz ambiente e melhor robustez (STMicroelectronics, 2024). A análise espectral realizada ao sensor, confirma o comprimento de onda anunciado pelo fabricante.

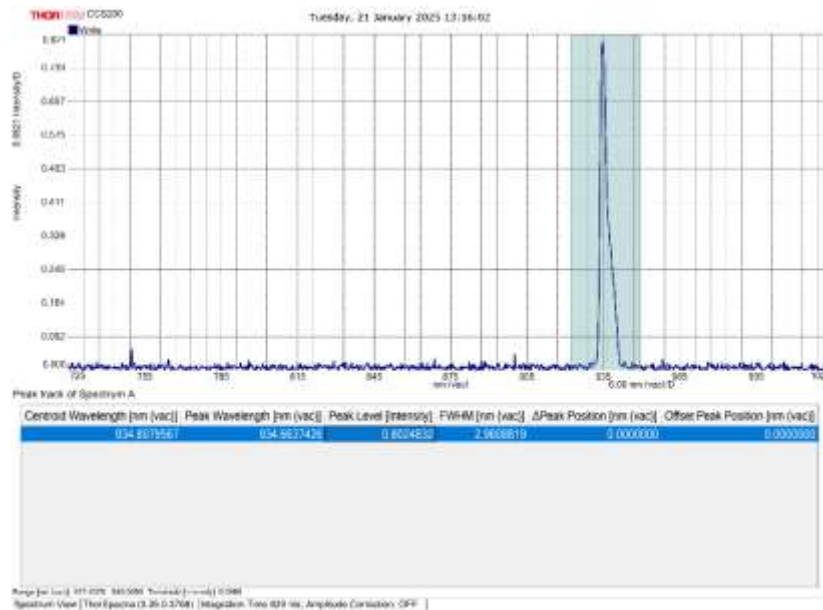


Figura 34 - Análise Espectral do GY 53 VL53L0X com recurso ao programa ThorSpectra (Fonte própria)

Ambos os sensores estão na banda do infravermelho, com comprimentos de onda distintos, sendo o comprimento de onda do GY53 maior e com maior largura de banda, mas ambos com a radiação invisível a olho humano, permitindo a utilização de ambos os sensores no dispositivo de forma segura e com capacidade de leituras consistentes de distâncias curtas.

O intervalo de medição do TF mini S LiDAR é de 0.1 a 12 metros, enquadra-se no intervalo de medição pretendido, 15 a 20 cm. Sendo a faixa de medição anunciada pelo fabricante, o intervalo 0.1 a 12 m, foi testada a capacidade de o sensor captar objetos dentro da faixa pretendida, e abaixo, para que não houvesse erros de medição caso a largura da base de marcha fosse menor que os 10 cm, em algum momento da marcha. Ao colocar objetos no seu campo de visão, a distâncias menores que 10 cm, foi possível detetar os objetos mesmo quando eles se encontravam a 3, 4 e 7 cm, como se pode observar no *Serial Monitor* apresentado na figura 35. Demonstrando-se desta forma que o sensor é capaz de operar dentro do intervalo de medição pretendido. O GY53 VL53L0X tem a capacidade de medição no intervalo de 0 a 2 metros, onde se insere o intervalo de medição pretendido, embora o intervalo de medição pretendido seja de 15 a 20 cm, é importante que o sensor tenha a capacidade de realizar leituras quando ocorre a passagem do membro contralateral abaixo deste intervalo, isto é, quando a base de marcha é inferior a esse limite. A capacidade de operação do sensor, sem zona cega, permite a captação fiável do membro contralateral, de modo a detetar o momento ao apoio médio. Na comparação dos dois sensores, o modelo

GY53 VL53L0X apresenta a potencial vantagem a capacidade de medição sem zona cega, em contraste com o TF mini S LiDAR. Contudo, embora a precisão do sensor TF mini S LiDAR possa ser reduzida, os testes realizados comprovam que este mantém a capacidade de detetar a presença do objeto a curtas distâncias como 3cm (Figura 35). Assim constata-se que os dois sensores comprovam a capacidade de detetar objetos no intervalo pretendido, mesmo em situações onde a base de marcha é reduzida.



```
Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'Arduino Uno' on 'COM7')
Distancia: 204 cm | Força: 2453
Distancia: 204 cm | Força: 2448
Distancia: 204 cm | Força: 2447
Distancia: 4 cm | Força: 6323
Distancia: 4 cm | Força: 5233
Distancia: 4 cm | Força: 5004
Distancia: 3 cm | Força: 3368
Distancia: 3 cm | Força: 3412
Distancia: 7 cm | Força: 6177
Distancia: 7 cm | Força: 6370
Distancia: 15 cm | Força: 7501
Distancia: 15 cm | Força: 7469
Distancia: 204 cm | Força: 2437
```

Figura 35 - Serial Monitor durante o teste de deteção de objetos dentro do intervalo de 0 a 20 cm (Fonte própria)

A frequência de amostragem também foi um aspeto considerado na seleção do sensor, pois este fator tem influência na deteção de objetos que se movem rapidamente, com impacto na precisão e capacidade de resposta do sensor. Maiores frequências de amostragem permitem capturar mais dados, aumentando dessa forma a probabilidade de detetar objetos em movimento, enquanto uma baixa frequência de amostragem pode levar a falhas na deteção ou a imprecisões, particularmente em ambientes que se alteram rapidamente (H. Yu et al., 2022). Tendo em conta que a cadência média é de 100 a 120 passos por minuto, cada passo terá cerca de 0.5 a 0.6 segundos de duração (Fryzowicz et al., 2018), ou seja, o sensor teria de ter a capacidade de detetar objetos com intervalos de tempo menores que meio segundo, dependendo da velocidade da marcha, assim como a capacidade de fazer medições contínuas e rápidas de forma que a passagem da perna oposta seja registada. Para um bom desempenho, o sensor teria de ter uma frequência de amostragem alta o suficiente para acompanhar a frequência dos eventos marcha, o TF mini S LiDAR opera até 1000 Hz (Benewake (Beijing) Co. Ltd., 2019), tendo capacidade de realizar 1000 medições por segundo, conferindo uma deteção eficaz do momento do apoio médio adequada à velocidade marcha. Relativamente à frequência de amostragem do GY53 VL53L0X, este apresenta uma frequência máxima de 45 Hz anunciada pelo fabricante, um valor muito inferior relativamente

ao TF mini S LiDAR. Enquanto o GY53 VL53L0X realiza medições a cada 22 ms, o TF mini S LiDAR tem a capacidade de realizar medições a cada 1ms, ou na sua configuração mais lenta, com frequência de 100 Hz tem a capacidade de realizar medições a cada 10 ms. Na presente aplicação em que cada passo dura cerca de 0.5 a 0.6 s, a capacidade de realizar medições contínuas com intervalos muito curtos, reduz a probabilidade de se perder o instante do apoio médio, dessa forma, a frequência de amostragem máxima de 45 Hz mostrou-se insuficiente para registrar com eficácia todas as passagens do membro contralateral (Figura 36), especialmente em ritmos de marcha mais acelerados.

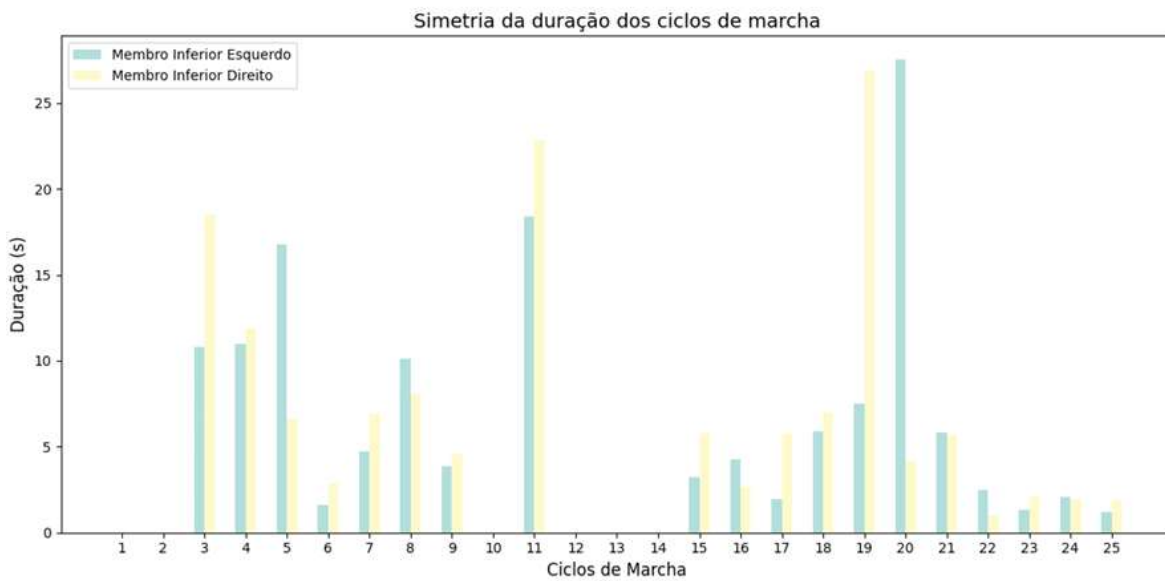


Figura 36 - Gráfico de Simetria da Marcha obtido no Relatório gerado pela versão GY53 VL53L0X (Fonte própria)

Os testes (Figura 37) de frequência de pulsos por fotodeteção demonstraram que a frequência de pulsos do TF mini S LiDAR é muito superior à frequência do GY53 VL53L0X, o que indica que o TF mini S LiDAR tem um sinal de alta taxa de repetição quando comparado com o GY53 que opera a um ritmo de aquisição muito inferior.

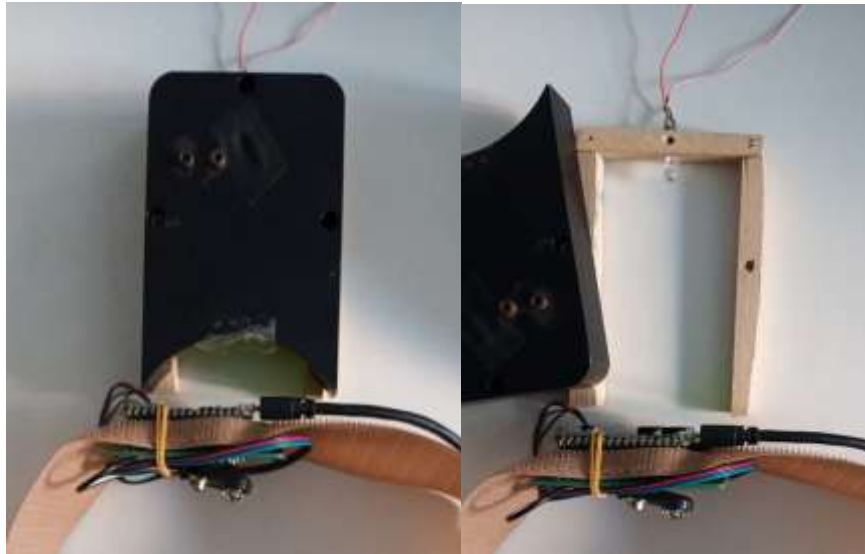


Figura 37 - Teste de Frequência de Amostragem por fotodeteção (Fonte própria)

O TF mini S LiDAR apresenta uma frequência de amostragem de 3.987 kHz, enquanto o GY53 VL53L0X apresenta 195,1 Hz (Figuras 38 e 39), apesar das diferenças entre o anunciado pelo fabricante e teste aplicado, com uma taxa de pulsos consideravelmente superior, este sensor tem a capacidade de detecção rápida e continua fundamental para captar o momento do apoio médio em diferentes velocidades da marcha. Por outro lado, o GY53 VL53L0X tem uma maior probabilidade de falha na detecção do momento do apoio médio.



Figura 38 - Frequência de amostragem TF mini S LiDAR (Fonte própria)



Figura 39 - Frequência de amostragem GY53 VL53L0X (Fonte própria)

A detecção do momento exato do apoio médio é influenciada pela área que o sensor consegue detetar, que é conhecida através do FOV e depende da distância de detecção. Para que a fase do apoio médio seja detetada no momento correto, sem interferências, é necessário que o valor do FOV seja baixo, se este parâmetro for demasiado elevado e por isso permitir ao sensor detetar uma maior área e criar erros de medição ao detetar o membro inferior contralateral durante a transição do apoio total para o apoio médio e não no momento exato do apoio médio. A largura da zona detetada é dada pela seguinte fórmula (Benewake (Beijing) Co. Ltd., 2019):

$$d = 2 \times D \times \tan(\beta) \quad (\text{eq. 6})$$

Onde:

- d - diâmetro do feixe (largura da zona detetada)
- D – distância de detecção
- β – metade do FOV

Uma das vantagens da utilização do TF mini S LIDAR neste dispositivo é o FOV de 2°, o feixe estreito permite a detecção do apoio médio, ao detetar, à distância pretendida de até 20 cm, uma largura de 7mm, evitando dessa forma a detecção precoce da passagem do membro inferior contralateral:

$$d = 2 \times 20 \times \tan(1^\circ)$$

$$d = 2 \times 20 \times 0.0175$$

$$d = 0.7 \text{ cm}$$

A maior diferença entre os sensores testados é o FOV, o GY53 VL53L0X tem um FOV de 25°, tendo assim uma maior largura de detecção, que pode resultar em leituras antecipadas. Enquanto a largura de medição à distância de 20 cm no TF mini S LiDAR, é de 0.7 cm, valor que permite que o sensor só detete a perna contrária quando esta cruza a linha média, a largura de medição do GY53 VL53L0X é de 8,9 cm:

$$d = 2 \times 20 \times \tan(12.5^\circ)$$

$$d = 8.9 \text{ cm}$$

Com um FOV de 25°, o sensor cobre uma zona muito maior, o que resulta na detecção precoce do membro inferior. Ao testar o sensor, foi possível detetar outro problema deste FOV, relacionado com a programação do dispositivo, uma vez que o dispositivo está programado para realizar uma nova detecção do momento do apoio médio, o sensor tem de voltar a medir primeiro uma distância superior a 20 cm de forma a evitar múltiplas detecções durante a passagem do membro contralateral. Com uma largura de detecção de 8.9 cm, quando os passos são curtos, para além da detecção do momento do apoio médio ser precoce, o sensor não chega a detetar distâncias maiores que 20 cm, pois a perna contralateral ainda está no seu campo de visão, comprometendo dessa forma a possibilidade de nova medição no momento do apoio médio, levando a erros de calculo da duração do ciclo de marcha dos dois membros inferiores.

A análise do FOV, demonstra que o TF mini S LiDAR, ao operar com um feixe significativamente mais estreito adequa-se melhor ao objetivo do dispositivo, uma vez que permite a detecção de eventos rápidos e pontuais como a fase de apoio médio da marcha. Em contrapartida, sensores com um FOV mais amplo, como é o caso do GY53 VL53L0X, tornam a medição imprecisa impossibilitando a medição correta da duração do ciclo de marcha e quantificação da simetria da marcha.

Foram ainda analisadas outras alternativas de sensores para realizar a detecção da perna contralateral, como os sensores ultrassônicos. Estes sensores apresentam diferenças significativas no respeito à frequência de amostragem e campo de visão quando comparados com o TF mini S LiDAR. O sensor ultrassônico foi considerado, pois opera dentro do intervalo de medição pretendido para o projeto, tem a possibilidade de ser integrado em projetos IoT através das placas de desenvolvimento, utiliza a mesma tecnologia para a medição, com base no ToF do som e o seu retorno, o tamanho é equivalente ao sensor TF mini S LiDAR e demonstrou ser eficaz na detecção de objetos a curtas distâncias (Seeed Studio, 2018; Wei, 2024). Apesar de ter características indicadas para o projeto, o sensor apresenta desvantagens que podem comprometer a detecção do momento do apoio médio. Uma das desvantagens em relação aos outros sensores é a menor resistência às condições ambientais como a temperatura e humidade, que podem afetar a velocidade do som levando a imprecisões nas medições. O sensor ultrassônico, depende das propriedades refletivas dos objetos, e não é tão eficaz em superfícies irregulares (Elmer & Schweinzer, 2005). Para além destas desvantagens, o sensor tem um FOV elevado para o objetivo do projeto, estes sensores têm um FOV de 15° a 35°, abrangendo no mínimo uma faixa de medição de 5.3 cm à distância de 20 cm, o que resulta na detecção precoce do momento do apoio médio, uma vez que o sensor tem um campo de visão capaz de detetar o membro inferior durante a fase do balanço inicial. Outra desvantagem deste sensor, é a frequência de amostragem, os sensores ultrassônicos operam com frequências entre os 10 e os 50 Hz, um valor muito inferior ao valor do TF mini S LiDAR que em comparação compromete a detecção do momento do apoio médio, pois esta frequência de amostragem pode ser insuficiente para acompanhar diferentes cadências de marcha mais elevadas e detetar com exatidão o instante do apoio médio, pois a menor frequência de amostragem aumenta a probabilidade de falhar o registo exato do evento, gerando imprecisões na avaliação da simetria.

4.1 Desempenho do dispositivo

A Duração do Ciclo de Marcha é, de acordo com a literatura, próxima de 1.03 s em adultos saudáveis, podendo variar de acordo com a idade, sexo, condição física ou a presença de patologias (Fryzowicz et al., 2018; Rössler et al., 2024). De forma a avaliar a capacidade do dispositivo desenvolvido - equipado com o TF mini S LiDAR - em acompanhar estas variações, foram realizados testes com simulações de diferentes velocidades de marcha. Na primeira simulação (Figura 40) foi reproduzida uma marcha acelerada. O dispositivo foi capaz de registar ciclos de marcha com uma duração média de 0.615 e 0.619 segundos ([Anexo 6](#)),

valores inferiores aos valores médios de um adulto saudável, compatíveis com uma marcha acelerada. Estes resultados indicam que o dispositivo é sensível a variações de ritmo, sendo capaz de identificar com precisão ciclos de marcha mais curtos.

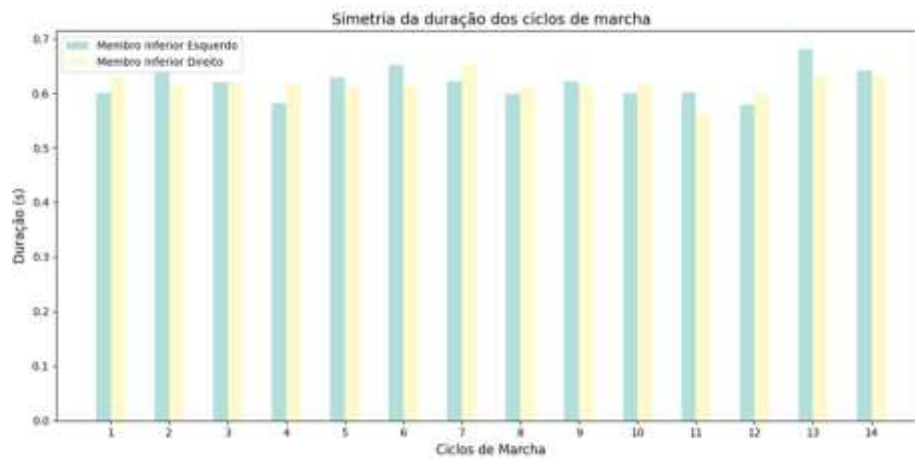


Figura 40 - Gráfico da DCM na marcha rápida (Fonte própria – Anexo 6)

No segundo teste (Figura 41 e Anexo 7), foi mantida a cadência típica em adultos saudáveis, e foram obtidos valores dentro da faixa de valores de referência (1.080 e 1.073) , demonstrando a capacidade do sensor em acompanhar a velocidade padrão.



Figura 41 - Gráfico DCM em velocidade típica de adultos saudáveis(Fonte própria – Anexo 7)

O último teste (Figura 42 e [Anexo 8](#)), simulou a marcha lenta, frequentemente observada em idosos, indivíduos em reabilitação e amputados (Fryzowicz et al., 2018). Os valores registados (2.398 e 2.429) são valores superiores aos anteriores, que demonstram a capacidade do dispositivo em captar longos ciclos de marcha.

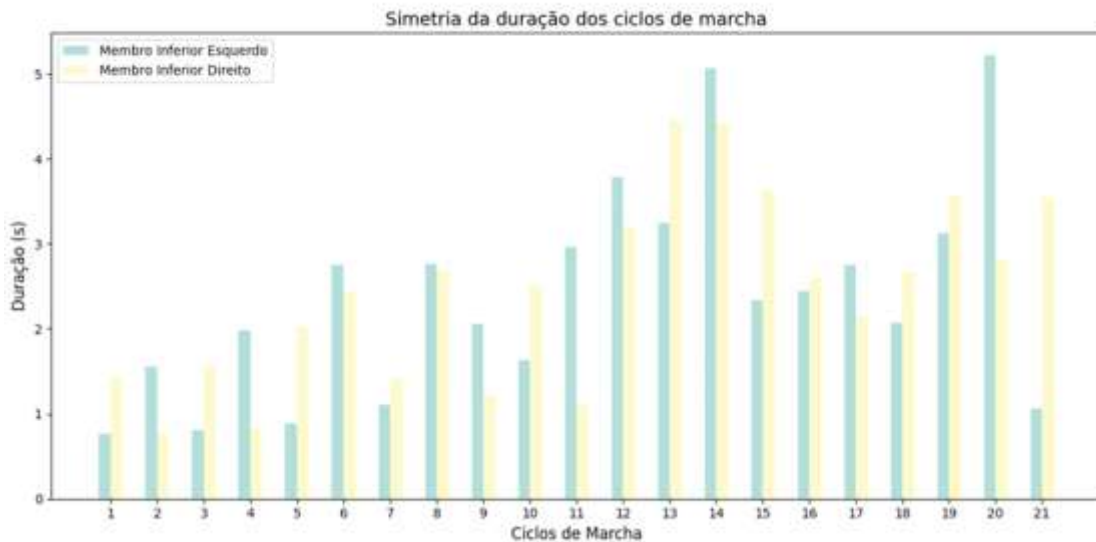


Figura 42 - Gráfico da DCM na marcha lenta (Fonte própria - [Anexo 8](#))

Os testes demonstram a capacidade do dispositivo em acompanhar tanto marchas de alta cadência como baixa cadência. A capacidade de operar dentro uma ampla faixa de velocidades melhora a adequação deste dispositivo para diferentes contextos clínicos, incluindo indivíduos com assimetrias relevantes e com duração do ciclo de marcha menores, como são os casos de amputados do membro inferior.

Com o objetivo de demonstrar o funcionamento do dispositivo desenvolvido, foi ainda realizado um teste complementar com recurso ao software Kinovea, utilizando a gravação de vídeo da marcha com o dispositivo ativo. Através do software foi realizada a identificação do apoio médio, com base nos frames de interseção dos membros inferiores. A duração do ciclo de marcha foi determinada a partir da diferença temporal entre dois apoios médios consecutivos (Figuras 43 e 44).



Figura 43 - Primeiro apoio médio detetado para determinação da DCM (Fonte própria)



Figura 44 - Segundo apoio médio detetado para determinação da DCM (Fonte própria)

Durante a gravação do vídeo o dispositivo encontrava-se colocado no membro inferior, de forma a permitir que o TF mini S LiDAR detetasse a perna contralateral e identificasse os momentos de apoio médio. Simultaneamente os dados lidos pelo foram apresentados em tempo real no Painel de controlo (Figura 45).

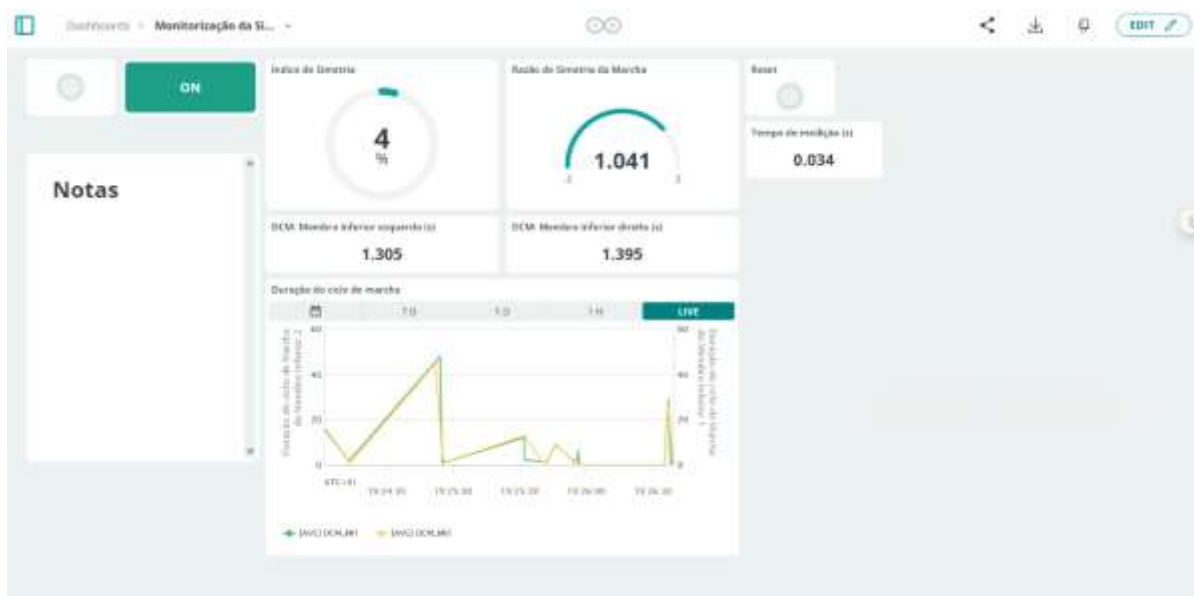


Figura 45 - Painel de controlo ativo em simultâneo com a captura do vídeo (Fonte própria)

Os dados obtidos, presentes do Relatório de Simetria da Marcha extraído ([Anexo 9](#)), são apresentados nas tabelas 3 e 4, correspondentes ao membro inferior esquerdo e direito respetivamente. Estes dados foram comparados com os valores determinados manualmente através do Kinovea, como análise da correspondência entre as duas metodologias.

Tabela 3 - Comparação dos dados obtidos com o wearable sensor desenvolvido e o software Kinovea – Membro inferior esquerdo

Ciclo	DCM (Kinovea)	DCM (Wearable Sensor)	Diferença absoluta	Diferença relativa
1	1.38s	1.31s	0.07s	5.07%
2	1.48s	1.55s	0.07s	4.73%
3	1.51s	1.25s	0.26s	17.22%
4	1.41s	1.58s	0.17s	12.06%

Tabela 4 - Comparação dos dados obtidos com o wearable sensor desenvolvido e o software Kinovea – Membro inferior direito

Ciclo	DCM (Kinovea)	DCM (Wearable Sensor)	Diferença absoluta (s)	Diferença relativa
1	1.41s	1.40s	0.01s	0.71%
2	1.51s	1.78s	0.27s	18.62%
3	1.45s	1.02s	0.43s	29.66%
4	1.38s	1.21s	0.17s	12.32%

Relativamente à comparação dos resultados, verifica-se uma correspondência razoável entre os valores obtidos pelo sistema desenvolvido e os determinados manualmente com o software Kinovea. As diferenças absolutas entre as duas metodologias variam entre os 0.01 e os 0.43 segundos. No membro inferior esquerdo as diferenças encontradas foram menores, com uma variação máxima de 0.26 segundos. No membro inferior direito, embora se observe uma variação mais elevada na terceira medição (0.43), os restantes valores mantêm-se dentro da mesma faixa de erro. As diferenças relativas calculadas, utilizando o Kinovea como método de referência, variam entre os 0.71% e os 29,66%, com a maioria dos valores abaixo dos 13% e apenas um valor acima dos 20%, reforçando a tendência de uma correspondência razoável, apesar do terceiro ciclo do membro inferior direito apresentar uma discrepância elevada em relação ao método de referência.

Ao comparar os valores médios da DCM e de simetria, ambas as metodologias apontam para uma marcha simétrica, assim como para a tendência observada relativamente a um ciclo de marcha ligeiramente mais longo no membro inferior esquerdo. Com a comparação das médias dos ciclos de marcha e dos valores de simetria podemos observar uma maior diferença em relação à DCM do membro inferior direito, que corresponde ao momento em que o dispositivo se deslocou colocado na perna esquerda e deteta a perna direita.

Tabela 5 - Valores médios da DCM e Simetria da marcha

	Média Membro Inferior Esquerdo (s)	Média Membro Inferior Direito (s)	Índice de Simetria (%)	Razão de Simetria
Kinovea	1.445s	1.4375s	0.52%	1.005
Sensor	1.4225s	1.3525s	5.05%	1.052

Estas variações podem deve-se a vários fatores. A qualidade da câmara utilizada para a gravação pode ter afetado a nitidez dos frames, o que pode levar a pequenas imprecisões da identificação visual dos momentos de apoio médio no vídeo, juntamente com a imprecisão na seleção do frame correto, correspondente ao momento exato do apoio médio que depende da experiência na análise de marcha, podendo a marcação do instante exato ser subjetiva. O posicionamento e estabilidade do dispositivo durante a marcha, assim como desajustes podem influenciar a orientação do sensor comprometendo a leitura exata do momento do apoio médio sobretudo em momentos de maior deslocação lateral, como ocorre com a determinação da DCM do membro inferior direito quando o dispositivo é fixado na perna esquerda e o momento do apoio médio é identificado com o dispositivo em movimento e exposto a uma maior variação de velocidade e distâncias detetadas.

Tendo em conta estes fatores, será fundamental recorrer a dispositivos complementares como sensores inerciais ou plataformas de pressão, que permitem identificar com maior rigor a fase de apoio médio, contribuindo para uma melhor identificação de erros e validação mais precisa.

4.2 Validação Futura e Testes Clínicos

Embora esta fase do projeto tenha como principal foco o desenvolvimento do dispositivo, a validação clínica é uma etapa essencial para verificar a fiabilidade e aplicabilidade do dispositivo em contextos reais. A precisão na medição da duração do ciclo de marcha é um dos principais objetivos do dispositivo, assim como a avaliação da sua simetria.

Como primeira abordagem de validação, propõe-se a comparação dos dados do *wearable sensor* com métodos convencionais de análise de marcha, como o apresentado

anteriormente. A metodologia de baseia-se na captura sincronizada da marcha em vídeo, com o sensor ativo, e na análise frame a frame no Kinovea, para identificação das fases de apoio médio. Por fim os dados obtidos são comparados com os dados gerados automaticamente pelo dispositivo. Este tipo de validação inicial permite comprovar a exatidão do algoritmo de determinação da DCM, bem como confirmar a fiabilidade do dispositivo em ambiente real, e deve ser realizada de forma estruturada e rigorosa. A metodologia deve ser aplicada a uma amostra maior e diversificada de participantes, realizar a recolha de dados em marcha continua com o mínimo de interrupções, e garantir um número elevado de ciclos consecutivos por teste. A gravação do vídeo deve ser realizada com uma camara de filmar de elevada qualidade para melhorar a precisão na identificação do apoio médio e o dispositivo deve ser testado em igual número de vezes colocado na perna esquerda e direita. A análise de resultados deverá incluir tratamento estatístico para a quantificação de erros e consistência do sistema.

Adicionalmente, de forma a diminuir os erros associados à deteção visual (manual) da fase de apoio médio e reforçar a consistência do dispositivo em detetar a fase de apoio médio e determinar a DCM com precisão, a mesma metodologia pode ser aplicada com recurso a sistemas laboratoriais, com maior fiabilidade na deteção das fases da marcha como sensores inerciais.

Como desenvolvimento, pretende-se expandir os testes com uma amostra de participantes com padrões de marcha normais e alterados (amputados do membro inferior que realizem marcha com prótese) comparando os dados obtidos com os dados disponíveis na literatura. Esta abordagem permitirá quantificar a exatidão do dispositivo em diferentes contextos de marcha, avaliar a sua sensibilidade à assimetria e consolidar o seu potencial enquanto ferramenta objetiva, acessível e portátil para apoio à prática clínica e investigação.

5. Conclusões

A prescrição e avaliação de próteses dos membros inferiores é frequentemente baseada em conhecimento empírico e avaliações subjetivas, torna-se por isso importante o desenvolvimento de Instrumentos de Medição e Avaliação capazes de fornecer dados objetivos da marcha. Uma análise objetiva e sistemática da marcha, capaz de quantificar parâmetros como a Duração do Ciclo de Marcha, é fundamental para avaliar a funcionalidade da prótese aplicada e sustentar decisões clínicas.

O dispositivo desenvolvido – focado na medição da DCM através da detecção da fase do apoio médio – procura responder as estas necessidades, como uma ferramenta de avaliação objetiva que quantifica a simetria da marcha através dos parâmetros temporais do ciclo de marcha. O desenvolvimento do dispositivo dependeu da seleção adequada dos componentes e que estes atendessem aos requisitos necessários à detecção do momento do apoio médio e medição da Duração do Ciclo de Marcha. A substituição do Arduino Uno pelo Arduino Nano RP2040 Connect, foi determinante, na redução do tamanho final do dispositivo e integração Wi-Fi e IoT, assim como a possibilidade de desenvolvimento de novas funcionalidades através da exploração do IMU embutido. Esta alteração permitiu a eliminação da necessidade de módulos externos que resultariam no aumento do consumo energético e no tamanho do dispositivo e possibilitou a integração direta ao Arduino Cloud, que permitiu maior facilidade e simplicidade no processamento, armazenamento, transmissão remota dos dados, e a integração de um painel de controlo, reforçando dessa forma a viabilidade do dispositivo no contexto clínico e de investigação. A escolha do sensor TF mini S LiDAR, mostrou-se a opção mais adequada às necessidades do projeto, principalmente devido ao seu FOV reduzido de 2º e da frequência de amostragem elevada, que permitiram a detecção do momento exato do apoio médio durante a marcha. Em comparação com o GY53 VL53L0X, ainda que apresente custos e dimensão inferiores, demonstrou limitações críticas, nomeadamente em relação ao FOV mais amplo, que resultou em deteções antecipadas do membro contralateral e atraso na aquisição de novas deteções inviabilizando a deteção exata do apoio médio, afetando dessa forma o cálculo da DCM e a quantificação a simetria da marcha. Além disso, a frequência de amostragem máxima de 45Hz do GY53 demonstrou-se insuficiente para acompanhar o ritmo de passos mais acelerados, aumentando a probabilidade de falhar o instante da deteção. Da mesma forma os sensores ultrassónicos considerados como alternativa apresentam, para além das mesmas desvantagens do GY53 em relação ao FOV e frequência de amostragem, apresentam também desvantagens no que diz respeito a variações ambientais corroborando a sua inadequação para a deteção exata do apoio médio.

A versão final do TF mini S LiDAR associado ao Arduino Nano RP2040 Connect representa a solução mais equilibrada para as exigências do dispositivo, ao conjugar a portabilidade, elevada taxa de atualização de dados, e o feixe de deteção estreito que permite a deteção exata do apoio médio. Esta conjugação do TF mini S LiDAR ao Arduino Nano RP2040 Connect, assim como a metodologia de desenvolvimento e algoritmo permitiram a criação de um protótipo de um Instrumento de Medição e Avaliação wearable, baseado na IoT para a medição da Duração do Ciclo de Marcha e Simetria da Marcha.

Para além do desempenho técnicos, os testes iniciais realizados ao dispositivo demonstraram resultados positivos relativamente à capacidade de determinar a DCM do ciclo de marcha em diferentes contextos clínicos (ciclos curtos e longos), reforçando a adequação da sua aplicação à população de amputados do membro inferior. Os testes realizados em simultâneo com o software Kinovea, apesar da correspondência de valores, necessitam estudos mais estruturados com maior número de ciclos consecutivos e análise estatística, como o proposto anteriormente. Deve ainda ser considerado um método de comparação mais fiável na deteção da fase de apoio médio, como os sensores inerciais, pois pode haver discrepância entre o momento detetado pelo *wearable sensor* desenvolvido e a deteção manual no software Kinovea.

A recolha dos dados relativos à duração do ciclo de marcha e simetria da marcha possível através do *wearable sensor* desenvolvido permite identificar assimetrias na marcha e alterações ao padrão de marcha e assim realizar intervenções e aplicar componentes de forma individualizada e com base em evidência. Os dados objetivos fornecidos possibilitam a avaliação funcional da prótese justificando os custos associados à aquisição das próteses do membro inferior.

O *wearable sensor* permite a deteção de desequilíbrios temporais na marcha, como assimetria dos membros inferiores e possibilita a comparação em tempo real dos ajustes realizados, e consequentemente uma análise em tempo real da funcionalidade da prótese em ambiente laboratorial e fora desse ambiente. A possibilidade de extração do relatório final da análise de marcha ([Anexo 1](#)) permite o armazenamento dos dados para posterior acompanhamento da evolução do paciente.

A recolha de dados objetiva que o *wearable sensor* fortalece a prática baseada em evidência, auxiliando médicos e ortoprotésicos na tomada de decisão clínica. No campo da investigação a disponibilidade de parâmetros da marcha claros de Duração do Ciclo de Marcha e ferramentas de quantificação Índice de Simetria e Razão de Simetria permitem estudos comparativos sobre a eficácia de diferentes componentes protésicos.

Assim, o *wearable sensor* desenvolvido é proposto com uma solução para avaliação e acompanhamento da reabilitação da marcha dos amputados de membro inferior, ao quantificar um parâmetro importante na análise de marcha (DCM) e possibilitar a deteção de assimetrias. A integração desta tecnologia biomédica na abordagem clínica contribui para a melhoria da qualidade de vida dos pacientes ao promover uma otimização da adaptação das próteses e beneficia os sistemas de saúde ao obterem de evidência que sustente as decisões de investimento. Esta integração resulta na maior sustentabilidade dos recursos e na consolidação da prática clínica com base na medição sistemática e otimização do processo de reabilitação.

Output científico

O trabalho desenvolvido ao longo deste projeto contribuiu para a produção e disseminação de conhecimento científico, bem como para a consolidação do percurso académico. Parte do trabalho relativo ao desenvolvimento do sensor foi publicada em conferência e indexada (Alves et al., 2025). Adicionalmente, foi submetido um manuscrito intitulado “*Gait Cycle Duration Analysis using an IoT-based Photonic Wearable Sensor*” à revista *Sensors*. Por fim, foi submetida uma candidatura ao Programa de Doutoramento em Biomedicina da Nova Medical School (Nova Medical School | Universidade Nova de Lisboa), com o objetivo de dar continuidade à investigação desenvolvida.

6. Referências Bibliográficas

- Al Khatib, I., Shamayleh, A., & Ndiaye, M. (2024). Healthcare and the Internet of Medical Things: Applications, Trends, Key Challenges, and Proposed Resolutions. *Informatics*, 11(3), 47. <https://doi.org/10.3390/informatics11030047>
- Ali, Z., Ali, H., & Badawy, M. (2015). Internet of Things (IoT): Definitions, Challenges, and Recent Research Directions. *International Journal of Computer Applications*, 128, 975–8887.
- Allseits, E., Lučarević, J., Gailey, R., Agrawal, V., Gaunaurd, I., & Bennett, C. (2017). The development and concurrent validity of a real-time algorithm for temporal gait analysis using inertial measurement units. *Journal of Biomechanics*, 55, 27–33. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.02.016>
- AlMadhoun, A. S. A. (2023). Microcontroller. In *Circuit Design and Simulation Quick Start Guide: Create Schematics and Layout Electronic Components* (pp. 1–55). Apress. https://doi.org/10.1007/978-1-4842-9582-3_1
- Alves, B., Fantoni, A., Matos, J. P., & Costa, J. (2025). A Wearable IoT-Based System for Gait Cycle Duration and Symmetry Assessment in Lower-Limb Amputees. *2025 9th International Young Engineers Forum on Electrical and Computer Engineering (YEF-ECE)*, 121–126. <https://doi.org/10.1109/YEF-ECE66503.2025.11117464>
- Andres, R. O., & Stimmel, S. K. (1990). Prosthetic alignment effects on gait symmetry: a case study. *Clinical Biomechanics*, 5(2), 88–96. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(90\)90043-6](https://doi.org/10.1016/0268-0033(90)90043-6)
- Arduino. (2025a, January 28). *Arduino® Nano RP2040 Connect - Product Reference Manual*. <https://docs.arduino.cc/hardware/nano-rp2040-connect/>
- Arduino. (2025b, January 28). *Arduino® UNO R3 - Product Reference Manual*. <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3/>

- Ayala, E., Sotamba, J., Carpio, B., & Escandon, O. (2018). Lidar Lite v3 Module Performance Evaluation. *2018 IEEE Third Ecuador Technical Chapters Meeting (ETCM)*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/ETCM.2018.8580265>
- Bach, M. M., Daffertshofer, A., & Dominici, N. (2021). The development of mature gait patterns in children during walking and running. *European Journal of Applied Physiology*, *121*(4), 1073–1085. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04592-2>
- Baker, R. (2013). *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis* (Hart, Hilary, Ed.; 1st ed.). Mac Keith Press, Scope.
- Behroozpour, B., Sandborn, P. A. M., Wu, M. C., & Boser, B. E. (2017). Lidar System Architectures and Circuits. *IEEE Communications Magazine*, *55*(10), 135–142. <https://doi.org/10.1109/MCOM.2017.1700030>
- Benewake (Beijing) Co. Ltd. (2019). *Product Manual of TFmini-S*.
- Błażkiewicz, M., Wiszomirsk, I., & Wit, A. (2014). Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, *16*(1).
- Boucharas, D., Androutsos, C., Gkois, G., Tsakanikas, V., Pezoulas, V., Manousos, D., Skaramagkas, V., Chatzaki, C., Kontogiannis, S., Spandonidis, C., Pantazis, A., Tachos, N., Tsiknakis, M., & Fotiadis, D. (2022). *Smart Insole: A Gait Analysis Monitoring Platform Targeting Parkinson Disease Patients Based on Insoles*. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2212.00109>
- Braddom, R. L., Chan, Leighton., & Harrast, M. A. (2011). *Physical medicine and rehabilitation*. Saunders/Elsevier.
- Budisusanto, Y., Cahyadi, M. N., Farid, I. W., Ubaidillah, M. R., & Imani, D. W. (2021). Low-Cost LiDAR Prototype Design for 3D Mapping. *2021 International Conference on Advanced Mechatronics, Intelligent Manufacture and Industrial Automation (ICAMIMIA)*, 13–17. <https://doi.org/10.1109/ICAMIMIA54022.2021.9808695>
- Chui, K., Jorge, M., Yen, S.-C., & Lusardi, M. (2000). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* (4th ed.). Elsevier.

- Clemens, S., Kim, K. J., Gailey, R., Kirk-Sanchez, N., Kristal, A., & Gaunaurd, I. (2020). Inertial sensor-based measures of gait symmetry and repeatability in people with unilateral lower limb amputation. *Clinical Biomechanics*, 72, 102–107. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.007>
- Cui, N., Guan, B., Li, J., Cui, L., Liu, X., & Zeng, Y. (2023). 850 nm VCSEL with sub quantum well and p-type δ -doping in the active layers for improved high-speed and high-temperature performance. *Optics Communications*, 530, 129128. <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2022.129128>
- Cutti, A. G., Verni, G., Migliore, G. L., Amoresano, A., & Raggi, M. (2018). Reference values for gait temporal and loading symmetry of lower-limb amputees can help in refocusing rehabilitation targets. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(S1), 61. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0403-x>
- Doll, J. C., & Pruitt, B. L. (2013). Sensitivity, Noise and Resolution. In *Piezoresistor Design and Applications* (pp. 51–83). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-8517-9_3
- Dong, X., Zhang, C., Feng, X., & Duan, Z. (2016). Analysis and improvement of accuracy, sensitivity, and resolution of the coherent gradient sensing method. *Applied Optics*, 55(17), 4752. <https://doi.org/10.1364/AO.55.004752>
- Drumea, A., Svasta, P., & Vasile, A. (2008). Universal development board for education in embedded systems. *2008 31st International Spring Seminar on Electronics Technology*, 575–578. <https://doi.org/10.1109/ISSE.2008.5276594>
- Elmer, H., & Schweinzer, H. (2005). Performance considerations of ultrasonic distance measurement with well-defined properties. *Journal of Physics: Conference Series*, 13(1), 133–136. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/13/1/031>
- Espressif Systems. (2025). *ESP32 DevKit V1 Data Sheet*.
- Fang, X., Liu, C., & Jiang, Z. (2018). Reference values of gait using APDM movement monitoring inertial sensor system. *Royal Society Open Science*, 5(1), 170818. <https://doi.org/10.1098/rsos.170818>

- Fardiansyah Nur Aziz, & Masduki Zakarijah. (2022). Analisis Kinerja Sensor TF-Mini LiDAR untuk Pengukuran Jarak. *Jurnal Nasional Teknik Elektro Dan Teknologi Informasi*, 11(3), 192–198. <https://doi.org/10.22146/jnteti.v11i3.3814>
- Fryzowicz, A., Murawa, M., Kabaciński, J., Rzepnicka, A., & Dworak, L. B. (2018). Reference values of spatiotemporal parameters, joint angles, ground reaction forces, and plantar pressure distribution during normal gait in young women. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 20(1), 49–57.
- Gailey, R. S., Gaunaurd, I., Agrawal, V., Finnieston, A., OToole, C., & Tolchin, R. (2012). Application of self-report and performance-based outcome measures to determine functional differences between four categories of prosthetic feet. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(4), 597. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2011.04.0077>
- Gaunaurd, I., Gailey, R., Springer, B., Symsack, A., Clemens, S., Lucarevic, J., Kristal, A., Bennett, C., Isaacson, B., Agrawal, V., Applegate, B., & Pasquina, P. (2020). The Effectiveness of the DoD/VA Mobile Device Outcomes-Based Rehabilitation Program for High Functioning Service Members and Veterans with Lower Limb Amputation. *Military Medicine*, 185(Supplement_1), 480–489. <https://doi.org/10.1093/milmed/usz201>
- Ghattas, J., & Jarvis, D. N. (2021). Validity of inertial measurement units for tracking human motion: a systematic review. In *Sports Biomechanics*. Routledge. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1990383>
- Gholizadeh, H., Osman, N. a A., Kamyab, M., Eshraghi, a, Abas, W. a B. W., & Azam, M. N. (2012). Transtibial prosthetic socket pistoning: static evaluation of Seal-In (®) X5 and Dermo (®) Liner using motion analysis system. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(1), 34–39. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.004>
- Gutierrez-Villalobos, J. M., Dimas, T.-V., & Mora-Vazquez, J. C. (2017). Simple and low-cost scanner 3D system based on a Time-of-Flight ranging sensor. *2017 XIII International Engineering Congress (CONIIN)*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/CONIIN.2017.7968193>
- Homayounfar, S. Z., & Andrew, T. L. (2020). Wearable Sensors for Monitoring Human Motion: A Review on Mechanisms, Materials, and Challenges. *SLAS Technology*, 25(1), 9–24. <https://doi.org/10.1177/2472630319891128>

- Hussain, A., Hamad, M., UET Taxila, R., Kamran Hafeez, P., & Tabinda Zainab, P. (2016). Programming a Microcontroller. In *International Journal of Computer Applications* (Vol. 155, Issue 5).
- Jose J, D., Kumar, Dr. D. V., & Jayakeerthi, Mrs. (2024). IOT In the Modern World. In *Futuristic Trends in Computing Technologies and Data Sciences Volume 3 Book 8* (pp. 284–290). Iterative International Publishers, Selfypage Developers Pvt Ltd. <https://doi.org/10.58532/V3BKCT8P4CH2>
- Kattni Rembor. (2025). *Adafruit Feather RP2040*. <https://learn.adafruit.com/adafruit-feather-rp2040-pico>
- Kirkup, J. (2007). *A history of limb amputation*. Springer.
- Kondaveeti, H. K., Kumaravelu, N. K., Vanambathina, S. D., Mathe, S. E., & Vappangi, S. (2021). A systematic literature review on prototyping with Arduino: Applications, challenges, advantages, and limitations. *Computer Science Review*, 40, 100364. <https://doi.org/10.1016/j.cosrev.2021.100364>
- Lakovic, N., Brkic, M., Batinic, B., Bajic, J., Rajs, V., & Kulundzic, N. (2019). Application of low-cost VL53L0X ToF sensor for robot environment detection. *2019 18th International Symposium INFOTEH-JAHORINA (INFOTEH)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/INFOTEH.2019.8717779>
- Lang, R., Lescisin, M., & Mahmoud, Q. H. (2018). Selecting a Development Board for Your Capstone or Course Project. *IEEE Potentials*, 37(3), 6–14. <https://doi.org/10.1109/MPOT.2017.2716778>
- Leal, R., & Maya, M. (2012). Estudio articular del miembro inferior durante la fase de apoyo de la marcha. *Revista Española de Podología*, 108–110.
- LeMoyne, R. (2016). *Advances for Prosthetic Technology*. Springer Japan. <https://doi.org/10.1007/978-4-431-55816-3>
- Linde, H. van der, Hofstad, C. J., Geurts, A. C. H., Postema, K., Geertzen, J. H. B., & Limbeek, J. van. (2004). A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(4), 555. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.06.0102>

- Maheswari, E., V. B., Ezhilarasi, G., Lakshmi, D., Abirami, A., & M, S. (2023). LIDAR Micro Drone with Proximity Sensing. *2023 Intelligent Computing and Control for Engineering and Business Systems (ICCEBS)*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/ICCEBS58601.2023.10449313>
- Mao, J., Zhou, P., Wang, X., Yao, H., Liang, L., Zhao, Y., Zhang, J., Ban, D., & Zheng, H. (2023). A health monitoring system based on flexible triboelectric sensors for intelligence medical internet of things and its applications in virtual reality. *Nano Energy*, *118*, 108984. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2023.108984>
- Maqbool, H. F., Mahmood, I., Ali, A., Iqbal, N., Seong, J. T., Dehghani-Sani, A. A., Alaziz, S. N., & Awad, M. I. (2024). Gait asymmetrical evaluation of lower limb amputees using wearable inertial sensors. *Heliyon*, *10*(12). <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e32207>
- Matos, J. P. (2014a). *Uma abordagem metodológica à eficiência de próteses transtibiais: comparação entre próteses transtibiais com quatro diferentes sistemas de suspensão (estudo de caso de uma malformação congénita)*. 1–123.
- Matos, J. P. (2014b). *Uma abordagem metodológica à eficiência de próteses transtibiais: comparação entre próteses transtibiais com quatro diferentes sistemas de suspensão (estudo de caso de uma malformação congénita)*.
- Mehendale, N., & Neoge, S. (2020). Review on Lidar Technology. *SSRN Electronic Journal*. <https://doi.org/10.2139/ssrn.3604309>
- Monk, Simon. (2016). *Programming Arduino: getting started with sketches*. McGraw-Hill Education.
- Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B., & Mendez-Zorrilla, A. (2014). Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*, *14*(2), 3362–3394. <https://doi.org/10.3390/s140203362>
- Nolan, L., Wit, A., Dudziński, K., Lees, A., Lake, M., & Wychowański, M. (2003). Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait & Posture*, *17*(2), 142–151. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00066-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00066-8)
- Patterson, K. K., Nadkarni, N. K., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2012). Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait & Posture*, *35*(4), 590–594. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.030>

- Perry, Jacquelin. (1992). *Gait analysis: Normal and Pathological Function* (1st ed.). Slack Incorporated.
- Pillai, A. G., & Kewte, S. (2024). Application of Wearable Electronics Sensors for Public Health Monitoring and Disease Prevention. *Southeastern European Journal of Public Health*, 262–267. <https://doi.org/10.70135/seejph.vi.846>
- Radouan Ait Mouha, R. A. (2021). Internet of Things (IoT). *Journal of Data Analysis and Information Processing*, 09(02), 77–101. <https://doi.org/10.4236/jdaip.2021.92006>
- Rahul Kumar, & Dr. L. K. Jha. (2023). Study of Microprocessor-Based Control Devices. *International Journal of Scientific Research in Science and Technology*, 41–44. <https://doi.org/10.32628/IJSRST2310016>
- Rajathi, V. (2023). Patient Health Care Monitoring in Home Using Arduino. *2023 Intelligent Computing and Control for Engineering and Business Systems (ICCEBS)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/ICCEBS58601.2023.10449304>
- Ramu, K., Ramachandran, M., & Selvam, M. (2022). Microcontroller Based Sensor Interface and Its Investigation. *Electrical and Automation Engineering*, 1(2), 92–97. <https://doi.org/10.46632/eae/1/2/4>
- Rathke, C. L., Pimentel, V. C. de A., Alsina, P. J., do Espírito Santo, C. C., & Dantas, A. F. O. de A. (2024). IoT-Based Wireless System for Gait Kinetics Monitoring in Multi-Device Therapeutic Interventions. *Sensors*, 24(17), 5799. <https://doi.org/10.3390/s24175799>
- Rathore, R., Singh, A. K., Chaudhary, H., & Kandan, K. (2023). Gait Abnormality Detection in Unilateral Trans-Tibial Amputee in Real-Time Gait Using Wearable Setup. *IEEE Sensors Journal*, 23(12), 12567–12573. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2023.3263399>
- Rössler, R., Wagner, J., Knaier, R., Rommers, N., Kressig, R. W., Schmidt-Trucksäss, A., & Hinrichs, T. (2024). Spatiotemporal gait characteristics across the adult lifespan: Reference values from a healthy population – Analysis of the COMPLETE cohort study. *Gait & Posture*, 109, 101–108. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.01.005>
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12(1), 34–45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9)

- Sagawa, Y., Turcot, K., Armand, S., Thevenon, A., Vuillerme, N., & Watelain, E. (2011). Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait & Posture*, 33(4), 511–526. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.003>
- Sakib, S. M. N. (2021). *LiDAR with Pulsed Time of Flight*. <https://doi.org/10.31224/osf.io/as7d4>
- Samiullah, M., Irfan, M. Z., & Rafique, A. (2023). *Microcontrollers: A Comprehensive Overview and Comparative Analysis of Diverse Types*. <https://doi.org/10.31224/3228>
- Sanjaya, K. (2019). A Biomechanical Study on Correlation Between Laterality and Walking Asymmetry. In D. Furst (Ed.), *A Closer Look at Biomechanics* (pp. 55–98). Nova Science Publishers, Inc.
- Sant' Anna, A., Wickström, N., Eklund, H., Zügner, R., & Tranberg, R. (2013). *Assessment of Gait Symmetry and Gait Normality Using Inertial Sensors: In-Lab and In-Situ Evaluation* (pp. 239–254). https://doi.org/10.1007/978-3-642-38256-7_16
- Seeed Studio. (2018). *Grove-Ultrasonic Ranger*.
- Seymour, R. (2002). *Prosthetics and Orthotics: Lower Limb and Spinal*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Shany, T., Redmond, S. J., Narayanan, M. R., & Lovell, N. H. (2012). Sensors-Based Wearable Systems for Monitoring of Human Movement and Falls. *IEEE Sensors Journal*, 12(3), 658–670. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2011.2146246>
- Smith, D. G., Michael, J. W., & Bowker, J. H. (2004). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies, Third Edition: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles*. American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Söderby, K. (2024, August). *Arduino Cloud*. <https://docs.arduino.cc/arduino-cloud/>
- Sorri, K., Mustafee, N., & Seppänen, M. (2022). Revisiting IoT definitions: A framework towards comprehensive use. *Technological Forecasting and Social Change*, 179, 121623. <https://doi.org/10.1016/j.techfore.2022.121623>
- Sree, M. S., & Kishor Kumar Reddy, C. (2024). *Applications of Intelligent Systems and the Internet of Things in Clinical Health* (pp. 53–72). <https://doi.org/10.4018/979-8-3693-8990-4.ch003>

- Steinmetzer, T., Wilberg, S., Bönninger, I., & Travieso, C. M. (2020). Analyzing gait symmetry with automatically synchronized wearable sensors in daily life. *Microprocessors and Microsystems*, 77, 103118. <https://doi.org/10.1016/j.micpro.2020.103118>
- Stergiou, N. (2020). *Biomechanics and Gait Analysis* (C. Conner, Ed.). Elsevier Inc.
- STMicroelectronics. (2024). *GY-53 Infrared ranging module manual V1.0*.
- STMicroelectronics. (2024). *Features Fully integrated miniature module Time-of-Flight ranging sensor*. www.st.com
- Tewari, N., Deepak, N., Joshi, M., & bhatt, J. S. (2021). Comparative Study of IoT Development Boards in 2021: Choosing right Hardware for IoT Projects. *2021 2nd International Conference on Intelligent Engineering and Management (ICIEM)*, 357–361. <https://doi.org/10.1109/ICIEM51511.2021.9445290>
- Thurston, A. J. (2007). Paré and Prosthetics: The early history of artificial limbs. *ANZ Journal of Surgery*, 77(12), 1114–1119. <https://doi.org/10.1111/j.1445-2197.2007.04330.x>
- Van der Spek, S., Van Schaick, J., De Bois, P., & De Haan, R. (2009). Sensing Human Activity: GPS Tracking. *Sensors*, 9(4), 3033–3055. <https://doi.org/10.3390/s90403033>
- Vaughan, C. L., Davis, B., & O'Connor, J. (1999). *Dynamics of Human Gait* (C. Vaughan, Ed.; 2nd ed.). [Kiboho Publishers].
- Viteckova, S., Kutilek, P., Svoboda, Z., Krupicka, R., Kauler, J., & Szabo, Z. (2018). Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods. *Biomedical Signal Processing and Control*, 42, 89–100. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.01.013>
- Wamsley, C. J., Murphy, D., McNamee, S., & Fox, J. (2014). *Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics* (D. Murphy, Ed.). Demos Medical.
- Wang, D., Thomas, L., Koppal, S., Ding, Y., & Xie, H. (2020). A Low-Voltage, Low-Current, Digital-Driven MEMS Mirror for Low-Power LiDAR. *IEEE Sensors Letters*, 4(8), 1–4. <https://doi.org/10.1109/LENS.2020.3006813>
- Webster, J. B., & Darter, B. J. (2019). Principles of Normal and Pathologic Gait. In *Atlas of Orthoses and Assistive Devices* (pp. 49-62. e1). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-48323-0.00004-4>

- Wei, Y. (2024). Applications of Ultrasonic Sensors: A Review. *Applied and Computational Engineering*, 99(1), 144–148. <https://doi.org/10.54254/2755-2721/99/20251773>
- Whittle, M. (2007). *An Introduction to Gait Analysis* (Harrison Heidi, Ed.; 4th ed.). Elsevier.
- Winiarski, S., Rutkowska-Kucharska, A., & Kowal, M. (2021a). Symmetry function – An effective tool for evaluating the gait symmetry of trans-femoral amputees. *Gait & Posture*, 90, 9–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.07.021>
- Winiarski, S., Rutkowska-Kucharska, A., & Kowal, M. (2021b). Symmetry function – An effective tool for evaluating the gait symmetry of trans-femoral amputees. *Gait & Posture*, 90, 9–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.07.021>
- Wolf, M. (2012). *Computers as components: principles of embedded computing system design*. Elsevier.
- Wu, J., Lin, X., Yang, C., Yang, S., Liu, C., & Cao, Y. (2024). Wearable Sensors Based on Miniaturized High-Performance Hybrid Nanogenerator for Medical Health Monitoring. *Biosensors*, 14(8), 361. <https://doi.org/10.3390/bios14080361>
- Xue, Z., Gai, Y., Wu, Y., liu, Z., & Li, Z. (2024). Wearable mechanical and electrochemical sensors for real-time health monitoring. *Communications Materials*, 5(1), 211. <https://doi.org/10.1038/s43246-024-00658-2>
- Yang, L., Dyer, P. S., Carson, R. J., Webster, J. B., Bo Foreman, K., & Bamberg, S. J. M. (2012). Utilization of a lower extremity ambulatory feedback system to reduce gait asymmetry in transtibial amputation gait. *Gait and Posture*, 36(3), 631–634. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.004>
- Yu, H., Zeng, X., Du, W., Zou, E., & Wang, C. (2022). Detection of moving objects using single photon counting LIDAR. In S. Zhu, Q. Yu, J. Su, L. Chen, & J. Chu (Eds.), *Eighth Symposium on Novel Photoelectronic Detection Technology and Applications* (p. 242). SPIE. <https://doi.org/10.1117/12.2624206>
- Yu, J.-S., Zhuang, C., Guo, W.-X., Chen, J.-J., Wu, X.-K., Xie, W., Zhou, X., Su, H., Chen, Y.-X., Wang, L.-K., Li, W.-K., Tian, K., & Zhuang, R.-J. (2023). Reference values of gait parameters in healthy Chinese university students: A cross-sectional observational study. *World Journal of Clinical Cases*, 11(29), 7061–7074. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v11.i29.7061>

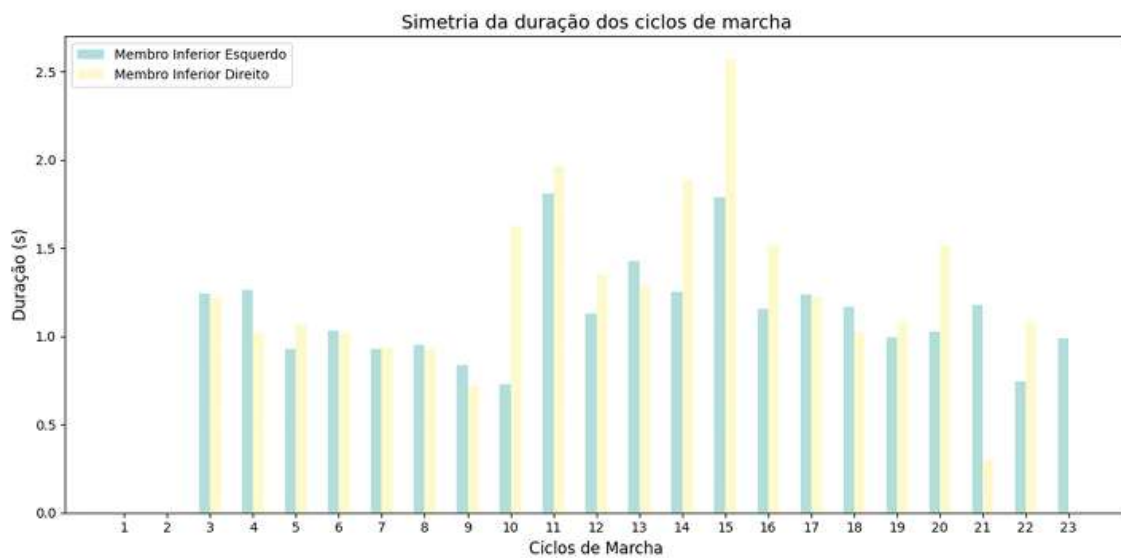
Anexo 1

Relatório obtido com os dados do dispositivo:**Relatório de Simetria da Marcha**

Duração do Ciclo de Marcha

Resumo da Análise de Marcha

Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mlesquerdo	0.991
Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mldireito	1.103
Índice de Simetria	-0.107
Razão de Simetria	0.899



Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 1

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2024-12-18 22:47:32	0.000
2024-12-18 23:04:56	0.000
2024-12-18 23:05:28	1.241
2024-12-18 23:05:29	1.262
2024-12-18 23:05:30	0.928
2024-12-18 23:05:31	1.029
2024-12-18 23:05:32	0.928
2024-12-18 23:05:33	0.949
2024-12-18 23:05:34	0.838
2024-12-18 23:05:34	0.726
2024-12-18 23:05:37	1.809
2024-12-18 23:05:39	1.128
2024-12-18 23:05:40	1.423
2024-12-18 23:05:41	1.250
2024-12-18 23:05:45	1.787
2024-12-18 23:10:00	1.157
2024-12-18 23:10:01	1.239
2024-12-18 23:10:02	1.167
2024-12-18 23:10:03	0.995
2024-12-18 23:10:04	1.027
2024-12-18 23:10:05	1.176
2024-12-18 23:10:06	0.744
2024-12-18 23:10:07	0.986
2024-12-18 23:15:51	0.000

Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 2

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2024-12-18 22:47:32	0.000
2024-12-18 23:04:56	0.000
2024-12-18 23:05:29	1.221
2024-12-18 23:05:29	1.019
2024-12-18 23:05:31	1.069
2024-12-18 23:05:32	1.019
2024-12-18 23:05:32	0.938
2024-12-18 23:05:33	0.929
2024-12-18 23:05:34	0.716
2024-12-18 23:05:36	1.625
2024-12-18 23:05:38	1.968
2024-12-18 23:05:40	1.349
2024-12-18 23:05:41	1.292
2024-12-18 23:05:43	1.886
2024-12-18 23:05:46	2.571
2024-12-18 23:10:00	1.520
2024-12-18 23:10:01	1.228
2024-12-18 23:10:03	1.026
2024-12-18 23:10:04	1.087
2024-12-18 23:10:05	1.519
2024-12-18 23:10:06	0.301
2024-12-18 23:10:06	1.087
2024-12-18 23:15:51	0.000

Observações

Nome:

Patologia:

Anexo 2

Código utilizado na primeira versão do dispositivo (Arduino Uno e TF mini S

LiDAR)

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial Serial1(2, 3).

int dist;
int strength;
int check;
int i;
int uart[9];
const int HEADER = 0x59;

unsigned long lastBeepTime = 0;
unsigned long lastOddBeepTime = 0;
unsigned long lastEvenBeepTime = 0;
bool isClose = false;

const int MAX_BEEPS = 100;
unsigned long beepTimes[MAX_BEEPS];
int beepCount = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Serial1.begin(115200);
}

void loop() {
  if (Serial1.available()) {
    if (Serial1.read() == HEADER) {
      uart[0] = HEADER;
      if (Serial1.read() == HEADER) {
        uart[1] = HEADER;
        for (i = 2; i < 9; i++) {
          uart[i] = Serial1.read()
        }
        check = uart[0] + uart[1] + uart[2] + uart[3] + uart[4] + uart[5] +
uart[6] + uart[7];
        if (uart[8] == (check & 0xff)) {
          dist = uart[2] + uart[3] * 256;
          strength = uart[4] + uart[5] * 256;

          unsigned long currentTime = millis()
          if (dist < 200 && !isClose) {
            if (lastBeepTime != 0) {
```

```

    unsigned long timeSinceLastBeep = currentTime - lastBeepTime;
    if (beepCount < MAX_BEEPS) {
        beepTimes[beepCount] = timeSinceLastBeep;
        beepCount++;
    }
    Serial.print("CSV,");
    Serial.print(currentTime);
    Serial.print(",Tempo desde o último beep:");
    Serial.println(timeSinceLastBeep);

    if (beepCount % 2 == 1) {
        if (lastEvenBeepTime != 0) {
            unsigned long timeBetweenAlternates = currentTime -
lastEvenBeepTime;
            Serial.print("CSV,");
            Serial.print(currentTime);
            Serial.print(",Tempo entre beeps alternados (ímpar):");
            Serial.println(timeBetweenAlternates);
        }
        lastOddBeepTime = currentTime;
    } else {
        if (lastOddBeepTime != 0) {
            unsigned long timeBetweenAlternates = currentTime -
lastOddBeepTime;
            Serial.print("CSV,");
            Serial.print(currentTime);
            Serial.print(",Tempo entre beeps alternados (par):");
            Serial.println(timeBetweenAlternates);
        }
        lastEvenBeepTime = currentTime;
    }
}
lastBeepTime = currentTime;
Serial.println("beep");
isClose = true;
} else if (dist >= 200) {
    isClose = false;
}

if (beepCount >= MAX_BEEPS) {
    Serial.println("Tempos dos beeps:");
    for (int j = 0; j < beepCount; j++) {
        Serial.print("CSV,");
        Serial.print(currentTime);
        Serial.print(",Beep ");
        Serial.print(j + 1);
        Serial.print(": ");
        Serial.print(beepTimes[j]);
    }
}

```

```
        Serial.print(" ms,");  
        Serial.println(beepTimes[j]);  
    }  
    beepCount = 0;  
}  
}  
}  
}
```

Anexo 3

Código utilizado na versão do Arduino Nano RP2040 Connect e o sensor GY53

VL53L0X

```
#include "thingProperties.h"

const int sensorPin = 5;
unsigned long duration;

int dist;
int intersectionCount = 0;

unsigned long lastIntersectionTime = 0;
unsigned long lastDCM_MI1 = 0;
unsigned long lastDCM_MI2 = 0;
bool isClose = false;

float totalDCM_MI1 = 0;
float totalDCM_MI2 = 0;
int countMI1 = 0;
int countMI2 = 0;

unsigned long tempoInicio = 0;
unsigned long tempoDecorrido = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  delay(1500);

  initProperties();
  ArduinoCloud.begin(ArduinoIoTPreferredConnection);
  setDebugMessageLevel(2);
  ArduinoCloud.printDebugInfo();

  pinMode(sensorPin, INPUT);

  Serial.println("Programa iniciado...");
}

void loop() {
  ArduinoCloud.update();
```

```

if (medicaoAtiva) {

    duration = pulseIn(sensorPin, HIGH, 30000);

    if (duration > 0) {

        dist = duration / 10;

        unsigned long currentTime = millis();

        if (dist < 200 && !isClose) {
            intersectionCount++;

            if (intersectionCount % 2 == 1) {
                if (lastDCM_MI1 != 0) {
                    dCM_MI1 = (currentTime - lastDCM_MI1) / 1000.0;
                    totalDCM_MI1 += dCM_MI1;
                    countMI1++;
                }
                lastDCM_MI1 = currentTime;
            } else {
                if (lastDCM_MI2 != 0) {
                    dCM_MI2 = (currentTime - lastDCM_MI2) / 1000.0;
                    totalDCM_MI2 += dCM_MI2;
                    countMI2++;
                }
                lastDCM_MI2 = currentTime;
            }
        }

        if (countMI1 > 0 && countMI2 > 0) {
            float mediaMI1 = totalDCM_MI1 / countMI1;
            float mediaMI2 = totalDCM_MI2 / countMI2;

            simetriaDaMarcha = ((mediaMI1 - mediaMI2) / (0.5 * (mediaMI1 +
mediaMI2))) * 100;
            razaoDeSimetria = mediaMI1 / mediaMI2;
        }

        lastIntersectionTime = currentTime;
        isClose = true;

        Serial.print("dCM_MI1: ");
        Serial.println(dCM_MI1);
        Serial.print("dCM_MI2: ");
        Serial.println(dCM_MI2);
    }
}

```

```

        Serial.print("Simetria da Marcha (%): ");
        Serial.println(simetriaDaMarcha);
        Serial.print("Razão de Simetria: ");
        Serial.println(razaoDeSimetria);
    }

    else if (dist >= 200) {
        isClose = false;
    }
}

tempoDecorrido = millis() - tempoInicio;
tempoMedicao = tempoDecorrido / 60000.0;
}
}

void onBotaoMedicaoChange()
if (botaoMedicao) {
    medicaoAtiva = !medicaoAtiva;
    Serial.print("Medição ");
    Serial.println(medicaoAtiva ? "Ativada" : "Desativada");

    if (medicaoAtiva)
        tempoInicio = millis();
        tempoDecorrido = 0;
    } else {

        tempoMedicao = tempoDecorrido / 60000.0;
    }

    medicaoStatus = medicaoAtiva;
}
}

void onBotaoResetChange() {
    if (botaoReset) {
        totalDCM_MI1 = 0;
        totalDCM_MI2 = 0;
        countMI1 = 0;
        countMI2 = 0;
        simetriaDaMarcha = 0;
        razaoDeSimetria = 0;
        dCM_MI1 = 0;
        dCM_MI2 = 0;
        intersectionCount = 0;

        tempoInicio = 0;
        tempoDecorrido = 0;
        tempoMedicao = 0.0;
    }
}

```

```
    botaoReset = false;

    Serial.println("Valores reiniciados.");
}
}

void onMedicaoAtivaChange() {
    botaoMedicao = medicaoAtiva;
}
```

Anexo 4

Código utilizado na versão final do dispositivo (Arduino Nano RP2040 Connect e TF mini S LiDAR)

```
#include "thingProperties.h"

int dist;
int strength;
int check;
int i;
int uart[9];
const int HEADER = 0x59;

unsigned long lastIntersectionTime = 0;
unsigned long lastDCM_MI1 = 0;
unsigned long lastDCM_MI2 = 0;
bool isClose = false;
int intersectionCount = 0;

float totalDCM_MI1 = 0;
float totalDCM_MI2 = 0;
int countMI1 = 0;
int countMI2 = 0;

unsigned long tempoInicio = 0;
unsigned long tempoDecorrido = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  delay(1500);

  initProperties();
  ArduinoCloud.begin(ArduinoIoTPreferredConnection);
  setDebugMessageLevel(2);
  ArduinoCloud.printDebugInfo();

  Serial1.begin(115200);

  Serial.println("Programa iniciado...");
}

void loop() {
  ArduinoCloud.update();
}
```

```

if (medicaoAtiva) {
    if (Serial1.available() >= 9) {
        if (Serial1.read() == HEADER && Serial1.read() == HEADER) {
            uart[0] = HEADER;
            uart[1] = HEADER;

            for (i = 2; i < 9; i++) {
                uart[i] = Serial1.read();
            }

            check = uart[0] + uart[1] + uart[2] + uart[3] + uart[4] +
uart[5] + uart[6] + uart[7];
            if (uart[8] == (check & 0xff)) {
                dist = uart[2] + uart[3] * 256;

                unsigned long currentTime = millis();

                if (dist < 200 && !isClose) {
                    intersectionCount++;

                    if (intersectionCount % 2 == 1) {
                        if (lastDCM_MI1 != 0) {
                            dCM_MI1 = (currentTime - lastDCM_MI1) /
1000.0;

                            totalDCM_MI1 += dCM_MI1;
                            countMI1++;
                        }
                        lastDCM_MI1 = currentTime;
                    } else {
                        if (lastDCM_MI2 != 0) {
                            dCM_MI2 = (currentTime - lastDCM_MI2) /
1000.0;

                            totalDCM_MI2 += dCM_MI2;
                            countMI2++;
                        }
                        lastDCM_MI2 = currentTime;
                    }
                }

                if (countMI1 > 0 && countMI2 > 0) {
                    float mediaMI1 = totalDCM_MI1 / countMI1;
                    float mediaMI2 = totalDCM_MI2 / countMI2;

                    simetriaDaMarcha = ((mediaMI1 - mediaMI2) / (0.5 *
(mediaMI1 + mediaMI2))) * 100;
                    razaoDeSimetria = mediaMI1 / mediaMI2;
                }

                lastIntersectionTime = currentTime;
                isClose = true;
            }
        }
    }
}

```

```

        Serial.print("dCM_MI1: ");
        Serial.println(dCM_MI1);
        Serial.print("dCM_MI2: ");
        Serial.println(dCM_MI2);
        Serial.print("Simetria da Marcha (%): ");
        Serial.println(simetriaDaMarcha);
        Serial.print("Razão de Simetria: ");
        Serial.println(razaoDeSimetria);
    } else if (dist >= 150) {
        isClose = false;
    }
}
}
}

tempoDecorrido = millis() - tempoInicio;
tempoMedicao = tempoDecorrido / 60000.0;
}
}

void onBotaoMedicaoChange() {
    if (botaoMedicao) {
        medicaoAtiva = !medicaoAtiva;
        Serial.print("Medição ");
        Serial.println(medicaoAtiva ? "Ativada" : "Desativada");

        if (medicaoAtiva) {
            tempoInicio = millis();
            tempoDecorrido = 0;
        } else {
            tempoMedicao = tempoDecorrido / 60000.0;
        }

        medicaoStatus = medicaoAtiva;
    }
}

void onBotaoResetChange() {
    if (botaoReset) {
        totalDCM_MI1 = 0;
        totalDCM_MI2 = 0;
        countMI1 = 0;
        countMI2 = 0;
        simetriaDaMarcha = 0;
        razaoDeSimetria = 0;
    }
}

```

```
dCM_MI1 = 0;
dCM_MI2 = 0;

tempoInicio = 0;
tempoDecorrido = 0;
tempoMedicao = 0.0;

botaoReset = false;

Serial.println("Valores reiniciados.");
}
}

void onMedicaoAtivaChange() {
    botaoMedicao = medicaoAtiva;
}
```

Anexo 5

Código utilizado para a processamento dos dados

```
from flask import Flask, render_template, request, send_file

import os

import pandas as pd

import matplotlib.pyplot as plt

from fpdf import FPDF

app = Flask(__name__)

app.config['UPLOAD_FOLDER'] = 'uploads'

os.makedirs(app.config['UPLOAD_FOLDER'], exist_ok=True)

@app.route('/')

def index():

    return render_template('index.html')

@app.route('/upload', methods=['POST'])

def upload_files():

    file1 = request.files.get('file1')

    file2 = request.files.get('file2')

    observations = request.form.get('observations', "")

    filetype = request.form.get('filetype', 'pdf')

    if not file1 or not file2:

        return "Por favor, envie dois ficheiros CSV.", 400

    dataframes = []

    for file in [file1, file2]:

        if file.filename.endswith('.csv'):

            filepath = os.path.join(app.config['UPLOAD_FOLDER'], file.filename)

            file.save(filepath)
```

```

    df = pd.read_csv(filepath)

    dataframes.append((file.filename, df))

else:

    return f"O ficheiro {file.filename} não é um CSV válido.", 400

pdf_path = generate_pdf(dataframes, observations)

return send_file(pdf_path, as_attachment=True)

def generate_pdf(dataframes, observations):

    pdf = FPDF()

    pdf.set_auto_page_break(auto=True, margin=15)

    pdf.add_page()

    pdf.set_font("Arial", style="B", size=16)

    pdf.cell(0, 10, "Relatório de Simetria da Marcha", ln=True, align="C")

    pdf.ln(5)

    pdf.set_font("Arial", size=14)

    pdf.cell(0, 10, "Duração do Ciclo de Marcha", ln=True, align="C")

    pdf.ln(10)

    averages = []

    for idx, (_, df) in enumerate(dataframes):

        averages.append(df['value'].mean())

    if len(averages) == 2:

        mi1_avg, mi2_avg = averages

        symmetry_index = (mi1_avg - mi2_avg) / (0.5 * (mi1_avg + mi2_avg))

        symmetry_ratio = mi1_avg / mi2_avg

        pdf.set_font("Arial", style="B", size=12)

        pdf.cell(0, 10, "Resumo da Análise de Marcha", ln=True, align="L")

        pdf.ln(5)

```

```

pdf.set_fill_color(220, 220, 220)

pdf.set_draw_color(0, 0, 0)

pdf.set_font("Arial", size=12)

summary_data = [

    ("Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mlesquerdo", f"{mi1_avg:.3f}"),

    ("Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mldireito", f"{mi2_avg:.3f}"),

    ("Índice de Simetria", f"{symmetry_index:.3f}"),

    ("Razão de Simetria", f"{symmetry_ratio:.3f}")

]

table_start_y = pdf.get_y()

for label, value in summary_data:

    pdf.cell(120, 10, label, 1, 0, 'C', fill=True)

    pdf.cell(70, 10, value, 1, 1, 'C', fill=True)

pdf.ln(20)

group_values = []

group_labels = []

min_length = min(len(dataframes[0][1]), len(dataframes[1][1]))

for i in range(min_length):

    group_values.append([dataframes[0][1]['value'].iloc[i], dataframes[1][1]['value'].iloc[i]])

    group_labels.append(i + 1)

colors = ['#B2DFDB', '#FFFACD']

x = range(len(group_labels))

width = 0.35

group_spacing = 0.4

plt.figure(figsize=(12, 6))

```

```

for idx, color in enumerate(colors):

    plt.bar([p + idx * width + group_spacing * p for p in x],
            [values[idx] for values in group_values],
            width=width, color=color,
            label="Membro Inferior Esquerdo" if idx == 0 else "Membro Inferior Direito")

plt.title('Simetria da duração dos ciclos de marcha', fontsize=14)

plt.xlabel('Ciclos de Marcha', fontsize=12)

plt.ylabel('Duração (s)', fontsize=12)

plt.xticks([p + (width / 2) + group_spacing * p for p in x], group_labels, rotation=0)

plt.legend(loc='upper left')

plt.tight_layout()

graph_path = os.path.join(app.config['UPLOAD_FOLDER'], 'bar_chart.png')

plt.savefig(graph_path)

plt.close()

pdf.image(graph_path, x=10, y=table_start_y + 70, w=190)

for idx, (filename, df) in enumerate(dataframes):

    pdf.add_page()

    pdf.set_font("Arial", style="B", size=12)

    pdf.cell(0, 10, f"Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior {idx + 1}", ln=True,
align="L")

    pdf.ln(5)

    pdf.set_font("Arial", size=12)

    header = ['Data e Hora', 'Duração do ciclo de marcha (s)']

    for col in header:

        pdf.cell(95, 10, col, 1, 0, 'C', fill=True)

    pdf.ln()

    for _, row in df.iterrows():

```

```

    pdf.cell(95, 10, pd.to_datetime(row['time']).strftime("%Y-%m-%d %H:%M:%S"), 1, 0,
'C')

    pdf.cell(95, 10, f"{row['value']:.3f}", 1, 1, 'C')

if observations:

    pdf.add_page()

    pdf.set_font("Arial", style="B", size=12)

    pdf.cell(0, 10, "Observações", ln=True, align="L")

    pdf.ln(5)

    pdf.set_font("Arial", size=12)

    pdf.multi_cell(0, 10, observations)

pdf_path = os.path.join(app.config['UPLOAD_FOLDER'], 'Ciclo_de_Marcha.pdf')

pdf.output(pdf_path)

return pdf_path

if __name__ == '__main__':

    app.run(debug=True)

```

Anexo 6

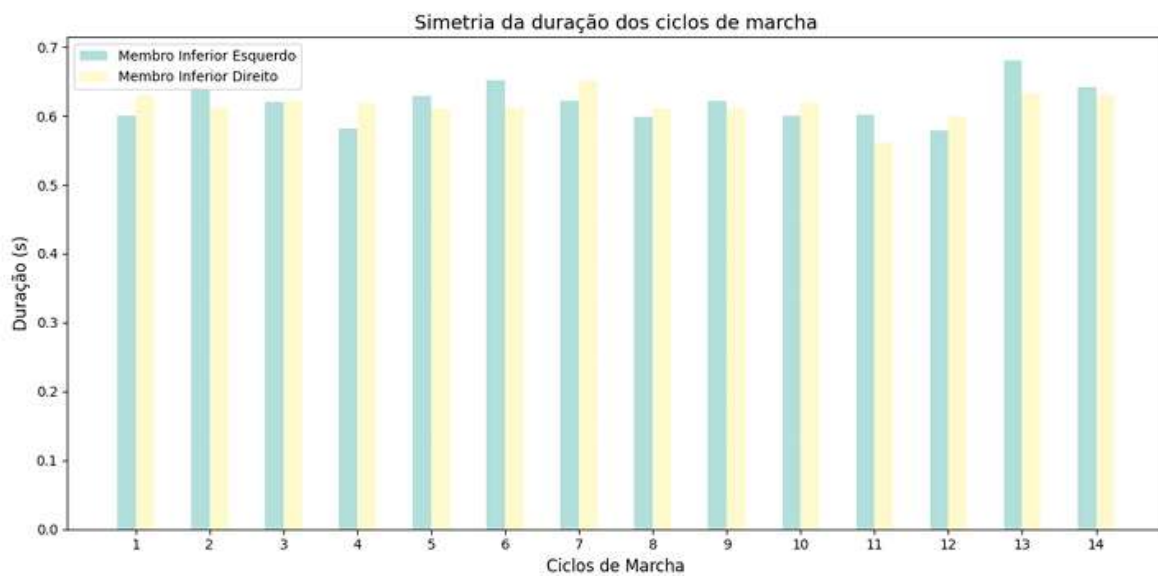
Relatório de Simetria da Marcha – marcha rápida

Relatório de Simetria da Marcha

Duração do Ciclo de Marcha

Resumo da Análise de Marcha

Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mlesquerdo	0.619
Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mldireito	0.615
Índice de Simetria	0.006
Razão de Simetria	1.006



Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 1

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2025-07-06 23:57:39	0.600
2025-07-06 23:57:39	0.642
2025-07-06 23:57:40	0.620
2025-07-06 23:57:40	0.581
2025-07-06 23:57:41	0.629
2025-07-06 23:57:42	0.651
2025-07-06 23:57:42	0.621
2025-07-06 23:57:43	0.599
2025-07-06 23:57:44	0.621
2025-07-06 23:57:44	0.600
2025-07-06 23:57:45	0.602
2025-07-06 23:57:45	0.579
2025-07-06 23:57:46	0.680
2025-07-06 23:57:47	0.642

Anexo 7

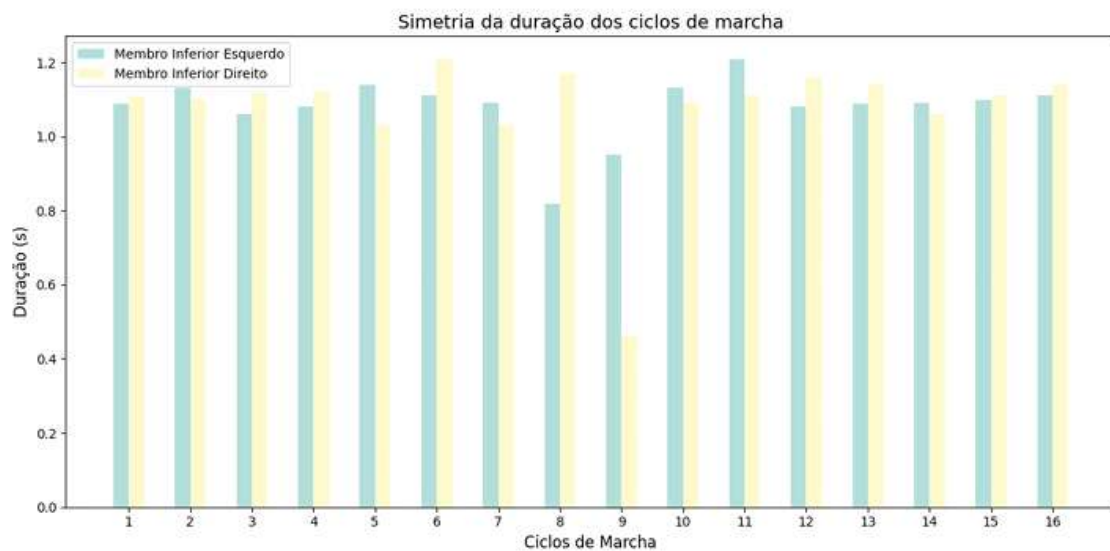
Relatório de Simetria da Marcha – marcha normal

Relatório de Simetria da Marcha

Duração do Ciclo de Marcha

Resumo da Análise de Marcha

Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mlesquerdo	1.080
Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mldireito	1.073
Índice de Simetria	0.007
Razão de Simetria	1.007



Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 1

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2025-07-07 00:31:45	1.089
2025-07-07 00:31:46	1.131
2025-07-07 00:31:47	1.059
2025-07-07 00:31:49	1.080
2025-07-07 00:31:50	1.139
2025-07-07 00:31:51	1.111
2025-07-07 00:31:52	1.091
2025-07-07 00:31:52	0.819
2025-07-07 00:31:53	0.952
2025-07-07 00:31:55	1.131
2025-07-07 00:31:56	1.209
2025-07-07 00:31:57	1.081
2025-07-07 00:31:58	1.089
2025-07-07 00:31:59	1.091
2025-07-07 00:32:00	1.099
2025-07-07 00:32:01	1.110

Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 2

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2025-07-07 00:31:45	1.109
2025-07-07 00:31:46	1.101
2025-07-07 00:31:47	1.119
2025-07-07 00:31:48	1.122
2025-07-07 00:31:49	1.029
2025-07-07 00:31:50	1.210
2025-07-07 00:31:51	1.030
2025-07-07 00:31:52	1.169
2025-07-07 00:31:53	0.462
2025-07-07 00:31:54	1.090
2025-07-07 00:31:55	1.110
2025-07-07 00:31:56	1.160
2025-07-07 00:31:58	1.142
2025-07-07 00:31:59	1.059
2025-07-07 00:32:00	1.110
2025-07-07 00:32:01	1.140

Anexo 8

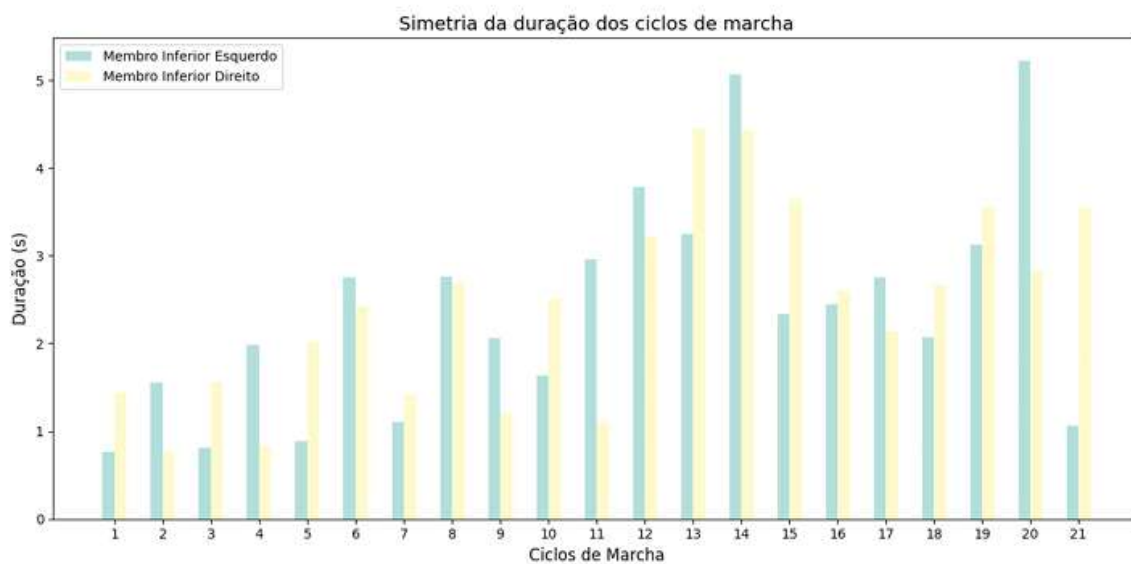
Relatório de Simetria da Marcha – marcha lenta

Relatório de Simetria da Marcha

Duração do Ciclo de Marcha

Resumo da Análise de Marcha

Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mlesquerdo	2.398
Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mldireito	2.429
Índice de Simetria	-0.013
Razão de Simetria	0.987



Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 1

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2025-07-07 00:39:50	0.761
2025-07-07 00:39:51	1.560
2025-07-07 00:39:52	0.810
2025-07-07 00:39:54	1.979
2025-07-07 00:39:55	0.891
2025-07-07 00:39:57	2.751
2025-07-07 00:39:59	1.100
2025-07-07 00:40:02	2.761
2025-07-07 00:40:04	2.060
2025-07-07 00:40:05	1.630
2025-07-07 00:40:08	2.961
2025-07-07 00:40:12	3.780
2025-07-07 00:40:15	3.251
2025-07-07 00:40:20	5.070
2025-07-07 00:40:23	2.340
2025-07-07 00:40:25	2.441
2025-07-07 00:40:28	2.750
2025-07-07 00:40:30	2.071
2025-07-07 00:40:33	3.121
2025-07-07 00:40:38	5.220
2025-07-07 00:40:39	1.059

Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 2

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2025-07-07 00:39:49	1.450
2025-07-07 00:39:50	0.770
2025-07-07 00:39:51	1.570
2025-07-07 00:39:52	0.829
2025-07-07 00:39:54	2.011
2025-07-07 00:39:57	2.420
2025-07-07 00:39:58	1.410
2025-07-07 00:40:01	2.682
2025-07-07 00:40:02	1.209
2025-07-07 00:40:05	2.511
2025-07-07 00:40:06	1.100
2025-07-07 00:40:09	3.210
2025-07-07 00:40:13	4.452
2025-07-07 00:40:18	4.421
2025-07-07 00:40:21	3.639
2025-07-07 00:40:24	2.600
2025-07-07 00:40:26	2.141
2025-07-07 00:40:29	2.660
2025-07-07 00:40:32	3.561
2025-07-07 00:40:35	2.820
2025-07-07 00:40:39	3.540

Anexo 9

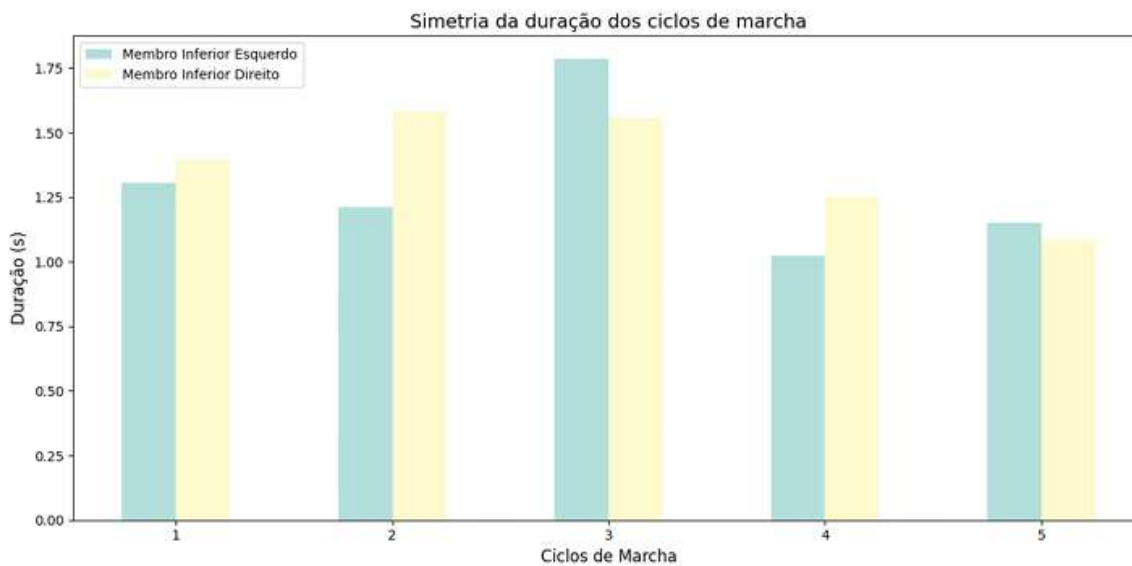
Relatório de Simetria da Marcha – Ciclos isolados para teste

Relatório de Simetria da Marcha

Duração do Ciclo de Marcha

Resumo da Análise de Marcha

Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mlesquerdo	1.296
Valor médio da duração do ciclo de Marcha do Mldireito	1.374
Índice de Simetria	-0.059
Razão de Simetria	0.943



Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 1

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2025-07-11 18:26:34	1.305
2025-07-11 18:34:40	1.213
2025-07-11 18:36:31	1.785
2025-07-11 18:36:52	1.023
2025-07-11 18:48:25	1.152

Duração do Ciclo de Marcha do Membro Inferior 2

Data e Hora	Duração do ciclo de marcha (s)
2025-07-11 18:26:34	1.395
2025-07-11 18:34:40	1.584
2025-07-11 18:36:31	1.555
2025-07-11 18:36:52	1.254
2025-07-11 18:48:25	1.083