



Departamento de Ciências e Tecnologias da Informação

***Palsy Thera Sense* – Sistema de Reabilitação Sensorizada para Crianças com Paralisia Cerebral**

Regina de Souza

Dissertação submetida como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia de Telecomunicações e Informática

Orientador(a):
Doutor, Professor Auxiliar Octavian Adrian Postolache
ISCTE-IUL

Outubro, 2018

Agradecimentos

Agradeço ao meu orientador, Octavian Adrian Postolache, pelo apoio e disponibilidade demonstrada, e por me ter sempre orientado com seus conhecimentos na área de sistemas embebidos aplicados à fisioterapia.

À minha família, em especial aos meus pais, Rosana de Souza e Marcus Aurélio de Souza, que proporcionaram todas as condições para que pudesse alcançar este objetivo. E ao meu namorado, André Diogo Martins, pelo apoio, ajuda e motivação desde o início da minha trajetória acadêmica.

Minhas palavras de agradecimento também se destinam ao meu colega de laboratório e amigo, Válber César Roza, pela ajuda e motivação.

Por fim, agradeço aos colegas com quem estudei e convivi durante o meu percurso acadêmico, em especial, Rikky Omar Pinto e Sandra Raquel Costa, pelo apoio e pela amizade ao longo destes anos.

A todos os que enumerei o meu sincero “Obrigada”.

Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema multi-sensorizado designado por *Palsy Thera Sense*, o qual é composto por uma plataforma inteligente de força e uma aplicação web que fornece análise dos dados obtidos durante as sessões de fisioterapia para crianças com paralisia cerebral. O sistema permite fazer a monitorização de habilidades motoras das crianças e fornece métricas que podem ser usadas mais tarde para monitorização do quadro patológico, a evolução das capacidades motoras durante as sessões de fisioterapia e, inclusive, fornecer apoio num diagnóstico mais adequado e eficaz. Esta interface é baseada num sistema de medição de forças distribuídas caracterizado por quatro células de carga. Os sinais são obtidos durante a realização de um conjunto de exercícios que permitem a análise do equilíbrio estático e dinâmico. O paciente realiza-os sobre a superfície da plataforma de força e são aplicados alguns procedimentos nos sinais de saída até que estes sejam transmitidos para uma plataforma computacional onde se encontra o servidor. Assim os dados são gravados, associados a um paciente e a uma sessão fisioterapêutica, de modo a posteriormente serem consultados e analisados através de cálculos de métricas. Estes testes podem ser realizados durante diferentes atividades, como por exemplo, numa sessão de um jogo com tecnologia *Kinect*, *Playstation Move* ou *Wii*. A principal função deste sistema é oferecer suporte aos fisioterapeutas durante o processo de reabilitação da paralisia cerebral possibilitando uma avaliação mais objetiva dos diferentes quadros patológicos dos pacientes.

Palavras-Chave: paralisia cerebral; reabilitação; tecnologia assistida; sensores inteligentes; análise de sinais; sistemas embebidos.

Este trabalho foi desenvolvido com o apoio do Instituto de Telecomunicações e o Instituto Universitário de Lisboa, ISCTE-IUL (IT-IUL).

1. Souza, Regina de. Mestranda em Engenharia de Telecomunicações e Informática, ISCTE-IUL, (regina_souza@iscte.pt).
2. Postolache, Octavian. Prof. Aux., PhD Habilitation, Director of Information Science and Technology PhD Program, IEEE Senior Member and Editor, (octavian.postolache@gmail.com).

Abstract

This work presents the development of a multi-sensing system named Palsy Thera Sense, which consists in an intelligent force platform and a web application that provides analysis of data obtained during the sessions for children with cerebral palsy. It allows the monitoring of children's motor skills and provides metrics that can be used later for the monitoring of the pathological picture and a more appropriate and effective diagnosis. This interface is based on a measurement system of distributed forces characterized by four load cells. The signals are obtained from a set of exercises that allow analysis of static and dynamic balance. The patient performs the exercises under the surface of the platform and some procedures are applied in the output signals, then it is transmitted to a computational platform where the server is allocated. The collected data is stored in a database, associated with a patient and a physiotherapy session, in order to later be consulted and analyzed through metric calculated for this purpose. These tests can be performed during different activities as for example, in a session of a game with Kinect, Playstation Move or Wii. The main function of this system is to support the physical therapists in the process of rehabilitation of cerebral palsy enabling a more objective assessment of the various pathological profiles.

Keywords: cerebral palsy; rehabilitation; assistive technology; smart sensors; signal analysis; multi-sensing devices.

This work was developed with Support of the Instituto de Telecomunicações and the Instituto Universitário de Lisboa, ISCTE-IUL (IT-IUL).

1. Souza, Regina de. MsC student of Engineering of Telecommunications and Informatics, ISCTE-IUL, (regina_souza@iscte.pt).
2. Postolache, Octavian. Prof. Aux., PhD Habilitation, Director of Information Science and Technology PhD Program, IEEE Senior Member and Editor, (octavian.postolache@gmail.com).

Índice

| | |
|--|------|
| Resumo..... | iv |
| Abstract..... | v |
| Índice de Figuras | viii |
| Índice de Tabelas | x |
| Lista de Acrónimos..... | xi |
| 1 Introdução..... | 1 |
| 1.1. Introdução ao Sistema e Conceito de Fisioterapia..... | 1 |
| 1.2. Motivação e Contribuição..... | 2 |
| 1.3. Enquadramento | 4 |
| 1.4. Objetivos..... | 6 |
| 1.5. Estrutura e organização da dissertação | 7 |
| 2 Revisão da Literatura..... | 8 |
| 2.1. Estado da Arte | 8 |
| 2.2. <i>Hardware</i> | 10 |
| 2.2.1. Aquisição de Sinal: Arduino | 10 |
| 2.2.2. Processamento de Sinal: Raspberry Pi | 11 |
| 2.2.3. Sensores de Força: Introdução..... | 12 |
| 2.2.4. Sensores de Força: Resistivos (FSR)..... | 14 |
| 2.2.5. Sensores de Força: Piezoelétricos | 16 |
| 2.2.6. Extensómetro: <i>Strain Gauge</i> | 17 |
| 2.2.7. Sensores de Força: Células de carga..... | 19 |
| 2.2.8. Plataforma de Força..... | 22 |
| 2.2.9. Aquisição de Dados na Plataforma de Força..... | 22 |
| 2.2.10. Plataformas de Força no Mercado | 23 |
| 2.2.11. Aplicações Clínicas..... | 23 |
| 2.3. <i>Software</i> | 23 |
| 2.3.1. Arduino IDE: C | 24 |
| 2.3.2. <i>Back-end</i> : PHP e MySQL | 24 |
| 2.3.3. <i>Front-end</i> : HTML5, CSS e JavaScript | 24 |
| 2.3.4. Cálculo de Área: Algoritmos | 25 |
| 2.4. Estudo do Equilíbrio | 28 |
| 2.4.1. Centro de Gravidade (CoG)..... | 28 |
| 2.4.2. Centro de Massa (CM) | 28 |
| 2.4.3. Centro de Pressão (CoP)..... | 28 |
| 2.5. Protocolos de Comunicação..... | 30 |
| 2.5.1. Rede ZigBee | 30 |

| | | |
|--------|---|----|
| 2.5.2. | Módulo XBee | 30 |
| 2.5.3. | Rede Wi-Fi | 31 |
| 3 | Sistema Desenvolvido | 32 |
| 3.1. | Funcionamento do Sistema..... | 32 |
| 3.2. | Implementação..... | 33 |
| 3.3. | <i>Hardware</i> – Plataforma de Força | 34 |
| 3.3.1. | Arquitetura do Sistema | 34 |
| 3.3.2. | Plataforma de Força..... | 35 |
| 3.3.3. | <i>Load Cell</i> | 40 |
| 3.3.4. | Circuito de Condicionamento de Sinal – INA122..... | 42 |
| 3.3.5. | Módulo de Aquisição de Sinal – Arduino | 44 |
| 3.3.6. | Módulo de Processamento – Raspberry | 46 |
| 3.4. | <i>Software</i> | 48 |
| 3.4.1. | <i>Front-end</i> : HTML5, CSS3 e Javascript..... | 49 |
| 3.4.2. | <i>Back-end</i> : PHP e SQL | 54 |
| 3.4.3. | Arduino IDE C | 64 |
| 3.4.4. | Acessibilidade..... | 66 |
| 3.5. | Cálculos e Metodologia | 67 |
| 3.5.1. | Cálculo do Centro de Pressão..... | 67 |
| 3.5.2. | Análise de Métricas Calculadas a Partir do CoP..... | 67 |
| 4 | Análise e Discussão dos Resultados | 70 |
| 4.1. | Fase 1: Medições dos Sensores..... | 70 |
| 4.2. | Fase 2: Medições do CoP..... | 74 |
| 5 | Conclusões e Recomendações | 83 |
| 5.1. | Principais Conclusões..... | 83 |
| 5.2. | Propostas de Investigação Futura | 84 |
| | Referências | 85 |
| | Anexos | 89 |

Índice de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Arduino Uno [23]..... | 11 |
| Figura 2 - Raspberry Pi 2 modelo B [24]. | 12 |
| Figura 3 - Sensor Resistivo FSR [28]..... | 15 |
| Figura 4 - Estrutura interna de um FSR [28]..... | 15 |
| Figura 5 - Característica resistência vs. Força [28]. | 16 |
| Figura 6 - Sensor piezoelétrico [29]. | 16 |
| Figura 7 - Estrutura interna de um sensor piezoelétrico [30]. | 17 |
| Figura 8 - Característica tensão vs. Capacitância relativa [31]. | 17 |
| Figura 9 - Extensómetro [32]. | 18 |
| Figura 10 - Estrutura interna de um extensómetro [33]..... | 18 |
| Figura 11 - Load Cell [35]..... | 20 |
| Figura 12 - Esquema de aquisição e processamento do sinal com plataforma de força. 23 | |
| Figura 13 - Conjunto de pontos e polígono convexo respetivo. | 27 |
| Figura 14 - Linhas convexas do polígono. | 27 |
| Figura 15 - Módulo Xbee [55]..... | 31 |
| Figura 16 - Arquitetura física do sistema. | 34 |
| Figura 17 - Representação esquemática do circuito electrónico do sistema. | 35 |
| Figura 18 - Vista da plataforma e seus dispositivos embebidos: uma unidade central de processamento (CPU) que inclui uma unidade de pré-processamento (PPU), um microcontrolador (MIC) e um computador (RPi) [60]..... | 36 |
| Figura 19 - Plataforma de força do sistema vista de cima, ainda em desenvolvimento. 37 | |
| Figura 20 - Plataforma de força completamente implementada, com o compartimento dos circuitos eletrónicos acessível..... | 48 |
| Figura 21 - Detalhe da plataforma de força vista lateralmente. A luz LED informa sobre o estado de atividade..... | 38 |
| Figura 22 - Vista de cima da plataforma, com o compartimento dos circuitos eletrónicos fechado e sobre a superfície da plataforma..... | 50 |
| Figura 23 - Resultado final da plataforma..... | 51 |
| Figura 24 - Células de carga Tedeia - modelo 1042 [37]..... | 52 |
| Figura 25 - Desenho técnico com dimensões das células de carga [37]..... | 41 |
| Figura 26 - Esquema das células de carga com indicação das saídas [37]..... | 41 |
| Figura 27 - Resumo das características da célula de carga [37]..... | 42 |
| Figura 28 - Circuito de aquisição e pré-amplificação do sinal de um sensor..... | 55 |
| Figura 29 - Circuito de condicionamento do sinal. | 44 |
| Figura 30 - Arduino Uno e ligações à plataforma de força..... | 57 |
| Figura 31 - Raspberry Pi e ligações à plataforma de força..... | 59 |
| Figura 32 - Arquitetura do software desenvolvido..... | 48 |
| Figura 33 - Página e elementos interativos assinalados. | 50 |
| Figura 34 - Página estruturada em cards ou containers. | 50 |
| Figura 35 - Aplicação web em diferentes dispositivos..... | 51 |
| Figura 36 - Aplicação web no dispositivo móvel. | 52 |
| Figura 37 - <i>Layout</i> da página web. | 53 |

| | |
|--|----|
| Figura 38 - <i>Layout</i> da página web. | 53 |
| Figura 39 - Fluxo do sistema com scripts PHP. | 54 |
| Figura 40 - Página de registo..... | 68 |
| Figura 41 - Página de login..... | 69 |
| Figura 42 - Página para registar/eliminar novo paciente..... | 70 |
| Figura 43 - Página para criar nova sessão de fisioterapia..... | 58 |
| Figura 44 - Tabelas de consultas da aplicação. | 59 |
| Figura 45 - Exportando dados resultantes das sessões dos pacientes..... | 74 |
| Figura 46 - Página de visualização dos resultados da sessão de fisioterapia. | 61 |
| Figura 47 - Tabelas da base de dados e relações. | 62 |
| Figura 48 - Tabelas da base de dados do sistema. | 62 |
| Figura 49 - Representação do fluxograma no Arduino. | 65 |
| Figura 50 - Valores de <i>baseline</i> de cada sensor da plataforma de força..... | 84 |
| Figura 51 - Reação dos sinais ao ser aplicada uma carga de 5kg em diferentes intervalos de tempo. | 84 |
| Figura 52 - Reação dos sensores ao simular uma marcha em equilíbrio..... | 85 |
| Figura 53 - Reação dos sensores ao simular uma marcha sem equilíbrio..... | 86 |
| Figura 54 - <i>Baseline</i> do CoP..... | 87 |
| Figura 55 - Carga estática de 50kg sobre centro da plataforma. | 75 |
| Figura 56 - Carga estática de 50kg sobre centro da plataforma com métricas calculadas como RMS, média e desvio padrão para as coordenadas x e y, e número de pontos armazenados durante a sessão (cerca de 30 segundos)..... | 75 |
| Figura 57 - Carga estática de 50kg sobre o sensor F1..... | 76 |
| Figura 58 - Carga estática de 50kg sobre o sensor F2..... | 76 |
| Figura 59 - Carga estática de cerca de 50kg, sobre o sensor F3. O ponto assinalado a vermelho indica quando a carga deixa a plataforma. | 77 |
| Figura 60 - Carga estática de 50kg sobre o sensor F4..... | 77 |
| Figura 61 - Carga que simular marcha em equilíbrio, deslocando-se a partir do centro, seguindo uma trajetória do sensor F1 até ao sensor F4..... | 91 |
| Figura 62 - Carga que simula marcha sem equilíbrio, deslocando-se a partir do centro, seguindo uma trajetória do sensor F1 até ao sensor F4..... | 91 |
| Figura 63 - Carga que simula marcha em equilíbrio, deslocando-se em linha recta e abandonando a plataforma pelo lado direito..... | 92 |
| Figura 64 - Carga que simula marcha sem equilíbrio, deslocando-se em linha reta. | 79 |
| Figura 65 - Carga estática e em equilíbrio sobre centro da plataforma..... | 80 |
| Figura 66 - Carga estática e em equilíbrio sobre centro da plataforma..... | 94 |

Índice de Tabelas

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Características dos sensores Piezoelétricos vs. Extensômetros [34]...... | 18 |
| Tabela 2 - Comparação entre sensores FSR, piezoelétricos e Load Cell [36-37-38]..... | 21 |
| Tabela 3 - Comparação entre sensores Load Cell [36-37-38]...... | 21 |
| Tabela 4 - Coordenadas x e y do ponto CoP e cálculo de métricas de uma sessão com um corpo em equilíbrio..... | 81 |
| Tabela 5 - Coordenadas x e y do ponto CoP e cálculo de métricas de uma sessão simulando desequilíbrio..... | 82 |

Lista de Acrónimos

| | |
|---------|---|
| A/D | Analógico/Digital |
| AC | Alternate Current |
| AD | Amplitude Displacement |
| ADC | Analog-to-Digital Converter |
| AMTI | Advanced Mechanical Technology Incorporation |
| API | Application Programming Interface |
| AVC | Acidente Vascular Cerebral |
| AVG | AVeraGe |
| CM | Centro de Massa |
| CoG | Centro de Gravidade |
| CoP | Center of Pressure |
| CoP AP | CoP Antero-Posterior |
| CoP ML | CoP Mediolateral |
| CPCMS | Center of Pressure and Complexity Monitoring System |
| CPU | Central Processing Unit |
| CPU ARM | Advanced RISC Machine |
| CSI | Camera Serial Interface |
| CSS | Cascading Style Sheets |
| DC | Direct Current |
| DM | Distância Média |
| DOT | Deslocamento da Oscilação Total |
| DRMS | Distance Root Mean Square |
| DSI | Display Serial Interface |
| FSR | Force Sensitive Resistor |
| GPIO | General-Purpose Input/Output |
| HTML | Hypertext Markup Language |
| HTTP | HyperText Transfer Protocol |
| ID | Identity Document |
| IDE | Integrated Development Environment |
| IEEE | Institute of Electrical and Electronics Engineers |
| IoT | Internet of Things |
| MAC | Media Access Control |
| MED | Mediana |

| | |
|------|-----------------------------------|
| MFR | Medicina Física e de Reabilitação |
| MMSE | Multivariate Multiscale Entropy |
| OSI | Open Systems Interconnection |
| PC | Paralisia Cerebral |
| PHP | Hypertext Preprocessor |
| RAM | Random Access Memory |
| RMS | Root Mean Square |
| RPi | Raspberry Pi |
| SD | Standard Deviation |
| SQL | Structured Query Language |
| WBB | Wii Balance Board |

1 Introdução

1.1. Introdução ao Sistema e Conceito de Fisioterapia

O trabalho desenvolvido consiste num sistema que visa apoiar os tratamentos oferecidos a crianças com PC e permite a monitorização dos quadros patológicos através de um sistema de reabilitação motora, que forneça um diagnóstico mais preciso em termos de motricidade e que resulte num tratamento adequado e eficaz.

O sistema será composto por uma plataforma de força a qual possui sensores de força, um módulo de amplificação de sinal, de aquisição e conversão A/D e um servidor, e uma aplicação web. Este conjunto de componentes possibilitará guardar os dados referentes à força, trajetória e métricas que apoiam a análise do equilíbrio, associando-os a um perfil criado numa base de dados. O sistema (componente de *hardware* e *software*) comunica-se através de redes sem fios e permite o acesso aos dados para análises através de uma aplicação web que poderá ser acedida por qualquer dispositivo com acesso à rede.

A fisioterapia, por sua vez, é definida como um conjunto de práticas adequadas ao tratamento de lesões, doenças e distúrbios, seja por via de exercícios e massagens ou através de medicação e cirurgia. Na reabilitação de pessoas com disfunção neuromuscular, a fisioterapia tem como principais objetivos:

- Promover a melhoria da qualidade de vida dos utentes aumentando as capacidades motoras dos pacientes;
- Restaurar as capacidades motoras;
- Ajudar a reduzir o risco de ferimentos ou doenças futuras [1].

O fisioterapeuta, ao invés de se focar na lesão, analisa o corpo humano como um todo. Pode especializar-se em três áreas principais: ortopédica, neurológica e cardiorácica. A fisioterapia ortopédica é usada no tratamento de problemas musculares e de mobilidade; a fisioterapia neurológica trata de problemas no sistema nervoso central e doenças relacionadas; a fisioterapia cardiorácica é usada no tratamento de problemas respiratórios como a asma [2].

As tarefas do fisioterapeuta passam por fazer um aconselhamento postural, indicar exercícios adequados ao paciente e fazer terapia manual. Desta forma, estabelece um plano completo que vai desde a prevenção de lesões até ao fortalecimento de membros superiores/inferiores ou alívio da dor. O plano pode decorrer em diferentes ambientes, sendo o ambiente em clínica de interesse para este trabalho [3].

1.2. Motivação e Contribuição

A tecnologia tem registado uma evolução sem precedentes com contribuições importantes em diversas áreas, desde o trabalho, ao lazer e à saúde. Nesta última, as tecnologias de reabilitação têm seguido o mesmo percurso de evolução, o que tem exigido uma maior abrangência e contributo de várias áreas e domínios de conhecimentos, designadamente, da medicina e da engenharia.

O fisioterapeuta suporta as indicações que dá ao paciente com base na etapa de diagnóstico, ou seja, a eficácia do plano vai depender dos dados e observações que obtiver nesta fase. É fundamental que a avaliação seja apoiada por técnicas preditivas e se baseie em resultados precisos, que sejam registados em relatório e alvo de interpretação. Uma forma de obter relatórios de forma automática passa por recolher os dados do paciente durante os exercícios feitos em ambiente clínico, guardá-los e apresentá-los na forma de métricas. Para isso é necessário desenvolver novos equipamentos, que sejam capazes de captar os movimentos em forma de sinais elétricos utilizáveis em algoritmos computacionais.

No âmbito da fisioterapia, é visível a crescente participação da engenharia na implementação de novas tecnologias ao serviço da reabilitação, de forma a potenciar os resultados da intervenção do fisioterapeuta nas diferentes disfunções, designadamente da paralisia cerebral.

A encefalopatia crónica não progressiva, vulgarmente conhecida pelo termo paralisia cerebral, constitui um grupo de distúrbios permanentes do movimento e postura devido a uma lesão no cérebro que causa limitações severas. Apesar da lesão neurológica ser estática (não evolutiva), pode manifestar-se ao longo do tempo, durante a fase de crescimento do indivíduo, pelo que é necessário manter o acompanhamento e intervenção terapêutica ao longo de toda a vida.

O impacto que a paralisia cerebral tem na vida dos pacientes e no trabalho dos profissionais responsáveis pelos tratamentos é um fator motivante para o desenvolvimento deste sistema. O resultado esperado será o protótipo de um sistema de ajuda no processo de recuperação dos pacientes, por forma a proporcionar maior bem-estar e interação social, e de apoio aos profissionais de saúde, facilitando o diagnóstico e os tratamentos nas sessões de fisioterapia através da monitorização dos progressos registados e da elaboração de um perfil clínico.

As áreas de desenvolvimento do tema são outro aspeto motivador, as quais exploram as diversas matérias lecionadas no mestrado, que incluem os sistemas embebidos e os sensores inteligentes, o desenvolvimento de um sistema de reabilitação, a comunicação entre os sensores e a aplicação web e o desenvolvimento da aplicação web e de uma base de dados.

A contribuição e o incentivo à investigação nesta área são outros pontos a considerar a nível de motivação. A implementação deste projeto contribuirá para que trabalhos futuros possam aprimorar os recursos disponíveis na intervenção do fisioterapeuta associados à tecnologia. O desenvolvimento desta proposta de sistema de reabilitação para crianças com paralisia cerebral permitirá aos fisioterapeutas potenciar os resultados da sua intervenção junto das crianças com paralisia cerebral.

1.3. Enquadramento

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de uma interface multissensorial chamada Palsy Thera Sense, que procura dar apoio à reabilitação física para crianças com paralisia cerebral. Este sistema permitirá monitorizar o equilíbrio do paciente, fornecendo informações importantes sobre a postura e a coordenação motora.

A encefalopatia crónica não progressiva consiste num grupo de alterações no desenvolvimento das funções motoras, resultante de uma lesão estática no sistema nervoso central [4]. Esta lesão pode ocorrer devido a vários fatores durante os períodos de natal, pré-natal e neonatal [5-6]. A incidência desta patologia é muito alta, estimando-se que ocorra 2 a 3 vezes por cada 1000 nascimentos [7], sendo a mais comum desordem no desenvolvimento da criança [8]. São os tipos mais comuns de paralisia cerebral: espástica, discinesia, ataxia e formas mistas [9].

Além das limitações motoras, esta lesão pode provocar dificuldades de perceção, concentração, comunicação, visual, auditiva, epilepsia e alguns problemas intelectuais e de comportamento.

A Medicina física e de reabilitação (MFR), também conhecida como fisioterapia, visa melhorar e restaurar a capacidade funcional e qualidade de vida deste grupo de pessoas com deficiências físicas que afetam o cérebro, medula espinhal, nervos, ossos, articulações, ligamentos, músculos e tendões [10].

Como solução para melhorar a condição física, a fisioterapia permite estimular o desenvolvimento motor do paciente, permitindo que o seu cérebro "aprenda" os movimentos realizados durante as sessões fisioterapêuticas. As avaliações objetivas e subjetivas que são atualmente usadas pelo fisioterapeuta fornecem informações sobre o processo de reabilitação.

O uso de métodos baseados em entrevistas e observações serve para extrair informação sobre a capacidade motora do paciente, no entanto é altamente afetado por elementos subjetivos que conduzem a resultados menos precisos de avaliação. Atualmente, os sensores inteligentes em combinação com o processamento de sinais aumentam as possibilidades de monitorizar o progresso dos pacientes durante as sessões de reabilitação física [10-11]. Como exemplo de aplicação, estudos indicam que os jogos de consola são muito úteis nas sessões de fisioterapia quando usados em plataformas interativas, como a Nintendo Wii. No entanto, existem poucos jogos personalizáveis, isto é, que possam ser ajustados às necessidades individuais dos pacientes. Os fisioterapeutas consideraram

positivo usar esta metodologia e manifestaram interesse em começar a aplicá-la durante as sessões [12].

Apesar de existirem ferramentas que auxiliem os fisioterapeutas, devido ao seu caráter generalista, ainda têm pouca aplicabilidade no domínio da paralisia cerebral e no monitoramento de resultados da reabilitação física.

Várias soluções de sensoriamento múltiplo que são projetadas para dar suporte à estimulação do movimento e fornecer o auxílio do equilíbrio durante o processo de reabilitação de marcha são relatados na literatura [13-14], no entanto existem poucos sistemas aplicados à monitorização na reabilitação da paralisia cerebral. Várias métricas podem ser mencionadas como o desenvolvimento de sistemas sensoriais associados à análise postural do corpo e do equilíbrio estático e dinâmico, tais como, o centro de pressão e da trajetória que foram considerados em diferentes abordagens práticas [15-16].

1.4. Objetivos

O principal objetivo desta dissertação é desenvolver um sistema de apoio às sessões de fisioterapia oferecidos às crianças com paralisia cerebral (PC) para permitir fazer a monitorização dos quadros patológicos através de um sistema de reabilitação motora, que forneça um diagnóstico mais preciso em termos de motricidade e que resulte num tratamento adequado e eficaz. O sistema de reabilitação será composto por uma plataforma que contempla sensores de força e sensores de movimento. Os sinais dos sensores serão adquiridos recorrendo a um módulo de aquisição e processamento primário que apresente capacidade de comunicação sem fios. Os dados são guardados ao nível de uma base de dados e serão disponibilizados através de uma aplicação web implementada para qualquer dispositivo com acesso a uma rede.

Um conjunto de métricas será calculado, sendo as métricas associadas ao estudo dos movimentos, do equilíbrio, da força e da interação do utente durante as sessões de fisioterapia. Os dados serão adquiridos, processados e armazenados numa base de dados, onde toda a informação do paciente poderá ser consultada para controlo e monitorização da evolução dos elementos de reabilitação.

1.5. Estrutura e organização da dissertação

O presente estudo está organizado em cinco capítulos que pretendem refletir as diferentes fases de desenvolvimento até à sua conclusão.

O primeiro capítulo, introduz o tema da investigação, motivação, contribuição e objetivos bem como uma breve descrição da estrutura do trabalho.

O segundo capítulo, aborda os temas relacionados com o desenvolvimento do sistema, designado por Revisão da Literatura.

O terceiro capítulo, é dedicado à descrição do sistema desenvolvido neste trabalho. Aborda a metodologia utilizada no processo de desenvolvimento de *hardware* e *software* do sistema e métodos de análise utilizados.

O quarto capítulo, apresenta a análise dos resultados obtidos na realização de simulações de equilíbrio.

No quinto e último capítulo, apresentam-se as conclusões deste estudo bem como as recomendações, limitações e trabalhos futuros.

2 Revisão da Literatura

2.1. Estado da Arte

Em [17] é projetada e construída uma plataforma de força para observar o equilíbrio estático e dinâmico. Os sensores de força usados são seis *Load Cells* (250kg- S type by Zemic Company) e as medições são feitas nos três eixos de coordenadas, a uma frequência de amostragem de 500Hz e com uma precisão de 6 gramas. As medições são processadas por um amplificador de instrumentação AD624, convertidas num sinal digital por um microcontrolador ATmel AVR, enviadas para uma placa PCMCIA ligada por USB a um computador e guardadas num ficheiro Excel, para posterior consulta. Foi desenvolvido um *software* na linguagem Python que permite recolher dados em tempo real, realiza cálculos para obter o CoP e métricas e apresenta-os ao utilizador.

Para calcular o CoP e respetivos momentos é escolhido um ponto de referência no topo da plataforma, são calculados os momentos no plano horizontal e modificados de acordo com a espessura da plataforma. A calibração dos sensores foi feita com um método *standard* que passa por medir a plataforma, alinhar paralelamente as duas superfícies da plataforma e fazer medições para 40 cargas diferentes entre 7kg a 30kg. Desta forma, obtêm-se os coeficientes multiplicadores para as equações dos sensores que eliminam efeitos indesejados.

Em [18] é utilizada uma plataforma de força para analisar o CoP de pacientes em reabilitação após um AVC em ambiente clínico. Os valores de tensão obtidos com a plataforma são convertidos em forças através da calibração. O sistema calcula o CoP AP, o CoP ML, o CoP conjunto e métricas relacionadas e apresenta-as ao utilizador.

Embora fisioterapeutas e pacientes tenham referido que a plataforma fornece dados quantitativos importantes, consideraram que a sua utilidade nos tratamentos era pouca pelo facto de não existir uma interpretação e visualização gráfica dos dados. Além disso, a análise é estática, ou seja, o paciente tem de permanecer imóvel sobre a plataforma e não é analisado o equilíbrio em movimento. A análise dinâmica permitiria obter um espectro maior de informação para o diagnóstico do fisioterapeuta. Destaca-se ainda o facto de o sistema desenvolvido necessitar de assistentes clínicos que recolham e processem os dados durante a avaliação do fisioterapeuta.

Em [19] é apresentado um método de reabilitação do equilíbrio em pacientes com lesões cerebrais recorrendo a uma plataforma *Wii Balance Board* adaptada (WBB) e é estudada a sua eficácia relativamente à plataforma não adaptada. Sete pacientes realizaram

exercícios que implicavam o deslocamento do CoP e exercícios de movimento livre durante vinte sessões de uma hora, três a cinco vezes por semana.

No primeiro estudo os resultados mostraram que houve uma melhoria significativa do equilíbrio dos pacientes, relativamente aos tratamentos tradicionais. No segundo estudo, verificou-se que a evolução registada no final das sessões era permanente. A avaliação dos resultados foi feita com base em escalas funcionais e análises de postura, que quantificam o equilíbrio através de medições do CoP.

Em [20] é medido o CoP para quantificar o equilíbrio humano através de um modelo de entropia de múltipla escala (MMSE), recorrendo a uma plataforma de força CPCMS. Os dados são obtidos com o paciente sobre a plataforma com sensores *Load Cell* e processados por um circuito com ponte de Wheatstone, um filtro ativo e um circuito de calibração, que amplificam e filtram o sinal proveniente de quatro entradas analógicas. Os valores são convertidos em sinais digitais com um conversor analógico digital de 16 bit (modelo NI USB-6212 A/D) e enviados para um computador através de USB, onde são guardados e analisados em Matlab. O programa que apresenta os dados foi programado em linguagem C. O MMSE mede a diferença nas direções do CoP ML e CoP AP, em vez de analisar apenas as direções, tornando mais evidentes os progressos do paciente.

Os resultados obtidos com o CPCMS foram semelhantes aos obtidos com o sistema comercial AMTI, pelo que desenvolver uma solução *low cost*, transportável e adequada ao ambiente clínico é uma boa opção para medir o CoP e analisar o equilíbrio durante as sessões de fisioterapia.

Em [21] é estudada a correlação entre os valores obtidos para o CoP com uma *Wii Balance Board* e uma plataforma de força. Ambos apresentaram bons níveis de confiabilidade, no entanto, as medidas obtidas na WBB têm tendência a estar sobrestimadas. A diferença nos resultados obtidos com os dois sistemas é variável e não apresenta uma correlação significativa.

Apesar de representar um custo maior, uma portabilidade menor e a implementação ser mais complexa, a plataforma de força fornece resultados mais precisos. No entanto, a WBB apresenta-se como uma boa alternativa.

2.2. Hardware

Para implementar o *Palsy Thera Sense* foram analisadas as necessidades do sistema, para aquisição da informação do paciente, processamento e visualização.

O Arduino Uno foi o microcontrolador escolhido para fazer a aquisição do sinal analógico dos sensores e converter num sinal digital que possa ser enviado para um computador. O Raspberry Pi é a unidade de processamento, responsável por executar as aplicações. Ambos estão descritos neste capítulo.

Para fazer a aquisição do sinal foi necessário estudar e seleccionar sensores de força e uma plataforma de força. A pesquisa é apresentada neste capítulo.

2.2.1. Aquisição de Sinal: Arduino

O Arduino é uma gama de microcontroladores ATmega do tipo *open-hardware* e *open-software* caracterizado por um conjunto de entradas analógicas e entradas/saídas digitais.

O Arduino UNO tem as seguintes características:

- Microcontrolador de 8-bit ATmega328
- 14 pins digitais de input/output;
- 6 entradas analógicas;
- 1 porta USB;
- 1 botão de *Reset*.

É alimentado através da porta USB de um computador ou através de um adaptador AC-DC e permite alimentar outros dispositivos através das saídas de 5V e 3.3V.

As instruções de aquisição do sinal são enviadas para o microcontrolador através de uma aplicação para computador, o Arduino IDE (*Integrated Development Environment*), que inclui um editor de código responsável por compilar e carregar programas na linguagem C, um monitor série para visualizar dados ou enviar dados em tempo real [22].

As vantagens do Arduino UNO são:

- IDE de fácil aprendizagem, utilização e *open-source*;
- Bibliotecas de funções;
- É um microcontrolador de baixo custo;
- Possui uma resolução aceitável para a conversão de sinais analógicos.

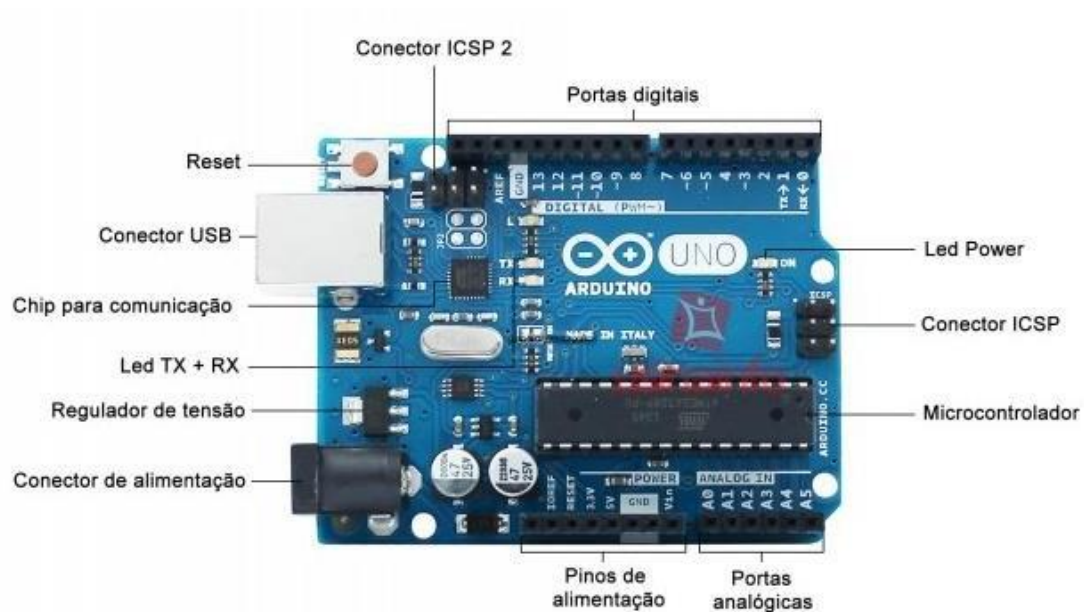


Figura 1 - Arduino Uno [23].

2.2.2. Processamento de Sinal: Raspberry Pi

O Raspberry Pi é um computador de baixo custo, com design pequeno e compacto, desenvolvido para projetos escolares. Possui uma CPU ARM (*Advanced RISC Machine*), recursos gráficos, portas Ethernet de acesso à internet, USB, HDMI e portas digitais programáveis GPIO (*General-Purpose Input/Output*).

O modelo considerado para este sistema foi o Raspberry Pi 2 *Model B* que é um Raspberry Pi de segunda geração, substituindo o Raspberry Pi 1 *Model B+*. Comparativamente ao Raspberry Pi 1 possui ainda:

- CPU Quad-core ARM Cortex-A7 com 900MHz;
- 1GB RAM

Tal como o Pi 1 *Model B+*, possui:

- Portas USB
- 40 pins GPIO
- Entrada *Full* HDMI
- Entrada Ethernet
- Entrada áudio 3.5mm
- Interface de câmara (CSI)

- Interface de ecrã (DSI)
- Slot de cartão Micro SD
- VideoCore IV 3D

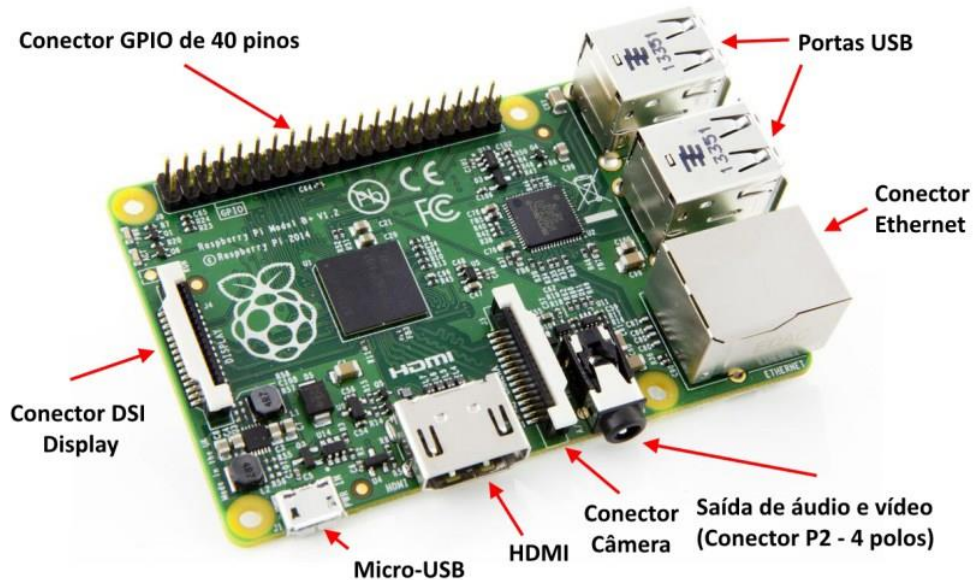


Figura 2 - Raspberry Pi 2 modelo B [24].

As vantagens deste computador são:

- Baixo custo;
- Funciona como um computador;
- Tem entradas de acesso à rede;
- Liga-se a outros dispositivos;
- Consumo de energia baixo (5V, ~ 1A) [25].

2.2.3. Sensores de Força: Introdução

Os sensores de força geram um sinal elétrico quando submetidos a uma tensão mecânica. Apresentam uma elevada resistência e fornecem resultados com uma boa precisão por serem montados num circuito diferencial (ponte de Wheatstone).

Os três tipos de sensores de força estudados neste trabalho foram:

- Sensores de força resistivos;
- Sensores de força piezoelétricos;
- Células de carga.

As características mais importantes na escolha de um sensor são:

- Nível de precisão;
- Banda de funcionamento;
- Velocidade de resposta;
- Tipo de calibração;
- Custo [26].

A. Sensibilidade

A sensibilidade de um sensor indica a menor variação possível no objeto de medição que pode ser medida/detetada pelo sensor. Matematicamente, corresponde à derivada da resposta a um estímulo, segundo a Equação 1 [27]:

$$s = \left. \frac{dH}{dh} \right|_{h_0} \quad (1)$$

Onde,

H – Função de transferência

s – Sensibilidade

B. Precisão

A precisão é a capacidade do sensor para replicar uma medição de forma consistente, ou seja, fornece informação sobre o grau de reprodutibilidade que se pode esperar das medições. Matematicamente, pode ser expressa pelo desvio médio (DM) ou desvio-padrão (σ), segundo as Equações 2 e 3, de uma variável aleatória discreta [27]:

$$DM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i - \mu| \quad (2)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \quad (3)$$

Onde,

N – Número de medições

x_i – Valor da medição i

$$\mu - \text{valor esperado } E[X] = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i, \text{ assumindo para todos os valores a} \quad (4)$$

mesma probabilidade de ocorrência.

C. Exatidão

A exatidão é a capacidade de o sensor apresentar uma medição o mais próxima possível ou, idealmente, igual ao valor real. Matematicamente, pode ser expressa através do erro absoluto (EA) ou erro relativo (ER), segundo as Equações 5 e 6 [27]:

$$EA = V_{sensor} - V_{real} \quad (5)$$

$$ER(\%) = \frac{EA}{V_{real}} * 100 \quad (6)$$

Onde,

V_{sensor} – Valor indicado pelo sensor

V_{real} – Valor real

2.2.4. Sensores de Força: Resistivos (FSR)

O sensor de força resistivo (FSR), Figuras 3 e 4, é um componente passivo comum nos sistemas de medição de força. É de fácil utilização e baixo custo, permitindo detetar a pressão mecânica, a compressão e o peso. O princípio de funcionamento baseia-se na diminuição do valor da resistência devido ao aumento da pressão exercida. Têm propriedades semelhantes aos outros sensores de força, no entanto, apresentam uma precisão baixa relativamente a outros sensores de força, não sendo adequados para medições com precisão [28].

As Figuras 3, 4 e 5 apresentam a estrutura e características destes sensores.



Figura 3 - Sensor Resistivo FSR [28].

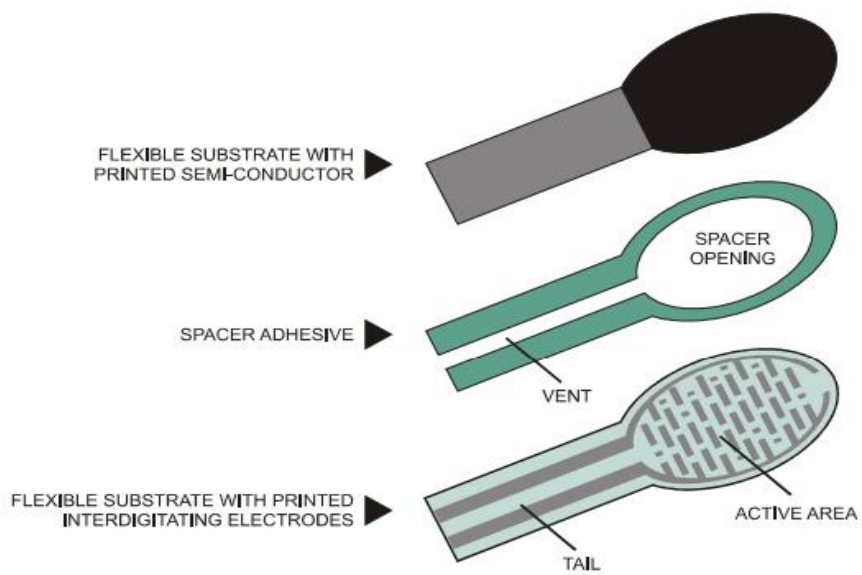


Figura 4 - Estrutura interna de um FSR [28].

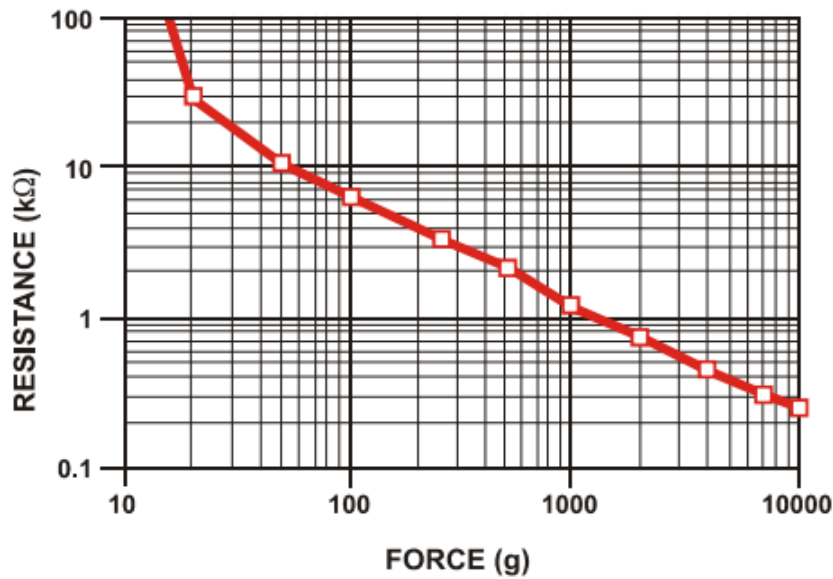


Figura 5 - Característica resistência vs. Força [28].

2.2.5. Sensores de Força: Piezoelétricos

Os sensores de força piezoelétricos consistem em partes de um cristal piezoelétrico que produzem uma carga quando submetidas à força de compressão. Em geral, são usadas duas partes do cristal, com um elétrodo no meio, que absorve as cargas resultantes. O espaço circundante também funciona como elétrodo. A qualidade da superfície do cristal determina a qualidade dos sensores, observáveis na linearidade e no comportamento da resposta [29-30]. As Figuras 6, 7 e o 8 representam a estrutura e características destes sensores.

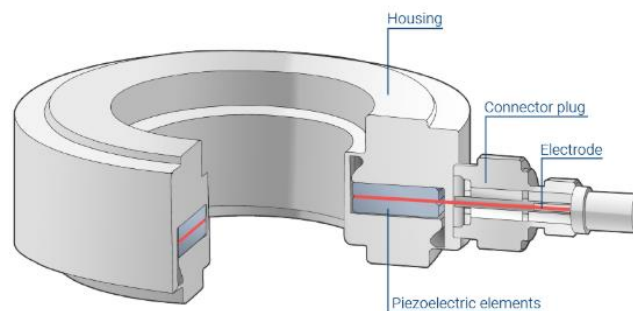


Figura 6 - Sensor piezoelétrico [29].

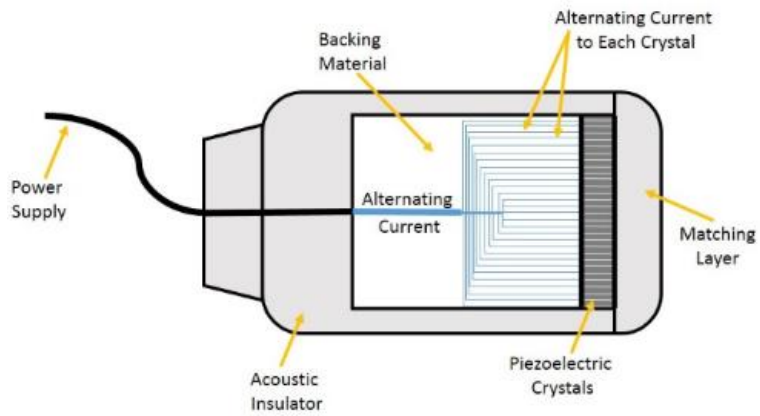


Figura 7 - Estrutura interna de um sensor piezoelétrico [30].

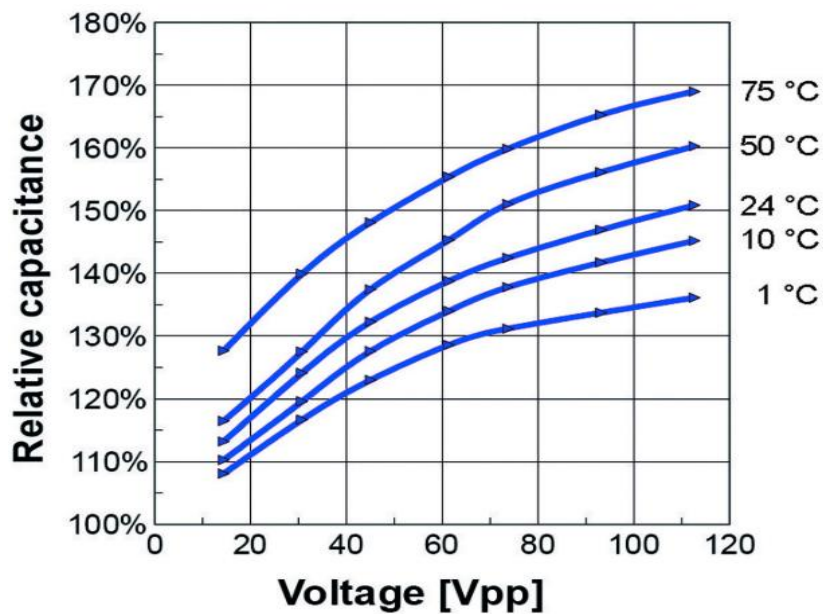


Figura 8 - Característica tensão vs. Capacitância relativa [31].

2.2.6. Extensômetro: *Strain Gauge*

Um extensômetro *ou strain gauge* é um transdutor que mede as deformações mecânicas através da variação da resistência de um circuito elétrico interno, paralelamente ao sentido da deformação. As Figuras 9 e 10 apresentam a estrutura de um extensômetro.

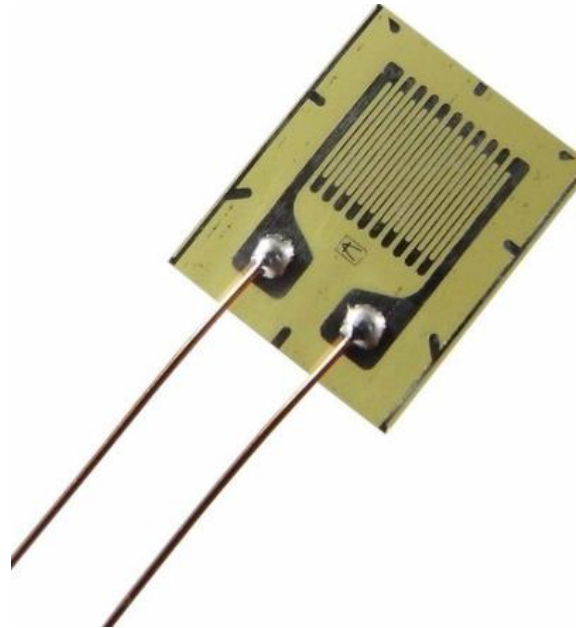


Figura 9 - Extensómetro [32].

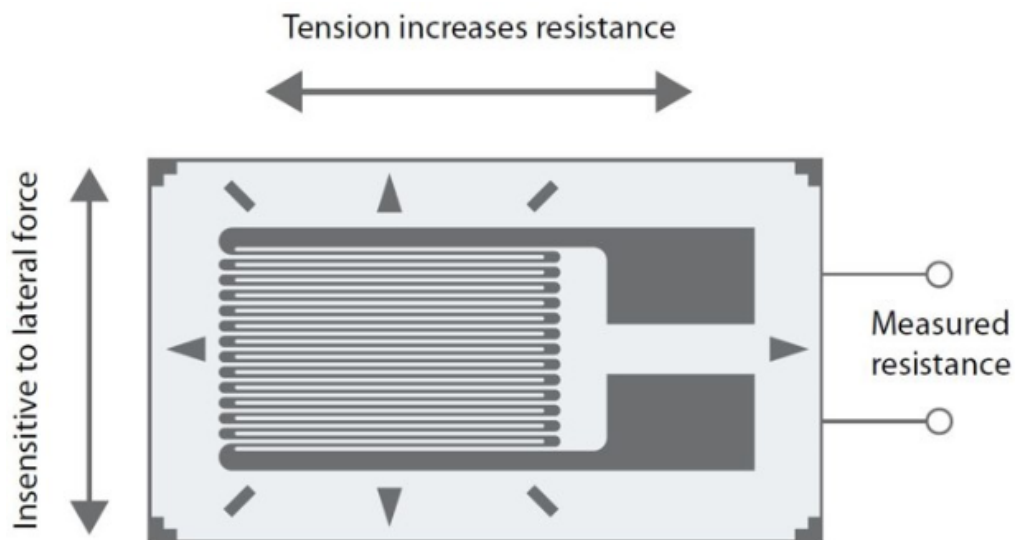


Figura 10 - Estrutura interna de um extensómetro [33].

| | Piezoelétricos | Extensómetros |
|---------------------------|-----------------------|----------------------|
| Sensibilidade | 480pC/μϵ | 0,003 mV/μϵ |
| Freq. Ressonância | 102 kHz | 3.5 kHz |
| Rigidez | 24*103 N/μm | 3.3*103 N/μm |
| Repetibilidade | 0.03% | 0.5% |
| Temperatura máxima | 150°C | 426°C |

Tabela 1 - Características dos sensores Piezoelétricos vs. Extensómetros [34].

A decisão de usar sensores de força piezoelétricos ou sensores baseados em extensômetros depende da aplicação. Os sensores piezoelétricos são mais vantajosos quando a aplicação possui um dos seguintes requisitos:

- Espaço confinado para instalação do sensor;
- Medição de forças pequenas com uma carga inicial elevada;
- Faixa de medição ampla;
- Estabilidade extrema de sobrecarga;
- Dinâmica elevada.

2.2.7. Sensores de Força: Células de carga

Uma célula de carga ou *load cell* (Figura 11), é um transdutor que converte uma força num sinal elétrico. Consiste num corpo de metal de aço inoxidável ou alumínio ao qual são associados extensômetros (*strain gauges*), molas otimizadas para medir a deformação. O princípio de funcionamento baseia-se na variação do valor da resistência do extensómetro com a deformação mecânica. Uma compressão provoca uma diminuição na resistência, enquanto uma força de extensão aumenta-a, originando em ambos os casos uma tensão de saída proporcional à deformação.

Geralmente, uma *load cell* consiste de quatro extensómetros montados em ponte diferencial (ponte de Wheatstone), pois permite obter máxima sensibilidade e compensação de temperatura. No entanto, existem células mais simples de apenas um ou dois extensómetros.

A tensão de saída é tipicamente baixa (na ordem dos milivolts) pelo que requer uma amplificação, com recurso a um amplificador de instrumentação. Estes amplificam a diferença entre duas tensões e garantem as seguintes características:

- Elevada impedância de entrada;
- Elevada rejeição a sinais de modo comum;
- Ganho diferencial ajustável.



Figura 11 - Load Cell [35].

Existem diferentes tipos de células de carga para diferentes aplicações. Os mais usados incluem:

- Células de carga *single point*: é geralmente utilizada em balanças de plataforma de pequenas e médias dimensões e têm uma elevada precisão, sendo utilizadas em diversas indústrias, incluindo médica;
- Células de carga do feixe de flexão: várias células de carga são posicionadas sob uma estrutura de aço e são carregadas com um peso de cima;
- Células de carga de força compressiva: várias células de carga de alta capacidade são posicionadas sob uma estrutura de aço que é carregada com um peso de cima.

As células de carga de ponto único apresentam uma elevada precisão e são adequadas à dimensão de uma plataforma que suporte um paciente.

| | FSR | Piezoelétrico | Load Cell |
|---------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| Vantagens | Pequenas dimensões | Fino, flexível e leve | Elevada precisão |
| | Baixo custo | Baixo consumo | Calibrado pelo fabricante |
| | Elevada sensibilidade | Baixo custo | Robusto |
| Desvantagens | Baixa precisão | Baixa precisão | Grandes dimensões |
| | Calibrado pelo utilizador | Calibrado pelo utilizador | Rígida |
| | | | Custo elevado |

Tabela 2 - Comparação entre sensores FSR, piezoelétricos e Load Cell [36-37-38].

Do estudo realizado e após análise da tabela o tipo de sensor selecionado para este trabalho foi a *Load Cell*. Entre as *Load Cell* analisadas, o modelo que garante melhores resultados é a Tedeo-Huntleigh 1042.

De seguida são apresentados alguns exemplos e características, com base nas *datasheets*.

| | AnyLoad 202WA | Tedeo-Huntleigh 1042 | 6003 Aluminum IP67 |
|-------------------------------|--------------------------|---------------------------------|-------------------------------|
| Sensibilidade | 0.9±0.05% mV/V | 2.0 mV/V | 1.0±0.1% mV/V |
| Resistência de entrada | 1204 ± 5 | 415 ± 15 ohms | 1165±10 |
| Resistência de saída | 1000 ± 10 | 355 ± 3 ohms | 1000±5 |

Tabela 3 - Comparação entre sensores Load Cell [36-37-38].

De entre as *Load Cell* analisadas, foi escolhido o modelo que apresenta melhores características: Tedeo-Huntleigh 1042 considerando a sensibilidade e precisão.

2.2.8. Plataforma de Força

A plataforma de força consiste em duas superfícies de material rígido, superior e inferior, que são interligadas por sensores de força. Há vários modos de construção da plataforma segundo o posicionamento dos sensores, destacando-se três:

- Plataforma com um único sensor ao centro;
- Plataforma triangular com sensores nos três cantos;
- Plataforma retangular com sensores nos quatro cantos.

Este último é o mais utilizado nas plataformas comercialmente disponíveis para análise da marcha. Geralmente a plataforma é colocada no chão de tal forma que a sua superfície superior esteja nivelada com o chão para que seja possível movimentar-se normalmente sobre ela. Nas plataformas de força retangulares que medem as três componentes da força de reação do solo (FRS) cada um dos quatro sensores de força regista a força aplicada nas direções médio-lateral (X), ântero-posterior (Y) e vertical (Z). A partir das componentes da FRS e das componentes do momento de força, é possível obter o CoP. A instalação da plataforma de força é extremamente importante para a qualidade dos dados adquiridos. Sendo assim, a estrutura deve ser rígida para evitar qualquer tipo de vibração indesejada e deve ser plana para evitar que a plataforma de força se movimente. Desta forma garante-se que todas as forças aplicadas sobre a plataforma passam pelos transdutores de força para que sejam medidos corretamente, reduzindo erros nos resultados obtidos [39].

2.2.9. Aquisição de Dados na Plataforma de Força

Além da plataforma de força e do *software* responsável pela aquisição de dados, existem outros componentes fundamentais, como o condicionador de sinal (equipamento que amplifica e filtra os sinais) e o conversor analógico digital (conversor A/D). O conversor A/D converte o sinal analógico (contínuo no tempo, gerado pelo movimento do paciente na plataforma) num sinal digital (sinal discreto, definido apenas em certos intervalos de tempo), para que possa ser processado pelo computador.

À medida que se pisa sobre a plataforma, a força aplicada é detetada pelos sensores e os sinais elétricos são amplificados e registados num computador.

Na Figura 12 é possível observar o processo de aquisição e conversão.

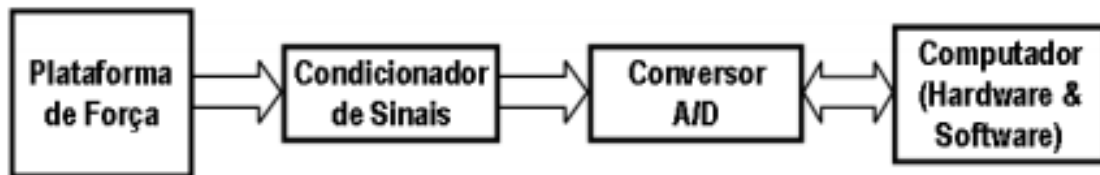


Figura 12 - Esquema de aquisição e processamento do sinal com plataforma de força.

2.2.10. Plataformas de Força no Mercado

Existem essencialmente dois tipos principais de plataformas de força: cristal artificial e células de carga (*strain gauges*). A primeira utiliza transdutores de força de quartzo que apresentam a propriedade de gerar um sinal elétrico quando submetidas a uma carga mecânica. Por outro lado, as células de carga utilizam transdutores do tipo extensómetro (*strain gauge*), cuja resistência elétrica varia em função da deformação mecânica. Existem algumas diferenças entre os componentes de cada uma dessas plataformas de força, porém não interferem na análise do movimento do paciente.

O tipo de plataforma de força para análise do movimento não é crítico, pelo que um dos fatores importantes na escolha é o custo. Uma alternativa barata às plataformas comercializadas passa por construir uma plataforma em laboratório [40].

2.2.11. Aplicações Clínicas

Entre as aplicações da plataforma de força destacam-se:

- Avaliação do risco de queda;
- Avaliação de equilíbrio para atletas e prevenção do risco de lesão;
- Distúrbios do movimento de origem neuromuscular;
- Reabilitação de amputados;
- Reabilitação ortopédica;
- Neuro-reabilitação;
- Reabilitação de pós-AVC [41].

2.3. Software

Nas próximas secções é descrito o *software* considerado para como opção de implementação.

2.3.1. Arduino IDE: C

O IDE é um programa semelhante a um editor de texto que permite escrever o código do Arduino de forma simplificada e gerar ficheiros de código chamados de esboço (sketch). A linguagem de codificação que usa é semelhante ao C, com a particularidade de contemplar bibliotecas específicas de dispositivos (por exemplo, alterar modos de pin, dados de saída em pinos, ler valores analógicos e timers).

A grande vantagem de recorrer à IDE do Arduino é o facto de ser programado numa linguagem *open-source*, de fácil programação, que opera em qualquer sistema operacional. A principal desvantagem é a sua baixa capacidade de processamento, pelo que é adequado para algoritmos de baixa complexidade.

O sinal analógico é convertido em níveis pelo Arduino. O Arduino trabalha com 1024 níveis de tensão, onde o nível 0 é 0V, o nível 1023 é 5V. Isso significa que cada nível é fixado em 4,8 mV (milliVolt). Esse é o valor da precisão máxima obtida pelo sistema. Para cada aumento (ou decréscimo) na tensão de entrada de 4,8 mV, o Arduino adicionará (ou deduzirá) um nível e armazenará o número total de níveis em uma variável que foi definida pelo utilizador [22].

2.3.2. Back-end: PHP e MySQL

O PHP é uma linguagem de script dinâmica de alto nível, usada frequentemente para criar aplicativos web. O SQL, por outro lado, fornece uma linguagem de alto nível para consulta de bases de dados relacionais, como por exemplo, Oracle e MySQL. Embora sejam tecnologias distintas e para âmbitos diferentes, podem ser usadas conjuntamente. Isso ocorre porque o PHP tem um intervalo de extensões e bibliotecas complementares que suportam a interação com uma variedade de bases de dados. Assim é possível usar o PHP para fazer a ligação à base de dados e, em seguida, executar o SQL para a manipular [42-43].

2.3.3. Front-end: HTML5, CSS e JavaScript

Um ficheiro HTML, tal como a estrutura de um prédio, contém a estrutura de uma página. Um arquivo CSS, tal como o desenho de um prédio, contém o estilo da página, permitindo personalizar as cores, o posicionamento e muito mais.

Um arquivo JavaScript determina os elementos dinâmicos e interativos na página, ou seja, o que acontece quando os usuários clicam, deslocam o ponteiro ou digitam em determinados elementos. Pode ser considerada a funcionalidade do prédio.

O arquivo HTML tem três seções separadas:

- `<head>`, onde se incluem meta dados e links para serviços como o Google Fonts;
- `<body>`, onde se incluem os elementos HTML reais;
- `<script>`, que podem vincular os arquivos do Google Analytics e JavaScript.

Os ficheiros CSS e JavaScript têm que ser referenciados no ficheiro HTML para serem carregados e apenas podem realizar modificações sobre este [44-46].

2.3.4. Cálculo de Área: Algoritmos

A. Convex Hull

O algoritmo de Convex Hull baseia-se no princípio matemático com o mesmo nome e pode ser definido como o menor polígono convexo que contém todos os pontos de um dado conjunto no plano. Existem várias propostas para resolver o problema geométrico, como os algoritmos de Jarvis, Graham, Quickhull e Andrew [47].

Tem várias aplicações, como o processamento de imagem, reconhecimento de padrões, análise estatística, informação geográfica, teoria dos jogos e análise de código estático. É útil neste trabalho aplicado ao método da área circular para o estudo do equilíbrio [47].

B. Jarvis

O algoritmo de Jarvis é um dos mais simples, no entanto não é tão eficiente quanto outros algoritmos mais recentes. Tem uma complexidade $O(nh)$ onde n é o número de pontos e h é o número de pontos na linha convexa. No pior caso a complexidade é $O(n^2)$.

É descrito nos seguintes passos:

- Seleciona o ponto mais à esquerda do eixo x ;
- Percorre os pontos no sentido anti-horário;
- Analisa várias combinações de um conjunto de três pontos (ponto anterior, ponto atual, ponto seguinte), escolhendo os de maior convexidade de acordo com o valor do ângulo e a orientação [48].

C. Graham

O algoritmo de Graham é mais eficiente relativamente ao anterior e a complexidade é $O(n \log n)$ ou $O(n)$, caso os pontos já estejam ordenados.

É descrito nos seguintes passos:

- Procura o ponto inferior limite no eixo x;
- Partindo daí percorre os outros pontos e ordena-os;
- Os pontos ordenados são unidos até formar um caminho fechado simples;
- Os pontos que vão formar os vértices do polígono convexo são escolhidos do caminho fechado, analisando o valor do ângulo e a orientação de um conjunto de três pontos (ponto anterior, ponto atual, ponto seguinte) [49].

D. Quickhull

O algoritmo de Quickhull, tal como o algoritmo Quicksort, é um algoritmo de “dividir para conquistar” e tem uma complexidade $O(n \log n)$, mas pode ser $O(n^2)$ no pior caso.

É descrito nos seguintes passos:

- Procura as coordenadas x de maior e menor valor;
- Une os dois pontos, originando uma linha que divide o conjunto de pontos em duas partes;
- Calcula o ponto mais distante da linha e usa-o para formar um triângulo, considerando que os pontos interiores não vão fazer parte dos vértices da convexa;
- A divisão anterior origina dois subconjuntos que são resolvidos recursivamente com o passo anterior [47].

E. Andrew

O algoritmo da cadeia monótona de Andrew é uma variante do algoritmo de Graham que ordena os pontos de uma forma lexicográfica, isto é, de acordo com o produto cartesiano de n conjuntos ordenados. Tem uma complexidade $O(n \log n)$ ou $O(n)$, caso os pontos já estejam ordenados.

Este algoritmo determina o polígono para um conjunto de pontos bidimensionais (pelo menos três pontos) e pode ser descrito nos seguintes passos:

- Os pontos são ordenados pela coordenada x e, em caso de empate, pela coordenada y;

- A partir do ponto mais à esquerda do eixo x, os pontos são percorridos no sentido horário para encontrar os vértices da parte superior do polígono;
- A partir do ponto mais à direita do eixo x, os pontos são percorridos no sentido anti-horário para encontrar os vértices da parte inferior do polígono [50].

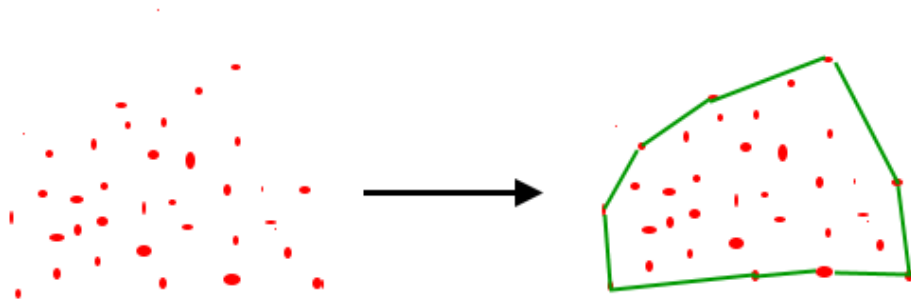


Figura 13 - Conjunto de pontos e polígono convexo respectivo.

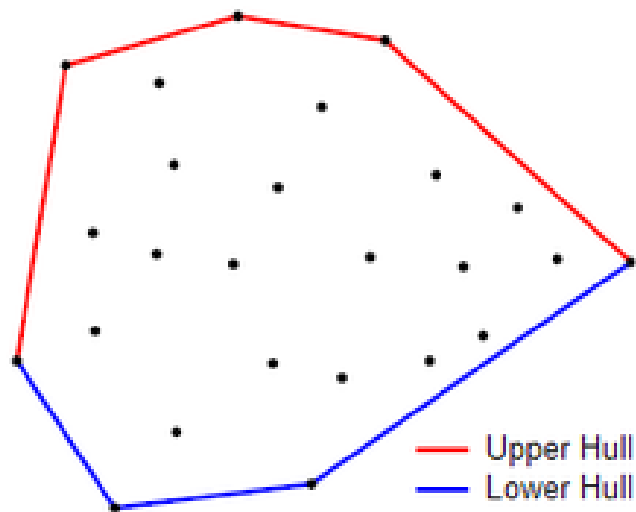


Figura 14 - Linhas convexas do polígono.

Neste trabalho utilizámos o algoritmo da cadeia monótona de Andrew para o cálculo da área circular, considerando a complexidade e o material de apoio encontrado durante as pesquisas que antecederam a fase de desenvolvimento.

2.4. Estudo do Equilíbrio

Para iniciarmos o estudo do equilíbrio humano é necessário introduzir alguns conceitos sobre a análise do equilíbrio humano.

2.4.1. Centro de Gravidade (CoG)

Na Física, o centro de gravidade (CoG) é um ponto imaginário de um corpo onde, por uma questão prática, o peso total é concentrado num ponto em que todas as partículas da sua massa estão igualmente distribuídas. O conceito é útil para projetar estruturas estáticas, como no caso de construções, ou para prever o comportamento de um corpo em movimento.

O centro de gravidade corresponde ao local onde atua a resultante das forças corresponde, considerando que um corpo é composto pelo conjunto de partes mais pequenas, e pode estar localizado fora do corpo. Genericamente, está localizado a 54% da estatura de um indivíduo em relação ao solo.

O centro de gravidade torna-se dinâmico durante os movimentos que implicam uma alteração contínua na reorientação das partes mais pequenas que constituem o corpo, como andar, correr ou saltar. [51]

2.4.2. Centro de Massa (CM)

O centro de massa (CM) é o ponto de equilíbrio onde as partículas do corpo estão distribuídas uniformemente, correspondendo ao centro total da massa de um corpo. Pode ser obtido através da média do peso do centro de massa de cada parte mais pequena que constitui o corpo. No entanto, o centro de gravidade pode ser diferente do centro de massa [51].

$$Mgx = m_1gx_1 + m_2gx_2 + \dots + m_ngx_n \quad (7)$$

$$Mgy = m_1gy_1 + m_2gy_2 + \dots + m_ngy_n \quad (8)$$

$$Mgz = m_1gz_1 + m_2gz_2 + \dots + m_ngz_n \quad (9)$$

2.4.3. Centro de Pressão (CoP)

Centro de pressão (CoP) corresponde ao ponto no espaço plano onde é exercida a força de reação do solo num corpo e é um valor estimado, enquanto o centro de gravidade

(CoG) é o local onde a força da gravidade é exercida sobre esse corpo e pode ser obtido de forma direta (através de plataformas de força) [52].

As principais diferenças observam-se nos seguintes aspetos:

- A nível das aplicações: o CoG avalia o efeito das forças que atuam sobre um corpo ou parte dele, enquanto o CoP avalia o equilíbrio;
- A nível da localização: o CoG fica localizado próximo da barriga do indivíduo, enquanto o CoP situa-se no solo, na projeção vertical do CoG;
- A nível da influência mútua: o CoP pode variar bastante, enquanto o CoG não se altera. Por outro lado, quando o CoG varia, o CoP também se modifica.

Em medições com recurso à plataforma de força, é solicitado ao paciente que permaneça imóvel, enquanto se obtém a localização do CoP no tempo. A partir daí é possível obter informações importantes, tais como:

- Distância percorrida pelo CoP;
- Oscilação do corpo;
- Área da elipse;
- Velocidade de deslocamento;
- Deslocamento ântero-posterior;
- Deslocamento lateral;
- Velocidade média.

Com base nos dados obtidos, o fisioterapeuta pode quantificar o equilíbrio postural do paciente e encontrar a melhor forma de adequar o tratamento. Diversos textos no âmbito da fisioterapia mostram que avaliações do CoP têm sido muito utilizadas em idosos, em pacientes com problemas de equilíbrio, com lombalgias ou em fase de recuperação de um AVC [53-54].

2.5. Protocolos de Comunicação

Os seguintes protocolos apresentados foram utilizados em diferentes fases de desenvolvimento deste projeto.

2.5.1. Rede ZigBee

ZigBee é um padrão de rede sem fios direcionado a aplicações de controlo remoto e sensores, adequado para operação em ambientes de rádio desfavoráveis e em locais isolados.

A tecnologia ZigBee baseia-se na norma IEEE 802.15.4, que define a camada física e MAC, e define as especificações da camada de aplicativos e segurança, permitindo a interoperabilidade entre produtos de diferentes fabricantes.

A comunicação pode ser feita entre pontos de acesso separados até cerca de 70 metros e pode ainda ser estendida a distâncias maiores, pela transmissão de dados através dos nós de uma rede, ao contrário da comunicação por Bluetooth que está limitada a uns meros 10 metros. Ao contrário do Bluetooth, as principais aplicações são voltadas para controlo e monitorização onde níveis relativamente baixos de transferência de dados e de consumo de energia são necessários, possibilitando o uso de sensores remotos alimentados por bateria.

Pelo facto dos aplicativos não exigirem taxas de dados elevadas, estes são transferidos em pacotes com um tamanho máximo de 128 bytes, permitindo uma carga útil máxima de 104 bytes. O protocolo ZigBee suporta endereços IEEE de 64 bits e endereços curtos de 16 bits. Os endereços de 64 bits identificam de maneira exclusiva cada dispositivo da mesma forma que os dispositivos têm um endereço IP exclusivo [55-58].

2.5.2. Módulo XBee

Módulo XBeeShield foi usado numa primeira fase de desenvolvimento para aceder à rede sem fios ZigBee, a qual determina um conjunto de especificações para comunicação sem fios entre dispositivos eletrónicos, de baixa potência, uma taxa de transmissão de dados baixa e latência e baixo custo de implementação. Esta tecnologia requer menor consumo, por ter uma escala menor (cerca de 100 metros) e todos os nós de rede podem transmitir ou retransmitir dados sucessivamente até atingir o destino final. É baseado no modelo OSI e é fundamentado pelo IEEE 802.15.4, seguindo o conceito de centro de confiança (que está sob o nó central da rede, chamado o coordenador) [55-58].

Na primeira fase de implementação foram considerados os módulos XBee S2 e XBee S2 - PRO.



Figura 15 - Módulo Xbee [55].

No entanto, estes módulos apresentaram alguma instabilidade em termos de configuração o que dificultaria a utilização do sistema pelos fisioterapeutas de maneira autónoma.

2.5.3. Rede Wi-Fi

O Wi-Fi é uma tecnologia para a rede local sem fios de rádio de dispositivos baseados nas normas IEEE 802.11. A tecnologia Wi-Fi pode ser usada para fornecer acesso à Internet a dispositivos que estejam dentro do alcance de uma rede sem fios conectada à Internet. A cobertura de um ou mais pontos de acesso ligados (*hotspots*) pode estender-se ao longo de uma vasta área de acordo com as necessidades.

O padrão de segurança, Wi-Fi *Protected Setup*, permite que dispositivos incorporados com interface gráfica de utilizador limitada se conectem à Internet com facilidade. Os dispositivos embebidos também são chamados de *Internet of Things* (IoT) e são sistemas incorporados de baixa potência [59].

3 Sistema Desenvolvido

3.1. Funcionamento do Sistema

O sistema consiste numa plataforma de força e numa aplicação web. Esta plataforma de força é compreendida por sensores de força que estimam indiretamente a força, relacionando a carga com a deformação que sofrem quando submetidos a uma tensão mecânica. A deformação sofrida é elástica, ou seja, após a remoção da massa o material retoma a forma inicial se os valores da carga compreenderem entre os limites suportados pelos sensores. Durante esta deformação, os átomos são deslocados da sua posição de equilíbrio e, após a remoção da massa, voltam à posição inicial de equilíbrio.

Os sensores encontram-se na plataforma analógica que mede a força e é através do cálculo do ponto central de carga que é estudado o equilíbrio do corpo, contribuindo para uma análise da postura estática e dinâmica.

Os sinais obtidos pelos sensores são adquiridos através de um módulo de aquisição, o Arduino Uno, que recebe sinais analógicos e os converte em sinais digitais, através de um módulo de conversão A/D. De seguida, estes sinais digitais são enviados e processados por uma unidade de processamento, o Raspberry PI. As métricas, as quais serão descritas na secção 3.5, são calculadas correlacionando-se com a força e o equilíbrio, havendo comunicação entre todos os elementos constituintes.

A aplicação web está hospedada localmente no servidor, associada a uma base de dados onde é armazenada toda a informação, como dados de *login*, dados pessoais do paciente, dados e análises referentes às sessões fisioterapêuticas realizadas. A aplicação web tem diversas funcionalidades, mas serve principalmente para consultar e analisar os dados recolhidos durante as sessões e apresentá-los num *dashboard*.

3.2. Implementação

Na implementação consideraram-se os seguintes passos:

- aquisição de sinal e condicionamento;
- comunicação entre os elementos de aquisição de sinal e processamento primário realizado no circuito de condicionamento;
- processamento secundário dos valores adquiridos através do Arduino (descrição com mais detalhes na secção 3.2.4);
- determinação do cálculo de centro de pressão e cálculos de outras métricas de análises.

Na primeira fase, foi realizada uma reunião para determinar as funcionalidades do sistema e, de modo a validar a eficiência e importância deste trabalho, foi considerada a opinião de um fisioterapeuta profissional. Na fase inicial da implementação, utilizámos o microcontrolador Arduino Uno para aquisição de sinais. Tivemos em consideração os circuitos e fontes de tensão para efetuar uma ligação segura entre a plataforma de força, o Arduino e, nesta fase inicial, um computador. A plataforma de força era alimentada por uma fonte de tensão com 12V e um Arduino por um carregador portátil com fonte de tensão com 5V.

Na segunda fase de implementação, foi realizada uma configuração que permitisse a comunicação entre o Arduino e o Raspberry Pi, recorrendo à Rede Zigbee. Os módulos Xbee foram configurados em modo API, em topologia de rede em malha, permitindo a troca de dados. Ao longo dos desenvolvimentos estes módulos apresentaram alguns inconvenientes em relação à estabilidade da comunicação, necessitando de reconfigurações frequentes. Por questões de logística, estes módulos foram retirados do sistema.

Na terceira fase foi estabelecida a comunicação entre o Arduino Uno e o RPi através de comunicação em série. Inicialmente, um script desenvolvido em Python fazia a leitura dos dados e gravava-os na base de dados. Em fase final de desenvolvimento, com a conceção da aplicação web, de modo a permitir a interação entre o sistema e o utilizador exclusivamente através da aplicação web, o script de leitura e armazenamento dos dados em Python foi substituído por um script em PHP. A aplicação web foi desenvolvida recorrendo às linguagens HTML, CSS, Javascript, MySQL e PHP.

3.3. *Hardware* – Plataforma de Força

Neste subcapítulo serão apresentados todos os componentes de *hardware* que compõem o sistema.

3.3.1. Arquitetura do Sistema

O sistema é composto por quatro células de carga conectadas a um circuito de condicionamento de sinal analógico e um microcontrolador, que permite a aquisição e processamento de sinais, para serem posteriormente enviados, processados e apresentados numa plataforma computacional.

A Figura 16 representa a arquitetura física do sistema:

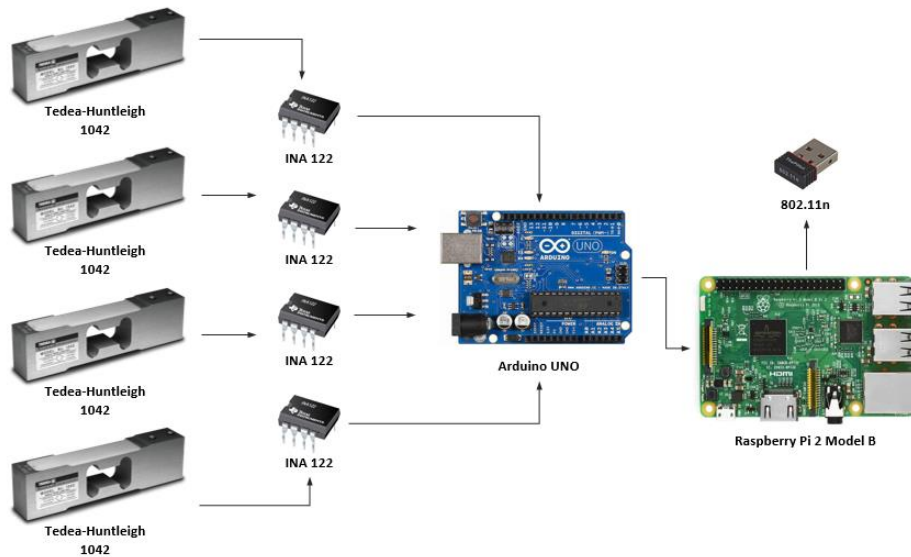


Figura 16 - Arquitetura física do sistema.

A representação esquemática na Figura 17 apresenta a arquitetura detalhada do sistema, contendo todos os componentes e as respectivas ligações:

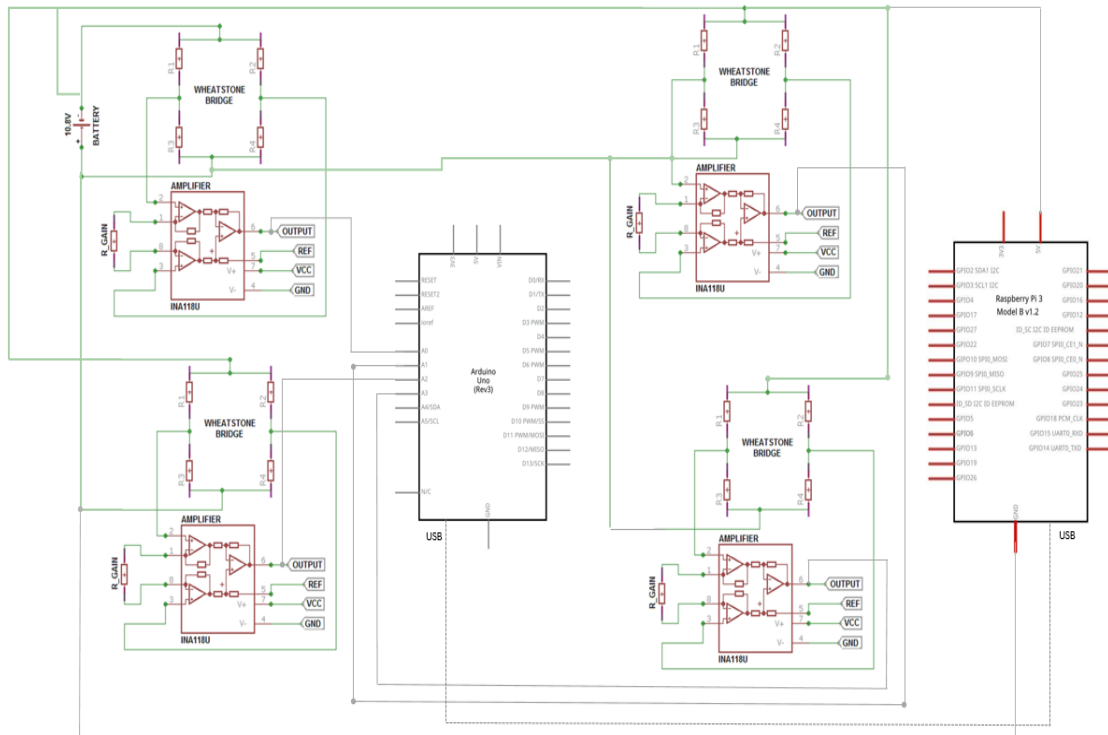


Figura 17 - Representação esquemática do circuito eletrónico do sistema.

As células de carga são conectadas ao circuito de processamento de sinal, com o objetivo de amplificar a amplitude dos sinais analógicos. Estes sinais requerem conversão A/D através do microcontrolador Arduino, considerando que o Raspberry Pi apresenta apenas por entradas digitais. Após a conversão A/D e os cálculos de métricas, os sinais são enviados ao Raspberry Pi por ligação USB.

3.3.2. Plataforma de Força

A plataforma de força caracteriza-se por quatro células de carga, um circuito de condicionamento do sinal, um módulo de aquisição de sinal e um módulo de processamento. A plataforma é constituída por duas placas de acrílico transparente entre as quais se encontram os sensores analógicos e os componentes responsáveis pela aquisição e processamento dos sinais. As placas de acrílico permitem maior estabilidade aos pacientes e reduzem a deformação nas células de carga, evitando que os sinais sejam influenciados por outros fatores além dos exercícios realizados sobre a plataforma.

Os sensores que compõem o sistema são alimentados recorrendo a uma bateria de Li-Ion de 10.8V, que apresenta uma capacidade de 5200mAh, oferecendo uma boa autonomia

ao sistema. A bateria permite aumentar a mobilidade do sistema e facilita a realização das sessões de fisioterapia, dispensando o uso de cabos ligados à corrente elétrica.

A Figura 18 representa o desenho técnico da plataforma de força, bem como os componentes pela qual é composta.

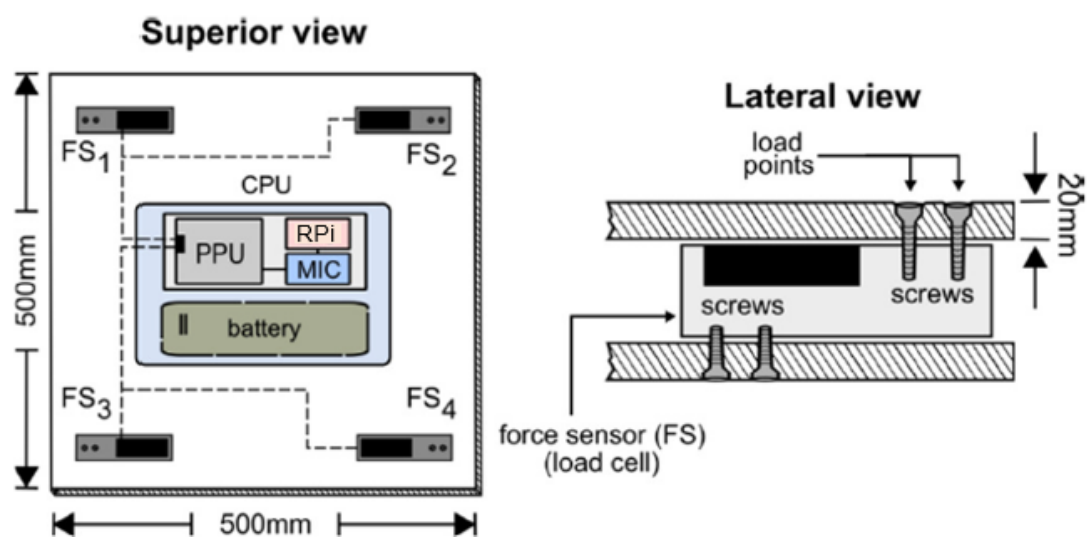


Figura 18 - Vista da plataforma e seus dispositivos embebidos: uma unidade central de processamento (CPU) que inclui uma unidade de pré-processamento (PPU), um microcontrolador (MIC) e um computador (RPi) [60]

É possível observar o protótipo construído nas Figuras 19 a 23.

As próximas secções descrevem a plataforma em detalhe.

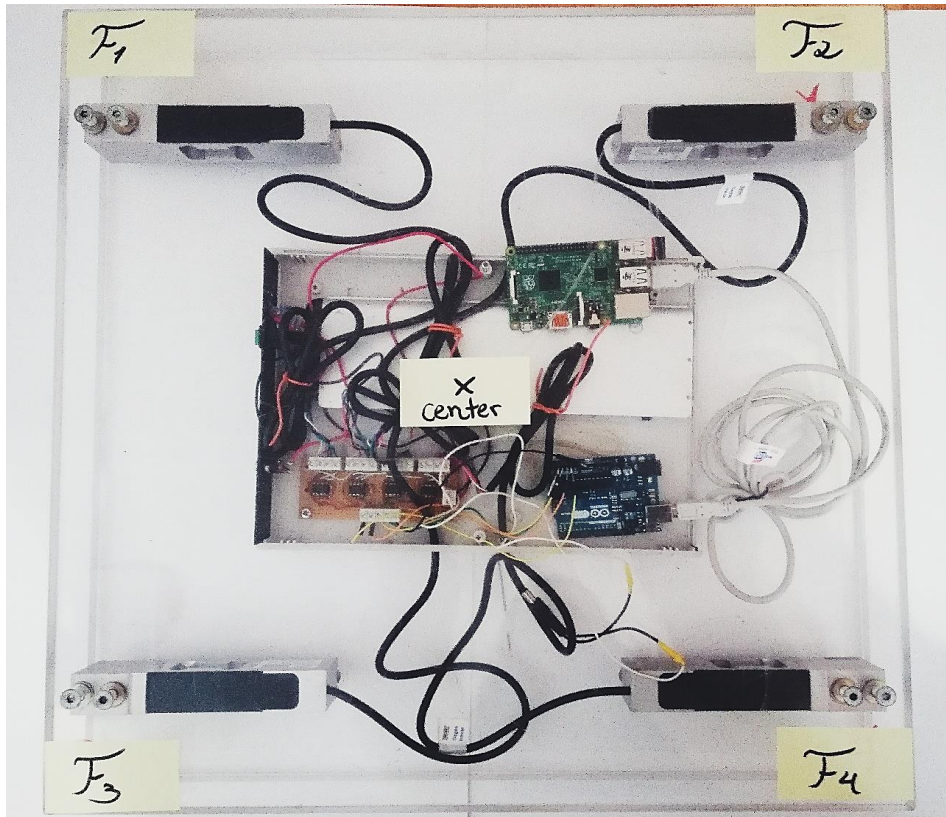


Figura 19 - Plataforma de força do sistema vista de cima, ainda em desenvolvimento.

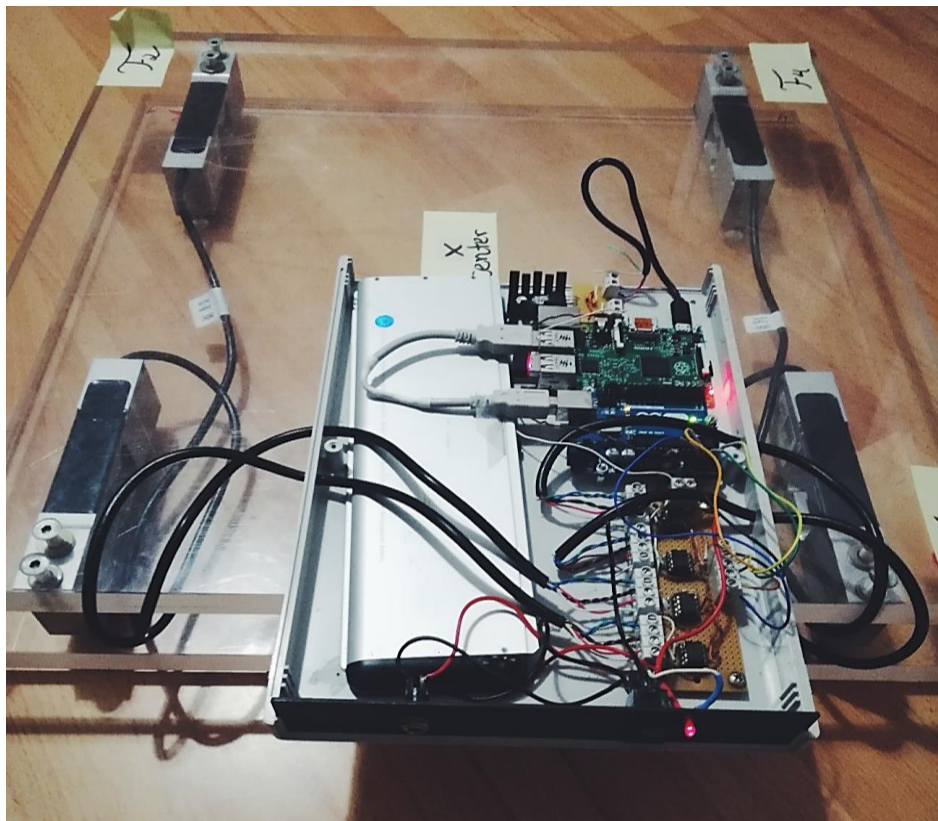


Figura 20 - Plataforma de força completamente implementada, com o compartimento dos circuitos eletrônicos acessível.

O compartimento onde encontram-se os componentes eletrônicos pode ser aberto e retirado da base da plataforma, debaixo da placa superior da mesma e posicionado sobre a sua superfície. Deste modo, facilita-se uma possível configuração ou troca de material, caso seja necessário.

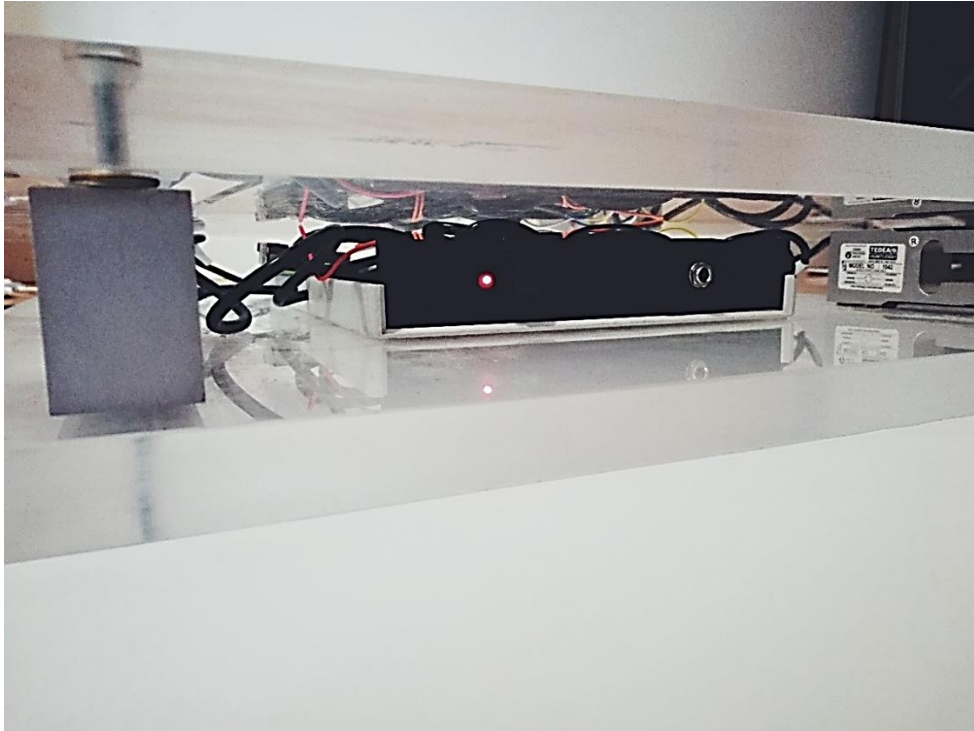


Figura 21 - Detalhe da plataforma de força vista lateralmente. A luz LED informa sobre o estado de atividade.



Figura 22 - Vista de cima da plataforma, com o compartimento dos circuitos eletrônicos fechado e sobre a superfície da plataforma

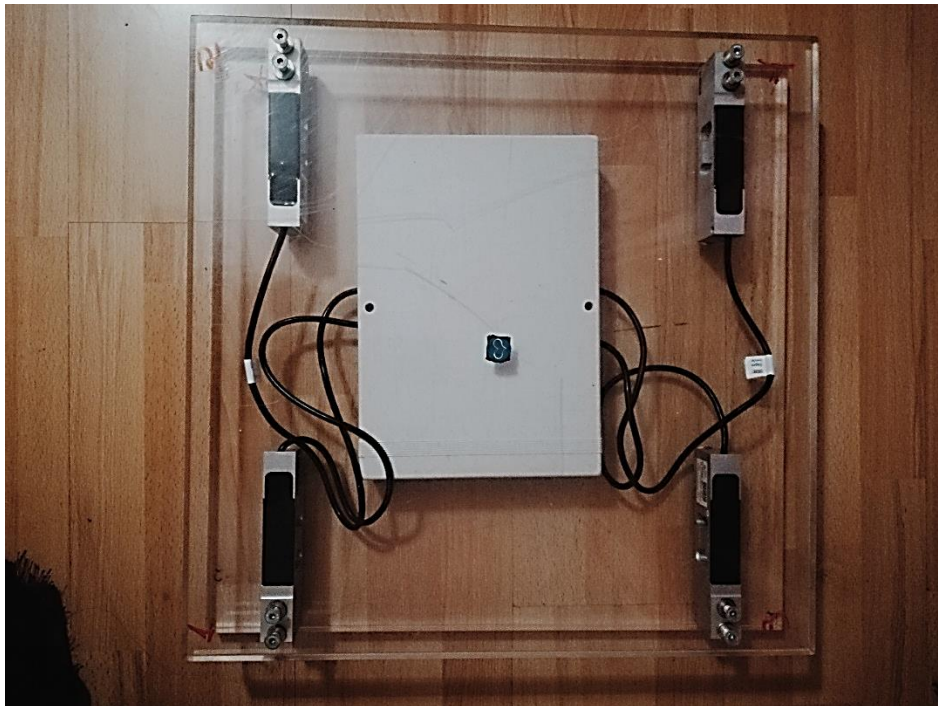


Figura 23 - Resultado final da plataforma.

3.3.3. Load Cell

A plataforma de força é composta por quatro *Single Point Load Cells* modelo 1042 (Figura 24), que são células de cargas (transdutores de força) que permitem a medição indireta da força nos eixos x, y e z, relacionando a resposta do material à força exercida através de uma carga. A relação é obtida através do cálculo preciso da distorção do material. Este tipo de sensores é sobretudo usado em balanças que medem o peso de um objeto/corpo tendo em conta a sua precisão.

Nos sensores é utilizado um material em alumínio e uma camada protetora contra a humidade, assegurando a estabilidade das medições a longo prazo. Como características técnicas, cada sensor possui:

- uma capacidade de carga de 1-100kg com 150% de resistência à sobrecarga (*maximum safe central overload*);
- uma sensibilidade de 2mV/V;
- é alimentado através da bateria do sistema (10.8 V);
- opera com uma tensão de excitação entre 10 e 15V.



Figura 24 - Células de carga Teda - modelo 1042 [37].

A Figura 25 apresenta o desenho técnico da célula de carga, com as respetivas dimensões em milímetros:

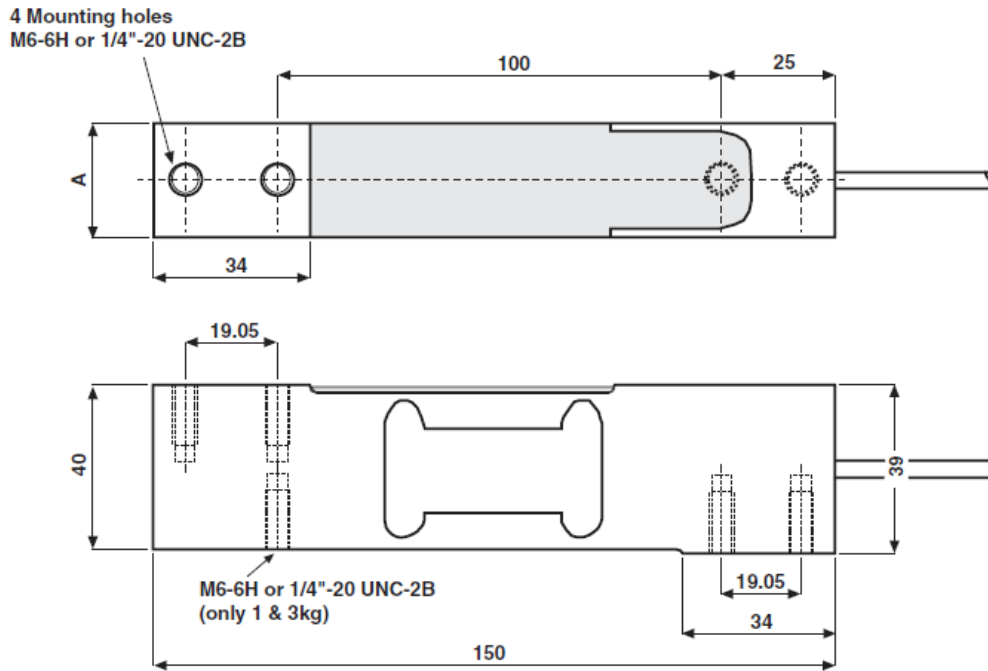


Figura 25 - Desenho técnico com dimensões das células de carga [37].

Na figura 26 pode-se verificar o esquema da ponte de Wheatstone que compõem cada célula de carga e na Figura 27 as respectivas características destes sensores.

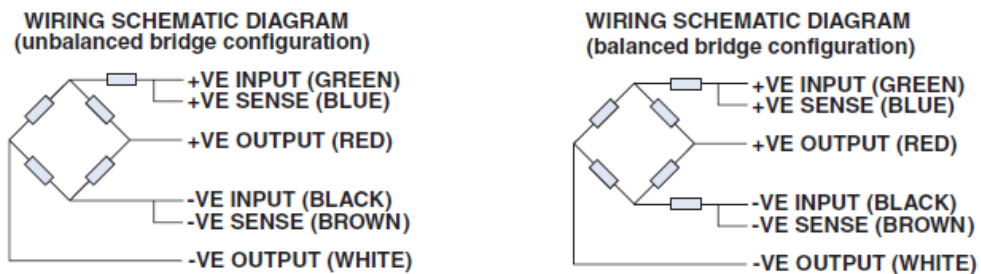


Figura 26 - Esquema das células de carga com indicação das saídas [37].

| PARAMETER | VALUE | | | | UNITS |
|-----------------------------------|--|--------------|--------|-----------|---------------------------------------|
| Rated capacity-R.C. (E_{max}) | 1, 3, 5, 7, 10, 15, 20, 30, 50, 75, 100, 150, 250*** | | | | kg |
| NTEP/OIML Accuracy class | NTEP | Non-Approved | C3* | C6** | |
| Maximum no. of intervals (n) | 5000 single | 1000 | 3000 | 6000***** | |
| $Y = E_{max}/V_{min}$ | 10000 | 1400 | 6000 | 10000 | Maximum available 20000 |
| Rated output-R.O. | 2.0 | | | | mV/V |
| Rated output tolerance | 0.2 | | | | \pm mV/V |
| Zero balance | 0.2 | | | | \pm mV/V |
| Zero Return, 30 min. | 0.0330 | 0.0300 | 0.0170 | 0.0083 | \pm % of applied load |
| Total Error (per OIML R60) | 0.0200 | 0.0500 | 0.0200 | 0.0100 | \pm % of rated output |
| Temperature effect on zero | 0.0023 | 0.0100 | 0.0023 | 0.0014 | \pm % of rated output/ $^{\circ}$ C |
| Temperature effect on output | 0.001 | 0.0030 | 0.0010 | 0.00058 | \pm % of applied load/ $^{\circ}$ C |
| Eccentric loading error | 0.0049 | 0.0074 | 0.0049 | 0.0024 | \pm % of rated load/cm |
| Temperature range, compensated | -10 to +40 | | | | $^{\circ}$ C |
| Temperature range, safe | -20 to +70 | | | | $^{\circ}$ C |
| Maximum safe central overload | 150 | | | | % of R.C. |
| Ultimate central overload | 300 | | | | % of R.C. |
| Excitation, recommended | 10 | | | | Vdc or Vac rms |
| Excitation, maximum | 15 | | | | Vdc or Vac rms |
| Input impedance | 415 \pm 20 | | | | Ohms |
| Output impedance | 350 \pm 3 | | | | Ohms |
| Insulation resistance | >2000 | | | | Mega-Ohms |
| Cable length | 1**** | | | | m |
| Cable type | 6wire, PVC, single floating screen | | | | Standard |
| Construction | Plated (anodize) aluminum | | | | |
| Environmental protection | IP66 | | | | |
| Platform size (max) | 400 x 400 | | | | mm |
| Recommended torque | Up to 30kg: 7.0 35kg & above: 10.0 | | | | N*m |

Figura 27 - Resumo das características da célula de carga [37].

Este componente foi escolhido considerando:

- característica de alta precisão;
- pequena dimensão dos sensores (15cm de comprimento e 1,9cm de largura);
- capacidade (até 100kg);
- baixo custo.

São sensores que possibilitam trabalhar em modo estático e apresentam maior estabilidade por longos períodos, sendo uma vantagem quando aplicável em sessões de fisioterapia para crianças com paralisia cerebral tendo em conta que estes pacientes apresentam dificuldades em caminhar.

3.3.4. Circuito de Condicionamento de Sinal – INA122

De modo a permitir a aquisição dos sinais emitidos pelas células de carga, foi aplicado nos sinais analógicos de saída um esquema de amplificação e filtragem, recorrendo ao amplificador de instrumentação INA 122 e o filtro analógico passa-baixa, com base no LM324.

O amplificador INA 122 permite amplificar as amplitudes dos sinais obtidos e, após este processamento, é aplicado um filtro passa-baixo em cada sinal com o intuito de filtrar o ruído adicionado após o processo de amplificação do sinal. [61]

O ganho do sinal é dado pela equação 10,

$$G = 5 + \frac{200k\Omega}{R_G} \quad (10)$$

Onde R_G é a resistência que está associada com o amplificador de instrumentação e tem o valor de $1.2k\Omega$, como mostrado na Figura 28.

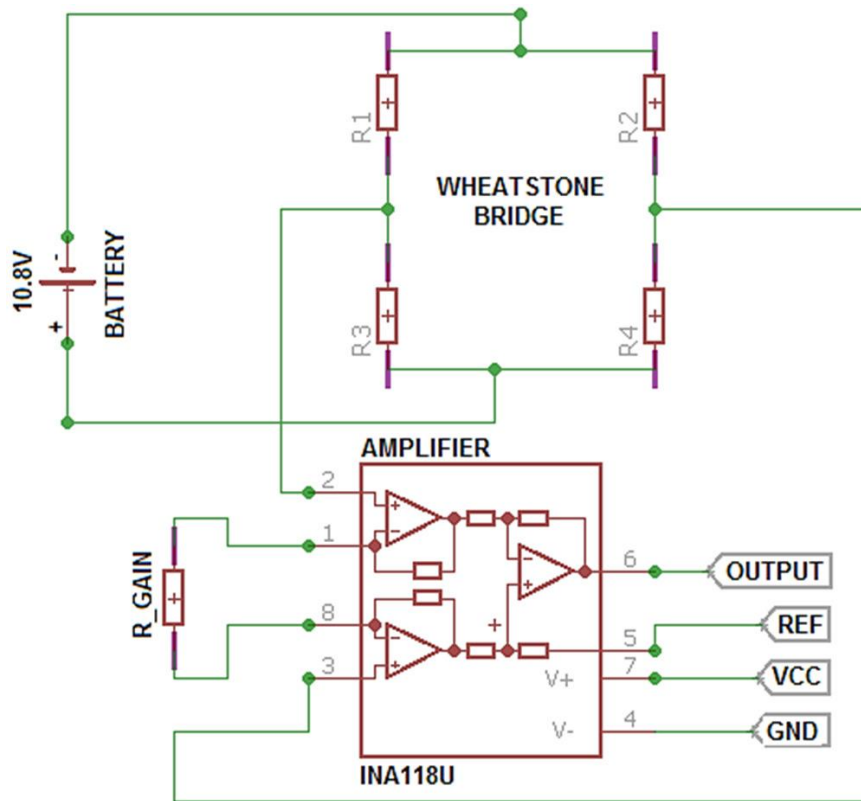


Figura 28 - Circuito de aquisição e pré-amplificação do sinal de um sensor.

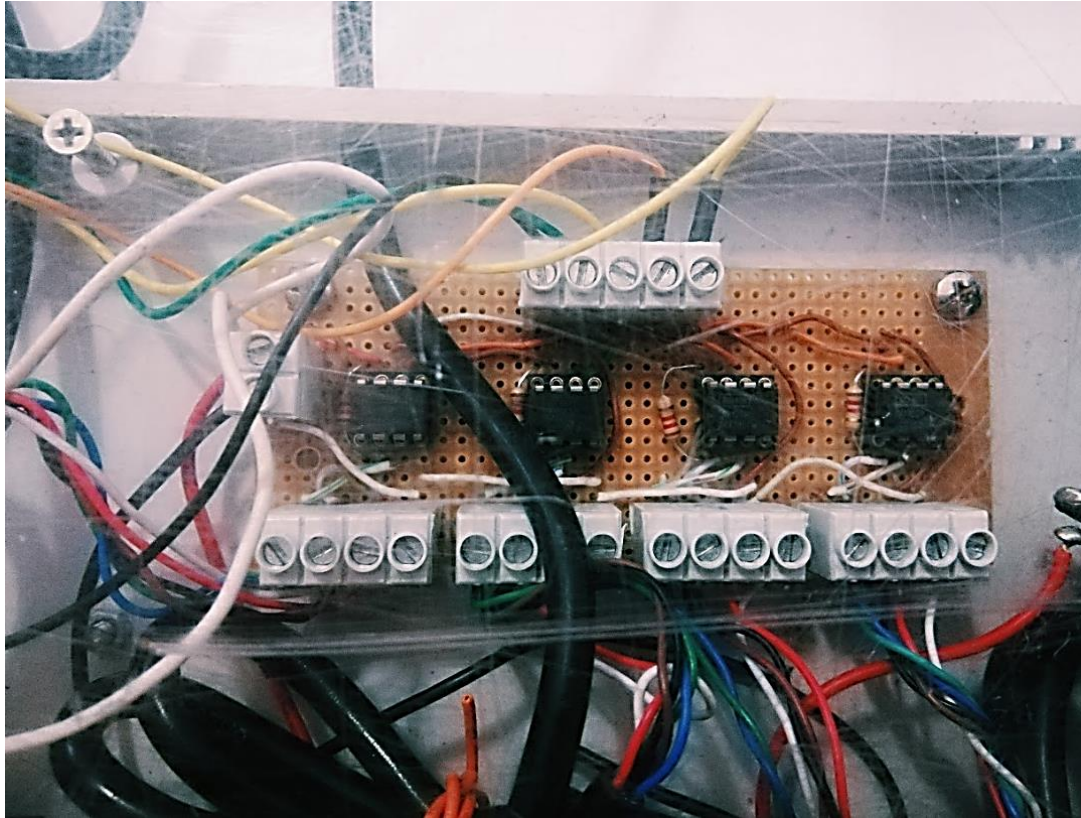


Figura 29 - Circuito de condicionamento do sinal.

Considerando o valor da fonte de tensão $V_{supply} = 10.8V$, o ganho $G = 172$ e a sensibilidade do sensor $S = 2mV/V$, então, o valor máximo em volts (V) de cada sinal de saída V_{Fi} é dada pela equação 11, onde F_i representa as forças aplicadas sob a plataforma.

$$V_{Fi} = V_{supply} \times S \times G = 3,71 V \quad (11)$$

Estes sinais de saída V_{Fi} associado com a medição de força, canais são adquiridos usando o ADC do Arduino Uno que converte essas saídas em valores de força com base em *software* embebido implementado sobre o microcontrolador. O centro de pressão/força também é considerado neste trabalho e baseia-se em valores de forças (F_i) e a geometria da plataforma de força, embora, esta medida é parte da tarefa do *software* e é apresentada na secção 3.4.

3.3.5. Módulo de Aquisição de Sinal – Arduino

O microcontrolador Arduino UNO tem como principal função o processo de aquisição de dados, uma vez que possui entradas analógicas as quais são necessárias para adquirir

os sinais analógicos enviados pelas células de carga, após tratamento do sinal realizado pelo circuito de condicionamento descrito anteriormente. As quatro saídas da PCB que contém o circuito de condicionamento estão conectadas às entradas analógicas A0-A3 do Arduino UNO.

Além de módulo de aquisição, o Arduino tem como função o processamento dos sinais que consiste na calibração, conversão dos valores de tensão em força e cálculo das coordenadas do centro de pressão. Este processamento é realizado através de um script desenvolvido em linguagem C e será descrito com maior detalhe na secção de Cálculos e Metodologia. Os outputs finais são as coordenadas do centro de pressão e são enviados através da serial, por conexão USB entre o Arduino UNO e o Raspberry Pi.

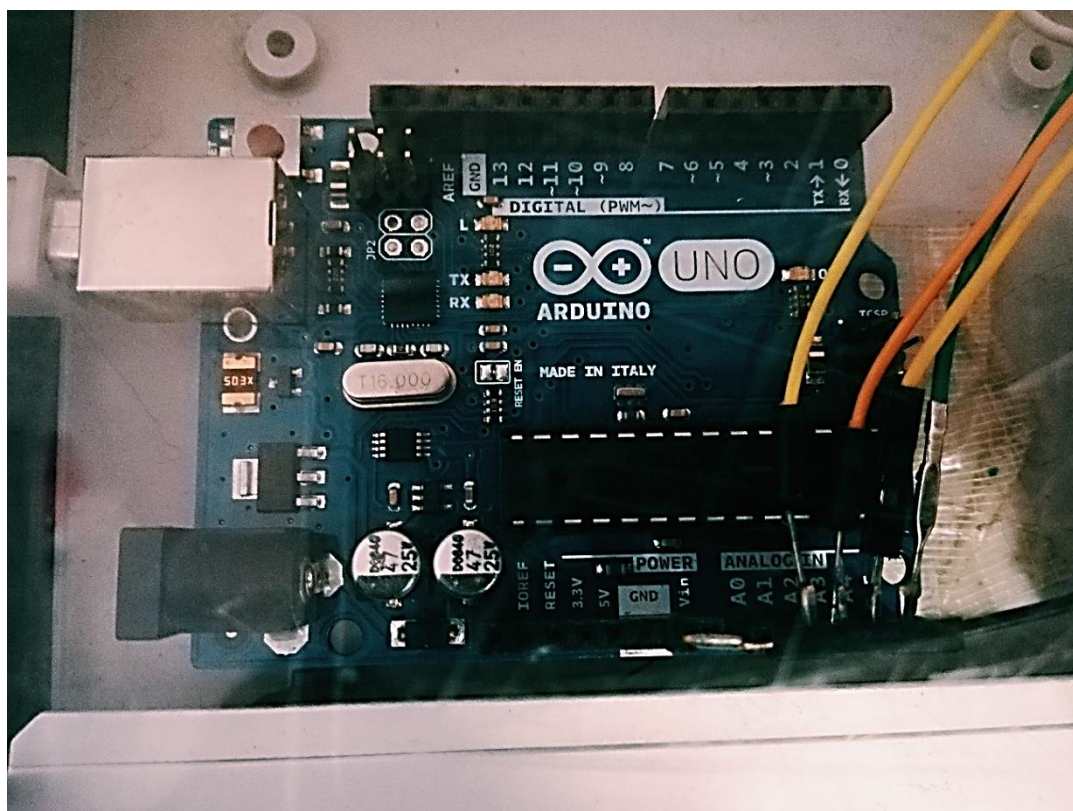


Figura 30 - Arduino Uno e ligações à plataforma de força.

A escolha deste componente foi realizada tendo em conta o conversor A/C, a capacidade de processamento através de *scripts* programáveis em uma linguagem já abordada neste curso, o baixo consumo de energia tendo em conta que o sistema é alimentado por uma bateria portátil, a dimensão do equipamento permitindo que este seja integrado facilmente entre as placas de acrílico da plataforma, a ligação USB que facilita a

comunicação entre o sistema computacional (neste caso, o Raspberry Pi) e o baixo custo no mercado.

3.3.6. Módulo de Processamento – Raspberry

O Raspberry Pi é a unidade central do sistema e permite a integração do *hardware* com o *software*. Este componente está conectado diretamente ao Arduino, através de ligação USB e faz a receção dos dados recorrendo a serial.

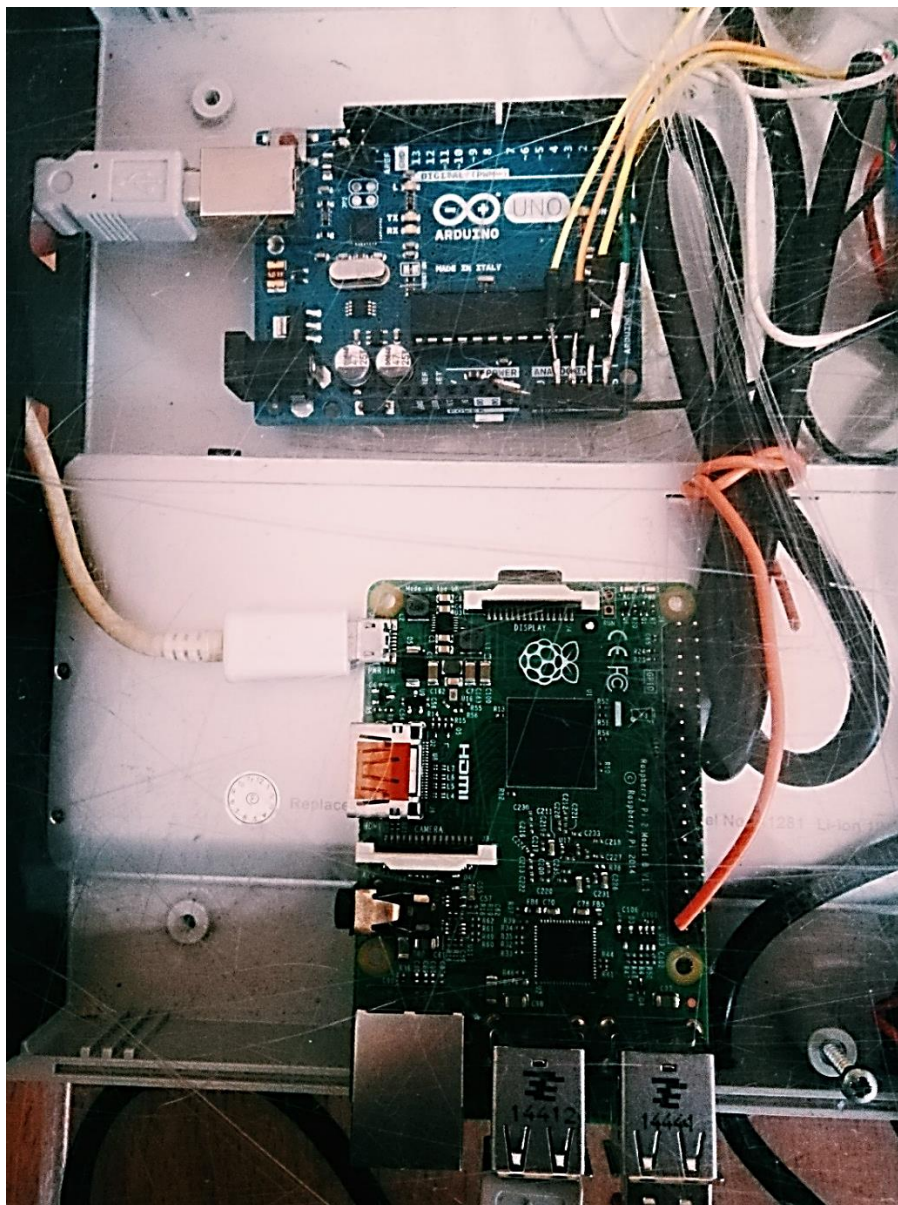


Figura 31 - Raspberry Pi e ligações à plataforma de força.

Na receção destes dados, armazena a informação recebida numa base de dados interna que está disponível localmente. Este componente tem função de servidor e hospedará a

aplicação web, a qual é desenvolvida recorrendo a uma série de *scripts* em linguagens como HTML, JavaScript, CSS, PHP e SQL.

Os dados recebidos, o armazenamento na base de dados e cálculo de métricas para utilização de análises dos quadros patológicos dos pacientes é iniciado através da aplicação web. Esta aplicação pode ser acedida através de qualquer dispositivo móvel conecto à rede de Internet desde que possua o endereço de IP estático ao qual o servidor está ligado. Isto permite que este módulo de processamento seja integrado de forma simples na plataforma, sem necessidade de manipulação direta no equipamento.

As razões da escolha deste componente dão-se pela sua capacidade de processamento, fácil ligação e conectividade com outros dispositivos, pequena dimensão para integração na plataforma de força, baixo consumo de energia tendo em conta que este é alimentado pela bateria portátil do sistema e um baixo custo no mercado.

3.4. Software

Esta secção apresenta o *software* do sistema, descrevendo as funcionalidades implementadas. O código está dividido em dois níveis: *front-end* (nível de apresentação no lado do cliente) e *back-end* (nível de acesso aos dados no lado do servidor), centralizadas no módulo de processamento do sistema, Raspberry Pi.

A arquitetura do *software* do sistema desenvolvido é apresentada na Figura 32.

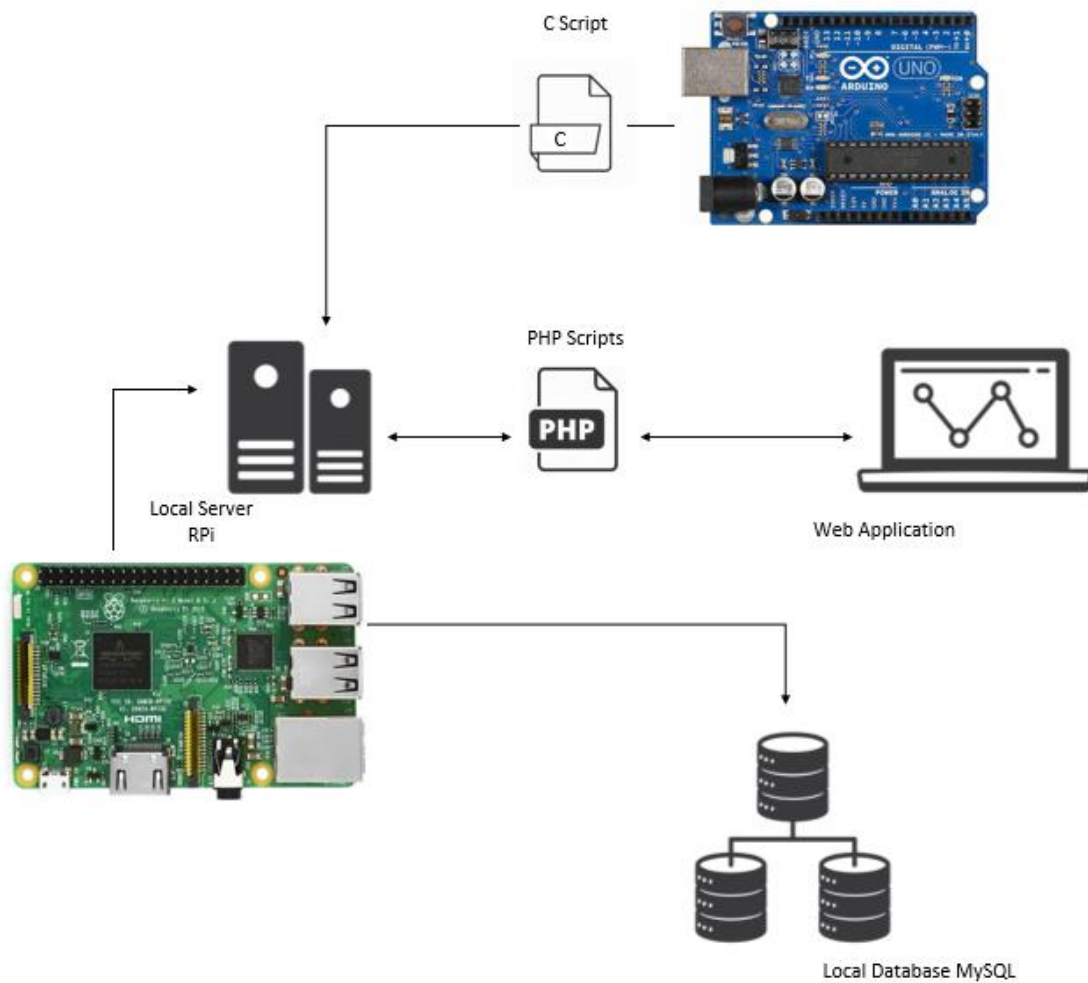


Figura 32 - Arquitetura do software desenvolvido.

Como se observa, o Raspberry Pi é a unidade central do sistema embestado, responsável por executar as seguintes tarefas:

- Fazer o processamento de dados;
- Executar scripts de gestão da informação na base de dados;

- Calcular métricas para análise de dados;
- Hospedar a aplicação web e a base de dados.

O *software* deste sistema divide-se em três módulos:

- Aquisição de sinal;
- Servidor;
- Aplicação web.

O módulo de aquisição adquire e converte o sinal analógico num sinal digital e calcula métricas como a calibração e os valores finais de tensão e de força, que são usados na determinação do CoP.

O módulo do servidor disponibiliza páginas e outros recursos para acesso à aplicação web. É no servidor onde são processados os pedidos HTTP/HTTPS e executados os *scripts* em PHP e Shell script. O servidor web utilizado, HTTP Apache, faz a gestão da autenticação e das permissões dos utilizadores, do acesso e manipulação da base de dados e do processamento de pedidos e *scripts*.

Por fim, a aplicação web é um dos componentes mais importantes deste sistema e possui duas camadas, *front-end* e *back-end*. Estas componentes utilizam diferentes linguagens de programação e apresentam diferentes funcionalidades, que serão descritas com detalhe nas secções 3.2.1. (*front-end*) e 3.2.3 (*back-end*). A aplicação web é composta por *scripts* desenvolvidos em linguagens como HTML, CSS, JavaScript, PHP e SQL.

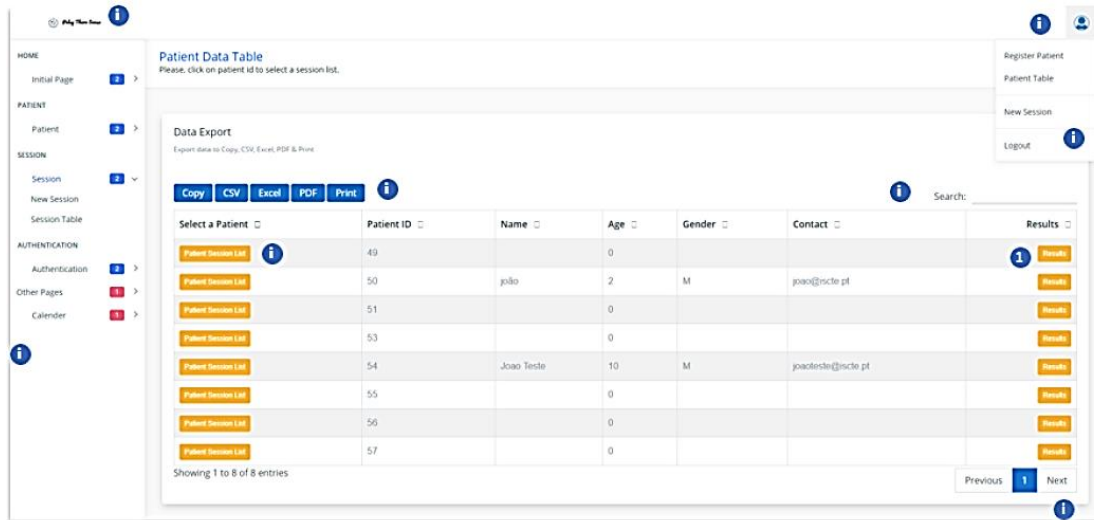
3.4.1. *Front-end*: HTML5, CSS3 e Javascript

Nesta secção é descrita a camada de *front-end*, do lado do cliente, que disponibiliza uma interface ao utilizador e manipula a componente visual da aplicação web. Foi utilizado um *template* [62] de apoio ao desenvolvimento do *front-end*, recorrendo ao uso de bibliotecas disponíveis nas linguagens CSS e Javascript. A elaboração desta componente foi feita com recurso a três linguagens:

- HTML (*HyperText Markup Language*);
- CSS (*Cascading Style Sheets*);
- JavaScript.

A. HTML

O HTML5 (quinta versão da linguagem HTML) define a estrutura e a apresentação do conteúdo da página. Através desta linguagem, foi desenvolvida a interface apresentada ao utilizador, constituída por menus interativos, gráficos, tabelas e outros elementos visuais (Figuras 33 e 34).



The screenshot displays a web application interface for a 'Patient Data Table'. The page includes a sidebar menu with categories like HOME, PATIENT, SESSION, AUTHENTICATION, and Other Pages. The main content area features a 'Data Export' section with buttons for Copy, CSV, Excel, PDF, and Print. Below this is a table with columns for Patient ID, Name, Age, Gender, and Contact. The table contains 8 entries, with the first one highlighted. A search bar is located to the right of the table. The interface is annotated with blue circles and arrows pointing to various interactive elements.

| Select a Patient | Patient ID | Name | Age | Gender | Contact | Results |
|--------------------------------------|------------|------------|-----|--------|-------------------|-------------------------|
| Patient Session List | 49 | | 0 | | | Results |
| Patient Session List | 50 | Joao | 2 | M | joao@scte.pt | Results |
| Patient Session List | 51 | | 0 | | | Results |
| Patient Session List | 53 | | 0 | | | Results |
| Patient Session List | 54 | Joao Teste | 10 | M | joaoteste@scte.pt | Results |
| Patient Session List | 55 | | 0 | | | Results |
| Patient Session List | 56 | | 0 | | | Results |
| Patient Session List | 57 | | 0 | | | Results |

Figura 33 - Página e elementos interativos assinalados.

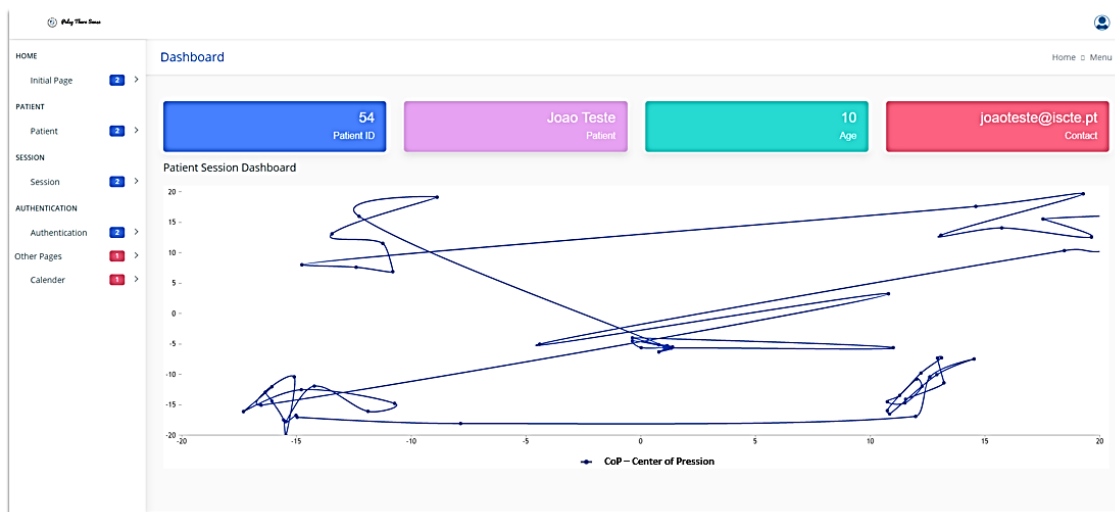


Figura 34 - Página estruturada em *cards* ou *containers*.

B. CSS

O CSS3 (terceira versão da linguagem CSS) determina a formatação da página em diferentes dispositivos e o estilo das páginas HTML, sendo possível definir fontes, cores, espaçamento, estrutura, entre outros.

Nas Figuras 35 e 36 observa-se a aplicação web em diferentes dispositivos, nos quais as páginas são apresentadas respeitando as diferentes formatações.

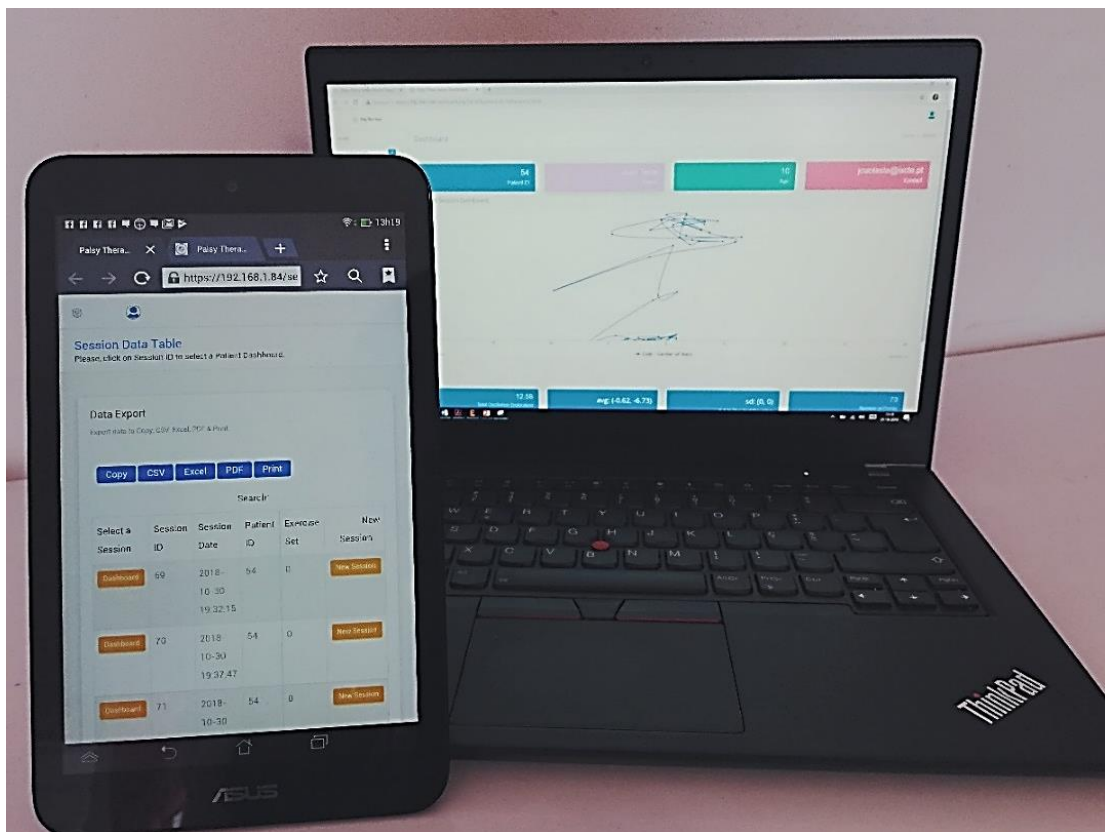


Figura 35 - Aplicação web em diferentes dispositivos.

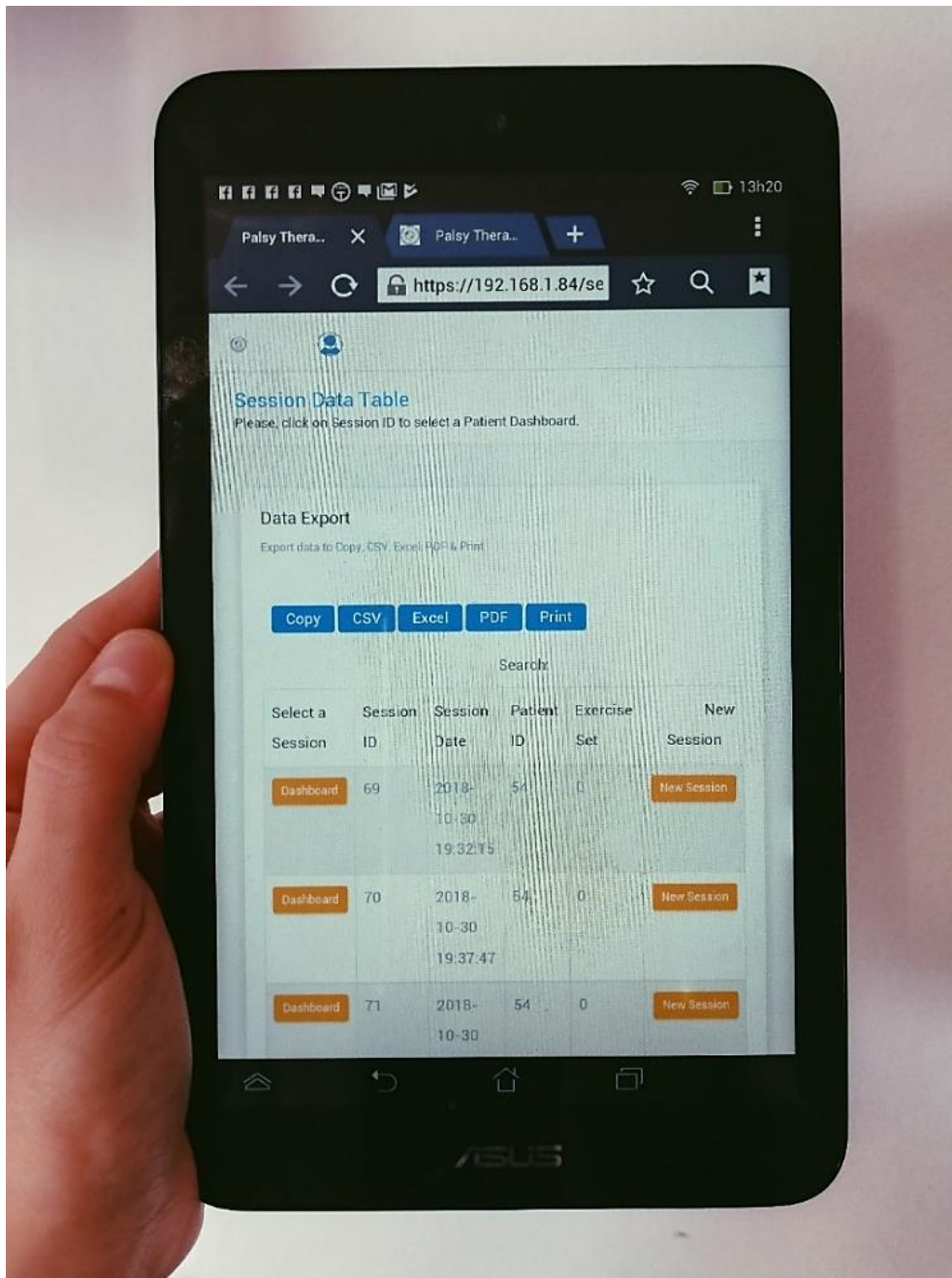


Figura 36 - Aplicação web no dispositivo móvel.

C. JavaScript

Quanto à linguagem JavaScript permite uma interação dinâmica no lado do cliente, evitando que os *scripts* sejam executados no lado do servidor. Neste sistema, a componente de apresentação e renderização dos gráficos é conseguida com recurso a *scripts* JavaScript, que determinam o tipo de gráfico, as fontes, os eixos e componentes associados aos gráficos, incluindo os dados. Estes são adquiridos e armazenados num *array* em PHP e apresentados recorrendo à função `json_encode()`.

Em conjunto, as três linguagens de desenvolvimento apresentadas compõem a camada *front-end* da aplicação desenvolvida neste trabalho (Figuras 37 e 38).

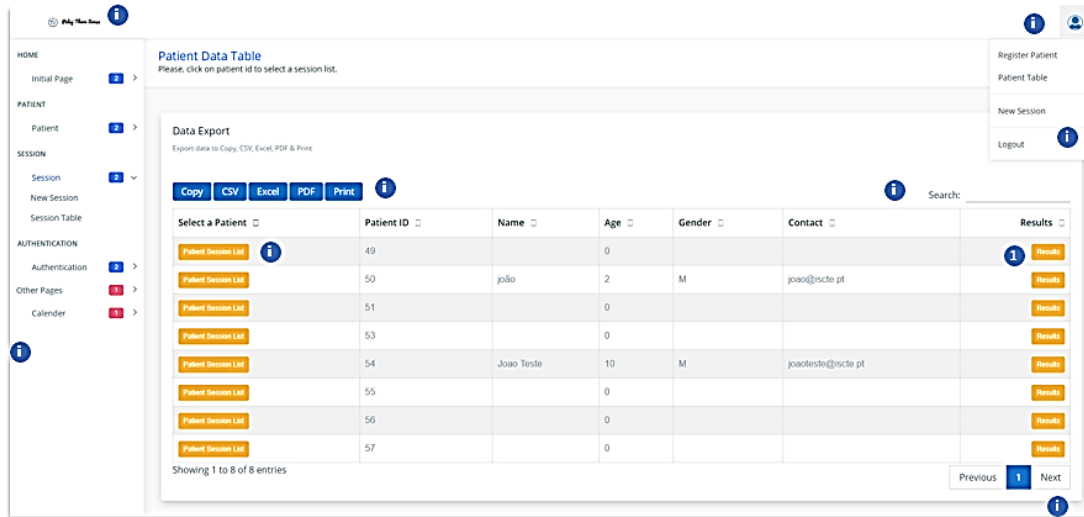


Figura 37 - Layout da página web.

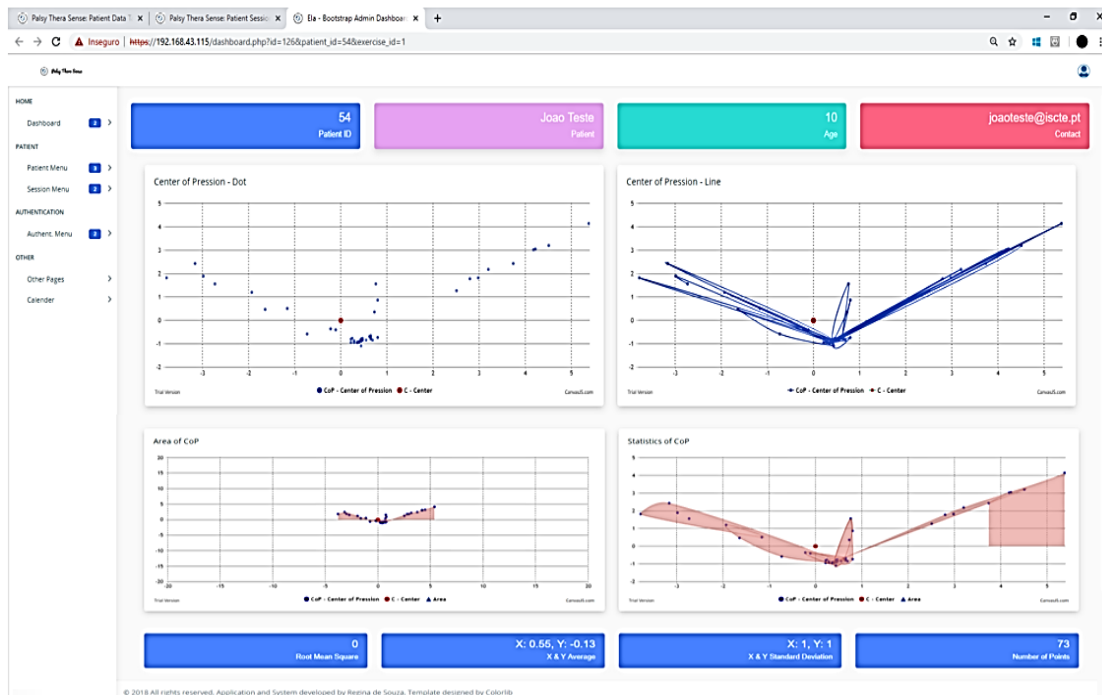


Figura 38 - Layout da página web.

3.4.2. *Back-end*: PHP e SQL

A aplicação web é desenvolvida recorrendo a diferentes linguagens, porém a linguagem principal deste sistema, que permite a interação no lado do servidor, a manipulação dos dados e da base de dados, é a linguagem PHP em conjunto com *queries* SQL.

O servidor HTTP Apache é um dos servidores mais usados em todo o mundo e foi escolhido tendo em conta a credibilidade e segurança do sistema, bem como o facto de ser um *software* de código aberto. De um modo geral, um servidor é uma unidade centralizada, podendo ser um *software* ou computador remoto que fornece serviços para uma determinada rede, designada por clientes. Por sua vez, o servidor HTTP Apache tem como função alojar a aplicação web e a base de dados e gerir os pedidos HTTPS através de *scripts* em *back-end*.

A. PHP *Scripts*

O servidor aloja um total de 16 *scripts*, todos com extensão “.php”. Estes *scripts* têm diferentes funções e permitem que a aplicação web aceda aos dados dos sensores, bem como às métricas calculadas nos *scripts*, a partir dos dados dos sensores, que oferecem uma análise mais completa da informação recebida pela plataforma de força. Na Figura 39, pode observar-se um fluxograma sucinto do sistema web com *scripts* em PHP.

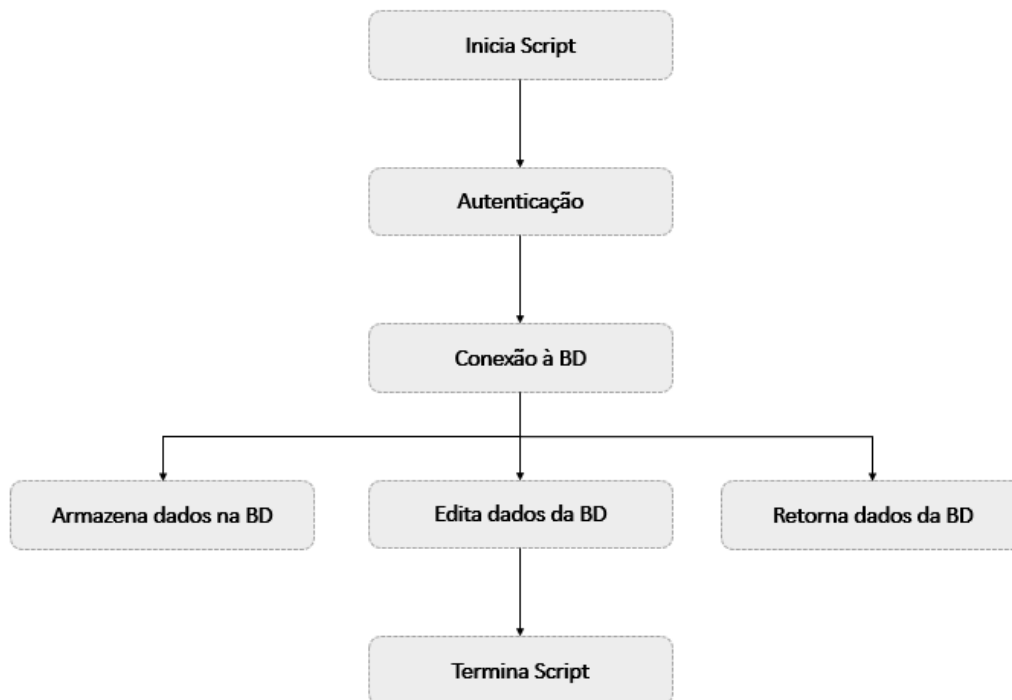


Figura 39 - Fluxo do sistema com scripts PHP.

A aplicação web é constituída por 16 *scripts* e está dividida em 6 fases:

1. Acesso:

Através de um IP estático, é possível aceder remotamente à aplicação web desde que o dispositivo esteja conectado à mesma rede local do sistema. Somente utilizadores com acesso ao IP e que estejam registados podem aceder à aplicação web. Utilizadores que não estejam registados necessitam de um código que dê permissão para novo registo.

Scripts que compõem o acesso:

- *page-register.php*;
- *register-user.php*.

O *script* responsável pelo registo de novos utilizadores do sistema é designado por *register-user.php* e a página que apresenta o formulário, representada na Figura 40, a qual envia os dados para este código é concebida através do ficheiro *page-register.php*.

The image shows a web browser window displaying the registration page for 'Palsy Thera Sense'. The page title is 'Palsy Thera Sense: Register'. The form contains the following fields and elements:

- NAME:** An empty text input field.
- USER TYPE:** Two radio button options: 'Physiotherapist' (selected) and 'Other'.
- EMAIL ADDRESS:** A text input field containing the text 'maria'. A tooltip message is displayed above the field: 'Inclua um '@' no endereço de email. Falta um '@' em 'maria'.'
- PASSWORD:** An empty text input field.
- CODE AUTHENTICATION:** An empty text input field.
- REGISTER:** A prominent blue button.
- Sign in:** A link labeled 'Already have account? Sign in' located below the REGISTER button.

The browser's address bar at the top shows the URL '192.168.1.84/page-register.php'. A dashed box highlights the form area, which is shown in a larger, clearer view on the right side of the image.

Figura 40 - Página de registo.

2. Autenticação:

Para fazer a autenticação, o utilizador deve estar registado na base de dados do sistema (mais detalhes sobre os dados da base de dados serão disponibilizados ao longo desta secção).

Scripts que compõem a autenticação:

- *page-login.php*;
- *login-process.php*;
- *verify-login.php*;
- *logout.php*.

Para aceder a qualquer página da aplicação web é necessário ter uma sessão iniciada e o *script* responsável por essa verificação é o *verify-login.php*. Caso um utilizador que tenha o IP estático de endereço do sistema, tente aceder a uma página e não esteja autenticado ou não tenha uma sessão iniciada, a aplicação web redireciona-o diretamente para a página de erro *page-login.php*, com um *link* para seguir até à página de *login*.

Page-login.php é a página de *login* (Figura 41), onde se encontra o formulário para autenticação do utilizador. Esta página apresenta ainda um *link* de registo para novos utilizadores que direciona para a fase de acesso, através da página *page-register.php*.

The figure displays three overlapping screenshots of the 'Palsy Thera Sense: Login' page. The leftmost screenshot shows the initial state with empty input fields for 'EMAIL ADDRESS' and 'PASSWORD', a 'Remember Me' checkbox, and a 'SIGN IN' button. The middle screenshot shows the 'EMAIL ADDRESS' field populated with 'maria@iscte.pt'. The rightmost screenshot shows the 'EMAIL ADDRESS' field populated with 'maria', a validation error message 'Inclua um "@" no endereço de email. Falta um "@" em "maria"', and the 'SIGN IN' button.

Figura 41 - Página de *login*.

3. Criação e Eliminação de Paciente

A aplicação web disponibiliza funções que permitem adicionar pacientes e removê-los, removendo também todo o conteúdo associado ao paciente. Para adicionar um novo paciente é apresentada uma página similar à página de *login*, a qual é desenvolvida através do ficheiro *page-patient-register.php*, onde é inserida toda a informação necessária para criar um paciente e reencaminhada utilizando o método POST para o *script patient-register*, o qual adicionará o paciente à tabela se não houver nenhum paciente com o mesmo e-mail já registado.

Para eliminação de um paciente o processo é muito parecido, a página *page-patient-delete.php* recebe os dados em um formulário e são encaminhados ao *script deleting-patient.php* o qual tem todo o código que permite eliminação do paciente e informação associada ao mesmo na base de dados.

Scripts que compõem a criação/eliminação de perfis de pacientes:

- *page-patient-register.php*;
- *patient-register.php*;
- *page-patient-delete.php*;
- *deleting-patient.php*.

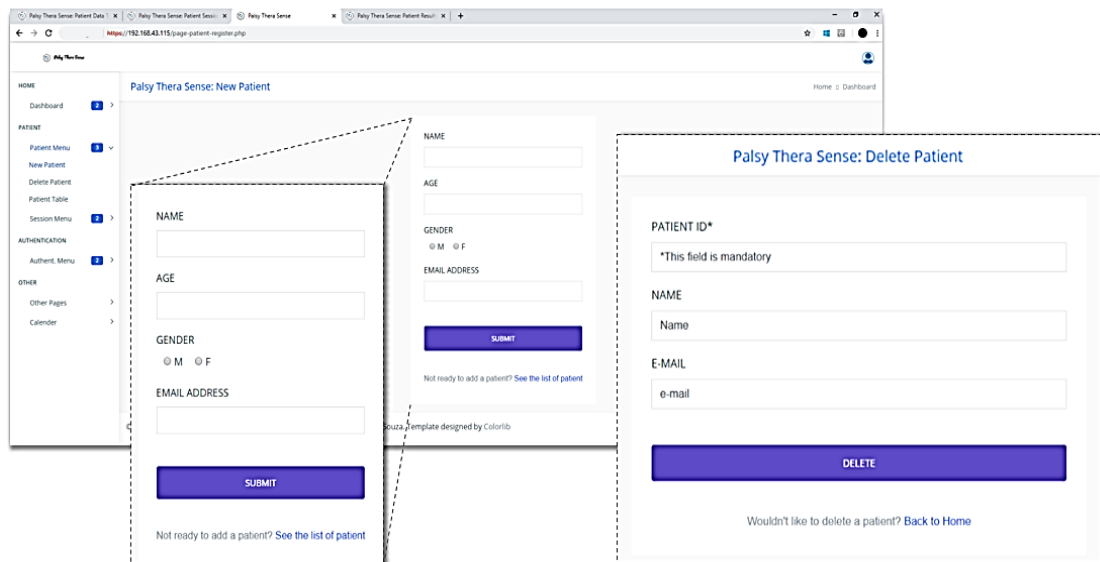


Figura 42 - Página para registar/eliminar novo paciente.

4. Criação de Sessão

Para criar uma sessão o ficheiro *create-session.php* apresenta um formulário onde será inserido o ID do paciente e o *script saving-session.php* faz a criação de uma sessão na base de dados associada a este paciente, recebe os valores dos sensores, armazena-os e associa-os à sessão criada e ao respetivo paciente. As métricas de análise que serão descritas na secção 3.5, são calculadas neste *script*.

Scripts que compõem a criação de sessão:

- *create-session.php*;
- *saving-session.php*.

The screenshot shows a web application interface for creating a new therapy session. The page title is 'Palsy Thera Sense: New Session'. On the left, there is a navigation menu with categories: HOME, PATIENT, SESSION, AUTHENTICATION, and Other Pages. The main content area contains a form with the following fields and options:

- PATIENT ID***: A text input field with a red asterisk and the message '*This field is mandatory'.
- EXERCISE**: Two radio button options:
 - 1 - Static: without gait simulation
 - 2 - Dynamic: with gait simulation
- PHYSIOTHERAPIST ID**: A text input field.
- SUBMIT**: A large blue button.
- At the bottom, there is a link: 'Not ready to start session? [Back to Profile](#)'.

At the bottom of the page, there is a copyright notice: '© 2018 All rights reserved. Application and System developed by Regina de Souza.'

Figura 43 - Página para criar nova sessão de fisioterapia.

5. Consulta de Tabelas

A consulta das duas tabelas disponíveis para visualização na aplicação web, referentes à lista de pacientes e lista de sessões de cada paciente, é realizada através do código desenvolvido nos ficheiros "*patient-table.php*" e "*session-table.php*". A página *patient-table.php* apresenta a tabela com todos os pacientes registados no sistema. É possível consultar a lista da sessão de determinado paciente através do botão "*Patient Session List*" ou adicionar uma nova sessão ao selecionar o botão "*New Session*". Ao selecionar a opção da tabela de sessões, o utilizador é direcionado para uma página que apresenta todas as sessões realizadas pelo paciente. É possível consultar o *dashboard* de uma sessão

ao clicar no botão “Dashboard” ou criar uma nova sessão selecionando o botão “New Session”. O ficheiro *all-session-table.php* serve de página de consulta, onde são apresentadas todas as sessões de fisioterapia armazenadas na base de dados.

Scripts que compõem a consulta de tabelas:

- *patient-table.php*;
- *session-table.php*;
- *all-session-table.php*.

The image displays two screenshots of a web application interface. The left screenshot shows the 'Patient Data Table' page, which includes a sidebar with navigation options like 'HOME', 'PATIENT', 'SESSION', 'AUTHENTICATION', and 'Other Pages'. A 'Data Export' sidebar is visible, offering options to export data to Copy, CSV, Excel, PDF, and Print. The right screenshot shows the 'Session Data Table' page, which features a table with columns for Session ID, Session Date, Patient ID, and Exercise Set. The table contains 8 rows of data, and a 'Data Export' sidebar is also present on this page.

Figura 44 - Tabelas de consultas da aplicação.

Acima de cada tabela para apresentação dos dados dos pacientes, dados dos utilizadores, dados das sessões e métricas calculadas, encontram-se os seguintes botões descritos abaixo e, ao serem clicados, geram documentos diferentes com o intuito de exportar a informação da base de dados.

- *Copy*: copia a informação apresentada na tabela e que ser “colado” onde o utilizador desejar;
- *CSV*: cria um ficheiro excel to tipo CSV, o qual separa os dados de cada coluna por vírgulas, facilitando a importação da informação para ficheiros de texto.
- *Excel*: gera um ficheiro em excel com toda a informação da tabela, apresentada em diferentes colunas numa *sheet*;
- *PDF*: cria um ficheiro pdf, em formato de tabela com a informação da página;
- *Print*: permite imprimir os dados da tabela.

Isto permite que estes dados sejam armazenados em ficheiros no computador dos utilizadores (além da base de dados do sistema) e possam ser utilizados para análises adicionais em diferentes plataformas/programas/aplicações.

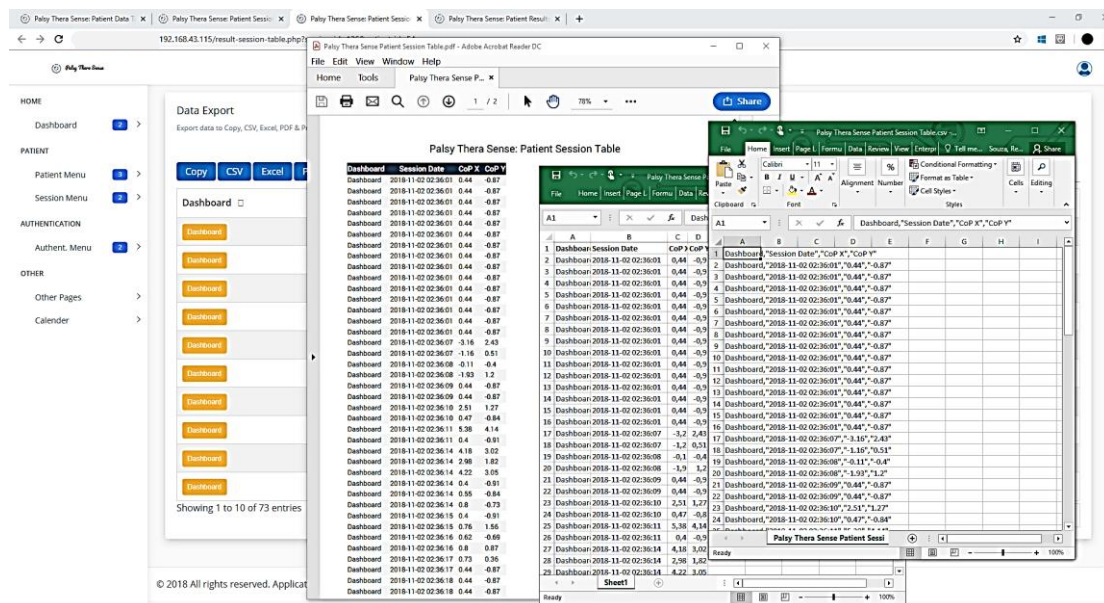


Figura 45 - Exportando dados resultantes das sessões dos pacientes.

6. Dashboard

O *script dashboard.php* é responsável pela apresentação da página de análises de determinada sessão fisioterapêutica. Nesta página é disponibilizada a informação do paciente, um gráfico com os dados do CoP, métricas de análise calculadas a partir do CoP, como desvio padrão de cada coordenada, deslocamento da oscilação total dos pontos, amplitude de deslocamento do CoP, entre outros.

É possível ainda adicionar um comentário à sessão no campo “*Comments*”, através do *script comment-register.php*.

Scripts que compõem o *dashboard*:

- *dashboard.php*;
- *comment-register.php*.

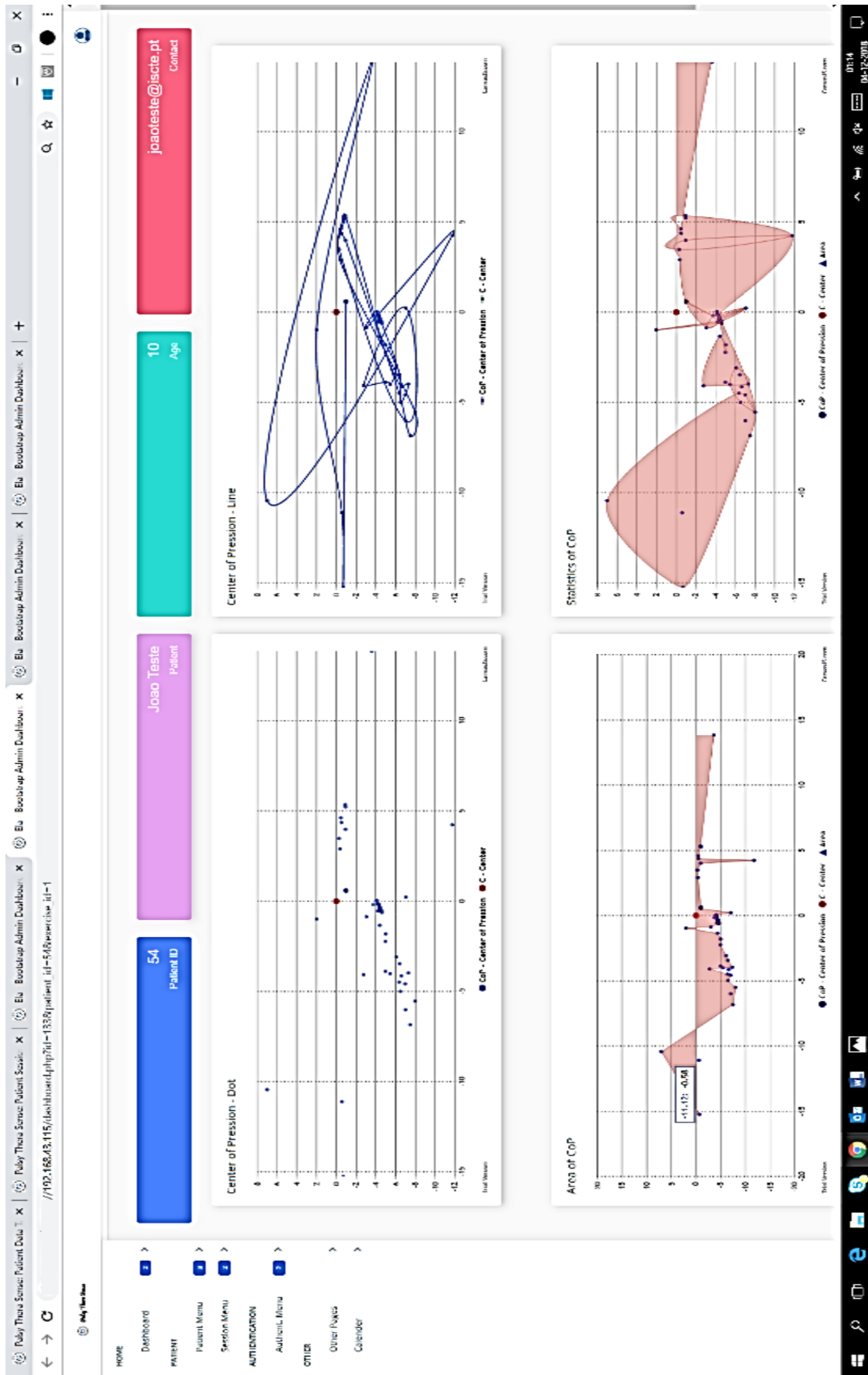


Figura 46 - Página de visualização dos resultados da sessão de fisioterapia.

B. SQL: Base de Dados

A base de dados é manipulada através de *queries* SQL em *scripts* PHP. As principais *queries* utilizadas neste trabalho são de consulta, inserção e eliminação.

A Figura 47 representa a base de dados construída e as suas relações.

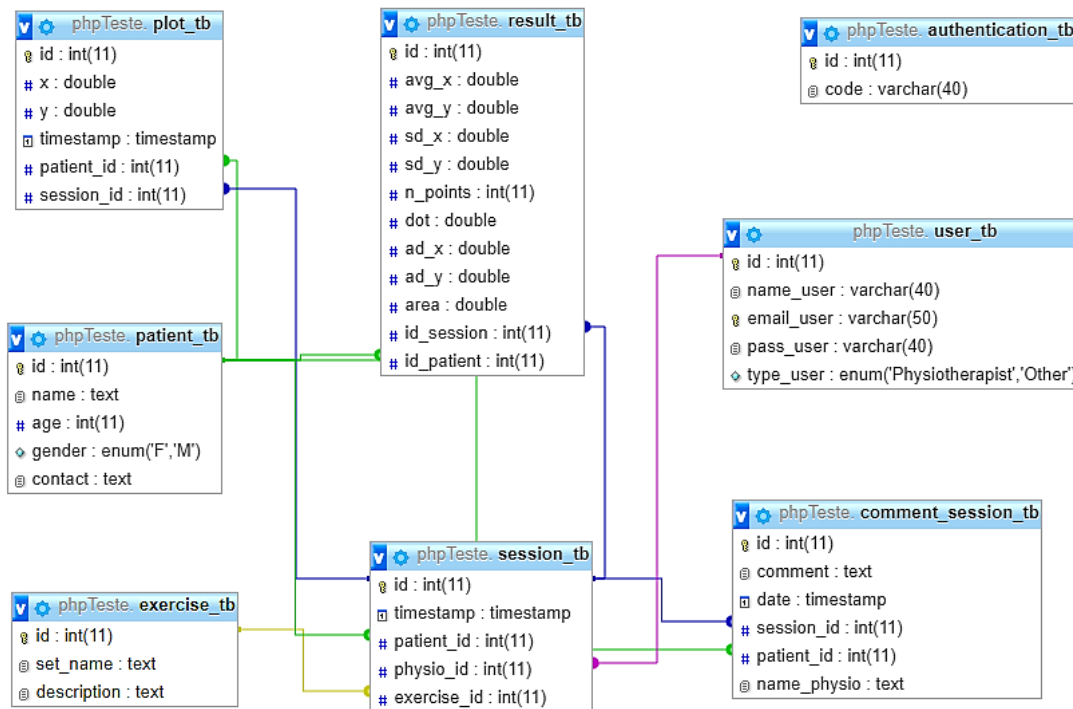


Figura 47 - Tabelas da base de dados e relações.

| Tabela | Acções | Registos | Tipo | Agrupamento (Collation) | Tamanho | Suspensão |
|--------------------|---|----------|--------|-------------------------|---------|-----------|
| authentication_tb | Procurar, Estrutura, Pesquisar, Inserir, Limpar, Eliminar | 1 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 16 KB | - |
| comment_session_tb | Procurar, Estrutura, Pesquisar, Inserir, Limpar, Eliminar | 6 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 48 KB | - |
| exercise_tb | Procurar, Estrutura, Pesquisar, Inserir, Limpar, Eliminar | 2 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 16 KB | - |
| patient_tb | Procurar, Estrutura, Pesquisar, Inserir, Limpar, Eliminar | 8 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 16 KB | - |
| plot_tb | Procurar, Estrutura, Pesquisar, Inserir, Limpar, Eliminar | 8,052 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 800 KB | - |
| result_tb | Procurar, Estrutura, Pesquisar, Inserir, Limpar, Eliminar | 56 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 48 KB | - |
| session_tb | Procurar, Estrutura, Pesquisar, Inserir, Limpar, Eliminar | 57 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 64 KB | - |
| user_tb | Procurar, Estrutura, Pesquisar, Inserir, Limpar, Eliminar | 7 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 80 KB | - |
| 8 tabelas | Soma | 8,189 | InnoDB | latin1_swedish_ci | 1.1 MB | 0 Bytes |

Figura 48 - Tabelas da base de dados do sistema.

A base de dados deste sistema é composta por sete tabelas, descritas:

1. user_tb

- Permite o armazenamento de dados do utilizador do sistema, que deverá ser o fisioterapeuta. Esta tabela armazena os dados a cada registo de novo utilizador, que depende de um código encriptado na tabela *authentication_tb*.

De modo a proteger os dados do utilizador, o campo *pass_user* encontra-se encriptado;

- A chave primária desta tabela é o id.

2. *patient_tb*

- Nesta tabela são armazenados os dados dos pacientes que se encontram registados no sistema web. O registo é realizado através de uma conta autenticada e armazenada na tabela *user_tb*;
- A chave primária desta tabela é o id.

3. *session_tb*

- Tabela onde são gravadas as sessões;
- A relação entre as tabelas *session_tb* e *patient_tb/exercise_tb* é de *n* para um, ou seja, uma sessão está associada a apenas um paciente e um paciente/grupo de exercícios pode estar associado a muitas sessões;
- A chave primária desta tabela é o id e as chaves estrangeiras são *patient_id*, que corresponde ao id da tabela *patient_tb*, *exercise_id*, que corresponde, por sua vez, ao id da tabela *exercise_tb* e *physio_id* que está associado ao id do fisioterapeuta, na tabela *user_tb*.

4. *plot_tb*

- Tabela onde são armazenadas as coordenadas do CoP (x,y) resultantes das sessões;
- Esta tabela tem relações de um para *n* com a tabela *session_tb* e *patient_tb*. Deste modo, uma coordenada está associada apenas a uma sessão/paciente, enquanto uma sessão/paciente pode ter várias coordenadas associadas;
- A chave primária desta tabela é o id e tem como chaves estrangeiras *patient_id* (id da tabela *patient_tb*) e *session_id* (id da tabela *session_tb*).

5. *result_tb*

- Armazena as métricas calculadas através do CoP. Nesta tabela estão contidas análises para coordenadas x e y, média dos pontos, desvio padrão, amplitude

de deslocamento, número de pontos e o deslocamento da oscilação total, designado por *dot*;

- Possui relações de um para *n* com a tabela *session_tb* e *patient_tb*. Assim uma coordenada está associada apenas a uma sessão/paciente e uma sessão/paciente pode ter várias coordenadas associadas;
- A chave primária desta tabela é o *id* e tem como chaves estrangeiras *patient_id* (id da tabela *patient_tb*) e *session_id* (id da tabela *session_tb*).

6. *exercise_tb*

- Nesta tabela são gravados todos os conjuntos de exercícios que possam vir a ser utilizados numa sessão;
- A chave primária desta tabela é o *id*.

7. *comment_session_tb*

- Tabela onde é adicionado um comentário em cada sessão;
- Apresenta uma relação de um para um com a tabela *session_tb*, ou seja, um comentário está associado unicamente a uma sessão e vice-versa. No caso da relação entre a tabela *patient_tb*, esta é de um para *n*, ou seja, um comentário pode estar associado a um paciente enquanto este pode estar associado a vários comentários;
- A chave primária desta tabela é o *id* e tem como chaves estrangeiras *patient_id* (id da tabela *patient_tb*) e *session_id* (id da tabela *session_tb*).

8. *authentication_tb*

- Tabela onde é armazenado o código de autenticação que permite o registo de novos utilizadores no sistema. Para segurança do sistema este parâmetro encontra-se encriptado;
- A chave primária desta tabela é o *id*.

3.4.3. Arduino IDE C

No ambiente de desenvolvimento integrado do Arduino, os sinais de entrada são adquiridos, processados e encaminhados para a unidade de processamento central. Onde são armazenados numa base de dados e manipulados para obter diferentes análises.

O *script* é desenvolvido no IDE do Arduino, extensão do ficheiro do tipo “.ino”, recorrendo à utilização da linguagem de programação C.

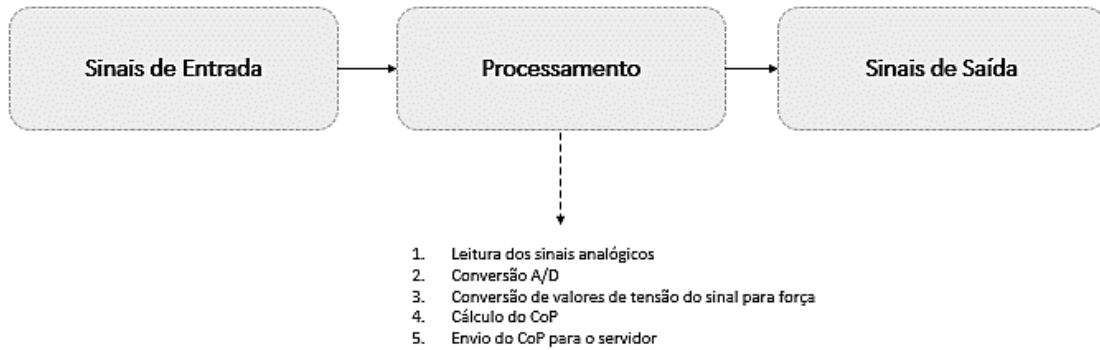


Figura 49 - Representação do fluxograma no Arduino.

Após a aquisição dos sinais analógicos, é feita a calibração dos sensores para que as leituras (situação sem carga) sejam zero. Para isso, são feitas medições até obter os coeficientes multiplicadores da expressão que representa o sensor. Ao iniciar o sistema, o programa aguarda 5 segundos até iniciar a leitura dos dados e a calibração, que tem a duração de cerca de 10 segundos, consiste em ler os sinais de entrada e calcular o *offset* de cada sinal. Determinado o valor de *offset*, este é subtraído a cada amostra obtida durante a execução do *script*.

Os sinais analógicos dos sensores são adquiridos através das entradas analógicas do microcontrolador, que converte os valores de tensão obtidos em sinais digitais, através do conversor A/D que possui. O Arduino UNO dispõe de uma resolução de 10 bits e uma tensão de entrada de 5V. A Equação 12 representa a resolução do conversor ADC. O valor digital que corresponde ao valor final de tensão obtido pelo sensor é dado pela Equação 13.

$$Resolution = \frac{V_{Ref}}{2^n} \quad (12)$$

$$Voltage = sensorValue \times Resolution = sensorValue \times \frac{V_{Ref}}{2^n} \quad (13)$$

Onde,

- Vref é igual ao valor de tensão de entrada $V_{in} = 5V$;
- n corresponde ao número de bits de resolução do Arduino ($2^{10} = 1024$);
- sensorValue corresponde ao valor do sinal de entrada.

A conversão dos valores de tensão em força é realizada neste *script* e é calculada através da Equação 14.

$$Force_{value} = -(Voltage \times S) - G \quad (14)$$

O valor de tensão calculado na equação 13 é multiplicado pela sensibilidade ($S = 2\text{mV/V}$) dos sensores e o valor resultante é subtraído pelo ganho ($G = 172$) do circuito de condicionamento.

Por fim, é calculado o CoP (descrito na secção 3.5) e as coordenadas são concatenadas num único *array*, enviado através de uma mensagem por comunicação *serial*.

3.4.4. Acessibilidade

O *Dynamic Host Configuration Protocol*, ou DHCP, é um protocolo de serviço que permite a configuração de endereçamento alocando dinamicamente ou estaticamente endereços de IP a um cliente (máquina). Este protocolo permite que um cliente se conecte a uma rede utilizando um IP (dinâmico ou estático). Para além do endereço de IP, o protocolo DHCP disponibiliza uma máscara de rede, *default gateway*, servidores DNS, entre outros [63].

Para que esta aplicação web esteja acessível noutros dispositivos foi necessário configurar o Raspberry Pi, usando comandos em Shellscript e editando o ficheiro “*dhcpcd.conf*”, onde é possível configurar os parâmetros de rede em modo estático. Deste modo, sempre que o servidor é iniciado é conectado à rede utilizando o mesmo endereço de IP configurado.

3.5. Cálculos e Metodologia

3.5.1. Cálculo do Centro de Pressão

No cálculo do Centro de Pressão (CoP) foram consideradas as medidas do centro de massa para obter a distribuição de forças de cada paciente na plataforma de forças, segundo Equações 14 e 15.

$$X_{FP} = \frac{\sum_{i=1}^4 F_i x_i}{\sum_{j=1}^4 F_j} \quad (14)$$

$$Y_{FP} = \frac{\sum_{i=1}^4 F_i y_i}{\sum_{j=1}^4 F_j} \quad (15)$$

Onde,

$F_1 \dots F_4$ são as saídas analógicas de cada sensor

X_{FP} e Y_{FP} é o vetor de força $FP(X_{FP}, Y_{FP})$

3.5.2 Análise de Métricas Calculadas a Partir do CoP

No estudo do equilíbrio, é importante calcular as seguintes métricas [53]:

- Distância média DM
- Distância média DRMS
- Amplitude de deslocamento do CoP
- Área circular

1. Distância resultante $D_R[n]$

Para calcular as métricas descritas é necessário determinar previamente a distância resultante $D_R[n]$, que é obtida a partir da posição de cada amostra n do CoP, de acordo com Equação 16 [53].

$$D_R[n] = \sqrt{(AP[n]^2 + ML[n]^2)} \quad (16)$$

Onde,

$AP[n]$ – Amplitude do deslocamento de uma amostra no eixo y (ântero-posterior)

$ML[n]$ – Amplitude do deslocamento de uma amostra no eixo x (médio-lateral)

2. Distância média D_M

A distância média D_M é calculada a partir da distância resultante, segundo Equação 17 [53].

$$D_M = \frac{1}{N} \sum D_R [n] \quad (17)$$

Onde,

N – número de amostras totais menos um ($N \approx N - 1$)

$D_R[n]$ – distância resultante

3. Amplitude de deslocamento do CoP

A amplitude de deslocamento é calculada a partir de Equação 18 e 19 [53].

$$AD_{AP} = \max(AP[n]) - \min(AP[n]) \quad (18)$$

$$AD_{ML} = \max(ML[n]) - \min(ML[n]) \quad (19)$$

Onde,

$AP[n]$ – Amplitude do deslocamento de uma amostra no eixo y (ântero-posterior)

$ML[n]$ – Amplitude do deslocamento de uma amostra no eixo x (médio-lateral)

4. Distância média D_{RMS}

A distância média RMS é calculada com valores absolutos, segundo Equação 20 [53].

$$D_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum D_R[n]^2} \quad (20)$$

Onde,

N – número de amostras totais menos uma ($N \approx N - 1$)

$D_R[n]$ – distância resultante

5. Área circular AC

A área do deslocamento circular é obtida utilizando um círculo imaginário com 95% das amostras, segundo uma distribuição normal Equação 18 [53].

$$AC = \pi(D_M + z_{0.5}S_{RD})^2 \quad (18)$$

Onde,

D_M – Distância média DM

$z_{0.5}$ – Intervalo de confiança de 95%=1.645

$$S_{RD} = \sqrt{(D_{RMS}^2 - D_M^2)} \quad (19)$$

Para obter o círculo imaginário a partir dos conjuntos de pontos recebidos da plataforma é utilizado o algoritmo de sda cadeia monótona de Andrew, apresentado anteriormente, no capítulo 2.

As métricas permitem uma análise mais completa do equilíbrio do paciente e foram implementadas na aplicação web de monitorização.

4 Análise e Discussão dos Resultados

Este capítulo tem como objetivo apresentar e analisar os resultados obtidos durante a execução dos testes no sistema. O trabalho desenvolvido tem como objetivo principal dar apoio na análise de marcha durante as sessões de fisioterapia dos pacientes com paralisia cerebral. Deste modo, o sistema é composto por uma plataforma de força (*hardware*) e uma aplicação web (*software*).

Os testes foram executados em duas fases de implementação:

- Fase 1: a primeira fase antecede o desenvolvimento da aplicação web. Os dados foram transmitidos a partir do Arduino Uno para um computador, utilizando o protocolo ZigBee. Um script desenvolvido em MATLAB recebia os dados e gerava os gráficos.
- Fase 2: no caso da segunda fase de implementação, durante a execução dos testes a aplicação web já se encontrava desenvolvida e utilizava um servidor e uma base de dados. Os dados foram enviados a partir do Arduino Uno para o Raspberry Pi, através de comunicação serial, e eram armazenadas imediatamente numa base de dados. Para além dos cálculos de CoP, foram calculadas outras métricas com intuito de aprimorar a análise dos dados.

4.1. Fase 1: Medições dos Sensores

A. *Baseline*

Os sinais de *baseline* foram obtidos através de medições sem carga para cada sensor. O sensor de força F_1 apresenta um sinal de *baseline* entre valores de 0 a 0,0049V. O sensor F_2 tem como valores de *baseline* entre 0 e 0,0733V. No caso do sensor F_3 , os valores variam entre 0 e 0,2884V. Por fim, os valores de *baseline* para o sensor F_4 estão entre 0 e 0,2199V.

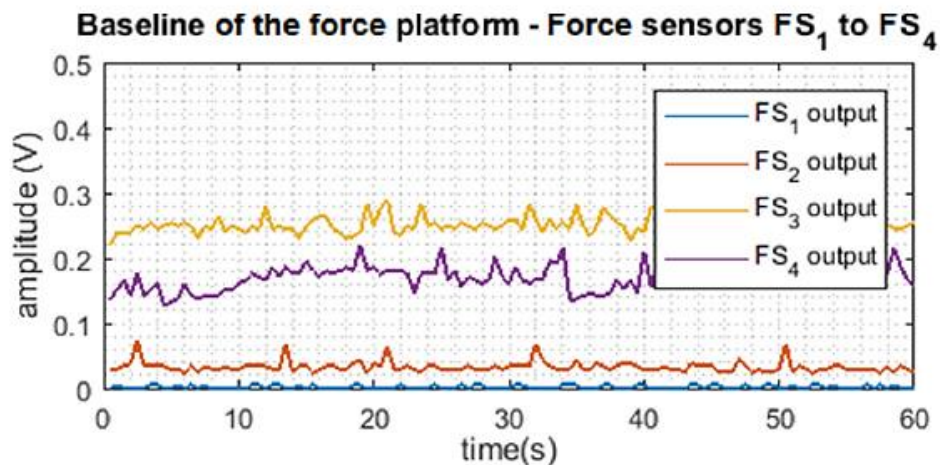


Figura 50 - Valores de *baseline* de cada sensor da plataforma de força.

B. Carga estática

Estes testes foram efetuados com uma carga estática de cerca de 5kg. O teste teve duração de 1 minuto e a carga esteve sobre cada sensor por cerca de 10 segundos. Todos os sensores foram testados seguindo uma ordem desde o sensor F_1 até ao sensor F_4 .

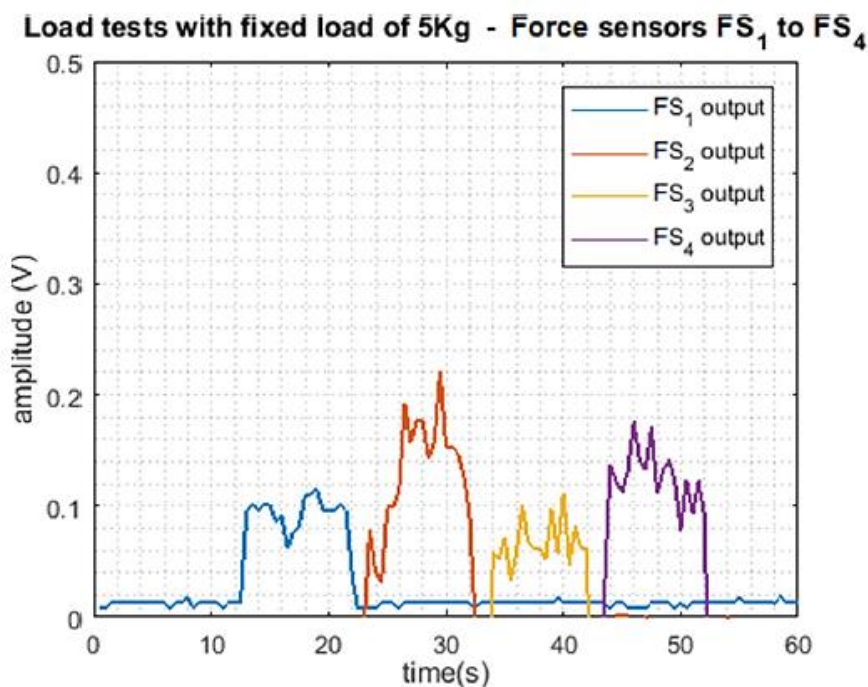


Figura 51 - Reação dos sinais ao ser aplicada uma carga de 5kg em diferentes intervalos de tempo.

C. Simulação comportamental de marcha

Para a realização deste teste foram efetuadas duas simulações de marcha, com cerca de 10 passos, e com uma carga equivalente a 67kg. A primeira simulação apresentada na Figura 52, refere-se à simulação de marcha normal enquanto que a segunda Figura 53, corresponde à simulação de marcha sem equilíbrio.

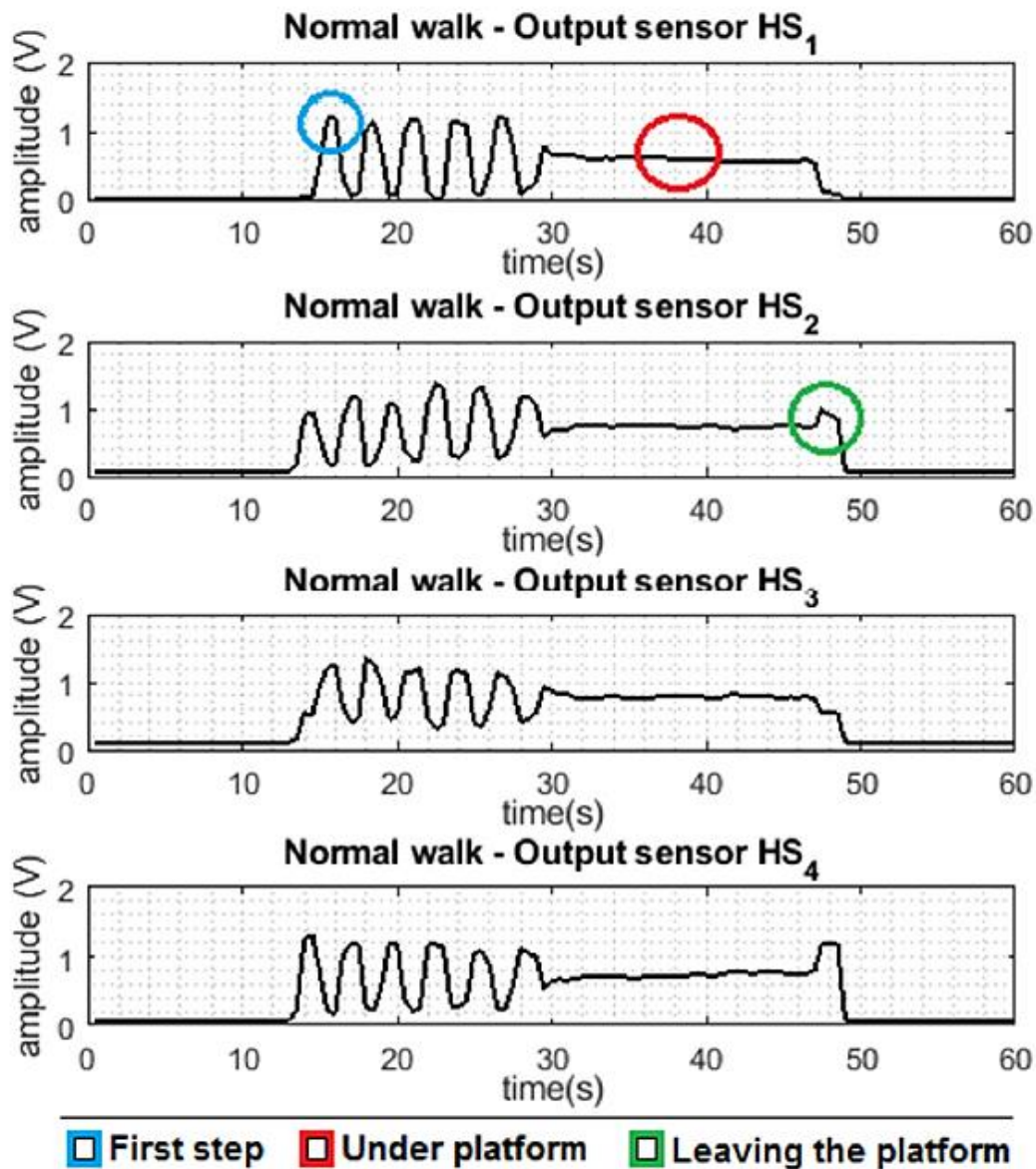


Figura 52 - Reação dos sensores ao simular uma marcha em equilíbrio.

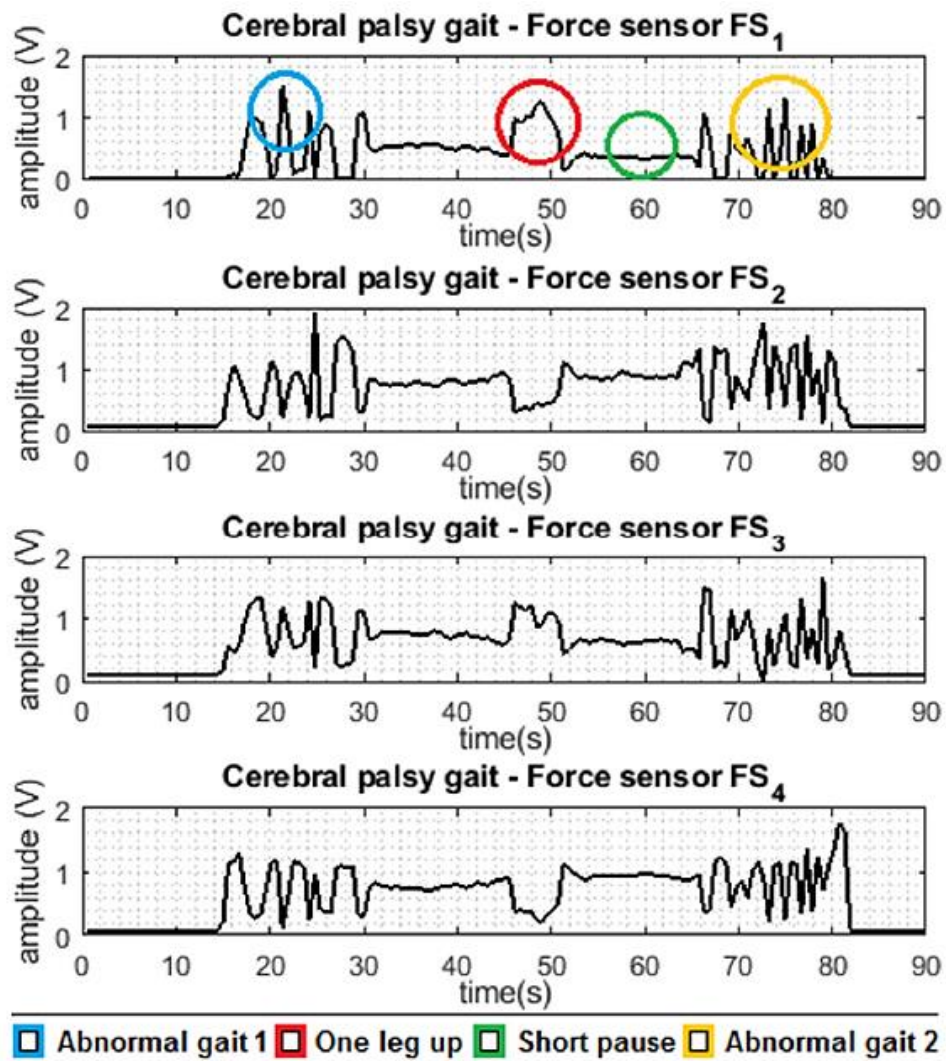


Figura 53 - Reação dos sensores ao simular uma marcha sem equilíbrio.

É possível notar maior distorção e irregularidade nos sinais resultantes do experimento de uma marcha sem equilíbrio. As amplitudes dos sinais representados na Figura 53 sofrem alterações abruptas.

4.2. Fase 2: Medições do CoP

A. Medições sem carga sobre a plataforma

Foram realizadas medições da plataforma sem carga para obter o *baseline* do CoP do sistema, calculado através das Equações 14 e 15, na secção 3.5.1. Como podemos observar na Figura 54, os valores apresentam uma variância muito baixa e encontram-se à volta do ponto (0,0).

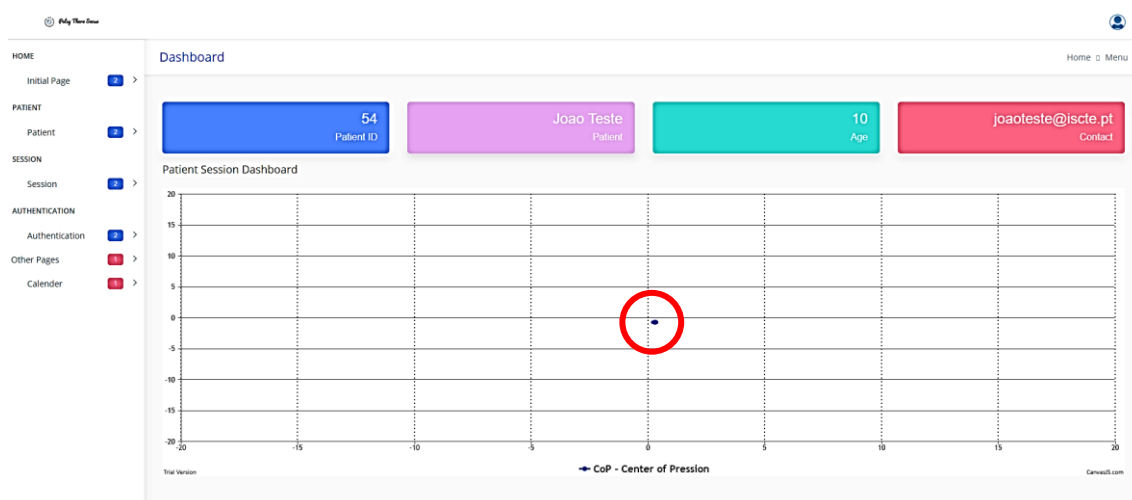


Figura 54 - *Baseline* do CoP.

B. Medições com carga estática sobre a superfície na plataforma

Na realização deste e dos próximos testes, foi utilizada uma carga de cerca de 50kg e os testes tiveram duração à volta de 35 segundos.

No primeiro teste (Figura 55), a carga encontrou-se sempre estática no centro da plataforma e, como esperado, os valores mantiveram-se à volta do ponto central da plataforma (0,0).



Figura 55 - Carga estática de 50kg sobre centro da plataforma.

Observando, é possível concluir que o CoP médio é (-0.06, -1,63) como indica o campo que apresenta a média na aplicação web apresentado na Figura 56.

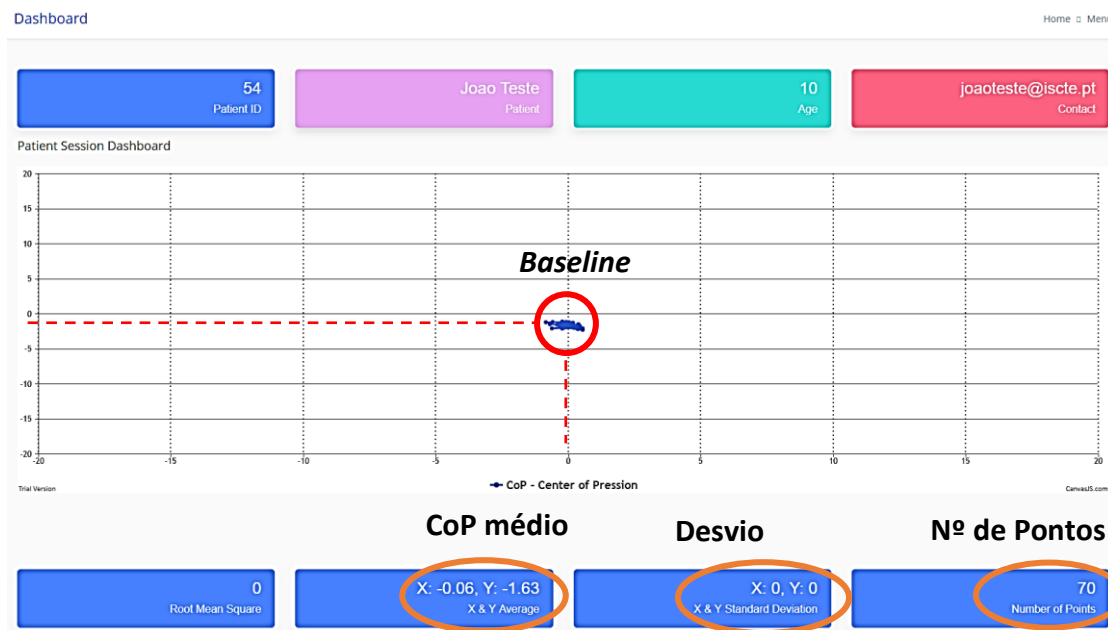


Figura 56 - Carga estática de 50kg sobre centro da plataforma com métricas calculadas como RMS, média e desvio padrão para as coordenadas x e y, e número de pontos armazenados durante a sessão (cerca de 30 segundos).

Nas próximas figuras encontram-se representados os testes de carga para cada sensor, iniciando as medições para o sensor F1 até o sensor F4, em ordem crescente.

As Figuras 57, 58, 59 e 60 referem-se respetivamente à medição de carga sobre o sensor F1, F2, F3 e F4.



Figura 57 - Carga estática de 50kg sobre o sensor F1.

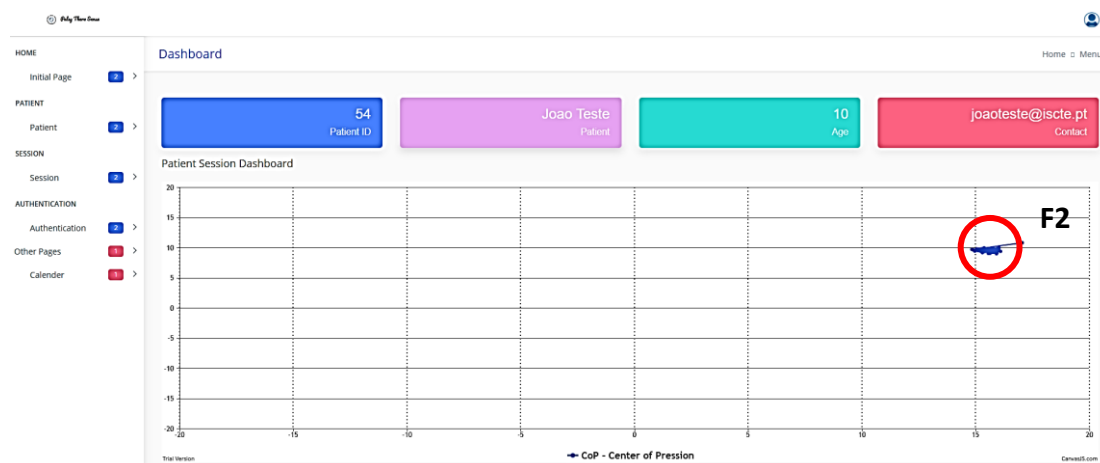


Figura 58 - Carga estática de 50kg sobre o sensor F2.



Figura 59 - Carga estática de cerca de 50kg, sobre o sensor F3. O ponto mais à direita indica quando a carga deixa a plataforma.

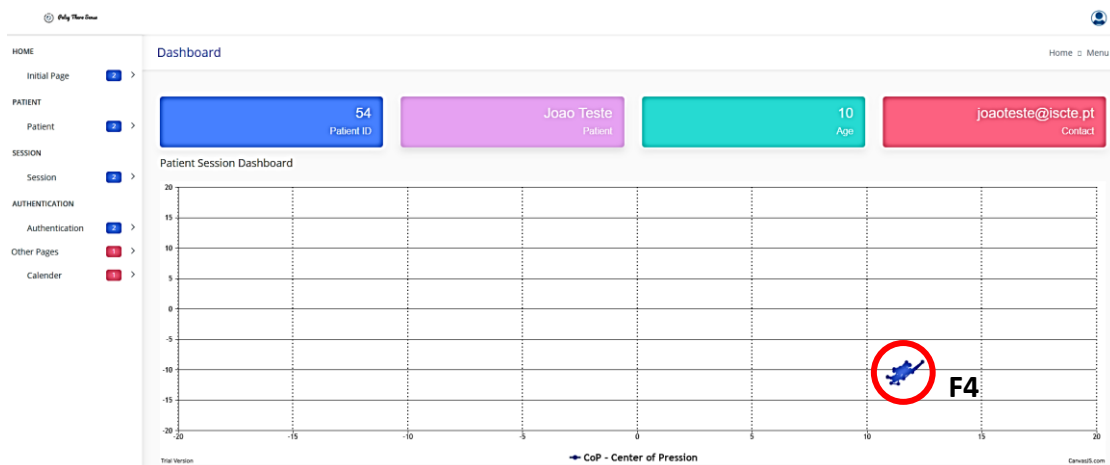


Figura 60 - Carga estática de 50kg sobre o sensor F4.

Podemos verificar que o CoP varia entre alguns pontos e, embora não haja grande distorção, há uma pequena variância nos pontos gerados. Esta variância pode ser ignorada sendo causada por alguma oscilação na postura do individuo ou dada alguma irregularidade do plano sob a plataforma.

De modo geral, a resposta dos sensores é coerente com a aplicação de cada teste, sendo que o CoP se concentra em cada sensor que sofre a pressão.

C. Simulação comportamental de marcha

Simulação do comportamento de marcha em equilíbrio na Figura 61 e sem equilíbrio na Figura 62. Foi realizada uma trajetória a partir do centro da plataforma de força, seguindo para o sensor de força F_1 até o sensor de força F_4 , por ordem crescente.

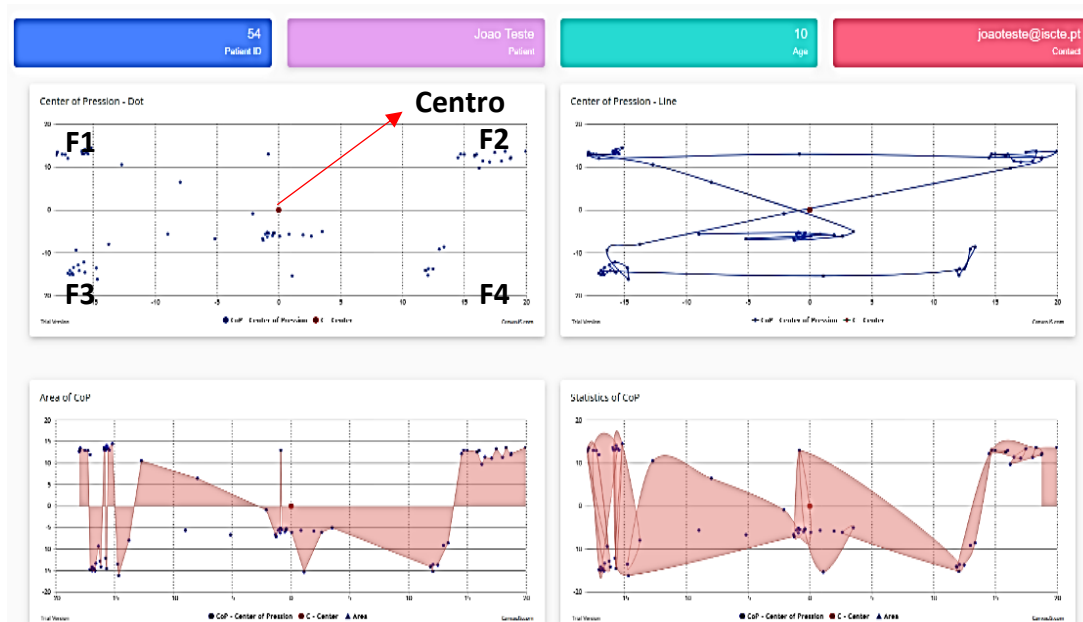


Figura 61 - Carga que simular marcha em equilíbrio, deslocando-se a partir do centro, seguindo uma trajetória do sensor F1 até ao sensor F4.

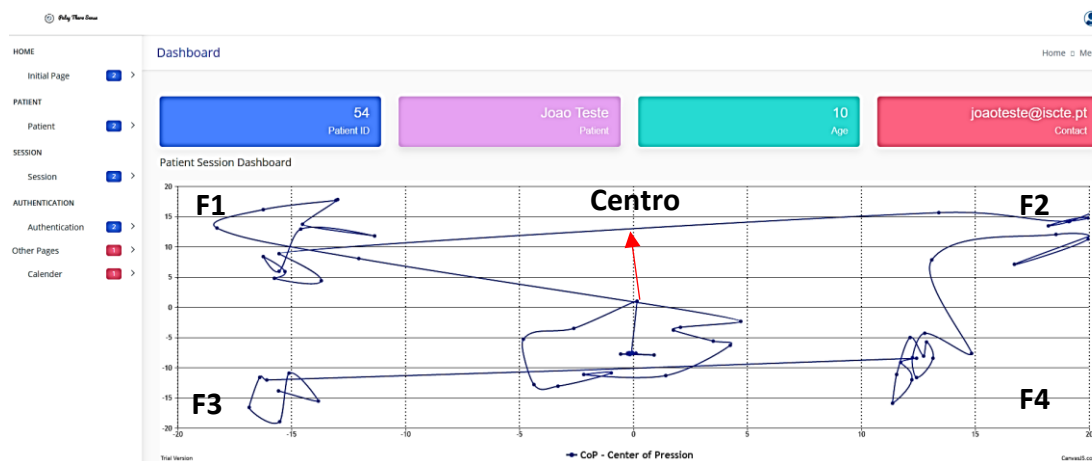


Figura 62 - Carga que simula marcha sem equilíbrio, deslocando-se a partir do centro, seguindo uma trajetória do sensor F1 até ao sensor F4.

Os resultados apresentados nas Figuras 61 e 62 representam a marcha em linha reta. A discrepância de valores no caso da Figura 61 dá-se à carga ser retirada da plataforma pela direita. É possível identificar com bastante clareza os resultados de simulação para marcha com e sem equilíbrio.

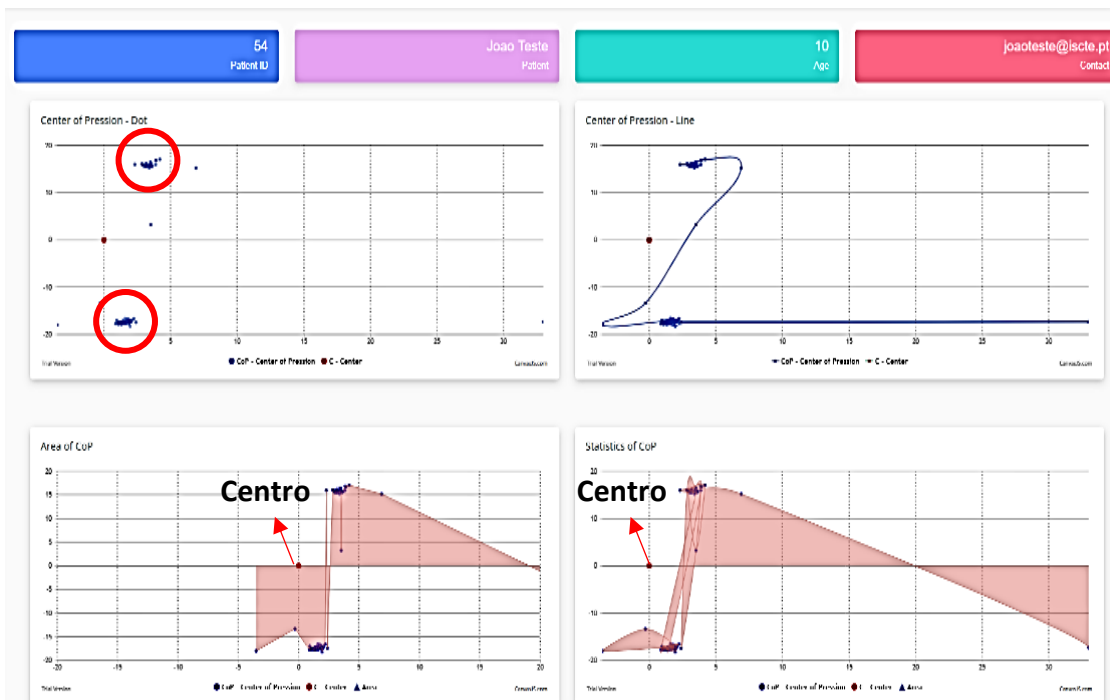


Figura 63 - Carga que simula marcha em equilíbrio, deslocando-se em linha reta e abandonando a plataforma pelo lado direito.

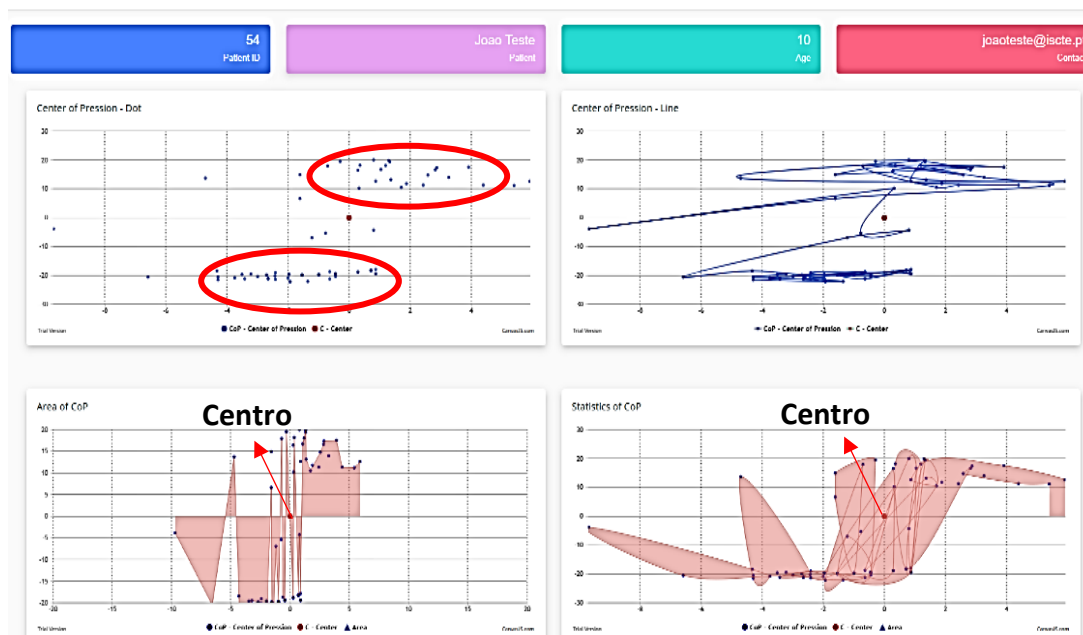


Figura 64 - Carga que simula marcha sem equilíbrio, deslocando-se em linha reta.

Todos os testes de carga foram efetuados com uma carga de aproximadamente 50kg, metade da capacidade do sistema. A duração de cada teste foi por volta de 35 segundos. Nas figuras 63 e 64, observam-se quatro gráficos: o primeiro apresenta os pontos do centro de pressão mensurados pelo sistema, o segundo gráfico apresenta a trajetória que

o paciente realizou sobre a superfície da plataforma e os dois últimos gráficos apresentam a área numa visão geral e mais detalhada.

É possível concluir que há uma variância muito maior do CoP nos gráficos da Figura 64 em comparação com a Figura 63. Essa variância indica que o corpo do sujeito estava menos estável (desequilíbrio) enquanto este encontrava-se sobre a plataforma de força.

D. Análise do Equilíbrio Estático

Foram selecionadas 25 amostras de duas sessões diferentes. Os testes foram realizados com cargas imóveis sobre a plataforma de força, de cerca de 50kg, simulando uma postura em equilíbrio e outra sem equilíbrio.

A primeira análise apresentada é referente à sessão com um corpo em equilíbrio.

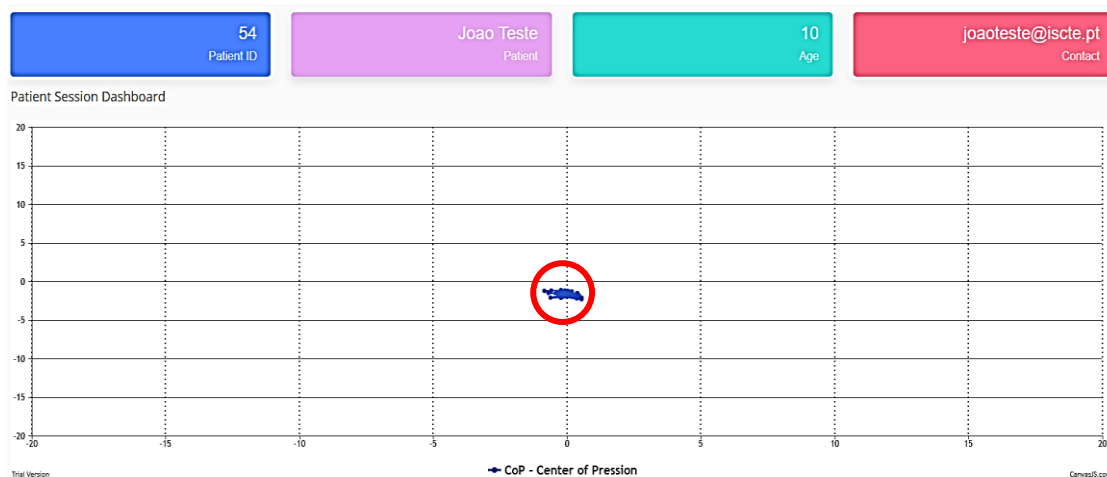


Figura 65 - Carga estática e em equilíbrio sobre centro da plataforma.

| n | X | Y | DM | DOT | DRMS | AD | AVG | MED | SD |
|----|-------|-------|-------------|-------------|-------------|------|--------|--------|-------------|
| 1 | 0,44 | -1,74 | 1,79477018 | 0,199418909 | 0,446563443 | 2,18 | -0,09 | -0,65 | 1,541492783 |
| 2 | 0,29 | -1,89 | 1,912119243 | 0,212457694 | 0,460931333 | 2,18 | -0,141 | -0,8 | 1,541492783 |
| 3 | 0,36 | -2,18 | 2,209524836 | 0,24550276 | 0,49548235 | 2,54 | -0,192 | -0,91 | 1,796051224 |
| 4 | 0,4 | -1,93 | 1,971014967 | 0,219001663 | 0,467976135 | 2,33 | -0,239 | -0,765 | 1,6475588 |
| 5 | 0,4 | -2,07 | 2,108293148 | 0,234254794 | 0,483998754 | 2,47 | -0,29 | -0,835 | 1,74655375 |
| 6 | 0,36 | -1,53 | 1,571782428 | 0,174642492 | 0,417902491 | 1,89 | -0,348 | -0,585 | 1,336431816 |
| 7 | 0,55 | -2,07 | 2,141821655 | 0,237980184 | 0,487832127 | 2,62 | -0,384 | -0,76 | 1,852619767 |
| 8 | 0,4 | -1,49 | 1,542757272 | 0,171417475 | 0,414025935 | 1,89 | -0,439 | -0,545 | 1,336431816 |
| 9 | 0,25 | -1,93 | 1,946124354 | 0,216236039 | 0,465011187 | 2,18 | -0,479 | -0,84 | 1,541492783 |
| 10 | 0,15 | -1,38 | 1,388128236 | 0,154236471 | 0,392729513 | 1,53 | -0,504 | -0,615 | 1,081873375 |
| 11 | -0,25 | -1,42 | 1,441839103 | 0,160204345 | 0,40025535 | 1,17 | -0,519 | -0,835 | 0,827314934 |
| 12 | -0,36 | -1,45 | 1,494021419 | 0,16600238 | 0,407433896 | 1,09 | -0,494 | -0,905 | 0,770746391 |
| 13 | 0,04 | -1,42 | 1,420563269 | 0,157840363 | 0,397291283 | 1,46 | -0,458 | -0,69 | 1,032375901 |
| 14 | -0,33 | -1,64 | 1,672871782 | 0,185874642 | 0,431131816 | 1,31 | -0,462 | -0,985 | 0,926309883 |
| 15 | -0,36 | -1,45 | 1,494021419 | 0,16600238 | 0,407433896 | 1,09 | -0,429 | -0,905 | 0,770746391 |
| 16 | -0,44 | -1,53 | 1,592011306 | 0,176890145 | 0,420583101 | 1,09 | -0,393 | -0,985 | 0,770746391 |
| 17 | -0,69 | -1,49 | 1,642010962 | 0,182445662 | 0,427136585 | 0,8 | -0,349 | -1,09 | 0,565685425 |
| 18 | -0,69 | -1,42 | 1,57876534 | 0,175418371 | 0,418829764 | 0,73 | -0,28 | -1,055 | 0,51618795 |
| 19 | -0,84 | -1,2 | 1,464786674 | 0,162754075 | 0,403427905 | 0,36 | -0,211 | -1,02 | 0,254558441 |
| 20 | -0,58 | -1,16 | 1,296919427 | 0,144102159 | 0,379607901 | 0,58 | -0,127 | -0,87 | 0,410121933 |
| 21 | -0,07 | -1,16 | 1,16211015 | 0,12912335 | 0,359337376 | 1,09 | -0,069 | -0,615 | 0,770746391 |
| 22 | -0,22 | -1,09 | 1,111980216 | 0,123553357 | 0,351501575 | 0,87 | -0,062 | -0,655 | 0,6151829 |
| 23 | -0,11 | -1,27 | 1,274754878 | 0,141639431 | 0,376350144 | 1,16 | -0,04 | -0,69 | 0,820243866 |
| 24 | -0,11 | -1,27 | 1,274754878 | 0,141639431 | 0,376350144 | 1,16 | -0,029 | -0,69 | 0,820243866 |
| 25 | -0,18 | -1,42 | 1,431362987 | 0,159040332 | 0,398798611 | 1,24 | -0,018 | -0,8 | 0,876812409 |

Tabela 4 - Coordenadas x e y do ponto CoP e cálculo de métricas de uma sessão com um corpo em equilíbrio.



Figura 66 - Carga estática e em equilíbrio sobre centro da plataforma.

| n | x | y | DM | DOT | D _{RMS} | AD | AVG | MED | SD |
|----|-------|-------|-------------|-------------|------------------|-------|--------|--------|-------------|
| 1 | 5,56 | -4,61 | 7,222582641 | 0,802509182 | 0,895828768 | 10,17 | 1,09 | 0,475 | 7,191275965 |
| 2 | -1,96 | -3,56 | 4,063889762 | 0,451543307 | 0,671969722 | 1,6 | 0,788 | -2,76 | 1,13137085 |
| 3 | 0,25 | -5,2 | 5,206006147 | 0,578445127 | 0,760555802 | 5,45 | 0,98 | -2,475 | 3,853731957 |
| 4 | 0,55 | -4,32 | 4,354870836 | 0,483874537 | 0,695610909 | 4,87 | 0,395 | -1,885 | 3,443610024 |
| 5 | 1,89 | -1,02 | 2,147673159 | 0,238630351 | 0,488498056 | 2,91 | 0,315 | 0,435 | 2,057680733 |
| 6 | -2,11 | -4,22 | 4,718103433 | 0,524233715 | 0,724039857 | 2,11 | 0,079 | -3,165 | 1,491995308 |
| 7 | -1,2 | -4,47 | 4,628271816 | 0,514252424 | 0,717113955 | 3,27 | 0,29 | -2,835 | 2,312239174 |
| 8 | 0,51 | -5,23 | 5,254807323 | 0,58386748 | 0,764112217 | 5,74 | 0,41 | -2,36 | 4,058792924 |
| 9 | 0,51 | -4,65 | 4,677884137 | 0,519764904 | 0,720947227 | 5,16 | 0,359 | -2,07 | 3,648670991 |
| 10 | 1,45 | -3,2 | 3,513189434 | 0,390354382 | 0,624783468 | 4,65 | 0,308 | -0,875 | 3,288046533 |
| 11 | 5,56 | -4,61 | 7,222582641 | 0,802509182 | 0,895828768 | 10,17 | 0,163 | 0,475 | 7,191275965 |
| 12 | -1,96 | -3,56 | 4,063889762 | 0,451543307 | 0,671969722 | 1,6 | -0,393 | -2,76 | 1,13137085 |
| 13 | 0,25 | -5,2 | 5,206006147 | 0,578445127 | 0,760555802 | 5,45 | -0,197 | -2,475 | 3,853731957 |
| 14 | 0,55 | -4,32 | 4,354870836 | 0,483874537 | 0,695610909 | 4,87 | -0,222 | -1,885 | 3,443610024 |
| 15 | 1,89 | -1,02 | 2,147673159 | 0,238630351 | 0,488498056 | 2,91 | -0,277 | 0,435 | 2,057680733 |
| 16 | -2,11 | -4,22 | 4,718103433 | 0,524233715 | 0,724039857 | 2,11 | -0,466 | -3,165 | 1,491995308 |
| 17 | -1,2 | -4,47 | 4,628271816 | 0,514252424 | 0,717113955 | 3,27 | -0,255 | -2,835 | 2,312239174 |
| 18 | 0,51 | -5,23 | 5,254807323 | 0,58386748 | 0,764112217 | 5,74 | -0,135 | -2,36 | 4,058792924 |
| 19 | 0,51 | -4,65 | 4,677884137 | 0,519764904 | 0,720947227 | 5,16 | -0,186 | -2,07 | 3,648670991 |
| 20 | 1,45 | -3,2 | 3,513189434 | 0,390354382 | 0,624783468 | 4,65 | -0,237 | -0,875 | 3,288046533 |
| 21 | 2,54 | 0,44 | 2,577828544 | 0,286425394 | 0,535187251 | 2,1 | -0,382 | 1,49 | 1,48492424 |
| 22 | -0,04 | -5,12 | 5,120156248 | 0,56890625 | 0,754258742 | 5,08 | -0,636 | -2,58 | 3,592102448 |
| 23 | -5,6 | -6,9 | 8,886506625 | 0,987389625 | 0,993674808 | 1,3 | -0,632 | -6,25 | 0,919238816 |
| 24 | -0,25 | -3,67 | 3,678505131 | 0,408722792 | 0,639314314 | 3,42 | -0,072 | -1,96 | 2,418305192 |
| 25 | -0,47 | -8,76 | 8,772599387 | 0,974733265 | 0,987285807 | 8,29 | -0,047 | -4,615 | 5,861915216 |

Tabela 5 - Coordenadas x e y do ponto CoP e cálculo de métricas de uma sessão simulando desequilíbrio.

Nos gráficos é possível identificar um padrão nos pontos em equilíbrio e em desequilíbrio. Para o caso da segunda análise, o gráfico é caracterizado por intensas oscilações. Os cálculos das métricas adicionais (DM, DOT, D_{RMS}, AVG, AD e MED e SD), para cada ponto contribuem para uma análise mais precisa da estabilidade do indivíduo sobre a plataforma. O deslocamento de oscilação total para a carga em equilíbrio tem o valor de 0.1775 apresentando uma oscilação menor em relação à carga em desequilíbrio, cujo valor é de 0.536.

Com este conjunto de métricas e gráficos é possível analisar os diferentes padrões de equilíbrio.

5 Conclusões e Recomendações

5.1. Principais Conclusões

A paralisia cerebral é uma patologia que afeta o sistema motor e, embora seja irreversível, existe um grande potencial de mitigação das limitações motoras quando diagnosticada e acompanhada adequadamente, por profissionais capacitados.

Este sistema foi elaborado e desenvolvido com intuito de intensificar os ganhos motores apresentados possibilitando à equipa de fisioterapia uma ferramenta interativa, de modo a aprimorar os métodos já existentes com o apoio das tecnologias de informação.

O desenvolvimento deste sistema, associado a equipamentos de reabilitação, permite melhor eficácia no tratamento e melhor perceção da evolução do paciente.

Este trabalho apresentou uma plataforma de sensores de força e o desenvolvimento de uma aplicação web que permite o acompanhamento da reabilitação das crianças com paralisia cerebral. São apresentadas diversas análises de simulações do CoP, com diferentes cargas e simulações comportamentais do equilíbrio do corpo durante a marcha. Com os cálculos de métricas de análise do CoP como o RMS, desvio padrão SD para coordenadas x e y do CoP, bem como a média e a amplitude de deslocamento para cada coordenada, é possível analisar com maior precisão o comportamento e padrão de equilíbrio de um corpo.

Foi projetado e implementado um sistema de medição de força distribuída com o intuito de analisar características da marcha de crianças com paralisia cerebral. No entanto, este sistema pode ser aplicado em diversos estudos de equilíbrio, não se limitando apenas a questões relacionadas com a paralisia cerebral.

5.2. Propostas de Investigação Futura

Como proposta de trabalhos futuros é possível estender o âmbito do trabalho realizado, implementado as seguintes melhorias:

- Adicionar sensores para enriquecer análises

Adicionar sensores para aumentar a informação disponível sobre os membros superiores, como sensores de tensão, que podem ser usados num cinto e afixados à gaiola de Rocher, estrutura usada nas sessões fisioterapêuticas.

- Disponibilizar a aplicação web e a base de dados num servidor online

O sistema apresenta a limitação de ser acedido por IP estático pelo que os dispositivos têm de estar ligados à rede local. O servidor online permitiria aceder à aplicação a partir de qualquer lugar.

Nestas circunstâncias, por ser disponibilizada online, a aplicação vai exigir a implementação de protocolos de segurança, como certificados SSL que garantam a proteção dos dados, e autenticação de utilizadores via Tokens. Atualmente, a aplicação possui um código único e estático para fazer o registo de novos utilizadores.

- Permitir *upload* de conteúdos multimédia

Disponibilizar a possibilidade de fazer o *upload* de conteúdos multimédia, como fotos e vídeos, para que o utilizador os associe à sessão de tratamento e assim disponha de mais dados para analisar a evolução do paciente.

- Implementar redes neuronais, análise de *Big Data* e *blockchain*

Estas ferramentas iriam permitir identificar padrões nos dados dos pacientes e aumentar a qualidade da análise do fisioterapeuta, ajudando-o a decidir melhor e mais rapidamente, conferindo desta forma maior eficiência aos tratamentos.

Referências

- [1] CRNP Lori Smith BSN MSN, "How can physical therapy help?", 08 03 2017, Medical News Today, 2017.
- [2] HealthTimes, "What do Physiotherapists do?", 2017. [Online]. URL: <https://healthtimes.com.au/hub/physiotherapy/8/guidance/nc1/what-do-physiotherapists-do/467/>.
- [3] NHS, "Physiotherapy", 2018. [Online]. URL: <https://www.nhs.uk/conditions/physiotherapy/>.
- [4] L. Dimitrijevi and B. Jakubi, "The importance of early diagnosis and early physical treatment of cerebral palsy", *Facta universitatis: Medicine and Biology*, vol. 12(3), pp. 119-122, 2005.
- [5] T. Katherine, M.A. Ratliffe, "Paralisia Cerebral. Fisioterapia na Clínica Pediátrica: guia para equipe de fisioterapeutas", ISBN: 9788572882347, Ed. Santos, 2002.
- [6] F. Kok, "As Principais Afecções em Neurologia Infantil – Encefalopatias Não-Progressivas: deficiência mental e paralisia cerebral". In: NITRINI, R; BACHESCHI, L. A. *A Neurologia que Todo Médico Deve Saber*. ed. 2, vol. 1, pp. 441-445, 2003.
- [7] Wimalasundera N, Stevenson VL. "Cerebral palsy. *Practical Neurology*", 2016;16:184-194.
- [8] P.J. Accardo et al., "Capute and Accardo's Neurodevelopmental Disabilities in Infancy and Childhood", Paul H. Brookes Publishing Co, Baltimore, MD, ISBN: 978-1-55766-756-4, ed. 3, vol. 1, pp.1-704, 2007.
- [9] Majnemer A and B. Mazer, "New directions in the outcome evaluation of children with cerebral palsy". *Seminars in Pediatric Neurology*, vol. 11(1), pp. 7-11, 2004.
- [10] O.A. Postolache and G. Postolache, "Development and selection of balance sensing devices", *IEEE Instrumentation and Measurement Magazine*, vol. 20(1), pp. 38-48, 2017.
- [11] AAPM&R, "About Physical Medicine and Rehabilitation", 2002 [Online]. URL: <http://www.aapmr.org/about-physiatry/aboutphysical-medicine-rehabilitation>.
- [12] Young, William Wai Man, "Motion Sensors in Physical Therapy", Institutt for datateknikk og informasjonsvitenskap, 2010.
- [13] A. González, M. Hayashibe, E. Dermican and P. Fraisse, "Center of mass estimation for rehabilitation in a multi-contact environment:a simulation study", *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 1, pp. 4718-4723, 2013.
- [14] S. Gu and H. Jiang, "Research on calibration methods for nonlinear effects in electromagnetic force equilibrium sensor", *14th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2014)*, vol. 14, pp. 572-577, 2014.
- [15] S. Boukhenous, M. Attari and Y. Remram, "Force platform for postural balance analysis", *The 11th International Conference on Information Sciences, Signal Processing and their Applications*, vol. 11, pp. 854-858, 2012.
- [16] P. Sooksirimuch, K. Soontomvipart and C. Tangwongsan, "Development of a force platform system for standing and walking analysis of canines", *Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, vol. 8, pp. 1-5, 2015.
- [17] Kian Azadeh and Gohari, Mojtaba, "Designing and manufacturing a force plate specified for observing balance disabilities *European Journal of Experimental Biology*", 3(4):216-222, 2013
- [18] Mansfield and Inness, "Force Plate Assessment of Quiet Standing Balance Control: Perspectives on Clinical Application Within Stroke Rehabilitation. *Rehabilitation Process and Outcome*", 2015:4 7–15 doi:10.4137/RPO.S20363.
- [19] R Lloréns et al., "Balance rehabilitation using custom-made Wii Balance Board exercises: clinical effectiveness and maintenance of gains in acquired brain injury population", *Proc.*

- 9th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Associated Technologies Laval, France, 10–12 Sept. 2012 ICDVRAT; ISBN 978-0-7049-1545-9
- [20] Cheng-Wei Huang et al., "Measuring Center of Pressure Signals to Quantify Human Balance Using Multivariate Multiscale Entropy by Designing a Force Platform Cheng-Wei Huang", *Sensors* 2013, 13, 10151-10166.
- [21] Ladan Zakeri et al., "Correlation Between Center of Pressure Measures Driven from Wii Balance Board and Force Platform", *J. Phys. Ther. Sci.* 28: 2350–2352, 2016
- [22] Martins André Diogo, "Sistema de Medição Vetorial do Campo Magnético Terrestre Para Aumento da Precisão na Navegação por GPS", IST, 2017
- [23] Usina Info, "Arduino", 2017. [Online]. URL: <https://www.usinainfo.com.br/arduino-e-eletronica-74>
- [24] Arduino e Cia, "Raspberry Pi", 2014. [Online]. URL: <https://www.arduinoecia.com.br/2014/11/raspberry-pi-b-raspbian-python.html?fbclid=IwAR2bn92pqDKRZBpRzUOnSzNGTtjkomvZfGI4AyF1Xbjwj8JfmxqAD5IPM0I>
- [25] Carvalho, Lucas, "O que é um sensor de força, Electronic Concept", 2015. [Online]. URL: <http://electricconcept.blogspot.com/2015/04/o-que-e-um-sensor-de-forca.html>
- [26] "Know all about Force Sensing Resistor Technology", 2013. [Online]. URL: <https://www.elprocus.com/force-sensing-resistor-technology/>
- [27] Texas Instruments, INA122 Single Supply, MicroPower Instrumentation Amplifier Datasheet. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina122.pdf>
- [28] Interlink Electronics, FSR® Integration Guide & Evaluation Parts Catalog With Suggested Electrical Interfaces. URL: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>
- [29] Kleckers, Thomas, "Piezoelectric force transducers: The principle is simple – the possibilities are endless", HBM. URL: <https://www.hbm.com/en/7318/how-does-a-piezoelectric-force-transducer-work/>
- [30] Us Physics E-Folio, Transducers. URL: <https://sites.google.com/site/usphysicsefolio/transducers>
- [31] Piezo Technology, "Electrical Operation of Piezo Actuators". URL: <https://www.piceramic.com/en/piezo-technology/properties-piezo-actuators/electrical-operation/>
- [32] <https://www.indiamart.com/proddetail/strain-gauge-15121084333.html>
- [33] Strain Gauge Measurements. URL: <http://www.exakt-group.com/en/strain-gauge-measurements>
- [34] Panzera Tulio H. et al., "International Journal of Advanced Manufacturing Technology, Development of a three-component dynamometer to measure turning force", *Int J Adv Manuf Technol*, 2011, DOI 10.1007/s00170-011-3866-5
- [35] VPG Tedeo-Huntleigh 1042 Aluminum, Single Point Load Cell. URL: <https://www.ricelake.com/en-us/products/product-details/vpg-tedeo-huntleigh-1042-aluminum-single-point-load-cell#/information>
- [36] Datasheet AnyLoad 202WA. URL: <http://www.anyload.com/wp-content/uploads/2018/01/Anyload-202WA-load-cell-transducer.pdf>
- [37] Datasheet Tedeo-Huntleigh 1042. URL: <http://www.vishaypg.com/docs/12010/1042>
- [38] Datasheet 6003 Aluminum IP67. URL: <https://www.groupfourtransducers.com/load-cells/planar-beam/6003/6003DS.php>
- [39] Barela Ana M. F. & Duarte Marcos, "Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana", *Brazilian Journal of Motor Behavior*, 2011, Vol. 6, No. 1, 56-61 - ISSN 1980-5586.

- [40] Mendes Pedro de J., "Equilíbrio vs Plataformas de Forças: Como se calcula? Que aplicações clínicas?", Sensing Future, 2017.
- [41] NI, "Sensor Terminology", 2017. URL: <http://www.ni.com/white-paper/14860/en/>
- [42] PHP Releases. [Online]. URL: <http://php.net/>
- [43] MySQL Manuals. URL: <https://dev.mysql.com/doc/>
- [44] GitHub, O que é HTML?. URL: <http://Tabelaless.github.io/iniciantes/manual/html/>
- [45] GitHub, O que é CSS?. URL: <http://Tabelaless.github.io/iniciantes/manual/css/>
- [46] JavaScript. URL: <https://www.javascript.com/>
- [47] Andrew, A.M., "Another Efficient Algorithm for Convex Hulls in Two Dimensions". Information Processing Letters, 9, 216-219, 1979.
- [48] E Convex Hulls, Fall 2002. URL: <http://jeffe.cs.illinois.edu/teaching/373/notes/x05-convexhull.pdf>
- [49] Thomas H. Cormen et al., "Introduction to Algorithms", 3rd Edition, 2009. URL: <https://mcdu.files.wordpress.com/2017/03/introduction-to-algorithms-3rd-edition-sep-2010.pdf>
- [50] Barber C. B., Dobkin D. P. and Huhdanpaa H. T., "The Quickhull Algorithm for Convex Hulls". ACM Trans. Mathematical Software 22, 469-483, 1996. URL: <https://www.cise.ufl.edu/~ungor/courses/fall06/papers/QuickHull.pdf>
- [51] Rodacki André L. F. "Centro de Gravidade e Equilíbrio", Universidade Federal do Paraná, 2016.
- [52] Tecnologias Biomecânicas. URL: <http://kinetec.com.br/blog-detalle-tecnologia-biomecanica/o-que-e-cop-o-mesmo-que-cog-qual-sua-utilidade/1>
- [53] Duarte Marcos and Freitas Sandra M. S. F., "Revision of posturography based on force plate for balance evaluation", Rev Bras Fisioter, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 183-92, maio/jun. 2010.
- [54] Freitas Ana I. L. Y., "Efeito do Treino de Equilíbrio em Pacientes Pós AVC: Uma Revisão de Literatura", IPL, 2015.
- [55] Sparkfun, "XBee WiFi Module - Wire Antenna". URL: <https://www.sparkfun.com/products/retired/12571>
- [56] L. Frenzel, "What's the difference between IEEE 802.15.4 and ZigBee Wireless?" URL in: <http://www.electronicdesign.com/whaT-s-difference-between/what-s-difference-between-ieee-802154-andzigbee-wireless/>.
- [57] A. Bielsa and D. Gascón, "Triple Security in ZigBee: Link, Network and Application layer Encryptions". April 2010. URL in: <http://www.libelium.com/security-in-zigbee-networks/>.
- [58] D. Gascón, "Security in 802.15.4 and ZigBee networks", April 2009. URL in: <http://www.libelium.com/security-802-15-4-zigbee/>.
- [59] IEEE, "IEEE 802.11: Wireless LAN Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications", 2016.
- [60] R. de Souza, V. C. C. Roza and O. Postolache, "A multi-sensing physical therapy assessment for children with cerebral palsy," 2017 Eleventh International Conference on Sensing Technology (ICST), Sydney, NSW, 2017, pp. 1-6.
doi: 10.1109/ICSensT.2017.8304513
URL:
<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8304513&isnumber=8304414>
- [61] Moraes Renato de, "Análise do Centro de Pressão", 2010.
- [62] Colorlib, ELA Adimn Template. URL: <https://colorlib.com/polygon/elaadmin/>
- [63] ISC DHCP, "Enterprise Grade Solution for Configuration Needs". URL: <https://www.isc.org/downloads/dhcp/>

Anexos

Artigo submetido e apresentado na *11st International Conference on Sensing Technology (ICST)*, em Sydney, NSW, 2017:



Artigo publicado e disponível em *IEEE Xplore, Digital Library*:

IEEE Xplore[®]
Digital Library

Institutional Sign In

Browse ▾ My Settings ▾ Get Help ▾ Subscribe

Conferences > 2017 Eleventh International C... ?

A multi-sensing physical therapy assessment for children with cerebral palsy

3 Author(s) Regina de Souza ; Válber César Cavalcanti Roza ; Octavian Postolache [View All Authors](#)

1 Paper Citation 84 Full Text Views

PDF Download Register Email Copyright Share

A multi-sensing physical therapy assessment for children with cerebral palsy:

A Multi-sensing Physical Therapy Assessment for Children with Cerebral Palsy

Regina de Souza

Instituto Universitário de Lisboa, ISCTE-IUL
 Instituto de Telecomunicações, IT-IUL
 regina_souza@iscte.pt

Válber César Cavalcanti Roza

Instituto Universitário de Lisboa, ISCTE-IUL
 IT-IUL&UFRN
 valber_cesar_roza@iscte-iul.pt

Octavian Postolache

Instituto Universitário de Lisboa, ISCTE-IUL
 Instituto de Telecomunicações, IT-IUL
 opostolache@lx.it.pt

Abstract — This work presents the development of a multi-sensing interface called Palsy Thera Sense, to provide information data obtained during physical therapy of the children with cerebral palsy. It allows the monitoring the children's motor skills, and provide metrics that can be later used for proper and effective training. This interface is based on distributed force measurement system characterized by two different load cells. The signals from signals from the load cells distributed on the level of a force platform and at the level of child's body support ropes that are tied on the cerebral palsy spider cage are acquired and wireless transmitted to a client computation platform. Thus different tests can be carried out including, center of forces measurements and gait simulations. These tests can be study of children balance during different activities such as serious game playing for upper limb rehabilitation. The interface shown to be an important tool that provide support to cerebral palsy rehabilitation process, and for objective evaluation of the patients during the rehabilitation period. Several experimental results are included in the paper highlighting the capabilities of the designed and implemented multi-sensing system.

Keywords – Cerebral palsy; rehabilitation; assistive technology; signal analysis; multi-sensing devices.

I. INTRODUCTION

Physical medicine and rehabilitation (PM&R), also known as physiatry or rehabilitation medicine, aims to enhance and restore the functional ability and quality of life to those with physical impairments or disabilities affecting the brain, spinal cord, nerves, bones, joints, ligaments, muscles, and tendons [1]. Subjective and objective evaluations that are current used by physiotherapist provide information about rehabilitation process. The usage of scale physical rehabilitation outcome is a current method to extract information about motor capability of the patient under physical rehabilitation, however is highly affected by subjective elements that conduct to less accurate evaluation results. Nowadays, to increase the accuracy of the motor condition progress of the patients under physical rehabilitation, the smart sensors and advanced signal processing are used [1-2], however, there are still a lack of implementation in the field of cerebral palsy rehabilitation monitoring and physical rehabilitation outcome.

Cerebral palsy is a term generalized from the chronic non-progressive encephalopathy. It consists of a group of changes in the development of motor functions, resulting from a static lesion in the central nervous system [3]. This injury can occurs due to several factors during periods of prenatal, natal and

neonatal [4-5]. The incidence of this pathology is very high, being the most common disorder in child development [6].

The most common types of cerebral palsy are: spastic, dyskinesia, ataxia and Mixed forms (most often spasticity and ataxia, athetosis, less often and athetosis) [7]. As solution to improve physical condition of this type of children, physical therapy allows to stimulate the patient's motor development, allowing their brain to "learn" the movements performed during the sessions that can be appropriate monitored using smart sensing systems [reference].

Several multi-sensing solutions that are designed to give support to stimulation of motion and to provide the balance aid during the gait rehabilitation process, are reported in literature [8-12], however are less or not reported systems for cerebral palsy monitoring. Several metrics can be mentioned as a sensing systems associated with the postural analysis of the body and its static and dynamic balance such as, center of pressure position and trajectory pressure that were considered in different practical approaches [13-15].

In this context the work presents the development of a multi-sensing interface called Palsy Thera Sense, to give support to the physical rehabilitation for children with cerebral palsy, allowing the monitoring of static and dynamic behavior and providing accurate information about the motor skills, and to evaluate the physical rehabilitation plan effectiveness.

This paper is organized such as: Section II presents the Palsy Thera Sense description, including the hardware and software; Section III, presents the results analysis, as such as the tests executed with all developed platforms and its output signals; Section IV presents the conclusions and future works and the acknowledgements presented in Section V.

II. MULTI-SENSING FRAMEWORK DESCRIPTION

This work presents a multi-sensing interface called Palsy Thera Sense. It is a rehabilitation system composed of two platforms that includes two types of force sensors (i.e. load cells) to monitor the forces applied by a patient with cerebral palsy while he performs the gait rehabilitation under physiotherapist's supervision.

It is represented by a wireless sensor network including node with multiple force measurement channels that support the physical training monitoring for children with cerebral palsy. The signals obtained for different performed tasks such as, gait task and body equilibrium (or body balance during serious game performing) are transmitted to the wireless sensor

coordinator associated with the client computation platform characterized by wireless connectivity.

A. Hardware Description

For gait training support task, a force platform characterized by four load cells and signal acquisition and wireless communication modules (AWCM) is considered.

Some constructive elements are: a double transparent acrylic boards that are used for the force platform mechanical structure, four force sensors (FS_i) connected to AWCM that is characterized by ZigBee transceiver (XBee P1) and a battery as shown in Fig. 1.

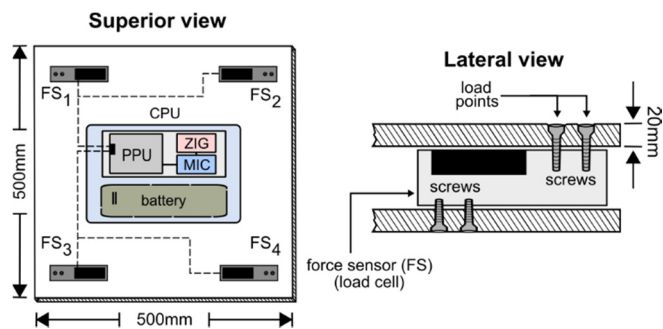


Fig. 1. View of the AWCM and its embedded devices i.e., a central processing unit (CPU) that includes a pre-processing unit (PPU), a microcontroller (MIC) and a ZigBee transceiver (ZIG).

Each load cell was powered using a 10.8V Li-ion battery with a capacity of 5200mAh, allowing great autonomy of the system; it has the load capacity of 1-100kg and operates with a tension of excitation of 10-15V. Its analog output is applied to the amplification and filtering scheme based on INA 122 instrumentation amplifier and low pass analog filter based on LM324. The analog processed signals on the level of PPU are applied to A0-A3 analog inputs of the Arduino Uno embedded processing and the communication board characterized by a ZigBee Shield module, that it is characterized by an XBeeShield module.

To give support to the body equilibrium of the people with cerebral palsy, was developed four rope body support including the axial load cells or rope sensors (RS_i) described in Fig. 2.

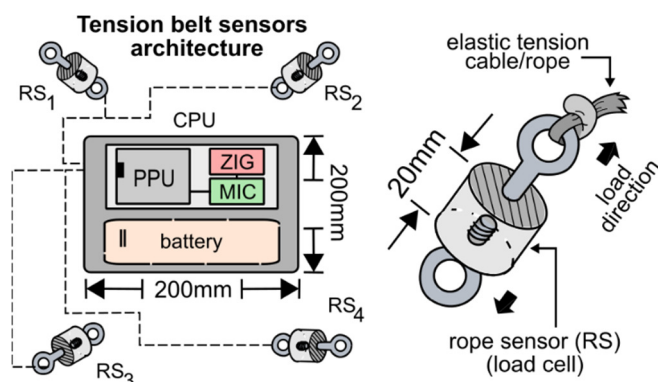


Fig. 2. Rope and tension belt architecture.

The analog signals delivered by the load cells were amplified using a 4 channels amplification modules based on INA122 instrumentation amplifier, which the gain was calculated by Equation 1,

$$G = 5 + \frac{200k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

where R_{GAIN} is the resistance associated with the instrumentation amplifier, and has the fixed value of 1.2k Ω as shown in Fig. 3.

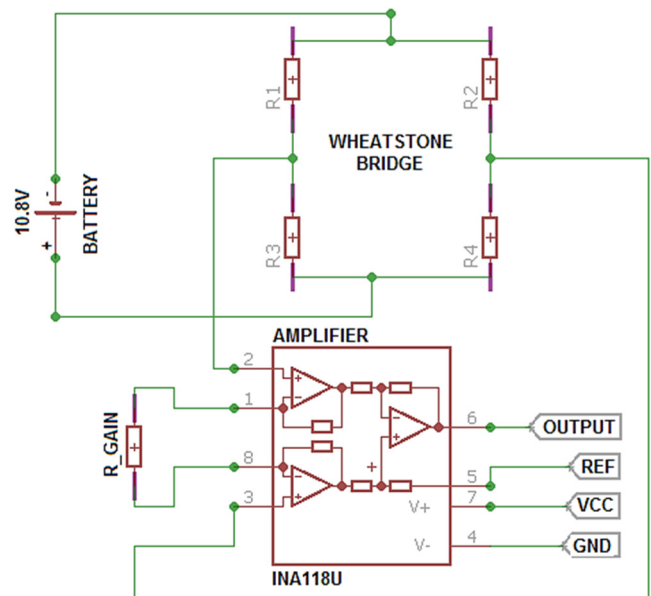


Fig. 3. Acquisition and pre-amplification circuit used for one load sensor from the force platform and tension belt system.

Considering the value of the power supply $V_{supply} = 10.8V$, the gain $G = 172$ and the sensitivity of the sensor $S = 2mV/V$, then, the maximum value in volts (V) of each output signal V_{F_i} is given by Equation 2, where F_i represent the forces applied under the platform.

$$V_{F_i} = V_{supply} \cdot S \cdot G = 3.71V \quad (2)$$

These output signals V_{F_i} associated with the force measurement channels are acquired using the ADC of the Arduino Uno that converts these outputs in force values based on embedded software implemented on the microcontroller.

The center of pressure/force is also considered in this work and is based on the forces values (F_i) and the geometry of the force platform, although, this measurement is part of the software task and is presented later.

B. Communication Architecture

The system communication is characterized by an XBeeShield module that performs the wireless ZigBee network to determines a set of specifications for wireless

communication between electronic devices, showing a low power, low data transmission rate and latency and low cost of implementation. This technology requires less consumption, by having a smaller range (about 100 meters) and all network nodes may transmit or retransmit data successively until it reaches the final destination [16]. It is based on the OSI model and is substantiated by the IEEE 802.15.4, following the trust center concept (which is under the central node of the network, called the coordinator) [17-18].

We used two XBee modules S2 and one XBee module S2-PRO [18], which correspond to the communication modules of the platform and the tension belt, and the coordinator of the network, respectively.

The coordinator node is connected to the computer through USB connection and this is responsible for: authentication of each network devices, distribution and maintenance of the message's security. The values received on the coordinator are decoded in MATLAB, which generates analysis charts.

The communication system's topology is based on star network, including a coordinator node (central) and two end-nodes that send the data obtained from measurement level and embedded processed to the coordinator as presented in Fig. 4.

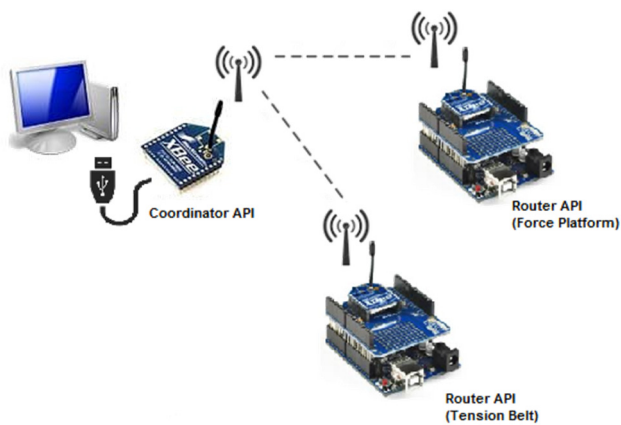


Fig. 4. Distributed force measurement system architecture including the tension belt end-node and force platform.

C. Software Description and Sensors Measurements

Two software components were developed such as: a software for wireless communication based on the sensor network and another for the signal acquisition, processing and additional calculations.

The wireless communication software is used with the force platform and the tension belt sensors, sending the sensor values through the wireless network. The software for signal treatment is based on MATLAB and C programming under the Arduino IDE, to execute the signal acquisition, signal conditioning, center of mass calculation, metrics associated with gait assessment, and the communication between the sensors nodes and the coordinator node.

This work also considers the center of mass/force measurements to inform the force distribution of each person under the platform as defined by Equations 3-4,

$$X_{FP} = \frac{\sum_{i=1}^4 F_i X_i}{\sum_{j=1}^4 F_j} \quad (3)$$

$$Y_{FP} = \frac{\sum_{i=1}^4 F_i Y_i}{\sum_{j=1}^4 F_j} \quad (4)$$

where F_1, \dots, F_4 represent the analog outputs (i.e. force values) from each load sensor, and the $FP(X_{FP}, Y_{FP})$ represents the resultant force point as shown in Fig. 5.

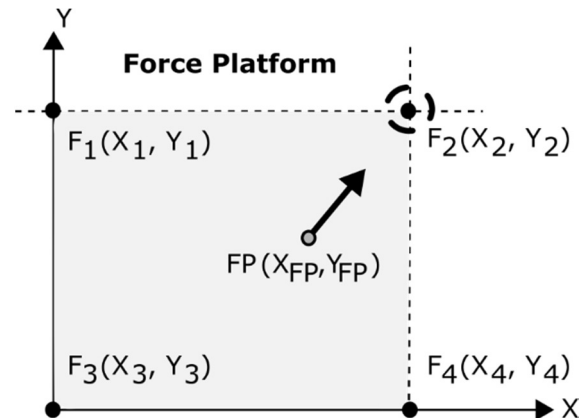


Fig. 5. Force distribution under the force platform.

III. RESULTS AND DISCUSSIONS

The present work develops a multi-sensing interface to give support on the analysis of gait evolution in time of patients with cerebral palsy called Palsy Thera Sense. It is composed of two platforms that includes two types of force sensors (i.e. load cells).

Furthermore, different executions with loads, center of force measurement and patterns of gait behavior simulation were applied using the platforms such as:

- Application of fixed loads of 5kg under the sensors and platform;
- Gait behavior simulations of a patient without cerebral palsy (i.e. normal gait) and gait behavior simulation of a patient with cerebral palsy;
- Measurements of the center of forces during different gaits to determine the resultant force of the platform.

A. Sensors Baselines Measurements

A baseline signal for each sensor was obtained to be used as a blank signal to be subtracted from corresponding outputs values. The force sensors FS_1 and RS_1 present baseline values ranging from 0 to 0.0049V; the sensors FS_2 and RS_2 present baseline values ranging from 0 to 0.0733V; the sensors FS_3 and RS_3 present a baseline values ranging from 0 to 0.2884V; and the sensors FS_4 and RS_4 presented a baseline values ranging from 0 to 0.2199V;

Fig. 6 shows the baselines signals for the force sensors associated with the force platform and the sensors associated with the rope for user body support, where this sensors are ranging from 0 to 0.2884V.

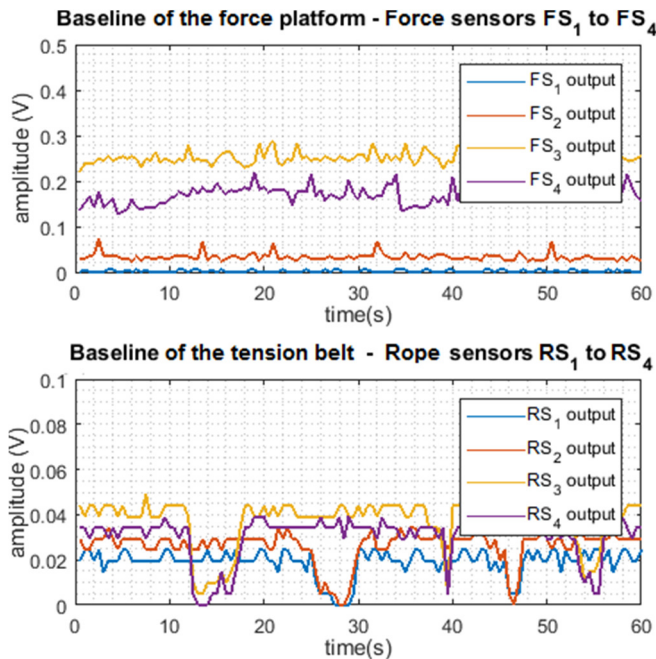


Fig.6. Acquired baselines voltage during 60s test period.

B. Sensors Outputs with Fixed Load

The platform was also tested using fixed load of 5kg. The value of all sensor outputs were already decreased from the baselines, and the load was placed under each sensor individually as shown in Fig. 7.

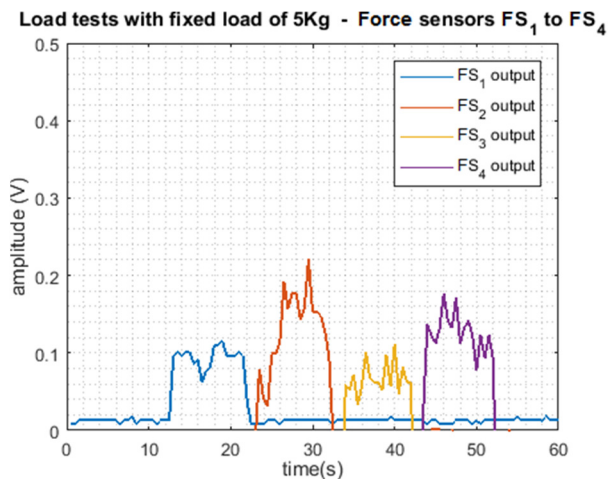


Fig. 7. Output signals from fixed load tests.

C. Sensors Outputs with Gait Simulations

Fig. 8 shows the output signals delivered by the force platform during a normal gait simulations based on 5 gait cycles, load of 67kg and time of 60 seconds (1 minute).

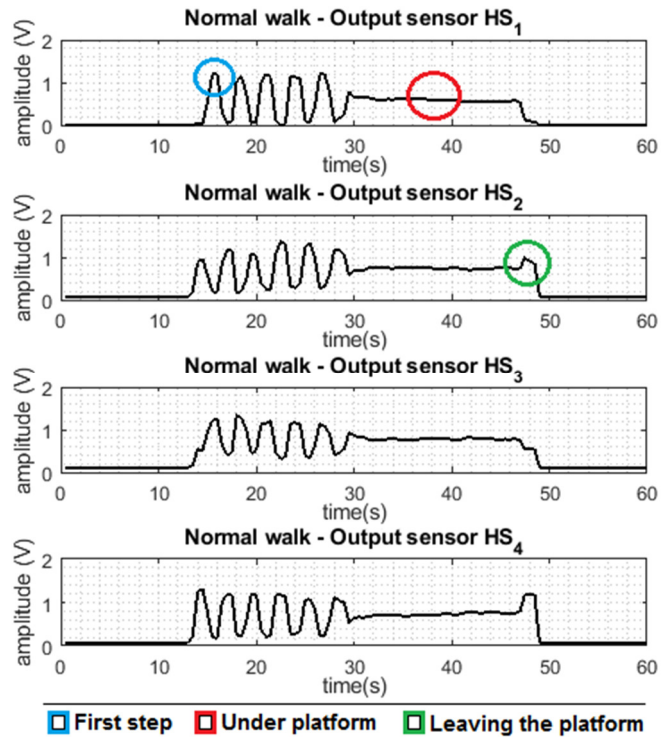


Fig. 8. Output signals representing a normal gait considering a load of 67kg during 1 minute.

Fig. 9 shows a simulation of two different cerebral palsy gaits during 90s. With these gaits, are possible to note the different patterns between a normal gaits and an abnormal gaits presented by the force platform.

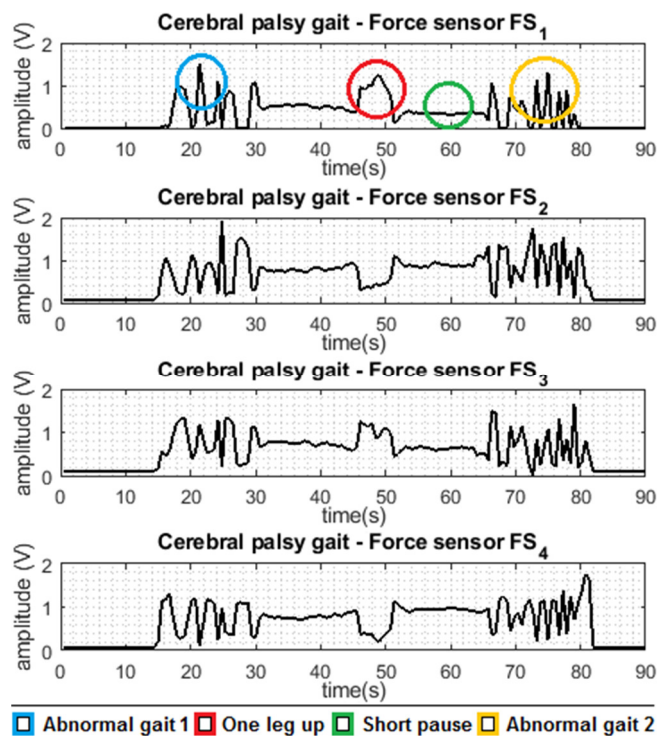


Fig. 9. Output signals representing a cerebral palsy gait during 90s.

D. Center of forces Measurements

The center of forces (CF) was also simulated with the developed force platform according to the Equations 3-4 (Section II). Thus, in this scope, more two tests were executed with a volunteer with 50kg. In the first test, the volunteer executed 5 sequential steps under force platform, starting from the center, then, going under of the sensor FS_1 to FS_4 , returning to the center point again, as shown in Fig. 10, where the baseline point presents a small deviation of the platform center, showing the correct platform calibration.

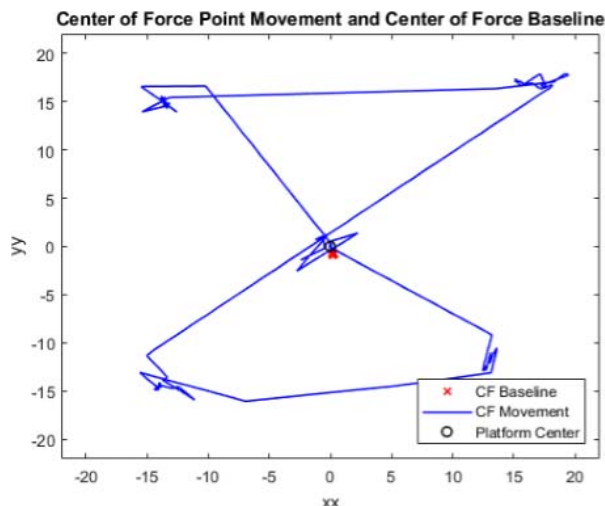


Fig. 10. Center of forces motion tests

The second test was executed with the same volunteer, to statically (i.e. without steps) to move only the hip to different directions balancing the body, considering the distance between both feet of 10cm at the platform center.

The result of this experiment is shown in Fig. 11, where the movements of the center of force point correspond to the center of force modeling present in Section II.

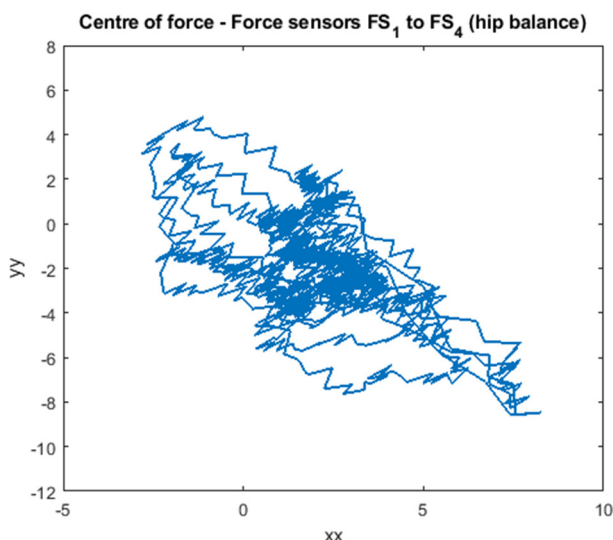


Fig. 11. Center of forces measurements referent to the body balance/hip motion (i.e. second test of CF).

The duration of both CF tests was about 1 minute with a range of 1 sample for each 0.5 seconds.

IV. CONCLUSIONS AND FUTURE WORKS

This work presented a force wireless sensor network associated with the monitoring of child with cerebral palsy during the physical therapy. Some preliminary analysis of the simulations several simulations of center of forces, different gaits and body balance during gait task are presented.

A force distributed measurement system was designed and implemented to be used for gait characterization for children with cerebral palsy. The developed multi-sensing interface provides reliable information associated with different gait type and about the body balance and its center of forces.

As the future work, can be mentioned the usage of these acquired data from the sensors as inputs for deep analysis and data mining in order to automatically identify or classify different patterns of user gait and user body balance.

ACKNOWLEDGMENTS

This research is supported by Instituto de Telecomunicações (IT-IUL) at ISCTE-IUL, Lisbon, Portugal and Fundação para Ciência e Tecnologia (FCT) project PTDC/DTP-DES/6776/2014.

REFERENCES

- [1] O.A. Postolache and G. Postolache, Development and selection of balance sensing devices, *IEEE Instrumentation and Measurement Magazine*, vol. 20(1), pp. 38-48, 2017.
- [2] AAPM&R, About Physical Medicine and Rehabilitation, August 2002. Available in: <http://www.aapmr.org/about-physiatry/about-physical-medicine-rehabilitation>.
- [3] L. Dimitrijević and B. Jakubi, The importance of early diagnosis and early physical treatment of cerebral palsy, *Facta universitatis: Medicine and Biology*, vol. 12(3), pp. 119-122, 2005.
- [4] T. Katherine, M.A. Ratliffe, *Paralisia Cerebral. Fisioterapia na Clínica Pediátrica: guia para equipe de fisioterapeutas*, ISBN: 9788572882347, Ed. Santos, 2002.
- [5] F. Kok, As Principais Afecções em Neurologia Infantil – Encefalopatias Não-Progressivas: deficiência mental e paralisia cerebral. In: NITRINI, R; BACHESCHI, L. A. *A Neurologia que Todo Médico Deve Saber*. ed. 2, vol. 1, pp. 441-445, 2003.
- [6] P.J. Accardo et al., *Capute and Accardo's Neurodevelopmental Disabilities in Infancy and Childhood*, Paul H. Brookes Publishing Co, Baltimore, MD, ISBN: 978-1-55766-756-4, ed. 3, vol. 1, pp. 1-704, 2007.
- [7] Majnemer A and B. Mazer, New directions in the outcome evaluation of children with cerebral palsy. *Seminars in Pediatric Neurology*, vol. 11(1), pp. 7-11, 2004.
- [8] A. González, M. Hayashibe, E. Dermican and P. Fraisse, Center of mass estimation for rehabilitation in a multi-contact environment: a simulation study, *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 1, pp. 4718-4723, 2013.
- [9] M. Mencattelli, E. Donati, M. Cultrone and C. Stefanini, Customized load cell for three-dimensional force-moment measurements in orthodontics, *5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, vol. 5, pp. 12-15, 2014.

- [10] B. Sanhueza, Test system for clinical force platforms, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, vol. 1, pp. 5772-5775, 2010.
- [11] J. Kaplan, M. Kelley, J. Williams, K. Gielo-Perczak. Calibration device for quantifying error in force plates, 40th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC), vol. 40, pp. 1-2, 2014.
- [12] S. Gu and H. Jiang, Research on calibration methods for nonlinear effects in electromagnetic force equilibrium sensor, 14th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2014), vol. 14, pp. 572-577, 2014.
- [13] S. Boukhenous, M. Attari and Y. Remram, Force platform for postural balance analysis, The 11th International Conference on Information Sciences, Signal Processing and their Applications, vol. 11, pp. 854-858, 2012.
- [14] A. Ong and D. Gouwanda, Investigating postural equilibrium of individuals with different athletic skill levels IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences, vol. 1, pp. 592-595, 2014.
- [15] P. Sooksirimuch, K. Soontomvipart and C. Tangwongsan, Development of a force platform system for standing and walking analysis of canines, Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), vol. 8, pp. 1-5, 2015.
- [16] L. Frenzel, What's the difference between IEEE 802.15.4 and ZigBee Wireless? Available in: <http://www.electronicdesign.com/what-s-difference-between-ieee-802154-and-zigbee-wireless/>.
- [17] A. Bielsa and D. Gascón, Triple Security in ZigBee: Link, Network and Application layer Encryptions. April 2010. Available in: <http://www.libelium.com/security-in-zigbee-networks/>.
- [18] D. Gascón, Security in 802.15.4 and ZigBee networks, April 2009. Available in: <http://www.libelium.com/security-802-15-4-zigbee/>.