



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE - FURG
CENTRO DE CIÊNCIAS COMPUTACIONAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

Dissertação de Mestrado

**Rastreo cinemático de membros superiores com
Aplicações em Robótica Assistiva**

André Luiz da Silva Kelbouscas

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Computação da Universidade Federal do Rio Grande - FURG, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computação

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Menezes de Oliveira

Rio Grande, 2022

Ficha Catalográfica

K29r Kelbouscas, André Luiz da Silva.
Rastreo cinemático de membros superiores com aplicações em Robótica Assistiva / André Luiz da Silva Kelbouscas. – 2022.
72 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande – FURG, Programa de Pós-Graduação em Computação, Rio Grande/RS, 2022.
Orientador: Dr. Vinícius Menezes de Oliveira.

1. Sistemas de reabilitação sem fio 2. Rastreamento por sensores inerciais 3. Gameterapia I. Oliveira, Vinícius Menezes de II. Título.

CDU 004.896

Catálogo na Fonte: Bibliotecário José Paulo dos Santos CRB 10/2344

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Rastreio cinemático de membros superiores com Aplicações em Robótica Assistiva

André Luiz da Silva Kelbouscas

Banca examinadora:

RENATO VENTURA
BAYAN

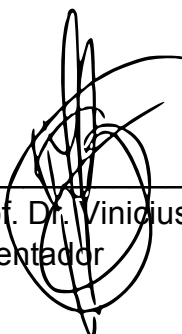
HENRIQUES:43954677091

Assinado de forma digital por
RENATO VENTURA BAYAN
HENRIQUES:43954677091
Dados: 2022.09.06 10:56:19 -03'00'

Prof. Dr. Renato Henrique Ventura



Prof. Dr. Leonardo Ramos Emmendorfer



Prof. Dr. Vinicius Menezes de Oliveira
Orientador

RESUMO

KELBOUSCAS, André Luiz da Silva. **Rastreo cinemático de membros superiores com Aplicações em Robótica Assistiva**. 2023. 72 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande - FURG, Rio Grande.

Técnicas de reabilitação de membros superiores assistidas por robô avançaram rapidamente nas últimas décadas. Suas diversas estratégias interativas permitem a personalização do tratamento, por meio de um especialista, para cada paciente. Desse modo, o emprego de robótica assistiva propicia ao indivíduo reabilitação e restabelecimento das funções motoras, senão totalmente, pelo menos em parte, o que impacta diretamente na sua qualidade de vida.

Uma das vertentes existentes na reabilitação é a Gameterapia, a terapia baseada em jogos e desafios, esta, traz maior envolvimento e entretenimento para o paciente. Através de informações de posição de membros ou atividade muscular do paciente, o jogo realiza uma dinâmica de funcionamento a partir das informações dos sensores. Os movimentos e ativações musculares que antes eram involuntários no dia-a-dia, na terapia se tornam intencionais para tratamento e avaliação do paciente.

Neste trabalho é apresentado uma revisão bibliográfica sobre trabalhos relacionados à área de reabilitação motora, assim como as patologias que comprometem a motricidade. É proposto o desenvolvimento de um sistema sem fio com a utilização de Wemos D1 Mini e sensores inerciais MPU-92/65 com a utilização do protocolo de comunicação ESPNOW. São expostos os resultados da aquisição de dados, filtragem e comunicação sem fio.

Palavras-chave: Sistemas de Reabilitação Sem Fio, Rastreamento por Sensores Inerciais, Gameterapia.

ABSTRACT

KELBOUSCAS, André Luiz da Silva. **Kinematic tracking of upper limbs with Assistive Robotics Applications**. 2023. 72 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande - FURG, Rio Grande.

Robot-assisted upper limb rehabilitation techniques have advanced rapidly in recent decades. Its diverse interactive strategies allow the personalization of the treatment, through a specialist, for each patient. Thus, the use of assistive robotics provides the individual with rehabilitation and restoration of motor functions, if not totally, at least in part, which directly impacts their quality of life.

One of the existing aspects in rehabilitation is the Serious Games, the therapy based on games and challenges, this brings greater involvement and entertainment for the patient. Through information on the patient's limb position or muscle activity, the game performs a dynamic operation based on information from the sensors. Muscle movements and activations that were previously involuntary in daily life in therapy become intentional for the treatment and evaluation of the patient.

This work presents a bibliographic review on works related to the area of motor rehabilitation, as well as pathologies that compromise motor skills. It is proposed the development of a wireless system using Wemos D1 Mini and MPU-92/65 inertial sensors using the ESPNOW communication protocol. The results of data acquisition, filtering and wireless communication are exposed.

Keywords: rehabilitation wireless systems, tracking by inertial sensors, serious games.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Porcentagem global individual dos transtornos neurológicos [42] . . .	13
Figura 2	Distribuição dos casos de patologias neurológicas no estado de São Paulo distribuídos em anos [Carvalho and Silva]	13
Figura 3	Exoesqueleto de membro superior <i>CADEN-7</i> [36]	14
Figura 4	Robô Efetuador Final da <i>InMotion ARM</i> [35]	15
Figura 5	Gameterapia e Realidade Virtual [38]	15
Figura 6	Logotipo do grupo REHABOT.	16
Figura 7	Diagrama representativo do grupo de pesquisa REHABOT - FURG .	17
Figura 8	Graus de liberdade do braço humano [39]	22
Figura 9	Descrição dos movimentos básicos dos membros superiores humano [32]	26
Figura 10	Modelo funcional da parte superior do corpo com posicionamento das IMUs indicadas por cubos vermelhos [5]	29
Figura 11	Macacão baseado em sensores inerciais [31].	30
Figura 12	Esboço do protótipo do sistema com sensores sem fio apresentado por [8].	32
Figura 13	Diagrama funcional hierárquico completo da rede de sensores com protocolo de intercomunicação homogêneo [1].	32
Figura 14	Infraestrutura do Sistema Ikapp [44].	34
Figura 15	Gameterapia do Sistema Ikapp [44].	35
Figura 16	Rastreo da movimentação do Sistema Ikapp [44].	36
Figura 17	Definição de parâmetros da interface da Gameterapia Formula Chair [14].	37
Figura 18	Gameterapia Formula Chair [14].	37
Figura 19	Gameterapia implementada com LMC [24]	38
Figura 20	Módulo MPU 92/65 para WEMOS D1 MINI desenvolvido	41
Figura 21	Esquemático de funcionamento do sistema	42
Figura 22	Esquemático de funcionamento do sistema	43
Figura 23	Fluxograma de Funcionamento do Servidor e do Cliente	44
Figura 24	Sistema do tipo mestre-escravo em um barramento I2C [48]	45
Figura 25	Exemplo de uma comunicação I2C com as etapas de funcionamento [48]	45
Figura 26	Serial com o endereço de três sensores inerciais acoplados ao micro-controlador	48
Figura 27	Estrutura de um acelerômetro de dois eixos. Adaptado de [57]	50
Figura 28	Estrutura de um giroscópio de um eixo. Adaptado de [57]	51

Figura 29	Efeito Hall para medição de Campo Magnético. Adaptado de [10] . . .	52
Figura 30	Os 6 graus de liberdade [33]	52
Figura 31	Vetor Gravidade em relação aos outros vetores [56]	53
Figura 32	Aquisição RAW dos eixos de rotação X (em azul) e Y (em vermelho)	57
Figura 33	Filtro de média móvel (em azul) em comparação com o dado bruto (em vermelho) para rotações de -90 a 90 graus (Eixo X) com 10 amostras para média	57
Figura 34	Filtro de média móvel (em azul) em comparação com o dado bruto (em vermelho) para rotação de 90 graus (Eixo X) com 50 amostras para média	58
Figura 35	Filtro de média móvel (em azul) em comparação com o dado bruto (em vermelho) para rotações aleatórias entre -90 e 90 graus (Eixo X) com 10 amostras para média	59
Figura 36	Passa Baixa	59
Figura 37	Filtro Complementar (em verde), Filtro de Média Móvel com 10 amostras (em vermelho) em comparação com o dado bruto (em azul)	60
Figura 38	Arquivo .txt gerado pelo sistema	60
Figura 39	Datalogger do sistema	61
Figura 40	Interface desenvolvida	61
Figura 41	Teste de comunicação de três Wemos D1 Mini enviando dados de IMU's através do protocolo de comunicação ESPNOW para uma estação central(Wemos D1 Mini)	62
Figura 42	Protótipo desenvolvido	62
Figura 43	Hardware desenvolvido	63
Figura 44	Protótipos e sistemas para calibração e validação do sistema	64
Figura 45	Protótipo sendo testado pelo autor em simulação de gameterapia . . .	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Dificuldades associadas a habilidades manuais pós-AVC e recomendações de intervenção. [7]	21
Tabela 2	Nomenclatura dos movimentos do braço humano baseado em seus graus de liberdade(GL). Adaptado de [39]	23
Tabela 3	Tabela de referência de Hoppenfeld [20]	24
Tabela 4	Glossário de termos referentes ao projeto mecânico de robôs para reabilitação. Adaptado de [39]	27
Tabela 5	Glossário de termos sobre o tipo de assistência. Adaptado de [39] . .	28
Tabela 6	Infraestrutura Necessária	40
Tabela 7	Etapas e Funcionamento do Protocolo de Comunicação I2C. Adaptado de [48]	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
NSA	National Stroke Association
IMU	Unidade de Medição Inercial
I2C	Protocolo de Comunicação I2C
VR	Realidade Virtual
IHM	Interface Homem-Máquina
MEMS	Micro Sistemas Eletro-Mecânicos

SUMÁRIO

1	Introdução	12
1.1	Projeto REHABOT - FURG	16
1.2	Organização do trabalho	18
2	Objetivos	19
2.1	Objetivo geral	19
2.2	Objetivos específicos	19
3	Revisão Bibliográfica	20
3.1	Patologias que comprometem a motricidade	20
3.2	Movimentos e limitações angulares das articulações do braço humano	22
3.3	Sistemas robóticos e tipos de assistência de terapias de reabilitação de membros superiores	26
3.4	Rastreo cinemático de membros superiores	27
3.5	Trabalhos Relacionados	33
4	Materiais e Métodos	39
4.1	Sistema Proposto e Infraestrutura	39
4.1.1	Infraestrutura Necessária	39
4.2	Proposta metodológica	39
4.3	Protocolo de Comunicação I2C	42
4.3.1	Propriedades da Comunicação I2C	42
4.3.2	Funcionamento de Transmissão e Recepção de Dados	44
4.4	Protocolo de Comunicação ESP-NOW	45
4.5	Integração e Programação do Microcontrolador	48
4.6	Unidade de Medição Inercial (IMU)	49
4.6.1	Princípio de funcionamento do acelerômetro	50
4.6.2	Princípio de funcionamento do giroscópio	50
4.6.3	Princípio de funcionamento do magnetômetro	51
4.7	Ângulos de Euler: Roll, Pitch e Yaw	52
4.7.1	Obtenção de rolagem e arfagem de um acelerômetro	53
4.8	Filtro de Média Móvel	54
4.9	Filtro Complementar	54
5	Resultados e Discussão	56
5.1	Aquisição e Filtragem dos Dados da IMU	56
5.2	Datalogger do servidor	58

5.3	Protótipo desenvolvido	60
6	Conclusão	65
	Referências	67

1 INTRODUÇÃO

Uma das maiores causas de incapacidade física no mundo são os efeitos de lesões neurológicas como o AVC e a paralisia cerebral. Estes, podem gerar o aumento da espasticidade articular, redução da coordenação e deficit de força muscular [34].

A utilização de reabilitação física e cognitiva visa a obtenção de uma melhora na função motora que foi prejudicada pela lesão. A espasticidade interfere e limita a independência do indivíduo [23].

O Acidente Vascular Cerebral (AVC), também chamado de Acidente Vascular Encefálico (AVE), é uma das doenças que mais causa mortes e sequelas no Brasil e no mundo. Esta doença atinge 16 milhões de pessoas no mundo por ano, sendo que destas, seis milhões não resistem. Segundo o Ministério de Saúde do Brasil, a Organização Mundial de Saúde (OMS) recomenda a adoção, urgente, de métodos de prevenção e tratamento da doença e de suas sequelas [18].

A Figura 1 demonstra a porcentagem global individual dos transtornos neurológicos apresentado pela Organização Mundial da Saúde (OMS) em 2006.

A Figura 2 nos apresenta a distribuição dos casos de patologias neurológicas no estado de São Paulo nos anos de 2008, 2009, 2010 e 2011. Pode-se observar o aumento da patologia de AVE (Acidente Vascular Encefálico), em relação as demais patologias e com aumento a cada ano que passa. Este aumento representa cerca de 30% a mais do ano de 2008 para o ano de 2011.

Estima-se que 17,3 milhões de pessoas morreram de doenças cardiovasculares em 2008, representando 30% de todas as mortes no mundo [Campaign]. Dessas mortes, estima-se que 7,3 milhões foram devido a doenças coronárias e 6,2 milhões foram devido ao AVC [Campaign]. De acordo com a American Stroke Association (ASA) [Association]:

- 10% dos sobreviventes se recuperam quase integralmente;
- 25% se recuperam com sequelas mínimas;
- 40% apresentam incapacidade moderada a grave que necessita de acompanhamento específico;

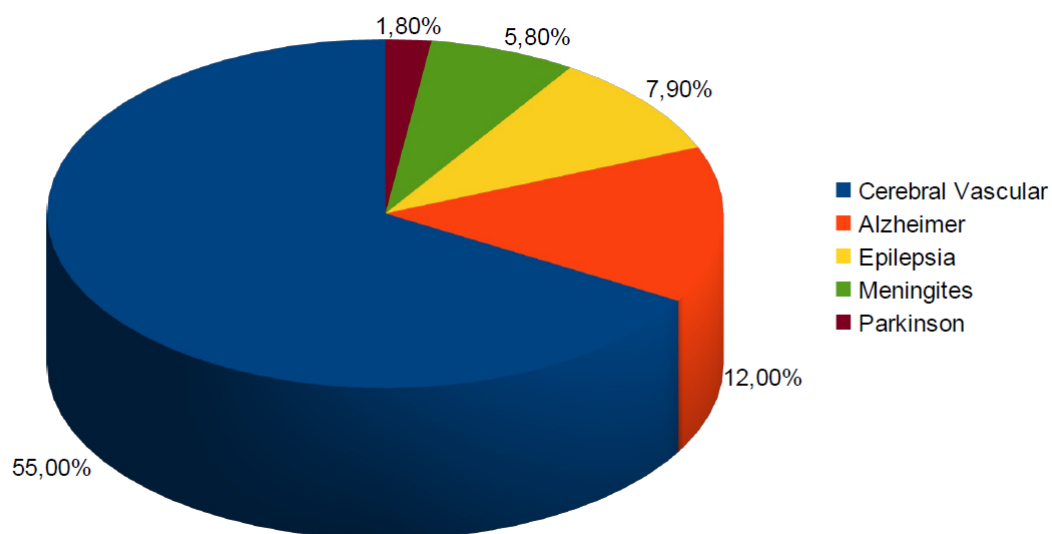


Figura 1: Porcentagem global individual dos transtornos neurológicos [42]

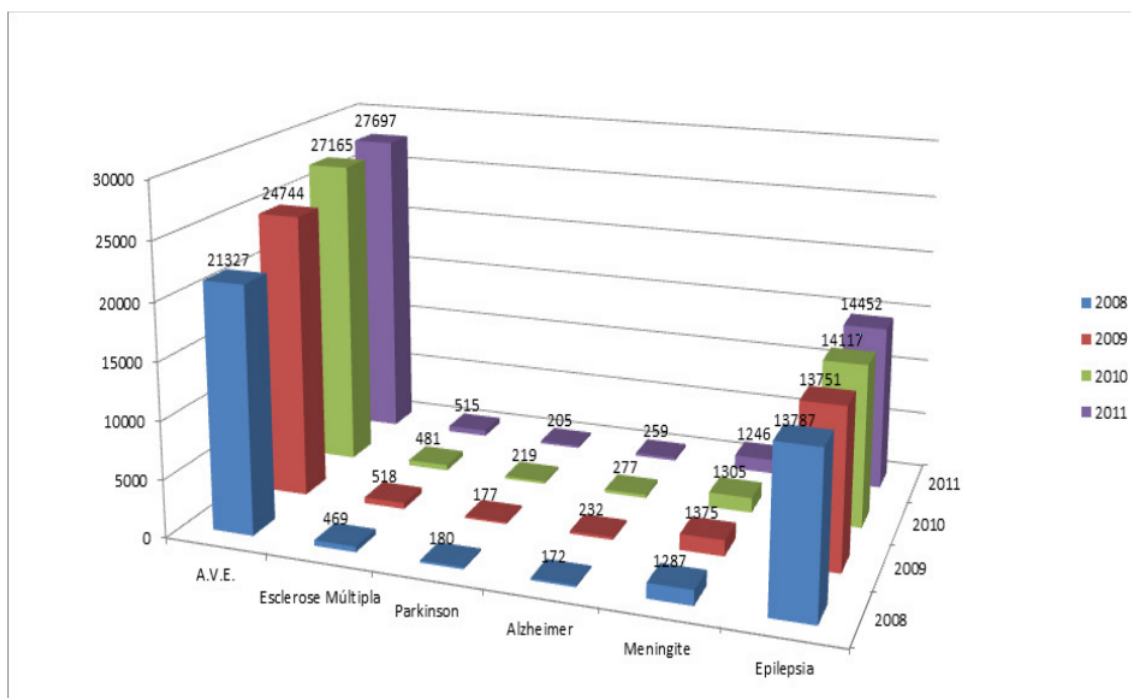


Figura 2: Distribuição dos casos de patologias neurológicas no estado de São Paulo distribuídos em anos [Carvalho and Silva]

- 10% necessitam de tratamento a longo prazo numa unidade especializada;
- 15% morrem pouco depois do episódio;
- 14% têm um segundo episódio ainda durante o 1º ano.

Os avanços tecnológicos na última década permitiram o desenvolvimento de sistemas de processamento de informação com alta capacidade de armazenamento de dados. Estes avanços na linha de saúde evoluíram para o desenvolvimento de dispositivos para aplicações na Bioengenharia e Engenharia Biomédica [59].

Na área de reabilitação de pessoas pós-AVC, existem diversos sistemas que auxiliam no tratamento para realibitação de membros superiores dos pacientes: na Figura 3, pode-se visualizar o exoesqueleto *CADEN-7*, sistema onde uma estrutura é acoplada ao braço em tratamento; Já na Figura 4, nota-se a manipulação do efetuador final da *InMotion ARM*, como forma de tratamento dos membro superiores; Logo, na Figura 5, têm-se a terapia baseada em jogos, Gameterapia como é chamada, juntamente a um ambiente 3D de realidade virtual, onde o paciente segura uma cesta virtual para pegar laranjas que caem aleatoriamente em uma area de destino. A posição e orientação da cesta, têm-se a partir de um sensor inercial acoplado a cesta.

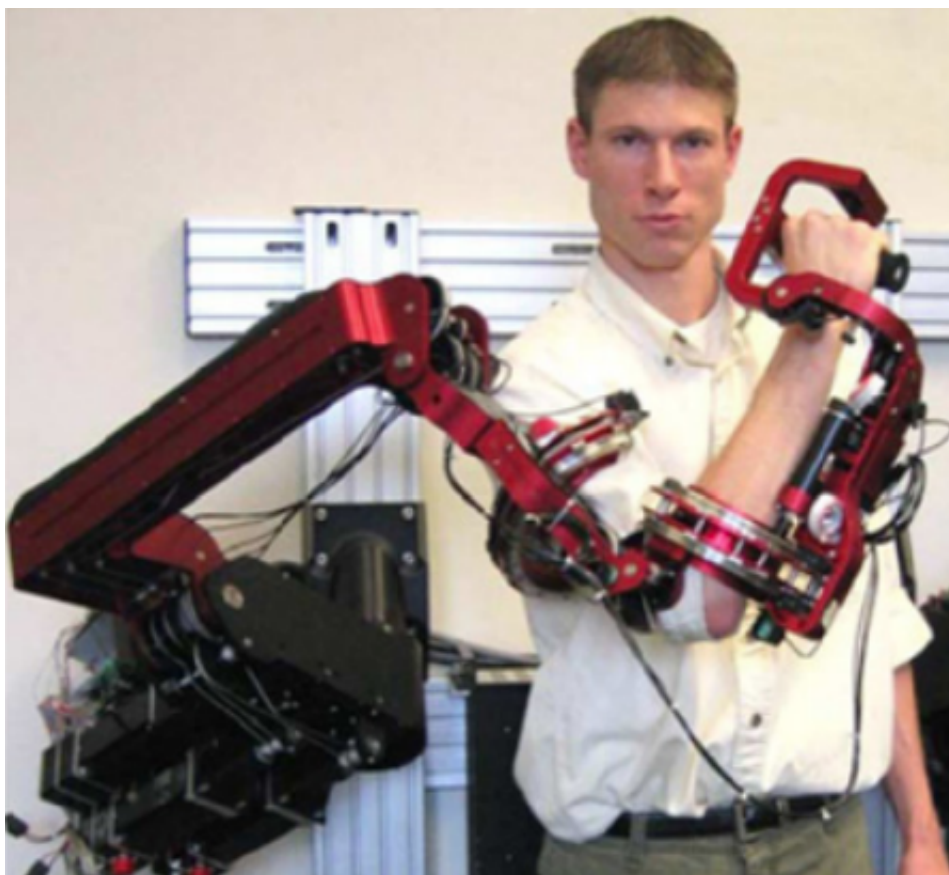


Figura 3: Exoesqueleto de membro superior *CADEN-7* [36]

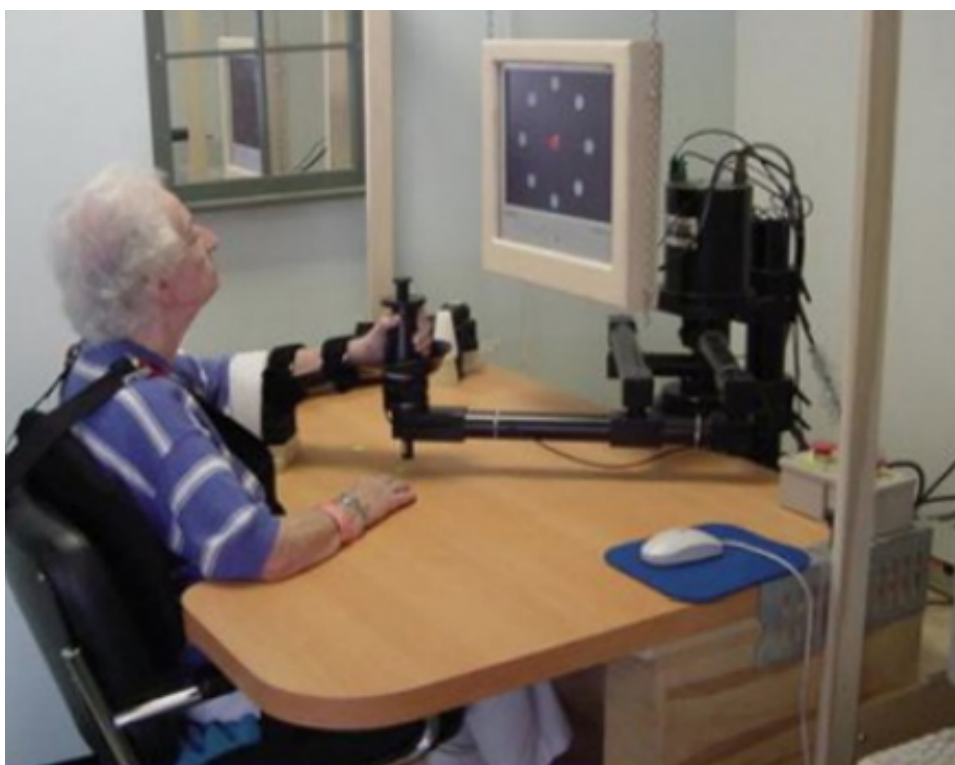


Figura 4: Robô Efetuador Final da *InMotion ARM* [35]



Figura 5: Gameterapia e Realidade Virtual [38]

O presente trabalho apresenta o processo de pesquisa, projeto e construção de um sistema sem fio para auxiliar na reabilitação motora de pacientes, com monitoramento da movimentação de membros superiores utilizando ESP8266 e protocolo ESPNOW, que está sendo desenvolvido pelo Grupo de Pesquisa de Robótica Assistiva REHABOT do Centro de Ciências Computacionais-C3 da Universidade Federal do Rio Grande (FURG).

1.1 Projeto REHABOT - FURG

A fim de contextualizar a presente pesquisa no âmbito em que ela ocorre, primeiramente é necessário destacar que a mesma pertence ao grupo Robótica Assistiva da Universidade Federal do Rio Grande (FURG) - REHABOT, que busca desenvolver ferramentas nas áreas de robótica e computação visando auxiliar pacientes que possuam quaisquer tipos de necessidades relacionadas à reabilitação de membros superiores pós-AVE. Importante destacar que o grupo de pesquisa trabalha em parceria com a Universidade Carlos III de Madri (UC3M), a qual possui diversas frentes de pesquisas no âmbito da robótica assistiva. Esta colaboração visa, principalmente, a troca de conhecimento e desenvolvimento de ferramentas que se complementam.



Figura 6: Logotipo do grupo REHABOT.

No âmbito geral do projeto, a ideia consiste em trabalhos que façam uso de *softwares* de simulação (Por exemplo: Matlab[©] e Gazebo[©]) e até mesmo robôs manipuladores (Por exemplo: Cyton Gamma 1500 da Robai Robotics[©]). A partir da utilização destes *softwares* e robôs manipuladores é que alguns trabalhos foram desenvolvidos, tal qual a simulação do comportamento dos membros superiores via *software* para auxílio em análises, enquanto que outros estão em desenvolvimento, como:

- **Utilização do Kinect para a reabilitação de membros superiores**, que procura o desenvolvimento de uma ferramenta alternativa para o uso de equipamentos tradi-

cionais na obtenção dos ângulos desenvolvidos pelo paciente nas articulações durante o exame realizado para diagnóstico de limitações, utilizando sensor baseado no conceito de luz estruturada;

- **Análise da compensação do tronco em reabilitação assistida por robôs a partir da utilização do Kinect**, que visa a análise e quantificação dos movimentos compensatórios do tronco, a fim de definir se tais movimentos tratam-se de compensações naturais ou oriundas da movimentação restrita/limitada dos membros superiores do paciente;
- **Planejamento de trajetória para terapia assistida por robô**, que tem como objetivo o desenvolvimento de uma trajetória robótica que será sugerida ao paciente com a finalidade de realizar o movimento para reabilitação.
- **Sistema de baixo custo para auxiliar terapias de reabilitação motora**, desenvolvimento de hardware de baixo custo com o objetivo de monitorar os ângulos das juntas e membros do corpo humano.

O alvo do desenvolvimento da pesquisa deste trabalho, é a sensorização do movimento, apresentado na Figura 7.

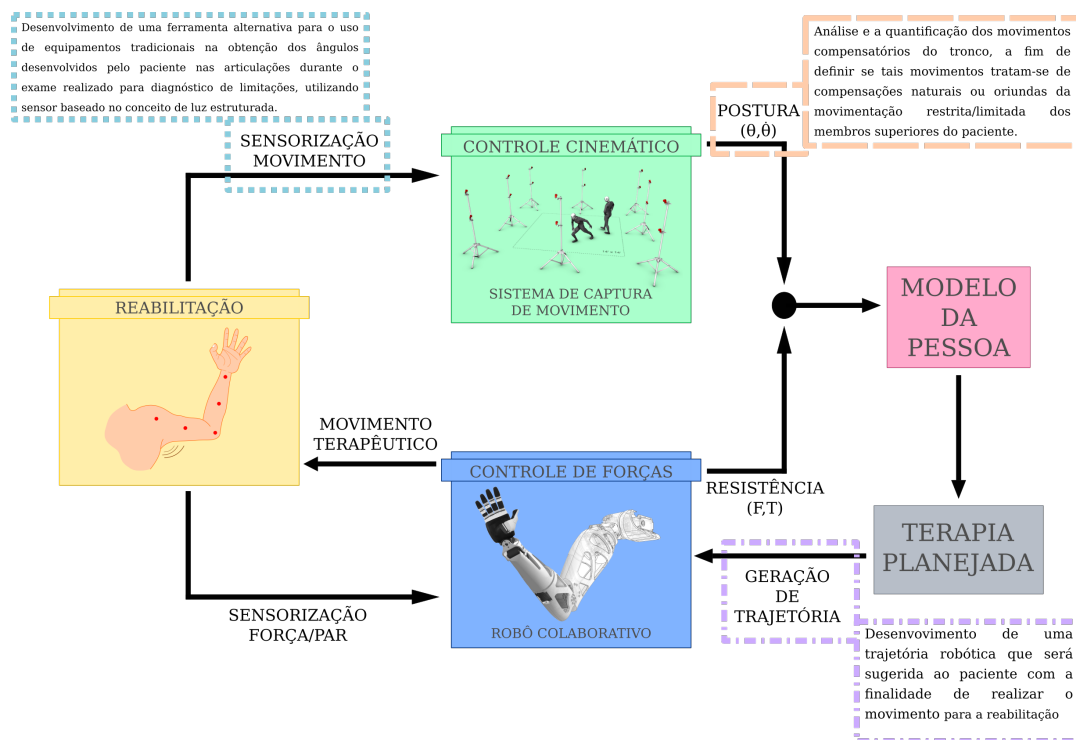


Figura 7: Diagrama representativo do grupo de pesquisa REHABOT - FURG

1.2 Organização do trabalho

O presente trabalho está organizado da seguinte maneira: No Capítulo 1, Introdução, realiza-se um panorama geral sobre o projeto REHABOT, desenvolvido pela Universidade Federal do Rio Grande FURG, para contextualizar a presente pesquisa no âmbito em que ela ocorre. Ainda na introdução são colocados em pauta os dados técnicos sobre o acidente vascular cerebral, principal objeto de investigação para essa dissertação, patologia esta que é uma das principais causadoras de mortes e sequelas no Brasil e também no mundo.

No Capítulo 2, Objetivos, são descritos os objetivos gerais e específicos do trabalho. Onde em objetivos específicos se tem as etapas de desenvolvimento para atingir o objetivo geral.

No Capítulo 3, Revisão Bibliográfica, busca-se compreender as patologias que comprometem a motricidade, a partir dos conceitos médicos e fisioterápicos, abordando principalmente os movimentos e limitações especificamente no braço humano. Com o objetivo de realizar uma revisão teórica, este capítulo aborda os sistemas robóticos e tipos de assistência de terapias de reabilitação de membros superiores já existentes e disponíveis, utilizando figuras e ilustrações que tornam mais didático a compreensão das ferramentas. Ainda no Capítulo 3, busca-se fazer um levantamento de trabalhos relacionados a esta área de estudo com objetivo de reabilitação motora assistida por tecnologia.

No Capítulo 4, Materiais e Métodos, é realizada a descrição dos sensores, do sistema e da infraestrutura que está sendo proposta. Também são apresentados os métodos utilizados para o desenvolvimento do sistema com dispositivos microprocessados. Neste capítulo faz-se a descrição dos protocolos de comunicação e suas propriedades. Finalizando o capítulo com a descrição dos filtros a serem implementados no trabalho.

No Capítulo 5, intitulado Resultados e Discussão, é apresentada as evidências e constatações que permitiram chegar aos resultados, utilizando gráficos e realizando uma descrição do protótipo desenvolvido para o trabalho. Apresenta-se resultados relacionados aos dados obtidos, aplicação dos filtros, comunicações, salvamento dos dados e interface desenvolvida, permitindo a análise e melhoramento do projeto.

Por fim, no capítulo de conclusão, são apresentadas as potencialidades e limitações do projeto, utilizando-se do referencial teórico utilizado, sendo relacionado com os resultados obtidos pelo trabalho desenvolvido.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O objetivo geral desta proposta, dentro da linha de pesquisa de robótica assistiva, é o rastreo cinemático de membros superiores, com foco no desenvolvimento de um sistema que possibilite o levantamento de uma base de dados de pessoas que possuem, e não possuem, restrições de movimentos em seus membros superiores, para estudo da motricidade.

2.2 Objetivos específicos

De modo específico, pretende-se realizar:

- Leitura de dados de sensores inerciais a partir de um microcontrolador
- Processamento e filtragem de dados de sensores inerciais a partir de um microcontrolador
- Envio e recepção de dados do tipo servidor-cliente a partir de protocolo de comunicação sem fio
- Desenvolvimento de uma ferramenta computacional para personalizar terapias de reabilitação baseadas em jogos digitais
- Desenvolvimento de uma ferramenta computacional para gravação dos dados gerados

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Patologias que comprometem a motricidade

A espasticidade se caracteriza como um distúrbio motor onde ocorre o aumento do tônus muscular e resistência ao movimento, sendo uma alteração na rigidez do músculo. Sua ocorrência se dá em doenças neurológicas que causam algum tipo de lesão em células do sistema nervoso, que são responsáveis pelo controle dos movimentos voluntários. Uma das principais causas de espasticidade é o acidente vascular cerebral. Entre seus efeitos estão o aumento da rigidez, redução da capacidade funcional, limitação da amplitude do movimento articular, dor, aumento do gasto energético metabólico despendido para realizar sua atividade. Entre seus principais sintomas estão contração muscular de leve a grave, encurtamento muscular e posturas anômalas, espasmos musculares, membros inferiores em posição de "tesoura"(cruzamento involuntário das pernas). Essas condições podem ocasionar para o paciente uma dificuldade para realizar atividades básicas como alimentação, locomoção e cuidados de higiene [29].

As principais patologias neurológicas que causam a espasticidade, são [55]:

- Acidente vascular cerebral;
- Paralisia cerebral;
- Lesão medular;
- Esclerose múltipla;
- Esclerose lateral amiotrófica;
- Lesões cerebrais causadas por falta de oxigênio ou traumatismos físicos, hemorragia ou infecção.

Existe uma série de tratamentos que podem ser utilizados para espasticidade. Neste contexto o tratamento fisioterápico pode promover o correto estiramento do músculo, prevenindo um possível encurtamento permanente. [55]

As dificuldades de movimentação de membros decorrentes de patologias do sistema nervoso, costumam acarretar dificuldades em habilidades manuais, tais como alcance, preensão, manipulação de objetos e movimento de solta. Essas restrições de mobilidade podem ser amenizadas e tratadas através de intervenções específicas, como por exemplo o treinamento repetitivo específico a uma determinada tarefa, a utilização de Biofeedback; Estimulação elétrica, entre outros, como demonstra a Tabela 1.

LIMITAÇÃO	INTERVENÇÃO
Dificuldade com habilidades manuais (alcance, preensão, manipulação e soltar)	* Terapia por Contensão Induzida; * Treinamento repetitivo específico à tarefa; * Treinamento assistido; * Prática mental; * Uso de Biofeedback; * Estimulação elétrica; * Terapia do espelho; * Graduar a velocidade para alcance em diferentes direções; * Graduar a abertura da mão em relação ao objeto algo da preensão; * Ensinar o soltar objetos: arrancando-os da mão com auxílio do membro superior não afetado; soltar por tenodese; soltar com auxílio de suportes externos; soltar desenrolando o objeto da mão com ajuda do membro superior não afetado e soltar ativo; * Utilizar objetos de diferentes pesos, formas, tamanhos, temperaturas, texturas, funções diversas; * Realizar atividades com o membro superior tanto unilateral quanto bilateral, nos diferentes planos e eixos de movimento; * Estimular a visualização da mão em atividade; * Ensinar estratégias compensatórias para uso do membro superior afetado como auxiliar em funções, quando indicado.

Tabela 1: Dificuldades associadas a habilidades manuais pós-AVC e recomendações de intervenção. [7]

A Hemiparesia, caracterizada como uma fraqueza unilateral que acomete cerca de 8 dos 10 sobreviventes de acidente vascular cerebral, pode afetar braços, mãos, pernas e músculos faciais. Como terapia de reabilitação, além de acompanhamento médico e tratamento fisioterápico, surgem dispositivos auxiliares que podem ajudar na recuperação da motricidade, como apresentado pelo presente trabalho, a união das ciências da saúde com a tecnologia pode beneficiar no andamento destes tratamentos, bem como no surgimento de novos dispositivos que agreguem ainda mais qualidade e eficiência aos tratamentos. [25]

O acidente vascular cerebral mostra-se como a causa mais recorrente de hemiparesia, no entanto danos cerebrais devido a trauma ou lesões na cabeça, tumores, paralisia cerebral, esclerose múltipla e alguns tipos de câncer também podem ser causadores de hemiparesia. [25] A hemiparesia interfere no funcionamento motor normal, contribuindo para uma posição de assimetria postural, distribuição de peso menor sobre o lado afetado, déficits como perda da força muscular, destreza e coordenação motora 1, afetando a sua independência e a qualidade de vida [6].

3.2 Movimentos e limitações angulares das articulações do braço humano

O ser humano por suas características anatômicas, é classificado em três partes de estudo: cabeça, tronco e membros. Cada parte do corpo humano é formada por diversas estruturas e sistemas, onde cada um tem sua função específica: sistema ósseo, muscular, circulatório ou cardiovascular, digestório, nervoso, endócrino, imunitário ou imunológico, respiratório, urinário e reprodutor. Apesar da diversidade de características, todos os seres humanos tem um corpo semelhante, com as estruturas básicas e a mesma organização. A parte do corpo humano denominada de membros pode se dividir em membros superiores e inferiores. Os membros superiores são formados pelo ombros, braços, cotovelo, ante braços, pulso e mãos. Já os membros inferiores são formados pela pelvis, coxas, joelhos, pernas, tornozelos e pés [16].

Cada articulação, região onde se une dois ou mais ossos, possui limitações de movimentação, dada características do ser humano. Na Figura 8 e na Tabela 2, demonstra-se os graus de liberdade(GL) do braço humano, com um total de 8 GL contando com o grau de liberdade de apertar e liberar o aperto da mão.

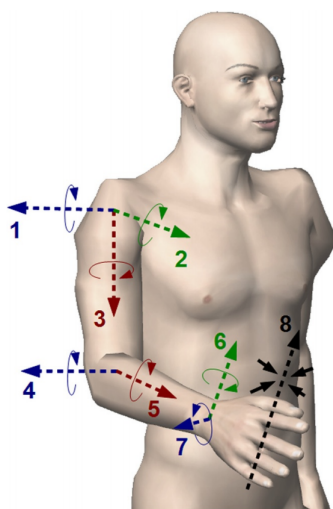


Figura 8: Graus de liberdade do braço humano [39]

Grau de Liberdade (GL)	Nome do movimento
1	Flexão / Extensão do Braço
2	Adução / Abdução do Braço
3	Rotação Interna (medial) / externa (lateral) do Braço
4	Flexão / Extensão do Cotovelo
5	Pronação / Supinação do Antebraço
6	Flexão / Extensão do Punho
7	Adução (desvio ulnar) / Abdução (desvio radial) do Punho
8	Aperto / Liberação da Mão

Tabela 2: Nomenclatura dos movimentos do braço humano baseado em seus graus de liberdade(GL). Adaptado de [39]

Com a finalidade de auxiliar os profissionais e acadêmicos em sua avaliação física o site Saúde em Movimento disponibilizou uma revisão da literatura com os principais protocolos e tabelas para interpretação dos testes e procedimentos realizados para a amplitude das articulações. Na Tabela 3 é demonstrada a Tabela de Referência de Hoppenfeld para diferentes articulações do corpo humano.

A reabilitação assume um papel muito relevante no que diz respeito a auxiliar o paciente a adquirir capacidades perdidas e tornar-se novamente independente. O objetivo da reabilitação é permitir ao paciente lidar e ultrapassar a sua incapacidade e tornar-se o mais independente possível. A reabilitação pretende capacitar os indivíduos a melhorarem funções físicas, intelectuais, psicológicas e/ou sociais. Compreende todo um programa durante o qual o paciente progride para, ou mantém, o máximo grau de independência que é capaz. [12]

Através do processo de reabilitação a pessoa que teve um AVC pode adquirir capacidades e também aprender novas formas de realizar determinadas tarefas e compensar por qualquer disfunção residual. Existe um forte consenso entre os especialistas que o elemento mais importante em qualquer programa de reabilitação é a prática direta, bem orientada e repetitiva. [54]

O processo de reabilitação envolve seis parâmetros principais:

- 1. Prevenção, reconhecimento e gestão das complicações e comorbilidades;
- 2. Terapia para o máximo de independência;

Articulação	Movimento	Graus de amplitude
Ombro	Flexão	0 a 180
	Extensão	0 a 54
	Abdução	0 a 180
	Rotação medial	0 a 70
	Rotação lateral	0 a 90
Cotovelo	Flexão	0 a 154
Antebraço	Pronação	0 a 90
	Supinação	0 a 90
Punho	Extensão	0 a 70
	Flexão	0 a 80
	Desvio radial	0 a 20
	Desvio ulnar	0 a 35
Quadril	Flexão	0 a 125
	Extensão	0 a 10
	Abdução	0 a 45
	Adução	0 a 10
	Rotação lateral	0 a 45
	Rotação medial	0 a 45
Joelho	Flexão	0 a 140
Tornozelo	Flexão dorsal	0 a 20
	Flexão Plantar	0 a 45
	Inversão	0 a 35
	Eversão	0 a 20
Coluna Cervical	Flexão	0 a 45
Coluna Torácica	Extensão	0 a 45
	Flexão lateral	-
	Rotação	-
	Flexão	-
Coluna Lombar	Extensão	-
	Flexão lateral	-

Tabela 3: Tabela de referência de Hoppenfeld [20]

- 3. Facilitar ao máximo a capacidade do indivíduo e da família de lidar com a situação e se adaptarem;
- 4. Prevenção do déficit secundário através da promoção da reintegração social, incluindo o acompanhamento do regresso a casa, da família e atividades recreacionais e vocacionais;

- 5. Reforço da qualidade de vida tendo em conta o déficite residual;
- 6. Prevenção de um segundo AVC ou outros eventos vasculares, como o enfarte agudo do miocárdio, que ocorrem mais frequentemente nesta população. [51]

Com independência motora, muitos dos pacientes se encontram seriamente limitados ou mesmo paralisados. Os pacientes são solicitados a realizar um conjunto de exercícios amplos passivos ou ativos com o objetivo de fortalecer os membros debilitados. [19]

Há três maneiras possíveis de o indivíduo com lesão cerebral poder recuperar as capacidades funcionais perdidas: recuperação espontânea, restituição ou compensação da função perdida. A reabilitação é possível graças à enorme capacidade do cérebro em aprender e mudar. Hoje em dia sabe-se que as células de outras áreas do cérebro não afetadas podem assumir determinadas funções realizadas pelas células da área afetada. A este fenómeno dá-se o nome de neuroplasticidade. [AVC]

Para manter a integridade e a mobilidade das articulações e prevenir contraturas, são indicados exercícios de amplitude de movimento (ADM). Tanto exercícios de amplitude de movimento ativo (ADMA) como exercícios de amplitude de movimento passivo (ADMP), com alongamento terminal, devem ser realizados diariamente no processo de reabilitação. [47]

Ocorrem seis movimentos básicos em combinações variadas nas articulações do corpo. Os dois primeiros movimentos, flexão e extensão, são movimentos observados em praticamente todas as articulações de livre movimentação no corpo, inclusive dos dedos do pé, tornozelo, joelho, quadril, tronco, ombro, cotovelo, punho e dedos da mão. Flexão é um movimento de curvatura em que se diminui o ângulo relativo da articulação entre dois segmentos adjacentes. Extensão é um movimento de retificação em que o ângulo relativo da articulação entre dois segmentos adjacentes aumenta à medida que a articulação retorna à posição zero ou posição de referência. A Figura 9 fornece diversos exemplos de flexão e de extensão. Um indivíduo também pode realizar hiperflexão se o movimento de flexão se prolongar para além da amplitude normal de flexão. Exemplificando, isso pode ocorrer no ombro apenas quando o braço se movimenta para a frente e para cima em flexão com amplitude de 180° até que fique ao lado da cabeça, e em seguida hiperflexiona ao continuar seu deslocamento, passando pela cabeça em direção às costas. Hiperextensão pode ocorrer em muitas articulações quando o movimento de extensão continua para além da posição zero original. É comum observar movimentos de hiperextensão de tronco, braço, coxa e mão. [32]

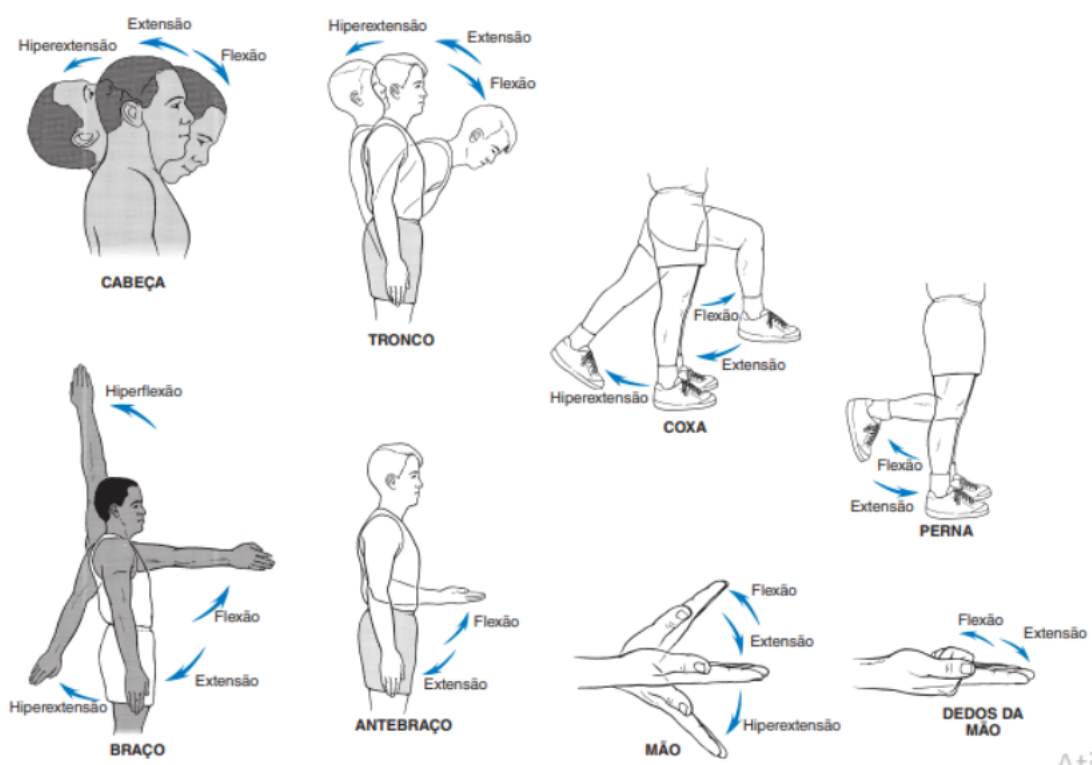


Figura 9: Descrição dos movimentos básicos dos membros superiores humano [32]

3.3 Sistemas robóticos e tipos de assistência de terapias de reabilitação de membros superiores

O campo da robótica de reabilitação é geralmente dividido entre as categorias de robôs para terapia e para assistência, embora alguns dispositivos possam servir a ambos propósitos. Além disso, a robótica de reabilitação inclui aspectos de desenvolvimento de membros artificiais (próteses), estimulação funcional neural (SAN) e a tecnologia para diagnóstico e monitoramento e pessoas durante as atividades diárias [58]. O propósito do robô assistivo é compensação, enquanto o terapêutico provém treinamento de tarefas específicas [37].

No ramo de terapias de reabilitação assistidas por robôs, existem diversos tipos de sistemas, visto que o objetivo das aplicações diferem uma das outras. Com a diversidade de termos associados à reabilitação assistida por robôs, na Tabela 4 é apresentado um glossário referente a projetos mecânicos de robôs para terapias.

A Tabela 5, apresenta um glossário relacionado a termos utilizados em sistemas e tipos de assistência em reabilitação motora assistidas por robôs. Diferentes tipos de dispositivos e exercícios são demonstrados na Tabela 5, para uma melhor situação no cenário da robótica assistiva.

Termo	Descrição
Dispositivo baseado no Efetuador Final	Contata o membro de um sujeito apenas na parte mais distal (efetuador final). Simplifica a estrutura do dispositivo. No entanto, pode complicar o controle da posição do membro em casos com vários graus possíveis de liberdade.
Dispositivo baseado em Exoesqueleto	Um dispositivo com uma estrutura mecânica que espelha a estrutura esquelética do membro, isto é, cada segmento do membro associado a um movimento articular é anexado ao segmento correspondente do dispositivo. Esse design permite um controle independente, simultâneo e preciso dos movimentos em algumas articulações dos membros. É, no entanto, mais complexo que um dispositivo baseado em efetor final. Órteses que restringem ou auxiliam no movimento em uma ou mais articulações também podem ser considerados dispositivos baseados em Exoesqueleto.
Robô Planar	Um dispositivo, geralmente baseado no efetuador final, movendo-se em um plano específico. O projeto de robôs planares diminui os custos e também a amplitude de movimentos que podem ser exercidos. Embora este dispositivo execute movimentos em um plano, as articulações do membro ainda podem se mover em um espaço tridimensional.
<i>Back-drivability</i>	Uma propriedade do projeto mecânico que indica que o paciente é capaz de mover o dispositivo, mesmo quando o dispositivo está em estado passivo. Aumenta a segurança do paciente, porque não restringe os movimentos dos membros e mantém o membro do paciente em uma posição confortável.
Modularidade	Uma propriedade de um dispositivo indicando que partes opcionais podem adaptá-lo a uma condição específica ou para executar exercícios adicionais.
Reconfigurabilidade	Propriedade de um dispositivo que indica que sua estrutura mecânica pode ser modificada sem a adição de peças adicionais para adaptá-lo ao sujeito ou para realizar outra forma de treinamento.

Tabela 4: Glossário de termos referentes ao projeto mecânico de robôs para reabilitação. Adaptado de [39]

3.4 Rastreo cinemático de membros superiores

Uma das formas de monitoramento da movimentação dos membros superiores, é a partir de goniômetro. Esta forma é largamente utilizada nas clínicas de fisioterapia para a avaliação da amplitude de movimento. Entre as vantagens dessa metodologia, pode-se citar o baixo custo do instrumento e a fácil mensuração, que depende quase que exclusivamente da experiência anterior do avaliador. Essas vantagens tornaram a goniometria manual bastante acessível na clínica fisioterapêutica [45].

Os valores obtidos com a goniometria (e por algum outro método) podem oferecer informações para:

Termo	Descrição
Dispositivo Ativo	Um dispositivo capaz de mover membros. Sob essa condição, este dispositivo requer atuadores ativos que podem aumentar o peso. Pode também se aplicar a pacientes que são completamente incapaz de mover seus membros.
Dispositivo Passivo	Um dispositivo incapaz de mover membros, mas pode resistir ao movimento quando exercido na direção errada. Este tipo de dispositivo só pode ser usado para reabilitação de indivíduos capazes de mover seus membros. Geralmente é mais leve que o dispositivo ativo, pois não possui atuadores além de freios.
Dispositivos Hápticos	Um dispositivo que faz interface com o usuário através do senso de toque. Na maioria dos casos, fornece uma certa quantidade de força resistiva, geralmente também outra sensação (por exemplo, vibração). Às vezes também é capaz de gerar movimentos específicos. No entanto, a força que gera geralmente é pequena. Os dispositivos hápticos são comumente usados em configurações de reabilitação com ambientes virtuais.
Dispositivos de Treinamento	Um dispositivo que não ajuda nem resiste ao movimento. No entanto, é capaz de acompanhar o movimento e fornecer feedback relacionado ao desempenho do sujeito. Assim como os dispositivos hápticos, os dispositivos de treinamento também são comumente usados em ambientes de reabilitação com ambientes virtuais
Exercício Ativo	Um exercício no qual os indivíduos movem ativamente seus membros, embora possa ser fornecida alguma assistência do dispositivo. Esse tipo de exercício pode ser realizado usando qualquer um dos tipos de dispositivos listados acima.
Exercício Passivo	Um exercício em que o sujeito permanece passivo, enquanto um dispositivo move o membro. Este tipo de exercício requer um dispositivo ativo. O treinamento de movimento passivo contínuo (CPM) é um exemplo de exercício passivo com dispositivos ativos

Tabela 5: Glossário de termos sobre o tipo de assistência. Adaptado de [39]

- Determinar a presença ou não de disfunção;
- Estabelecer um diagnóstico;
- Estabelecer os objetivos do tratamento;
- Avaliar o procedimento de melhora ou recuperação funcional;
- Modificar o tratamento;
- Realizar pesquisas que envolvam a recuperação de limitações articulares;
- Direcionar a fabricação de órteses. [40]

Outra forma de monitoração é utilizando sensores inerciais, estes permitem a obtenção dos ângulos de Euler (rolagem, arfagem e guinada). Por meio de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, do tipo *Micro Eletrical Mechanical Systems (MEMS)* formam uma Unidade de Medição Inercial (IMU).

Na Figura 10 é apresentada por [5] a disposição de IMUs ao longo da parte superior do corpo humano. Já na Figura 11, [31] demonstra um macacão comercial Xsens MVN BIOMECH baseado em sensores inerciais.

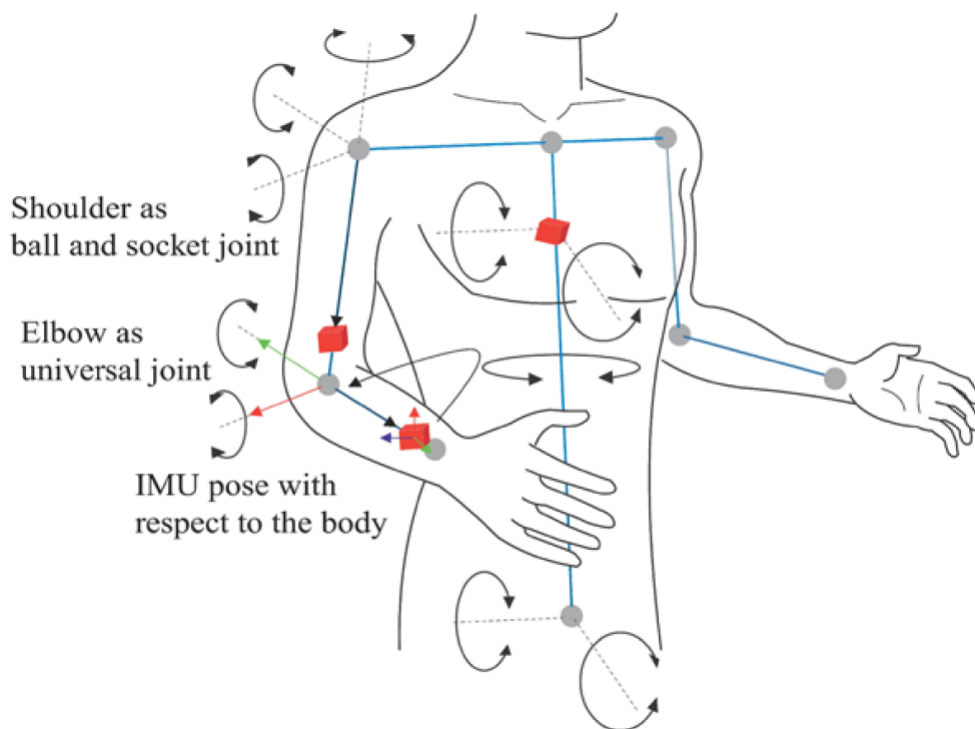


Figura 10: Modelo funcional da parte superior do corpo com posicionamento das IMUs indicadas por cubos vermelhos [5]

A Gameterapia surgiu, primeiramente, em 2006 no Canadá e logo após se difundiu no mundo. Sua principal motivação é o paciente não concentrar o foco na dor e sim na interatividade do jogo. Com a personalização dos jogos ou desafios, estes abrangem diversas possibilidades de tratamento. A utilização de gameterapia deve também levar em conta o perfil do paciente, pois existem gameterapias baseadas em Realidade Virtual (VR), que possui indicações de público, pois podem ocasionar efeitos colaterais como: náusea, ataque epilético, perda de orientação no espaço, vertigem, olho seco e visão turva [61]. Dentro da gameterapia, o retorno de informações dos sensores é essencial para o funcionamento do sistema, estes são chamados de *Biofeedbacks*. O termo *Biofeedback* surgiu nos Estados Unidos nos anos 60 e consiste no fornecimento de informações para a pessoa com a finalidade de permitir que estes, desenvolvam a capacidade de ter o controle de funções específicas [41]. Alguns tipos de *Biofeedback* são: *Biofeedback* de posição, informação do movimento a partir de sensores inerciais ou câmeras especiais;

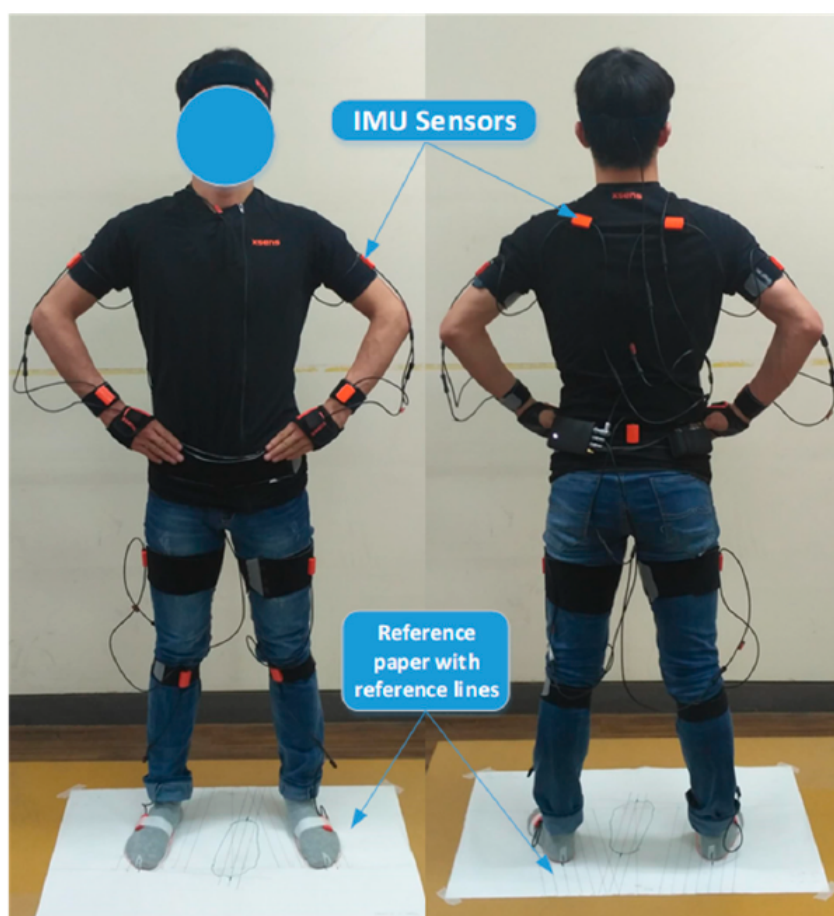


Figura 11: Macacão baseado em sensores inerciais [31].

Biofeedback de eletromiografia, atividade muscular elétrica a partir de sensores EMG.

A integração entre humanos e máquinas robóticas em um sistema oferece a oportunidade da tecnologia de assistência que pode ter aplicações não só na área biomédica, como aeroespacial e industrial. O sistema robótico pode contribuir, garantindo maior potência, precisão e velocidade nos movimentos, se integrado a um paciente de reabilitação [50]. Outros autores também realizam a integração humanos e máquinas robóticas utilizando EMGs de superfície e outros sensores como entradas de um modelo muscular para análise do comportamento dos músculos de cada paciente [34, 62, 11].

Os sistemas que usam cabos para conexões entre sensores e microcontroladores não são confortáveis para o paciente realizar sua terapia. Também restringem as possibilidades de terapias a serem realizadas, ao limitar a movimentação dos membros pelo comprimento e disposição dos cabos, além de poderem se enroscar.

Os sistemas de reabilitação com componentes sem fio têm como vantagem a liberdade de movimento e permitem fácil adaptação para inserção de novos dispositivos na rede de sensores. Alguns trabalhos e pesquisas na área médica (principalmente) utilizam ESP8266, Módulo Zigbee, ESP32 ou Módulos Bluetooth para comunicação entre dispositivos. Dentre as possibilidades dessa comunicação, existem vantagens e desvantagens, tais como: custo, velocidade de transmissão, integridade dos dados e eficiência energética, uma vez que esses sistemas serão embarcados alimentados por bateria. Existem muitos trabalhos que usam a tecnologia Wi-Fi para transmissão de dados no padrão 802.11 (2,4 GHz).

Na Figura 12 é apresentado por [8] um protótipo de sistema sem fio a partir de módulos XBee, com a utilização do protocolo de comunicação ZigBee com a central. Este esboço mapeia os eventos de marcha a partir de sensores inerciais. Já na Figura 13 é apresentado por [1] um diagrama funcional hierárquico da rede de sensores com protocolo de intercomunicação homogêneo para membros inferiores do corpo humano.

Alguns protocolos de comunicação sem fio, apresentados por [53]:

- Wi-Fi (IEEE 802.11)
- ZigBee (IEEE 802.15.4)
- Bluetooth Clássico (v.2-)
- Bluetooth de alta velocidade (HS) (v.3)
- Bluetooth de baixa energia (BLE) (v.4 +)
- 3G / 4G
- LoRaWan
- Sigfox - usa tecnologia Ultra Narrow Band

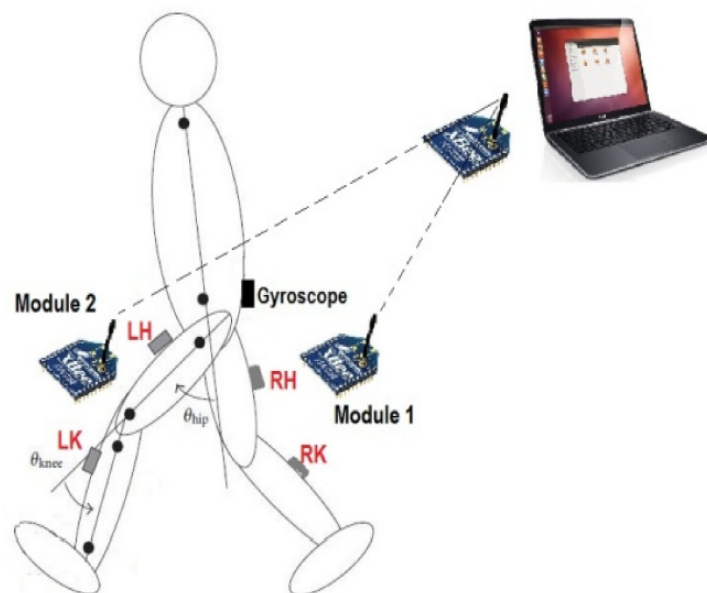


Figura 12: Esboço do protótipo do sistema com sensores sem fio apresentado por [8].

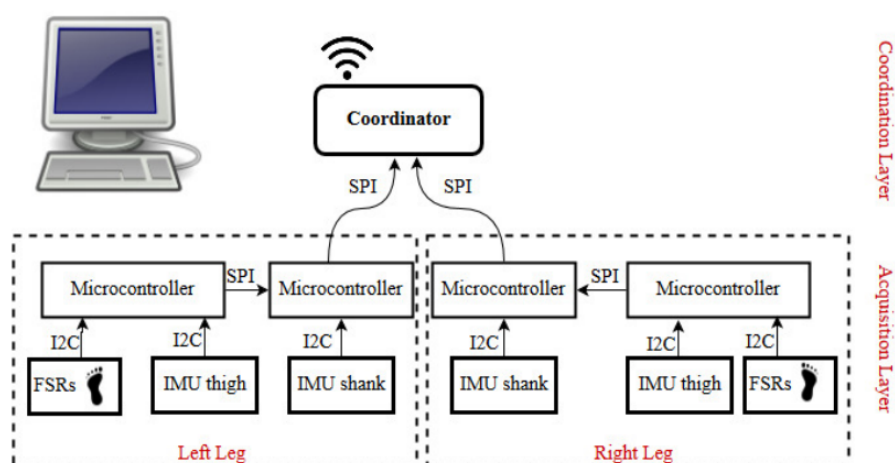


Figura 13: Diagrama funcional hierárquico completo da rede de sensores com protocolo de intercomunicação homogêneo [1].

O protocolo de comunicação ESPNOW desenvolvido pela Espressif, permite que vários dispositivos se comuniquem sem o uso de wi-fi. O protocolo é semelhante à conectividade sem fio de 2,4 GHz de baixa potência que normalmente é implantada em mouses sem fio. Ele permite a comunicação entre dispositivos que usam o chip ESP8266 como microcontrolador.

3.5 Trabalhos Relacionados

Nesta seção são apresentados trabalhos relacionados ao presente trabalho. Os trabalhos foram selecionados conforme necessidades de estudo relacionados à área de robótica assistiva, de forma a identificar sistemas robóticos, bem como verificar a integração com a reabilitação motora.

O trabalho intitulado "Desenvolvimento e aprimoramento de um sistema computacional- Ikapp- de suporte a reabilitação motora", apresentado por [44], descreve uma ferramenta tecnológica –Ikapp- de suporte a reabilitação motora, onde procura um novo dispositivo para utilização no contexto clínico. Sessenta voluntários foram convidados a interagir com as interfaces do setup e do jogo do Ikapp com objetivo de examinar a funcionalidade, grau de aceitação, demandas e limitações para aprimoramentos. Os resultados deste estudo demonstram altos índices de satisfação pelos participantes, visto que esse tipo de tratamento pode ser bastante exaustivo. Além disso, os resultados demonstraram que o Ikapp é uma ferramenta que agrega valores terapêuticos à ludicidade e motivação de acordo com a perspectiva dos participantes, a infraestrutura, gameterapia e rastreamento da movimentação utilizada no sistema Ikapp pode ser visualizado na Figuras 14, 15 e 16, respectivamente.

No trabalho apresentado por [6] ("Efeito da Terapia Virtual na Reabilitação Motora do Membro Superior de Crianças Hemiparéticas") são realizadas pesquisas onde busca-se fazer uso da tecnologia em tratamentos de reabilitação motora, visto que possui um grande potencial para desenvolver atividades diferenciadas e interativas. Podem ser observados grandes avanços quando a medicina e a tecnologia trabalham em conjunto.

Com o intuito de utilizar a tecnologia para auxiliar na movimentação dos pacientes, foi aplicado pelos pesquisadores um método que utilizava um hardware da marca Nintendo, modelo Wii com o software Wii Sports, onde ocorria a simulação de jogos como tênis, beisebol, golfe e boxe. O método foi aplicado a três meninas, sendo duas delas com diagnóstico de Paralisia Cerebral e uma com Trauma Cranioencefálico. Os resultados obtidos demonstraram que as crianças sentiram-se mais motivadas a realizarem o tratamento, sendo relatado por suas famílias que durante o período de aplicação do método estiveram mais atentas.

A fisioterapia adquire um importante papel na reabilitação desses pacientes, cujos objetivos passam por minimizar e retardar a evolução dos sintomas, melhorar a mobilidade,



Figura 14: Infraestrutura do Sistema Ikapp [44].

a força muscular, o equilíbrio e a aptidão física. Sendo assim, proporciona uma evolução da funcionalidade e consequente melhoria da qualidade de vida dos mesmos.

No trabalho apresentado por [14] ("Um guia para criar videogames acessíveis a usuários com paralisia cerebral"), foi feito o comparativo entre efeitos negativos e positivos dos videogames, a priori em adolescentes. Ao elencar os benefícios observaram a voluntariedade, competitividade e cooperação, imersão, senso de controle, conquista de metas. O trabalho relata o desenvolvimento de três jogos voltados para serem acessíveis a jogadores com paralisia cerebral. Um dos pontos principais analisados pelos pesquisadores foi identificar quais elementos poderiam tornar os jogos mais divertidos e atrativos.

O processo de estudo e desenvolvimento transcorreu durante três anos. O primeiro jogo em forma de terapia desenvolvido foi um jogo de futebol -foob-All- acessível a usuários com paralisia cerebral. Os pesquisadores identificaram estratégias para utilizar dispositivos de interação simples, como interruptores mecânicos e assim definiram as melhorias para os próximos jogos que seriam desenvolvidos. O jogo de futebol consistiu em três estágios: configuração, jogo e resultados.

Denominado Fórmula Chair, Figuras 17 e 18, segundo jogo foi desenvolvido, voltado para corridas de cadeira de rodas. Nesta etapa os pesquisadores introduziram um dispositivo de interação chamado Kinect, fabricado pela Microsoft, usando movimentos simples. No jogo desenvolvido um personagem estaria movimentando-se infinitamente



Figura 15: Gameterapia do Sistema Ikapp [44].

em um cenário com três pistas, onde encontrariam obstáculos como moedas e outras pessoas. Como critérios de avaliação a pontuação seria calculada de acordo com o tempo de jogo sem perder todas as vidas, o número de moedas coletadas e o número de obstáculos e pessoas esquivados.

O último jogo desenvolvido pelos pesquisadores foi denominado FISIO RUN, o qual foi projetado com a inclusão da equipe de fisioterapeutas da associação. Este último jogo teve dois objetivos primordiais, sendo eles: o entretenimento e o auxílio a fisioterapeutas para que atingissem seus objetivos com os pacientes.

Através deste estudo os pesquisadores puderam experienciar quais as formas de estudar e projetar jogos que fossem acessíveis a pessoas com deficiência. Outros fatores ficaram evidenciados através da pesquisa, sendo que através dos jogos os usuários poderiam encontrar uma forma de lazer mas que também pode trazer benefícios físicos e emocionais, sendo que esses são grandes aliados no que se refere ao uso da tecnologia aplicada a tratamentos de saúde.

No trabalho apresentado por [24] ("Terapia baseada em videogame com a utilização de Leap Motion Controlled (LMP) para reabilitação de membros superiores em pacientes com doença de Parkinson: um estudo de viabilidade"), a partir de uma tecnologia nova, chamada LEAP Motion Controller (LMC), dispositivo baseado em leds e câmeras infravermelhas, foi desenvolvida uma gameterapia para reabilitação motora de membros

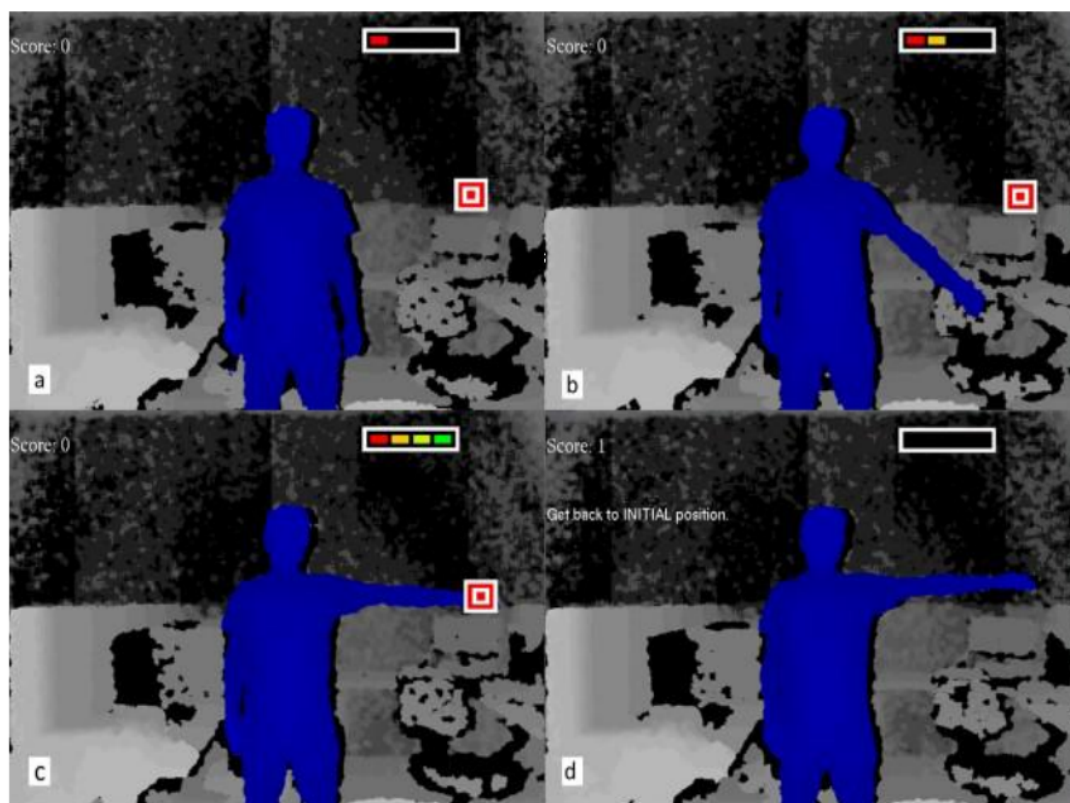


Figura 16: Rastreo da movimentação do Sistema Ikapp [44].

superiores para pacientes com a doença de Parkinson, como é demonstrada na Figura 19.

Um conjunto de videogames foi desenvolvido, com o objetivo de reabilitação motora dos membros superiores. O sensor LMC foi utilizado para capturar os movimentos das mãos dos usuários. Os diferentes ambientes virtuais foram criados usando o software Unity3D. O sistema desenvolvido com LMC apresentou bons resultados na terapia de pacientes com a doença de Parkinson, melhorando a coordenação motora, a velocidade dos movimentos e a destreza dos membros superiores.

EDITAR PERFIL

DATOS USUARIO

NOMBRE

CARLOS

IMAGEN



BUSCA IMAGEN

VALORES JUEGO

VELOCIDAD JUEGO

0.50

EXTREMIDAD

☐ CABEZA

☐ BRAZO DERECHO

☒ BRAZO IZQUIERDO

☐ PIERNA DERECHA

☐ PIERNA IZQUIERDA

RANGO IZQUIERDA

0.50

RANGO DERECHA

0.50

EDITAR
CANCELAR

Figura 17: Definição de parâmetros da interface da Gameterapia Formula Chair [14].

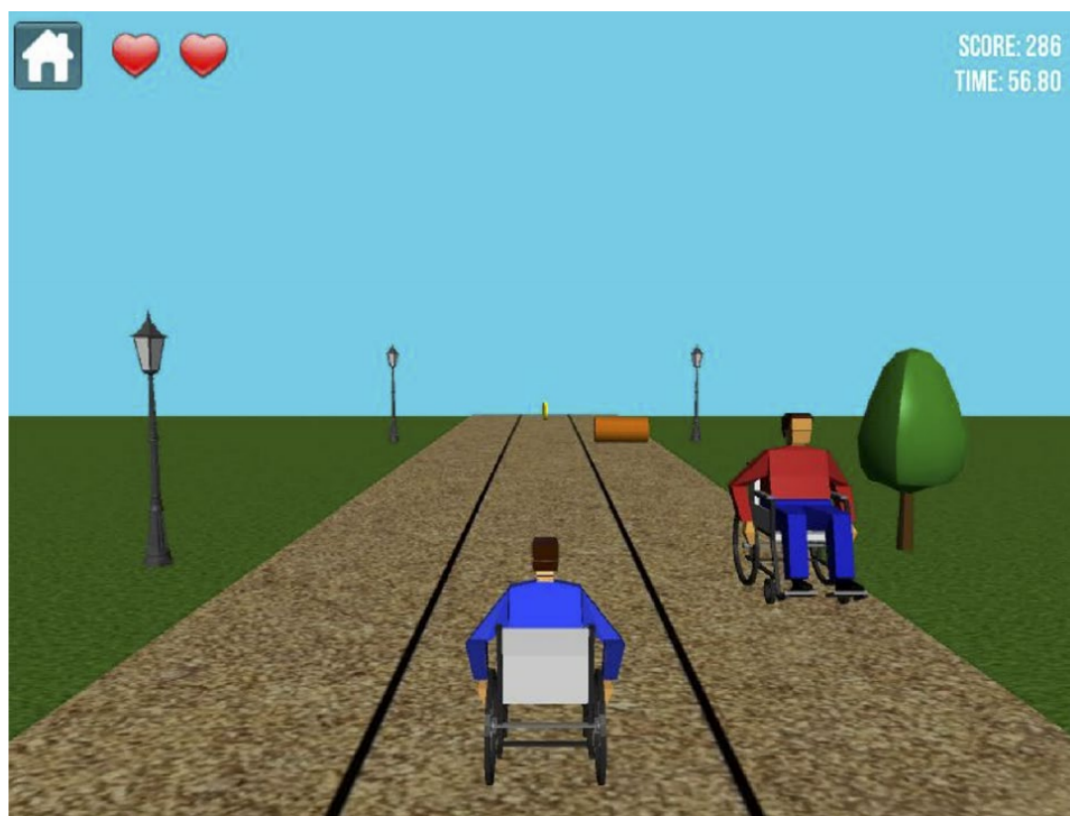


Figura 18: Gameterapia Formula Chair [14].



Figura 19: Gameterapia implementada com LMC [24]

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho, serão utilizados sensores inerciais, que dentro de uma de suas aplicações, podem retornar informações proporcionais à rotação das juntas dos membros superiores durante a execução do movimento (assumindo que estes estejam dispostos fisicamente no elo de interesse). Dessa forma, permitindo a obtenção dos movimentos cinemáticos dos membros superiores realizados pelo paciente durante testes e terapias. Com isso, ter um acompanhamento da motricidade do paciente através de um banco de dados com suas informações motoras, juntamente com o desenvolvimento de uma ferramenta computacional para interação com o usuário.

4.1 Sistema Proposto e Infraestrutura

4.1.1 Infraestrutura Necessária

Para o desenvolvimento deste projeto é necessário uma série de equipamentos e sensores.

Os principais itens para desenvolvimento deste projeto podem ser visualizados na Tabela 6.

4.2 Proposta metodológica

Para desenvolvimento de um sistema com dispositivos microprocessados com sensores inerciais para aquisição dos ângulos das juntas dos membros superiores do corpo humano, os protocolos mais utilizados são: *I2C* e o *Serial Peripheral Interface(SPI)*, justamente pelos sensores mais acessíveis do mercado utilizarem e serem compatíveis com estes protocolos.

Como metodologia para aquisição dos ângulos das articulações dos membros superiores do corpo humano, foi utilizada como suporte a distribuição das IMUs do trabalho de Bora et al., Apresentada em [8]. A Figura 10 mostra a disposição das IMUs ao longo da parte superior do corpo humano.

Para a conexão entre o MPU 92/65 e o WEMOS D1 MINI, foi desenvolvida um

Tabela 6: Infraestrutura Necessária

Item	Quantidade	Utilidade
Unidade de Medição Inercial	4	<i>Leitura de ângulo de rotação dos dispositivos clientes.</i>
Microcontrolador (Cliente)	4	<i>Leitura, manipulação e integração dos dados dos sensores.</i>
Mini Display	4	<i>Visualização de inicialização dos dispositivos, identificação de ID e mensagens enviadas do servidor para os clientes.</i>
Módulo de Carga	4	<i>Carregamento e gestão de energia da bateria do sistema.</i>
Case para conjunto bateria/módulo de carga	4	<i>Proteção e integração da bateria com o módulo de carga do sistema.</i>
Bracelete	4	<i>Fixação do hardware nos membros do corpo humano para monitoramento de movimentação motora.</i>
Microcontrolador (Servidor)	1	<i>Coordenação dos microcontroladores clientes.</i>
Computador	1	<i>Programação do microcontrolador e visualização/personalização da terapia.</i>
Bateria	4	<i>Para alimentação embarcada do sistema.</i>

módulo para facilitar a troca em caso de queima ou mau funcionamento de ambos os sistemas. Para a correta comunicação sensor-microcontrolador, foi utilizado o protocolo de comunicação I2C, que possui velocidade de até 100 kbits/s, e possui uma estrutura onde dois pinos do microcontrolador (SDA e SCL) enviam e recebem dados e o outro sincroniza (através de um clock), respectivamente. Esses pinos no WEMOS D1 são: Pino D2 - SDA e Pino D1 - SCL. A velocidade do protocolo I2C é suficiente para o projeto aqui apresentado.

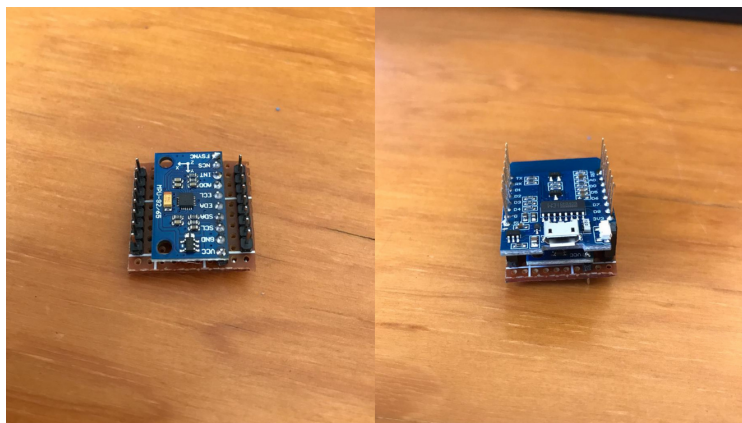


Figura 20: Módulo MPU 92/65 para WEMOS D1 MINI desenvolvido

A metodologia consiste em uma cadeia de dispositivos sem fio baseada na confiabilidade de comunicação e sincronização das informações obtidas pelos sensores inerciais. Cada conjunto de medição do ângulo de cada junta, deve adquirir as informações através do sensor inercial e encaminhar para um dispositivo/sistema que integre as informações de todas as juntas. A metodologia proposta utiliza o procedimento mestre-escravo, onde a aquisição de dados das IMUs é proveniente dos escravos que são monitorados por microcontroladores locais. Os módulos que possibilitam o monitoramento, incluem 1 Unidade de Medida Inercial modelo MPU92/65, 1 microcontrolador ESP8266 D1 Mini e 1 cabo USB (no protótipo final, é substituído por uma bateria de lítio) para energizar o sistema. O mestre coordena os escravos para sincronizar e controlar os dados. O microprocessador Raspberry Pi 3B + integra informações do mestre para visualização e uso em software. Esta metodologia pode ser visualizada na Figura 21.

O fluxograma de trabalho de aquisição de dados dos sensores IMU pelo microcontrolador é apresentado na Figura 23. Após iniciar, é definido pelo usuário a quantidade de sensores que serão utilizados. Com isso, o programa define a estrutura da Serial, por exemplo: se o usuário define a quantidade total de 3 sensores, a estrutura de amostragem da linha da Serial se dará com 6 espaços disponíveis para os dados de rotação em torno do eixo "x" e "y" de cada sensor IMU, separados por vírgula (.). Após esta etapa, é feita a requisição de dados dos sensores, assim preenchendo todos os espaços da estrutura definida na etapa anterior. Ao final da requisição de dados, o programa imprime a estrutura

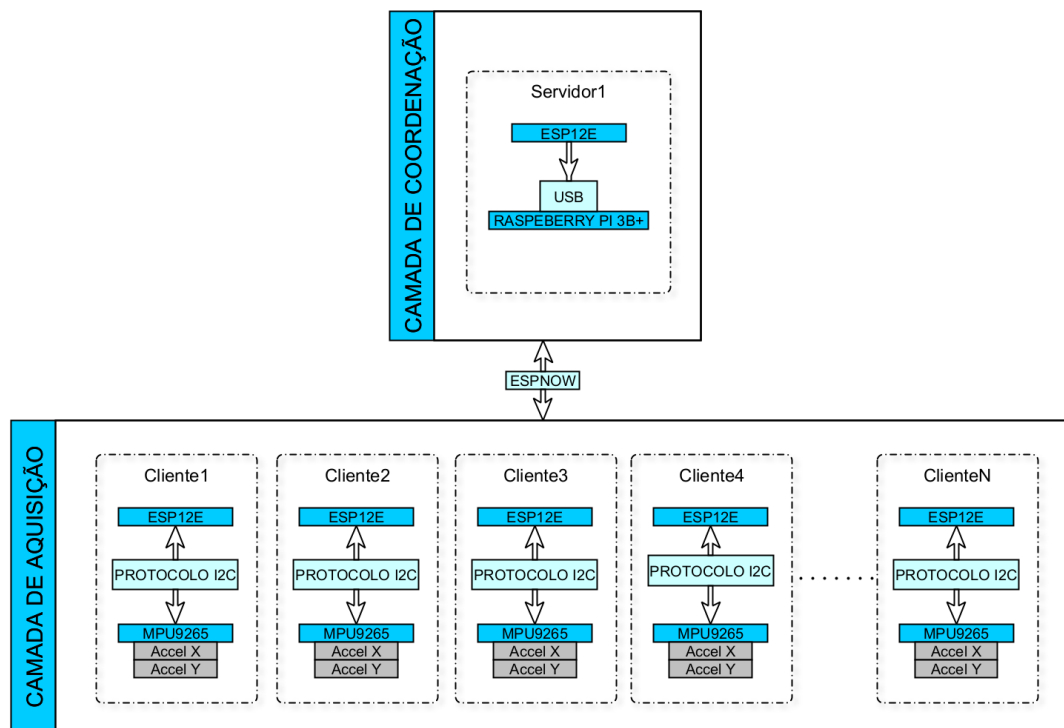


Figura 21: Esquemático de funcionamento do sistema

da linha da Serial com os dados dos sensores IMU.

4.3 Protocolo de Comunicação I2C

O protocolo de comunicação I2C, Circuito Inter-integrado (é pronunciado I-ao-quadrado-C, ou I-dois-C), foi criado pela Philips, e é um tipo de comunicação síncrona. Tem como principal vantagem sua simplicidade de implementação e seu baixo custo, e a desvantagem a velocidade de operação.

4.3.1 Propriedades da Comunicação I2C

Este protocolo possui apenas dois canais de comunicação: o canal de dados seriais, chamado de serial data (SDA); e o canal de sincronização, chamado serial clock (SCL). Esses canais são bidirecionais, possibilitando que os dispositivos dos dois lados possam utilizar os canais.

O canal de dados seriais (SDA) é responsável pela transmissão e recepção dos dados entre os dispositivos, este realiza as operações através de padrões, respeitando as procedimentos estabelecidos pelo protocolo de comunicação I2C. Já o canal de sincronização (SCL), faz com que os dados seriais (SDA) sejam transmitidos no tempo certo, garan-

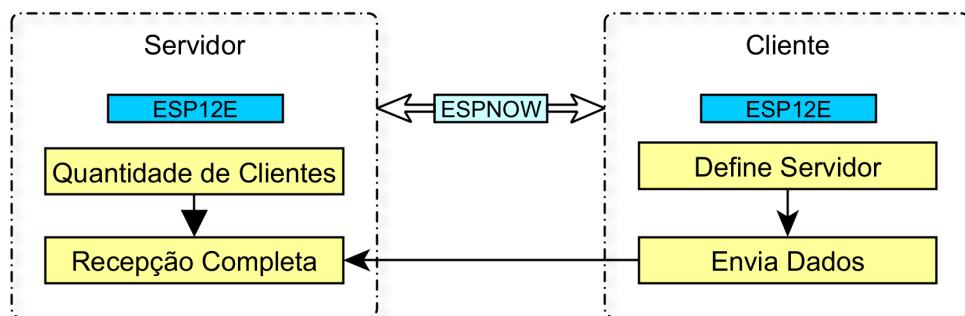


Figura 22: Esquemático de funcionamento do sistema

tindo a comunicação correta entre os dispositivos. Este canal gera um sinal digital oscilante entre nível alto e baixo rapidamente, a cada oscilação, esse tempo é utilizado para sincronização dos dispositivos.

Para o correto funcionamento do protocolo de comunicação I2C, deve-se, primeiramente, definir um sistema do tipo “mestre-escravo”, que pode ser visualizado na Figura 24, onde um dispositivo manda as requisições (mestre) e o outro envia estas informações (escravo). O mestre é responsável por coordenar a comunicação (gerar clock e iniciar a comunicação), enquanto o escravo apenas recebe os dados e responde quando é “chamado”. Cada um dos escravos possui um endereço individual de 7 bits que é utilizado para um mestre fazer a comunicação individual com os escravos. Este endereço é normalmente escrito em hexadecimal, e pode ser consultado através das folhas de dados (datasheets) dos dispositivos que irão estar nos barramentos I2C. Dependendo do caso, os dispositivos podem ser mestres ou escravos, mesmo normalmente estes assumindo um papel fixo: ou mestre, ou escravo.

Na Figura 24, pode-se verificar um exemplo de distribuição entre mestre e escravo, onde 3 dispositivos estão conectados no barramento da comunicação I2C; O dispositivo 1 pode ser um microcontrolador, neste caso assumindo o papel de mestre, e os outros dois dispositivos podem ser módulos ou sensores; os resistores de pull-up estão ligados entre o Vdd (5v ou 3.3V normalmente) e as linhas.

A velocidade relativamente baixa da comunicação I2C, se deve por dois motivos: o primeiro, é que o procedimento de transmissão dos dados é “burocrático”; o segundo (menos provável) é que uma única linha recebe e transmite dados (comunicação half-duplex). Portanto, não é possível fazer os dois ao mesmo tempo e o tempo gasto é dobrado. Um valor médio de velocidade é de 100kbits/s. [48]

Entretanto, o barramento I2C permite a comunicação entre diversos dispositivos com

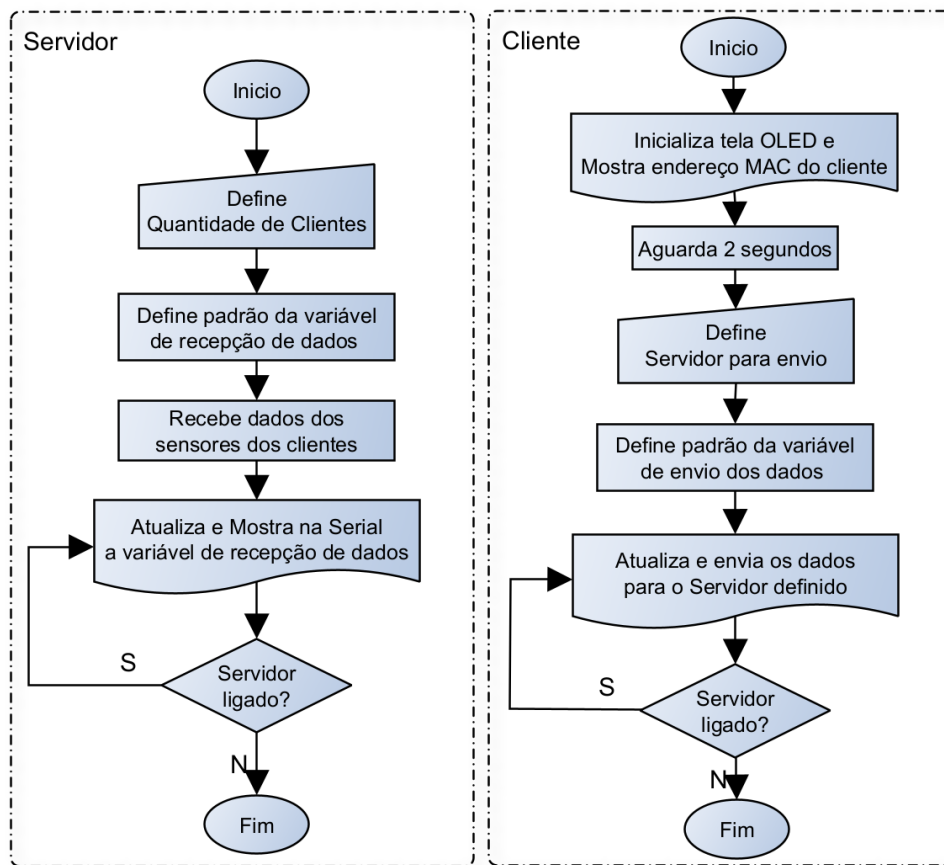


Figura 23: Fluxograma de Funcionamento do Servidor e do Cliente

apenas dois fios (SDA e SCL). Sendo assim, podem existir diversos mestres e escravos ligados no barramento. O número máximo de dispositivos ligados pode depender da capacitância máxima do barramento (400pF). [48]

4.3.2 Funcionamento de Transmissão e Recepção de Dados

O protocolo de comunicação I2C para funcionamento correto, deve passar por três etapas principais, que podemos chamar de Primeiro Byte, Segundo Byte e Terceiro Byte.

A transmissão dos bits ocorre do mais para o menos significativo. Para ser detectado um início de transmissão, a linha de dados (SDA) precisa passar de nível alto para nível baixo enquanto a linha de clock (SCL) estiver em nível alto. Este, então, é chamado de bit de início. [48]

Em seguida, a linha SCL fica oscilando na frequência estipulada (depende da velocidade). Enquanto isso, a linha SDA deve enviar 7 bits correspondente ao endereço do dispositivo alvo. Esses bits são enviados um por vez a cada intervalo que a linha SCL estiver em nível baixo. Ou seja, o clock fica em nível baixo e um bit é enviado, depois o clock fica em nível alto e, em seguida, fica novamente em nível baixo, então outro bit é enviado. E assim em diante. [48]

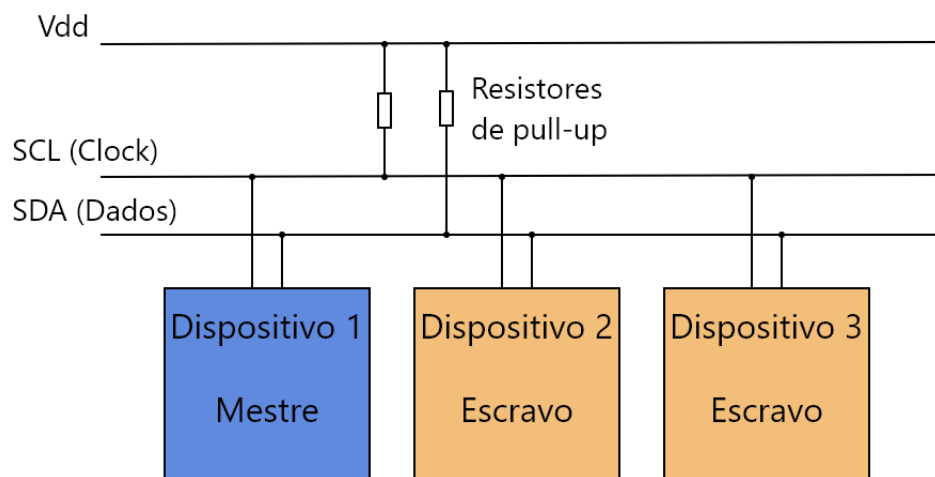


Figura 24: Sistema do tipo mestre-escravo em um barramento I2C [48]

Após os 7 bits de dados, um bit deve ser enviado para determinar se você deseja escrever ou ler um registrador do dispositivo. Enviar 0 indica escrita e 1 indica leitura. Para este início da comunicação deve-se enviar 0. [48]

Na sequência do primeiro byte, o escravo deve informar se ele recebeu as informações. Ele faz isso mantendo a linha SDA em nível baixo. E o mestre deve deixar a linha SDA livre. Esse bit é chamado de Acknowledge ou ACK. Se o escravo não recebeu corretamente os dados, ele mantém a linha em nível alto e este bit recebe o nome de Not Acknowledge ou NACK. O NACK pode ocorrer por outros motivos. Como por exemplo se nenhum escravo com o endereço especificado existir. Em todos os casos, a comunicação é abortada (uma nova tentativa depende do mestre). [48]

Na Figura 25 é demonstrado o exemplo de uma escrita. O endereço do escravo é 0x68 (1101000), o registrador é 0x3B (00111011) e os dados enviados são: 11001010.

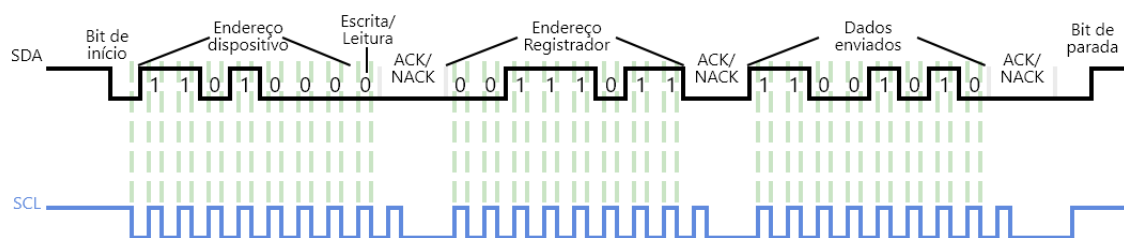


Figura 25: Exemplo de uma comunicação I2C com as etapas de funcionamento [48]

4.4 Protocolo de Comunicação ESP-NOW

ESP-NOW é um tipo de protocolo de comunicação Wi-Fi sem conexão a internet que é definido pelo Espressif. No ESP-NOW, os dados do aplicativo são encapsulados em um

Etapas	Funcionamento
Bit de Início	Para início da comunicação entre mestre-escravo, SCL deve estar em nível alto e SDA passa de nível alto para nível baixo.
Primeiro Byte	Nesta etapa é passado em 7 bits o endereçamento do escravo da comunicação.
Escrita/Leitura	Em 1 bit, deve ser passado se vai ser escrita uma informação no escravo ou se vai se receber informações do escravo. Nível baixo indica escrita e nível alto indica leitura.
ACK/NACK	O escravo deve informar se ele recebeu as informações. Ele faz isso mantendo a linha SDA em nível baixo. E o mestre deve deixar a linha SDA livre. Esse bit é chamado de <i>Acknowledge</i> ou ACK. Se o escravo não recebeu corretamente os dados, ele mantém a linha em nível alto e este bit recebe o nome de <i>Not Acknowledge</i> ou NACK.
Segundo Byte	Deve ser escrito em 8 bits o registrador que deve ser acessado para a escrita/leitura do escravo da comunicação.
ACK/NACK	Após a etapa do Segundo Byte, o escravo deve informar se recebeu as informações novamente.
Terceiro Byte	Caso na etapa de Leitura/Escrita for: Leitura: Os dados são recebidos em 8 bits. Escrita: Os dados deverão ser escritos em 8 bits.
ACK/NACK	Novamente, o escravo deve comunicar se enviou/recebeu informações.
Bit de Parada	Para encerrar a comunicação, a linha SDA passa de nível baixo para nível alto enquanto a linha SCL está em alta.

Tabela 7: Etapas e Funcionamento do Protocolo de Comunicação I2C. Adaptado de [48]

quadro de ação específico do fornecedor e, em seguida, transmitidos de um dispositivo Wi-Fi para outro. ESP-NOW é amplamente utilizado em luz inteligente, controle remoto, sensor, etc. [21]

O protocolo é semelhante à conectividade sem fio de 2,4 GHz de baixo consumo que geralmente é implantada em mouses sem fio. Assim, o emparelhamento entre os dispositivos é necessário antes de sua comunicação. Após o emparelhamento, a conexão é segura e ponto a ponto. [21]

O ESP-NOW usa um quadro de ação específico do fornecedor para transmitir dados do ESP-NOW. A taxa de bits padrão do ESP-NOW é de 1 Mbps. [21]

ESP-NOW usa o método CCMP, que é descrito em IEEE Std. 802.11-2012, para proteger o quadro de ação específico do fornecedor. O dispositivo Wi-Fi mantém uma chave mestra primária (PMK) e várias chaves mestras locais (LMK). Os comprimentos de PMK e LMK são 16 bytes. [21]

PMK é usado para criptografar LMK com o algoritmo AES-128. A função

esp_now_set_pmk() é usada para definir PMK. Se PMK não estiver definido, um PMK padrão será usado. [21]

O LMK do dispositivo emparelhado é usado para criptografar o quadro de ação específico do fornecedor com o método CCMP. O número máximo de LMKs diferentes é seis. Se o LMK do dispositivo emparelhado não estiver definido, o quadro de ação específico do fornecedor não será criptografado. A criptografia do quadro de ação específico do fornecedor multicast não é suportada. [21]

esp_now_add_peer() para adicionar o dispositivo à lista de dispositivos pareados antes de enviar dados para este dispositivo. Se a segurança estiver habilitada, o LMK deverá ser definido. Você pode enviar dados ESP-NOW através da interface Station e SoftAP. Certifique-se de que a interface esteja habilitada antes de enviar dados ESP-NOW.[21]

O número máximo de dispositivos emparelhados é 20 e os dispositivos de criptografia emparelhados não são mais de 16, o padrão é 6.[21]

Um dispositivo com um endereço MAC de broadcast deve ser adicionado antes de enviar dados de broadcast. A faixa do canal dos dispositivos pareados é de 0 a 14. Se o canal estiver definido como 0, os dados serão enviados no canal atual. Caso contrário, o canal deve ser definido como o canal em que o dispositivo local está.[21]

A função *esp_now_send()* realiza o envio dos dados ESP-NOW e a função *esp_now_register_send_cb()* para registrar o envio da função de retorno de chamada. Ele retornará *ESP_NOW_SEND_SUCCESS* no envio da função callback se os dados forem recebidos com sucesso na camada MAC. Caso contrário, retornará *ESP_NOW_SEND_FAIL*. Vários motivos podem levar o ESP-NOW a falhar no envio de dados. Por exemplo, o dispositivo de destino não existe; os canais dos dispositivos não são os mesmos; o quadro de ação é perdido ao transmitir no ar, etc. Não é garantido que a camada de aplicação possa receber os dados. Se necessário, envie de volta dados de confirmação ao receber dados ESP-NOW. Se estiver recebendo timeouts de dados de confirmação, retransmita os dados ESP-NOW. Um número de sequência também pode ser atribuído aos dados ESP-NOW para eliminar os dados duplicados.[21]

Se houver muitos dados ESP-NOW para enviar, utiliza-se a função *esp_now_send()* para enviar menos ou igual a 250 bytes de dados uma vez. Um intervalo muito curto entre o envio de dois dados ESP-NOW pode levar a uma desordem no envio da função de retorno de chamada.[21]

A função *esp_now_register_rcv_cb()* se utiliza para registrar a função de retorno de chamada recebida. A função de retorno de chamada de recebimento também é executada a partir da tarefa Wi-Fi. Portanto, não recomenda-se desenvolver operações longas na função de retorno de chamada. [21]

A função *esp_wifi_config_espnw_rate()* configura a taxa ESPNOW da interface especificada. Certifique-se de que a interface esteja habilitada antes da taxa de configuração. Esta API deve ser chamada após a função *esp_wifi_start()*. [21]

4.5 Integração e Programação do Microcontrolador

A biblioteca Wire, disponível nas bibliotecas do Arduino, possibilita a comunicação I2C entre dispositivos acoplados nos pinos SDA(Dados) e SCL(Clock) do Arduino. As portas SDA e SCL, estão dispostas de maneiras diferentes de acordo com a versão e modelo do microcontrolador Arduino. No Arduino UNO, a porta de dados deste modelo de Arduino é o pino analógico número 4 (A4), e a porta de sincronização é o pino analógico 5 (A5). No caso do microcontrolador utilizado neste projeto (ESP12E, também chamado de Wemos D1 Mini), as portas SDA e SCL, são os pinos GPIO4 e GPIO05, respectivamente.

Na IDE do Arduino, com a utilização do código para busca de endereço dos dispositivos acoplados ao barramento I2C, a Figura 26 demonstra a Serial do Arduino para a leitura do endereço de três sensores inerciais: 2 MPU-92/65 (Endereços 0x68 e 0x69) e 1 ADXL345 (Endereço 0x53).

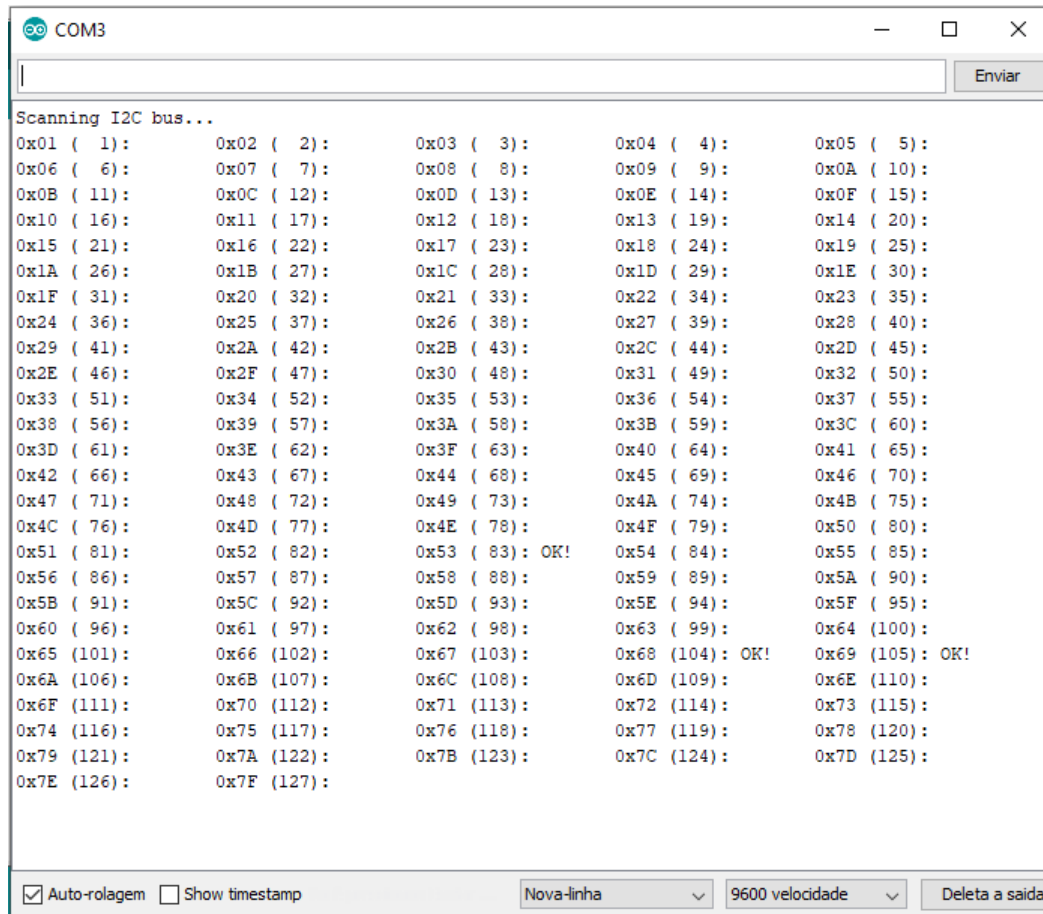


Figura 26: Serial com o endereço de três sensores inerciais acoplados ao microcontrolador

Conforme análise do documento técnico do sensor inercial MPU-92/65, este sensor permite a comunicação através do protocolo I2C. Para colocar mais de um deste sensor no mesmo barramento I2C, deve-se fazer algumas ligações para se obter diferentes endereços para o mesmo modelo de sensor [22]. Como o pino dedicado para trocar o endereço do

protocolo I2C daquele sensor permite ligação, somente, com uma alimentação 5V(nível alto), ou o aterramento do pino(nível baixo), o número de possíveis endereços deste modelo de sensor em um mesmo barramento I2C é 2.

4.6 Unidade de Medição Inercial (IMU)

Os sensores de movimentação inercial são sistemas baseados em Micro Sistemas Eletro-Mecânicos (MEMS), onde a partir de deslocamentos físicos em sequência de uma interpretação eletrônica fornece um sinal de saída analógica ou digital. Estes sensores inerciais tem como objetivo mapear os efeitos da ação de forças que provoquem uma mudança do estado inercial de sistemas sobre os quais estas forças são exercidas, sensores estes baseados na tecnologia MEMS.

Os dispositivos com a tecnologia MEMS embarcada é caracterizado, principalmente, pela presença de sensores ou atuadores em conjunto com a microeletrônica, ou ainda, pela união de todos estes componentes simultaneamente em um mesmo dispositivo. A tecnologia MEMS passou de uma área de pesquisa que despertava curiosidade para uma indústria multibilionária, atendendo os mais diversos setores com várias aplicações.

A unidade de medição inercial (IMU) é constituída por uma série de acelerômetros e giroscópios, com um circuito de digitalização e uma unidade de cálculo. Por meio de integradores, as acelerações e os parâmetros angulares no sistema de navegação inercial produzem a posição, a velocidade e a orientação do IMU. Ou seja, os giroscópios mantêm os acelerômetros em posição horizontal com o terreno, fornecendo a orientação azimutal, enquanto os acelerômetros colocados na plataforma fornecem as componentes específicas da aceleração. Os integradores recebem as indicações dos acelerômetros e fornecem a velocidade e a distância [28].

Medindo-se a aceleração de um corpo, pode-se calcular, através de integrações matemáticas as mudanças de velocidade e posição. Para a obtenção dos movimentos rotacionais, utiliza-se giroscópios, que aferem a velocidade de rotação em torno de um eixo [52]. A instalação rigorosa de um sistema IMU em um sensor remoto produz a posição, a velocidade e a orientação do próprio sensor e para assegurar uma boa exatidão, o IMU deve ser pequeno e o mais leve possível, de modo a poder ser instalado o mais perto possível do sensor [43].

A IMU é geralmente usada em dispositivos para medição de velocidade, orientação e força gravitacional. Existem dois tipos principais de IMU. O primeiro, consiste em um arranjo de dois sensores: um acelerômetro e um giroscópio. O segundo, com o avanço da tecnologia, as IMUs passaram a ter em seu arranjo de MEMS outro tipo de sensor - magnetômetro. O magnetômetro mede a direção magnética, podendo melhorar a leitura do giroscópio [2].

4.6.1 Princípio de funcionamento do acelerômetro

O Acelerômetro MEMS mede a aceleração a partir da mudança de capacitância. Sua microestrutura possui uma massa presa a uma mola com eletrodos sobressalientes que se movem junto com a massa de prova. Essa massa consegue se mover somente ao longo de duas direções: x e y. Portanto, quando uma aceleração na direção específica será aplicada, a massa se moverá e a capacitância entre as placas e a massa mudará. Essa mudança na capacitância será medida, processada e corresponderá a um valor de aceleração específico. [15]

Na Figura 27, é demonstrada a estrutura de um acelerômetro de dois eixos do tipo MEMS. Ao lado direito demonstra-se algumas situações onde a capacitância é alterada.

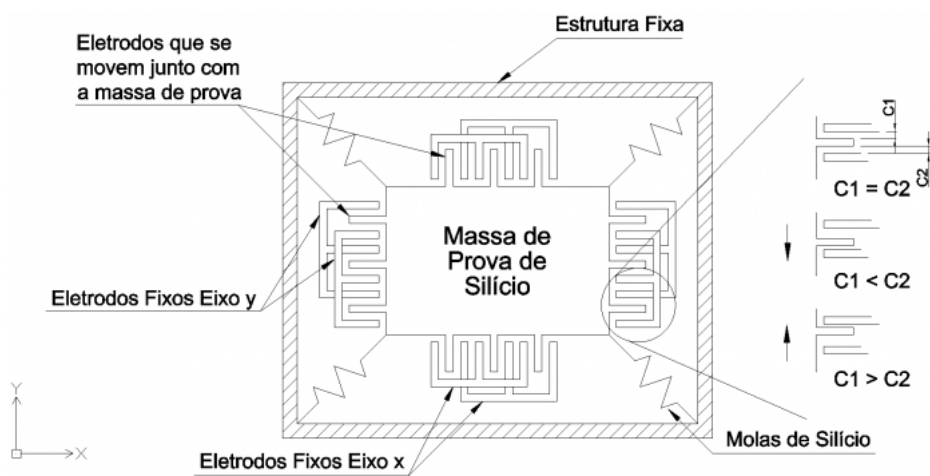


Figura 27: Estrutura de um acelerômetro de dois eixos. Adaptado de [57]

4.6.2 Princípio de funcionamento do giroscópio

Estruturalmente, um giroscópio é bastante similar a um acelerômetro, possuindo, também, uma massa de prova suportada por molas de silício. A grande diferença está na medição da velocidade angular, onde esta, no giroscópio é obtida medindo-se a força Coriolis exercida na massa vibrante, ou seja, o movimento do corpo de prova deve possuir, pelo menos, dois graus de liberdade. [57]

Na Figura 29, pode-se visualizar a estrutura de um giroscópio baseado em MEMS, capaz de medir a velocidade angular em torno de somente um eixo.

A estrutura de um giroscópio baseado em MEMS para medição de velocidade angular em torno de um eixo, consiste em dois conjuntos de molas de silício: K_x , este suporta a estrutura externa e permite a mobilidade na direção do eixo x; e K_y permitindo uma constante vibração da parte interna na direção do eixo y, causada por atuadores eletrostáticos. A força Coriolis proveniente de uma rotação em torno do eixo z faz com que tanto a parte central quanto a parte externa da estrutura se movam na direção x. Este movimento da parte externa causa uma variação da capacitância entre os eletrodos fixos e móveis co-

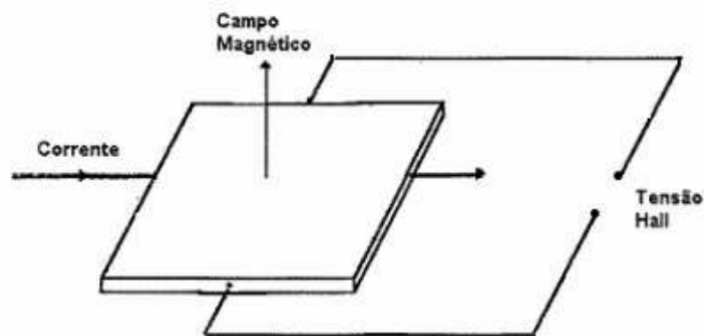


Figura 29: Efeito Hall para medição de Campo Magnético. Adaptado de [10]

4.7 Ângulos de Euler: Roll, Pitch e Yaw

Um objeto no espaço pode possuir 6 graus de liberdade, os 3 tradicionais deslocamentos em x, y e em z , e outros 3 chamados de Ângulos de Euler: Roll (rolagem), Pitch (arfagem) e Yaw (guinada). Estes são os ângulos de rotação ao longo de cada um dos eixos de deslocamento do plano cartesiano, como mostra a Figura 30.

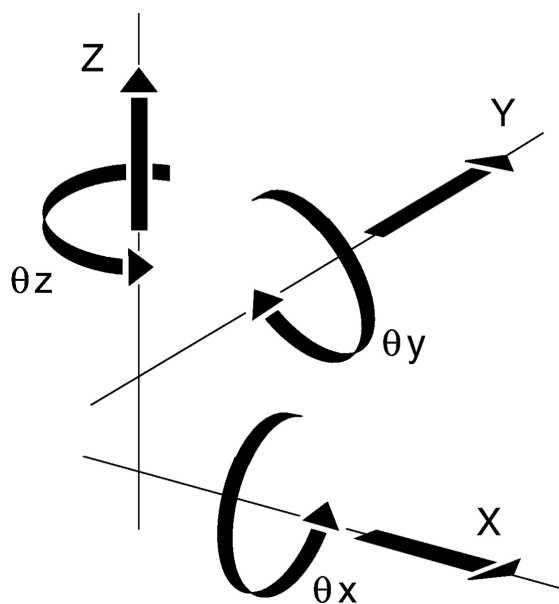


Figura 30: Os 6 graus de liberdade [33]

Quando a rotação acontece ao longo do eixo longitudinal a partir do centro de gravidade, este é chamado de rolagem, quando acontece ao longo do eixo lateral, chama-se arfagem, e quando a rotação acontece ao longo do eixo vertical é chamada guinada. Caso a frente de um objeto estivesse apontado em direção de Y , a rotação θ_y seria a rolagem (Roll), a rotação θ_x seria a arfagem e a rotação θ_z seria a guinada.

4.7.1 Obtenção de rolagem e arfagem de um acelerômetro

Quando um objeto não está em movimento, ele experimentará aceleração apenas devido à gravidade (desprezando as outras forças mínimas). A direção da força gravitacional é sempre a mesma em relação à estrutura da Terra, mas com base na orientação da IMU, ela experimentará uma quantidade diferente de aceleração ao longo dos três eixos. Esses valores de aceleração podem nos fornecer valores de rotação de rolagem e arfagem [49].

Pode ser relacionado através relações trigonométricas, como pode ser visualizado na Figura 31. Por um cálculo de trigonometria, poderia se obter o ângulo entre o vetor g e a base do objeto pela Equação 1.

$$\theta = \arctan\left(\frac{g_x}{g_z}\right) \quad (1)$$

Obtendo dessa forma o ângulo entre os eixos dessa forma, qualquer alteração de inclinação ao longo do Y, acarretaria na decomposição da componente de aceleração no eixo Z, gerando erro na determinação do ângulo em relação a X. Sabendo isso, toma-se o valor absoluto das componentes de aceleração em Y e em Z, que corresponde à projeção destas componentes no eixo Z do acelerômetro. Logo, se tem confiabilidade para determinar o ângulo em relação a um eixo em específico mesmo estando o sensor inclinado em relação a outro eixo. As equações 2 e 3 demonstram a aquisição das rotações de rolagem e arfagem, dado que a frente do objeto esteja na direção do eixo Y [56].

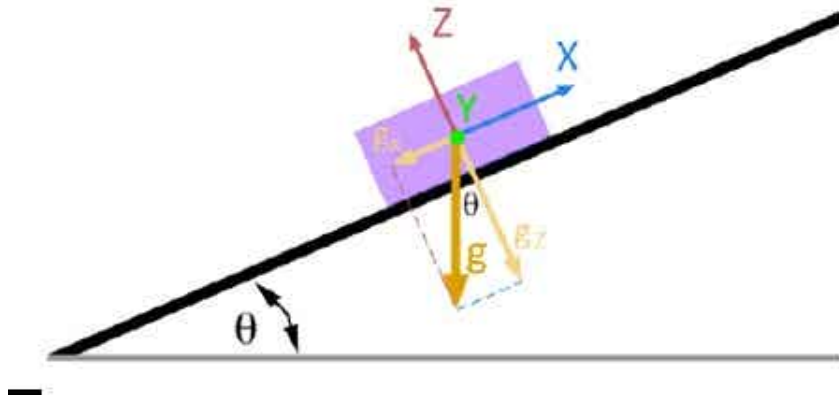


Figura 31: Vetor Gravidade em relação aos outros vetores [56]

$$Arfagem(\theta_x) = \arctan\left(\frac{G_y}{\sqrt{G_x^2 + G_z^2}}\right) \quad (2)$$

$$Rolagem(\theta_y) = \arctan\left(\frac{G_x}{\sqrt{G_y^2 + G_z^2}}\right) \quad (3)$$

Nota-se que o denominador das equações de rotação são definidos como sempre po-

sitivos. Portanto, as equações fornece apenas um intervalo de $[-90, 90]$.

4.8 Filtro de Média Móvel

Tendo em vista a alta sensibilidade que os acelerômetros possuem, para a aquisição de um sinal menos oscilatório pode-se usar um método para filtragem. O filtro de média móvel (MAF), não recursivo, representando um filtro FIR (Resposta ao Impulso Finito), tem como principal característica a sua implementação para diferentes aplicações [17].

O filtro de média móvel pode ser obtido calculando-se a média de um conjunto de valores, como pode ser visualizado na Equação 4. Esta média é chamada móvel pois sempre é adicionado um novo valor ao conjunto e descartado o mais velho.

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} x[n - k] \quad (4)$$

Onde n é o índice dos valores de entrada e saída, M é o número de amostras utilizadas para a filtragem, $y[n]$ é o sinal de saída filtrado e $x[n - k]$ representa o conjunto dos valores a serem somados. Nota-se o incremento de um atraso, quanto maior a quantidade de amostras. O sinal de saída $y[n]$ depende somente das amostras do sinal de entrada $x[n]$ [17].

4.9 Filtro Complementar

Outra possibilidade de filtro é a combinação entre dados do acelerômetro e giroscópio da imu a ser utilizada (quando possível). Existem vários filtros possíveis, sendo o mais famoso o filtro de Kalman, desenvolvido em 1960 por Rudolf E. Kalman. É considerado uma das grandes descobertas do século 20 devido às suas implicações no processo de filtragem em sensores (não apenas IMU's) [30].

De forma resumida, o filtro de Kalman faz uma estimativa do valor futuro da medição e, em seguida, compara o valor real por meio de análise estatística para compensar o erro em medições futuras. No entanto, o filtro Kalman em sua versão geral implica em cálculos complexos que para microcontroladores de baixo processamento, o tempo excessivo de implementação e cálculo, pode ser ineficiente [30].

Por esse motivo, é comum usar um filtro com menos necessidade computacional, neste caso, chamado de filtro complementar. Este filtro, pode ser considerado uma simplificação do filtro de Kalman que dispensa totalmente a análise estatística [30].

Existem várias formulações para um filtro suplementar. Em sua expressão mais simples, o filtro complementar pode ser expresso conforme a Equação 5.

$$(\theta) = A \cdot (\theta_{osc}) + B \cdot (\theta_{acel}) \quad (5)$$

Onde A e B são duas constantes que, inicialmente, podem ser tomadas como 0,98 e 0,02, respectivamente. Se pode calibrar o filtro variando os valores de A e B desde que cumpra a condição de que somem 1 entre eles [30].

O filtro complementar se comporta como um filtro passa-alta para a medição do giroscópio e um filtro passa-baixa para o sinal do acelerômetro. Ou seja, o sinal do giroscópio comanda no curto prazo, e o sinal do acelerômetro no médio e longo prazo [30].

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Em geral, existem várias opções para monitoramento da atividade motora de membros superiores, mas há limitações por serem manuais (como no caso do goniômetro) e/ou a partir de conexões via cabos entre dispositivos, ou por possuírem alto custo de insumos e construção para uso em larga escala. Dessas observações surgiu a motivação para este projeto, com forte foco validar um modelo de baixo custo capaz de fornecer desempenho semelhante aos modelos existentes. O foco principal está na definição e desenvolvimento do hardware aliado a otimização de software e análise de dados. Os primeiros protótipos resultaram em diversas publicações na área de robótica assistiva e robótica de serviço [27][26][60].

5.1 Aquisição e Filtragem dos Dados da IMU

Com a finalidade de ter uma informação precisa e sem ruídos, foi implementado dois tipos de filtros nos dados do sensor acelerômetro da imu: Filtro de Média Móvel e um Filtro Complementar. Na Figura 32 pode ser visualizada o resultado da leitura do sensor acelerômetro nos eixos de rotação X e Y sem filtros implementados.

Para implementação do filtro para remover as altas frequências (também chamado de Filtro Passa-Baixa) nos dados da IMU, foi utilizado um Filtro de Média Móvel, que a partir da aquisição de N amostras, realiza a média entre elas. Esta técnica insere um pequeno atraso no sistema, já que depende de N amostras para fazer o cálculo da média, mas para o sistema desenvolvido, com os devidos testes, foi ajustado um valor N adequado para não prejudicar a aplicação do sistema.

Com o objetivo de verificar a filtragem a partir do Filtro de Média Móvel para valores positivos e negativos do acelerômetro do MPU-92/65, se obteve o resultado da Figura 33.

A fim de comparar diferentes números de amostras para a média do Filtro de Média Móvel implementado, foi testado a quantidade de 50 amostras para a média. Este teste pode ser visualizado na Figura 34. O teste realizado é idêntico ao realizado para a quantidade de 10 amostras para a média apresentada anteriormente: rotação de 90 graus ao longo do eixo X do MPU-92/65. O resultado possui um atraso a ser considerado, além

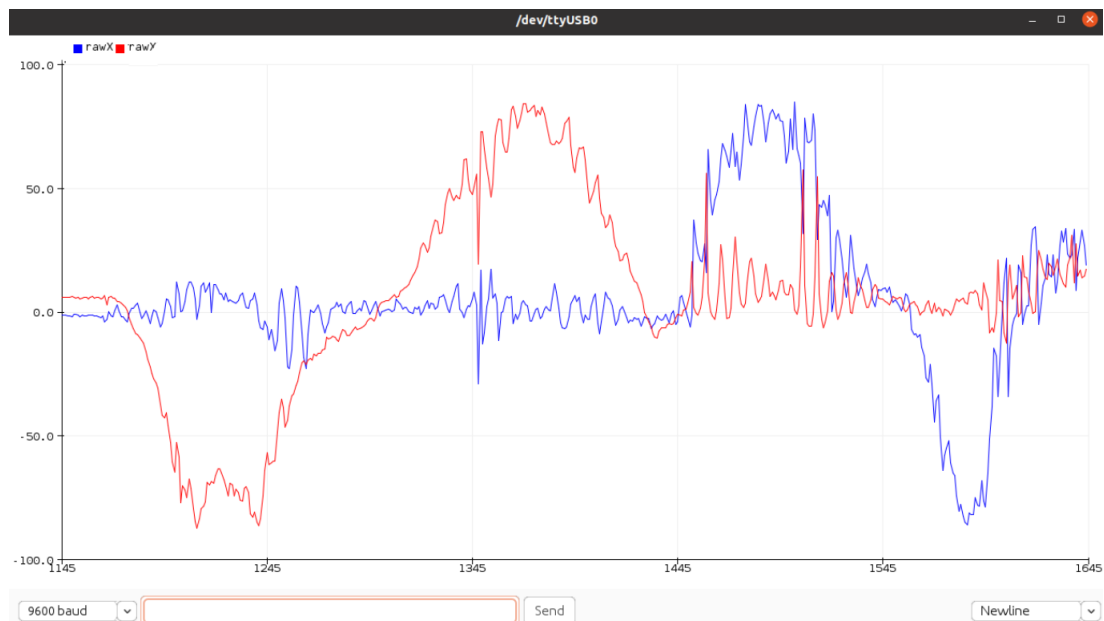


Figura 32: Aquisição RAW dos eixos de rotação X (em azul) e Y (em vermelho)

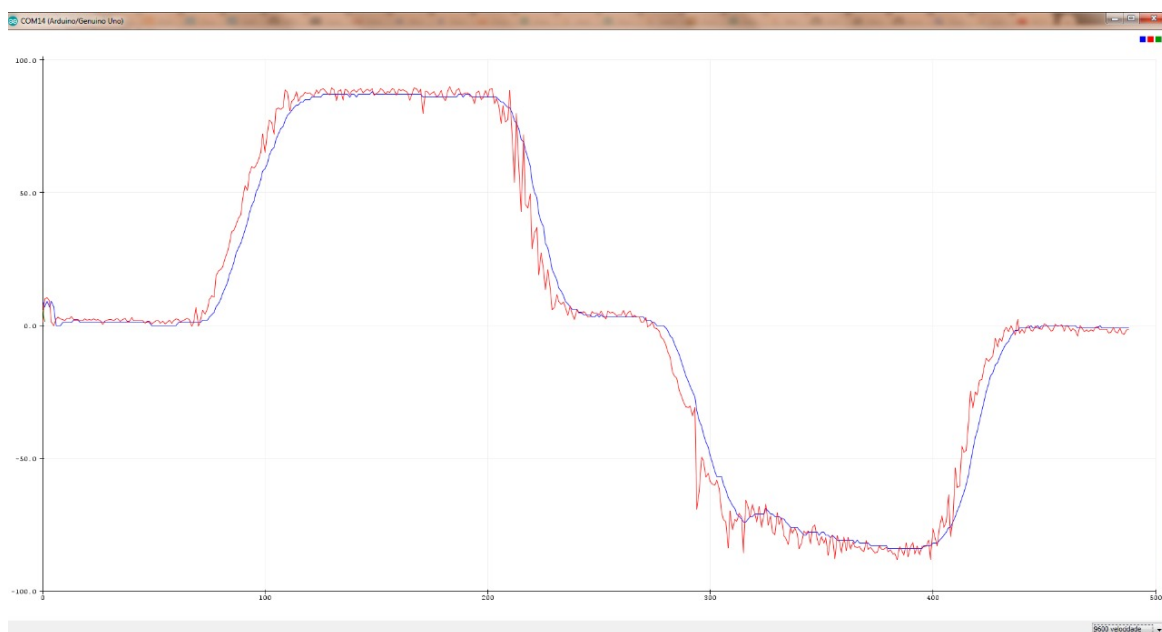


Figura 33: Filtro de média móvel (em azul) em comparação com o dado bruto (em vermelho) para rotações de -90 a 90 graus (Eixo X) com 10 amostras para média

de que o tempo em que permanece no ângulo de medição superior (90 graus) é quase a metade do tempo do sinal bruto do acelerômetro do MPU-92/65.

Na Figura 35, é apresentado o resultado de rotações oscilatórias ao longo do eixo X entre $[-90, 90]$ do acelerômetro do MPU-92/65 para verificação da robustez do Filtro de Média Móvel com uma quantidade de amostra de 10 valores para a média.

Na Figura 36 pode ser visualizado a leitura em tempo real do sinal filtrado a partir do Filtro de Média Móvel com 10 amostras para a média, do sensor acelerômetro para os

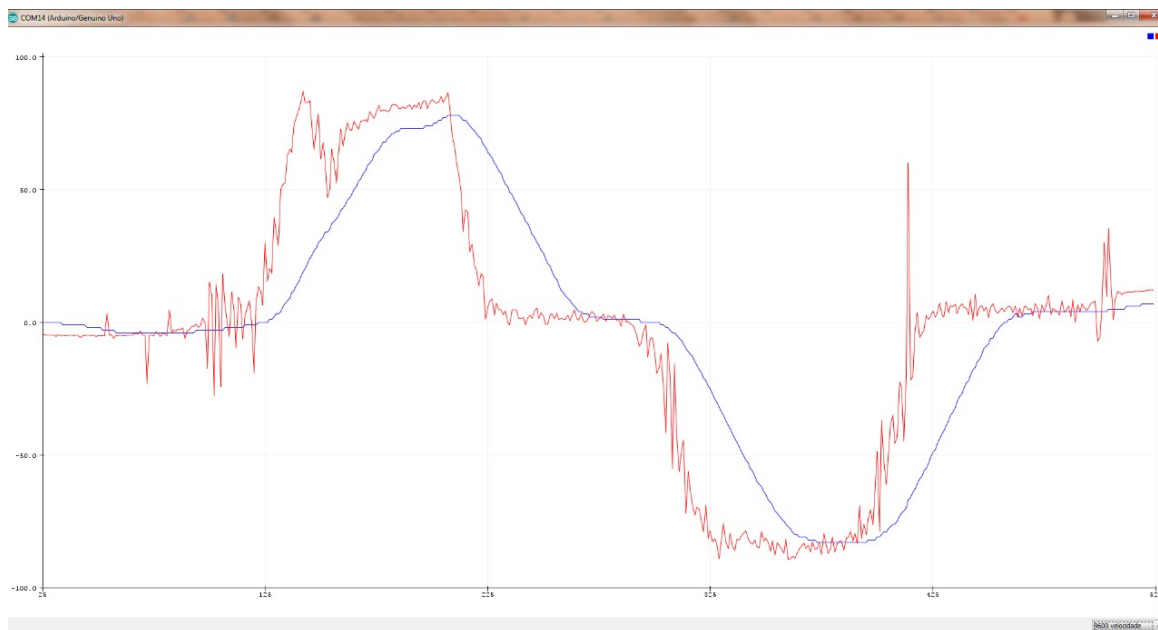


Figura 34: Filtro de média móvel (em azul) em comparação com o dado bruto (em vermelho) para rotação de 90 graus (Eixo X) com 50 amostras para média

eixos X e Y.

Para comparação da robustez do filtro de média móvel, foi comparado com um segundo filtro desenvolvido: Filtro Complementar com dados do acelerômetro e giroscópio da IMU.

Pode-se verificar a Figura 37 que o Filtro Complementar leva em torno de 7x mais tempo para a estabilização do sinal em comparação ao filtro de Média Móvel. Para movimentos rápidos (entre as amostras 200 e 400 do gráfico), o filtro complementar não atinge o valor médio do sinal bruto do sensor, se caracterizando assim como um dado incorreto.

5.2 Datalogger do servidor

Para salvar as informações e serem analisadas por um especialista da área, foi desenvolvido um sistema de gravação dos dados em um arquivo de texto .txt (o arquivo gerado a partir do sistema pode ser visualizado na Figura 38).

Com os dados obtidos através do sistema, pode-se gerar gráficos para melhor visualização do comportamento de cada junta/membro. Na Figura 39 pode ser visualizado o gráfico gerado a partir dos dados obtidos pelo sistema.

Para utilização do sistema em terapias de reabilitação, foi desenvolvido um sistema na linguagem Python para configuração e personalização da terapia por um especialista. A interface desenvolvida pode ser visualizada na Figura 40.

O objetivo da interface é personalizar a ocorrência do evento pré definido (pressionar uma determinada tecla do teclado ou mouse), definido pelo especialista, em base aos ângulos do membro onde o dispositivo está acoplado, e assim ao atingir as condições,

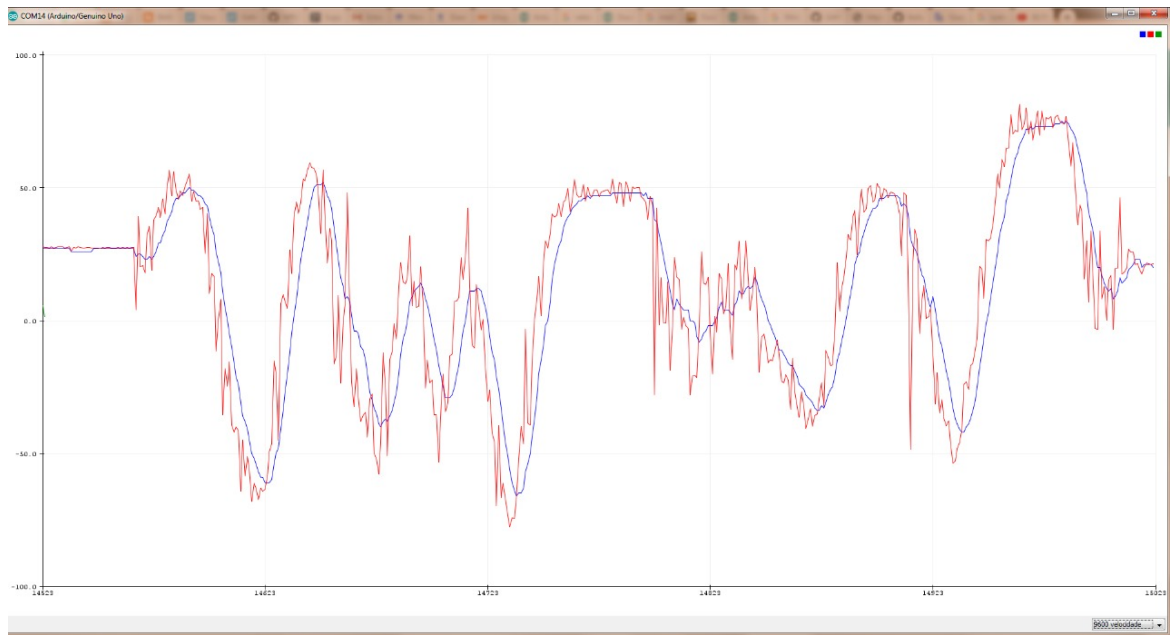


Figura 35: Filtro de média móvel (em azul) em comparação com o dado bruto (em vermelho) para rotações aleatórias entre -90 e 90 graus (Eixo X) com 10 amostras para média

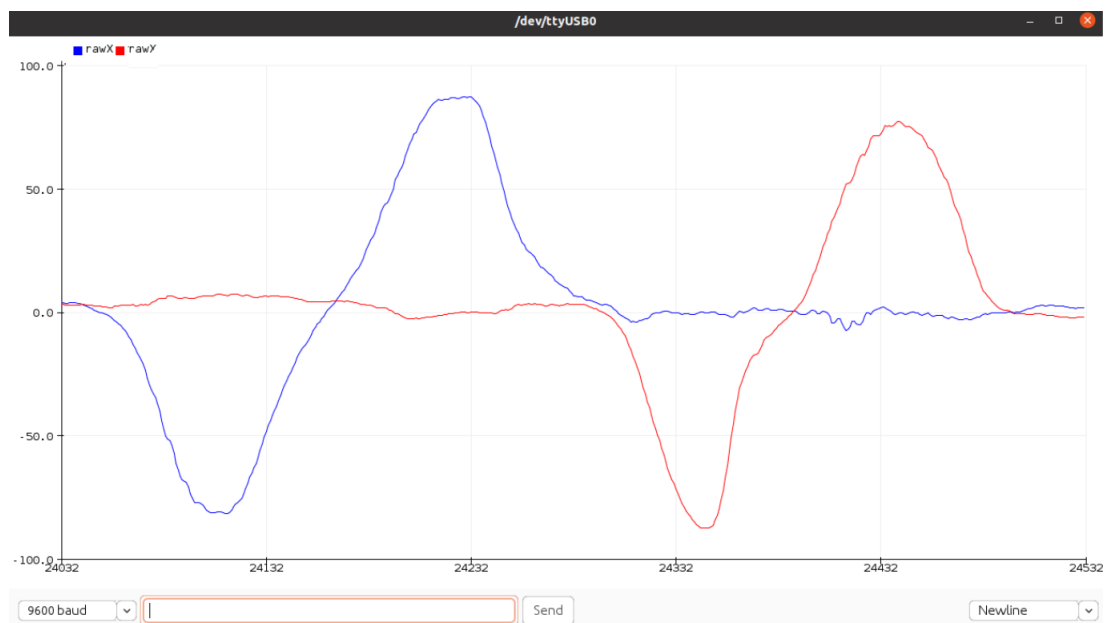


Figura 36: Passa Baixa

realiza o evento pré definido.

Na Figura 41, é apresentado os dados obtidos pela estação Wemos D1 Mini em comunicação com três nós de Wemos D1 Mini, obtendo dados do acelerômetro para os ângulos X(roll) e Y(pitch).

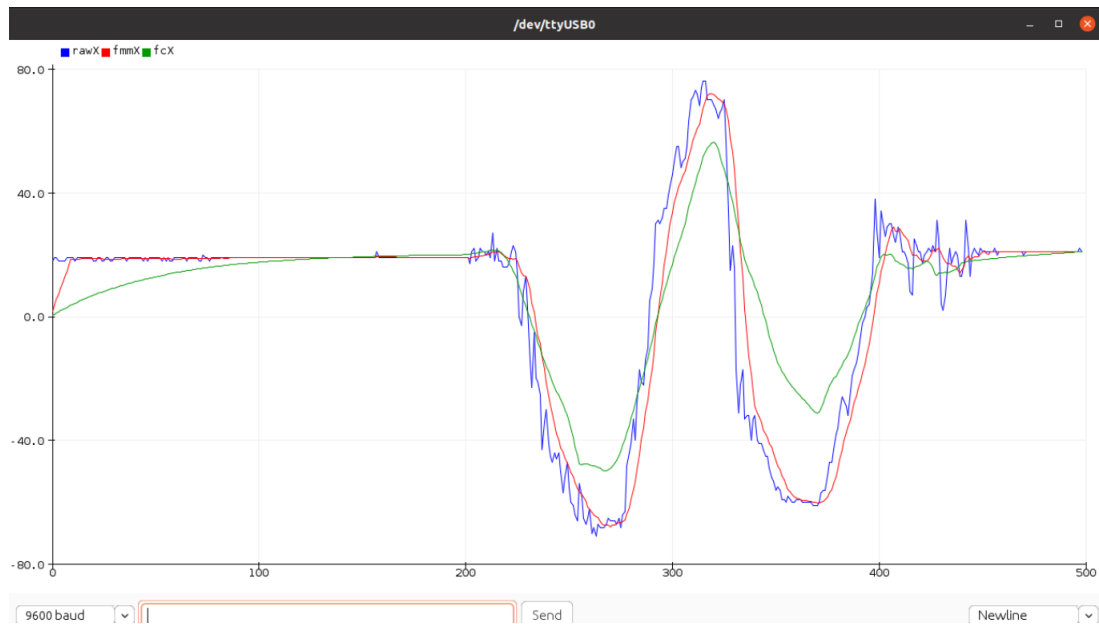


Figura 37: Filtro Complementar (em verde), Filtro de Média Móvel com 10 amostras (em vermelho) em comparação com o dado bruto (em azul)

analog-data.txt							
~/Desktop/mestrado/REAUSYS							
976	-1	25	-16	4	-53	35	13
977	-1	24	-16	4	-53	35	13
978	-1	24	-16	3	-53	35	13
979	-1	24	-16	3	-53	35	13
980	-1	24	-16	3	-53	35	13
981	-1	24	-16	3	-53	35	13
982	0	24	-16	3	-53	35	13
983	0	23	-16	3	-53	35	13
984	0	23	-16	4	-53	35	13
985	0	23	-16	4	-53	35	13
986	0	23	-16	4	-53	35	13
987	0	22	-16	4	-53	35	13
988	0	22	-16	4	-53	35	12
989	0	22	-16	4	-53	35	12
990	0	21	-16	4	-53	35	12
991	0	21	-16	4	-53	35	12
992	0	21	-16	4	-54	35	12
993	0	20	-16	4	-54	35	13
994	0	20	-16	4	-53	35	13
995	0	20	-16	4	-53	35	13
996	1	19	-16	3	-53	35	13
997	1	19	-16	3	-53	35	13
998	1	18	-16	3	-53	35	13
999	1	18	-16	3	-53	35	13
1000	2	18	-16	3	-53	35	13
1001	2	17	-16	4	-53	35	13
1002	3	16	-16	4	-53	35	13

Figura 38: Arquivo .txt gerado pelo sistema

5.3 Protótipo desenvolvido

Na Figura 42 é apresentado o protótipo para levantamento dos resultados. Com o objetivo de manter o sistema fixo no elo de interesse (membro do corpo humano), foi desenvolvido um sistema com cinta elástica e botões, onde o microcontrolador, módulo

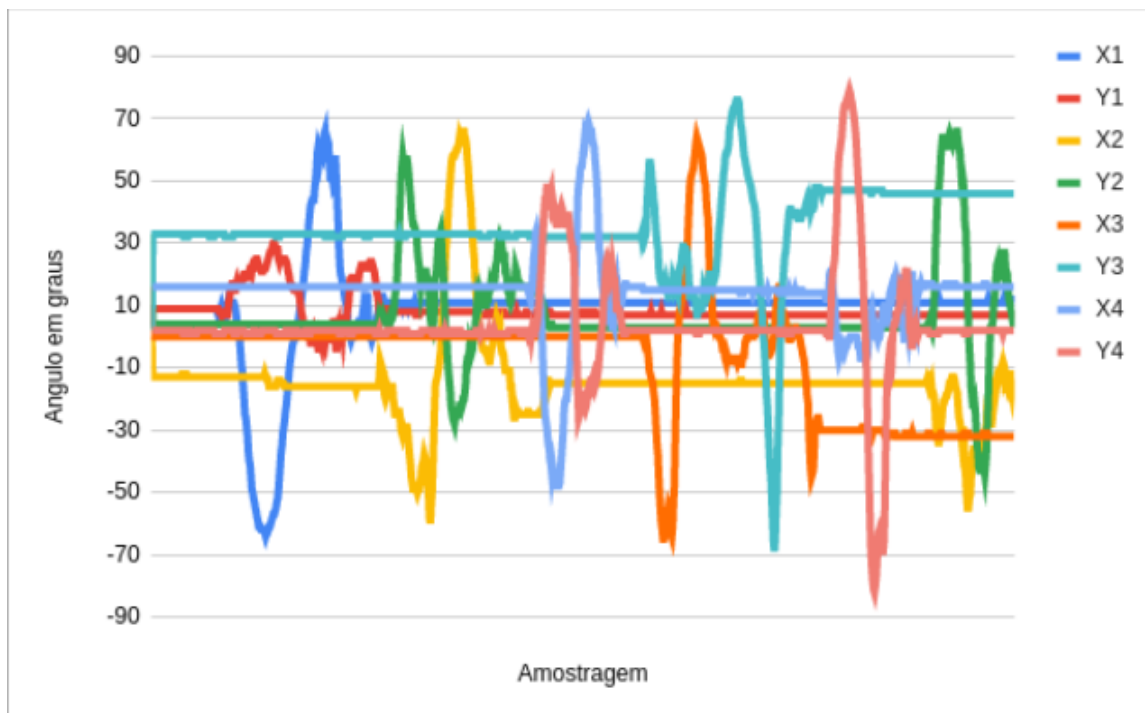


Figura 39: Datalogger do sistema

```

andrekelb@andrekelb-laptop: ~/Desktop/mestrado/REAUSSYS
andrekelb@andrekelb-laptop:~/Desktop/mestrado/REAUSSYS$ python3 data-sample-print.py
Connected to Arduino port: /dev/ttyUSB0
Created file
-----REAUSSYS SYSTEM-----

DISP[1]      DISP[2]      DISP[3]      DISP[4]
rX      rY      rX      rY      rX      rY      rX      rY
10      -14      50      -35      81      20      t71      11

Ang1:-35 Ang2:25

Data collection complete!
andrekelb@andrekelb-laptop:~/Desktop/mestrado/REAUSSYS$

```

Figura 40: Interface desenvolvida

imu e tela display OLED são fixados a partir de uma cinta elástica auxiliar.

Ao total foram desenvolvidos 4 sistemas clientes (microcontrolador, módulo imu e tela display OLED), 4 módulos de alimentação (bateria de lítio de 500mA, placa de carregamento TP4056 e case de plástico) e 1 sistema servidor (microcontrolador e cabo USB), além de 4 braceles com cinta elástica e regulagem. Na Figura 43 pode ser visualizado o hardware desenvolvido. O cliente ao ter sua mensagem (dados de rotação X e Y do

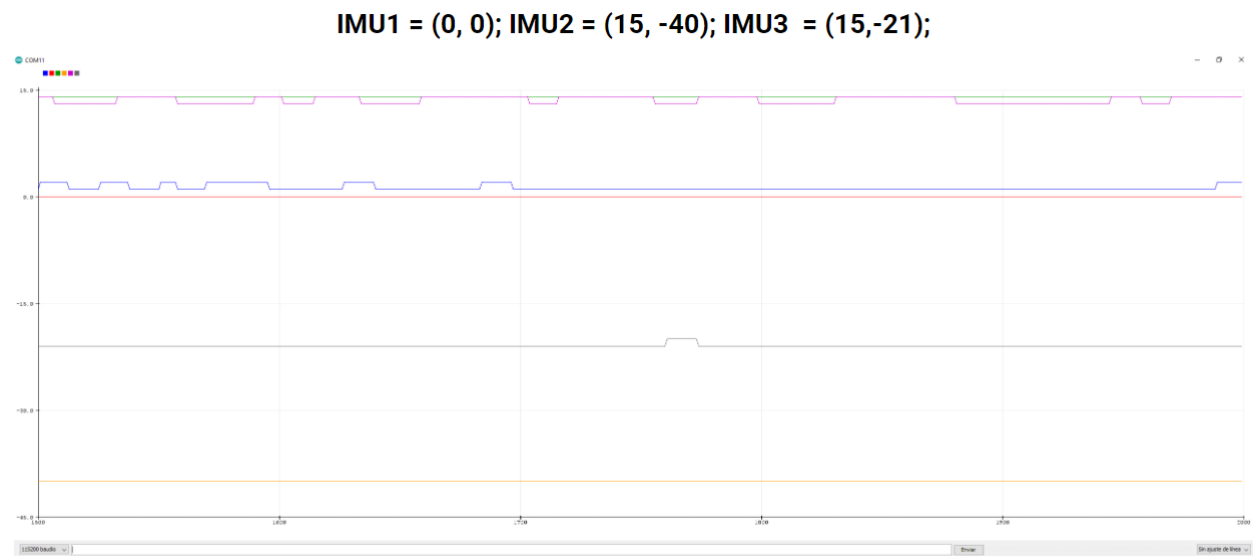


Figura 41: Teste de comunicação de três Wemos D1 Mini enviando dados de IMU's através do protocolo de comunicação ESPNOW para uma uma estação central(Wemos D1 Mini)

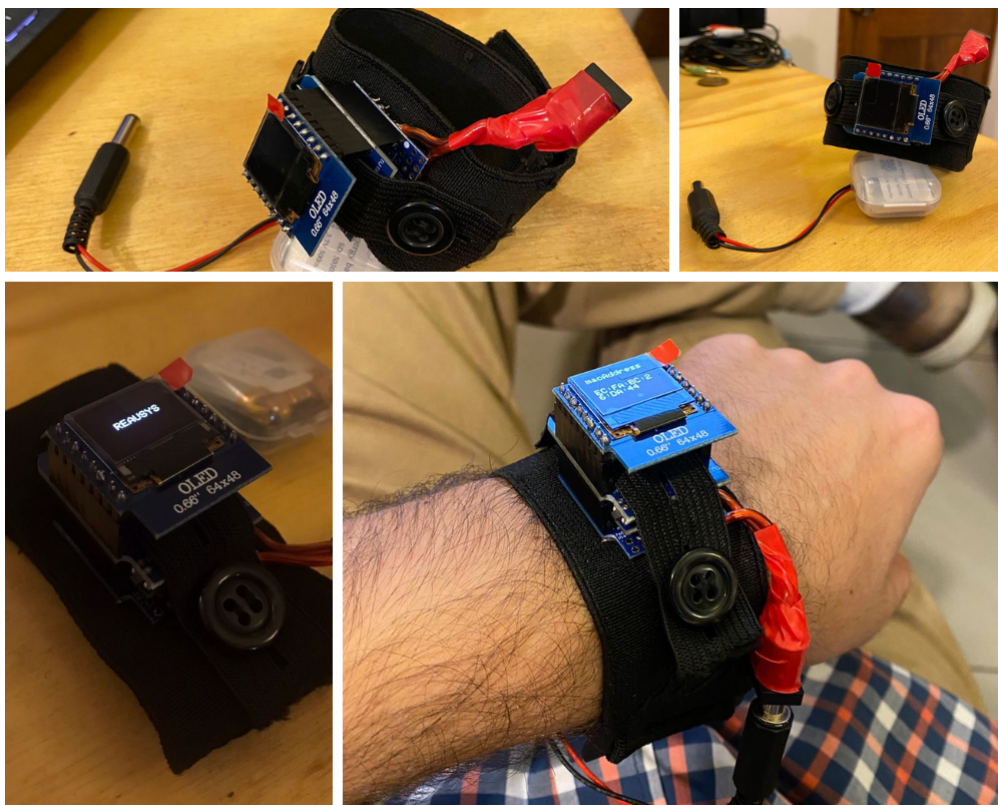


Figura 42: Protótipo desenvolvido

acelerômetro da IMU) enviadas com sucesso para o servidor, é aceso um led azul (pino GPIO2), em caso de falha, ele é apagado.

Cada dispositivo cliente com uma bateria de 500mAh acoplada possui uma autonomia de aproximadamente 16h de utilização. O tempo de carregamento da bateria de 500mAh

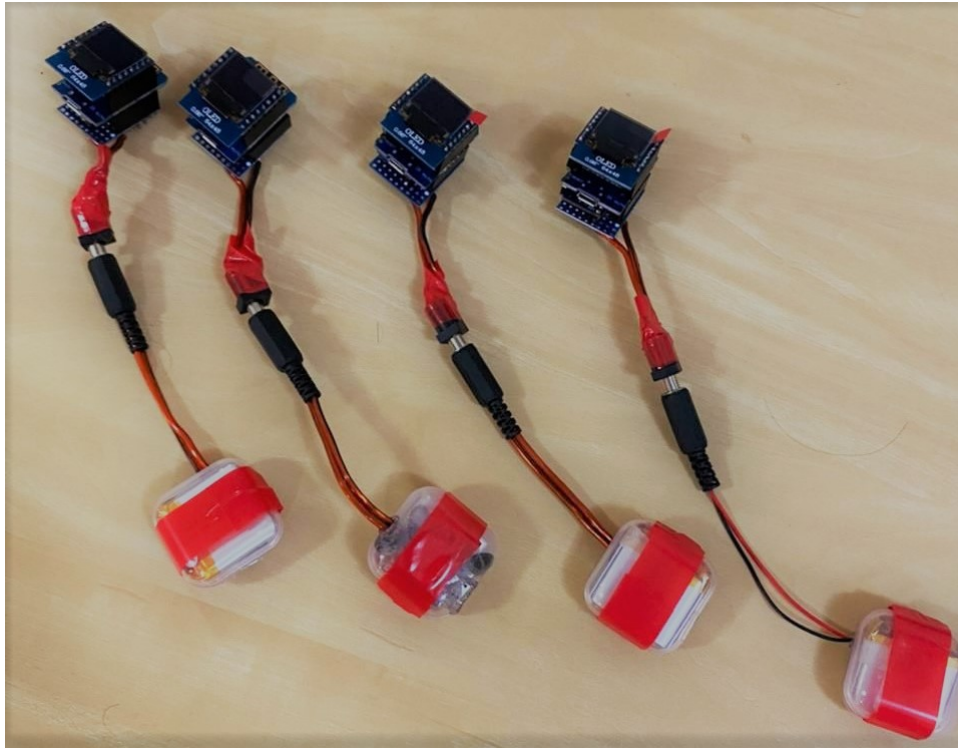


Figura 43: Hardware desenvolvido

com o módulo de carga utilizado (TP4056) é de aproximadamente 90 minutos com a bateria totalmente descarregada.

Os dados obtidos, foram comparados com um sistema desenvolvido baseado em um nível bolha e com a imu de um smartphone, que pode ser visualizado na Figura 44. Em ambos casos, os dados obtidos foram próximos ao do sistema, levando em conta que o sistema deve estar perfeitamente alinhado com o sistema a comparar para a aferição correta.

Na Figura 43 pode ser visualizado o autor realizando um teste de gameterapia com o sistema desenvolvido.

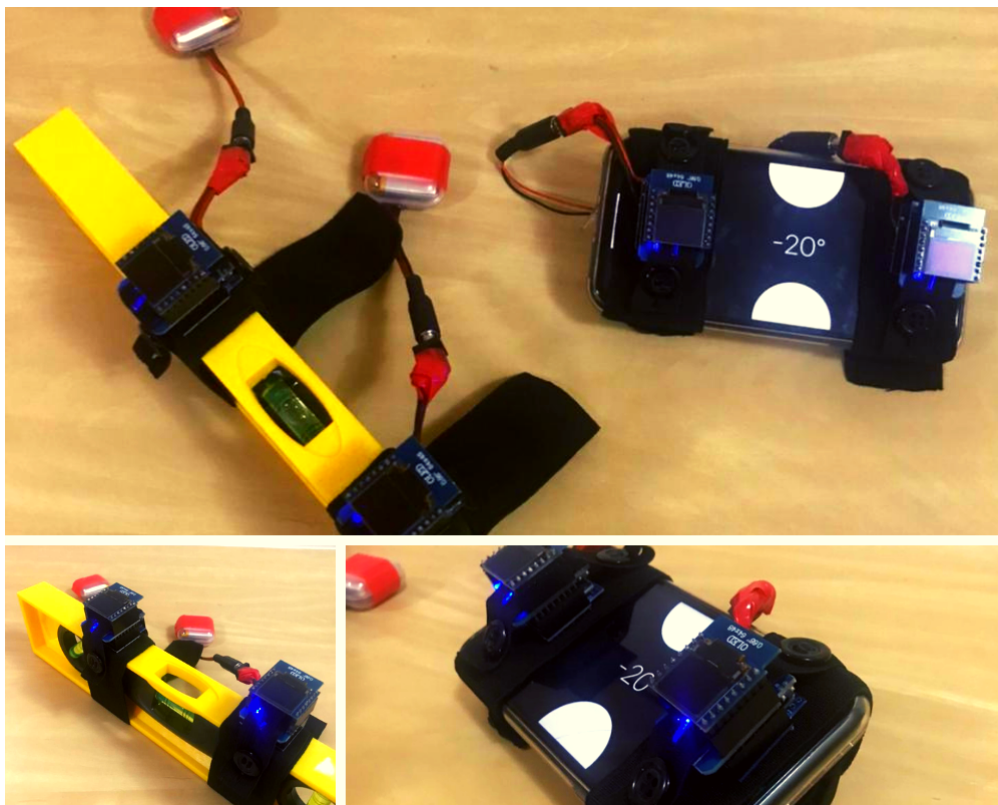


Figura 44: Protótipos e sistemas para calibração e validação do sistema



Figura 45: Protótipo sendo testado pelo autor em simulação de gameterapia

6 CONCLUSÃO

Neste trabalho, foi apresentado uma revisão sobre sistemas robóticos desenvolvidos com o objetivo de auxiliar terapias de reabilitação motora. Também foi apresentando o projeto e o início de desenvolvimento de um sistema, essencialmente, auxiliar baseado em sensores inerciais e eletromiografia de superfície. Com a utilização do microcontrolador Wemos D1 Mini (ESP12E), os dados destes sensores puderam ser adquiridos e analisados.

Para interfaceamento entre sensores inerciais e microcontrolador, utilizou-se o protocolo de comunicação I2C, muito utilizado em diversas aplicações. Prototipou-se um módulo para acoplamento da IMU 92/65 ao microcontrolador Wemos D1 Mini, assim como para a tela OLED 64x48.

Demonstrados os resultados de diferentes situações para filtragem do sinal do acelerômetro do sensor inercial utilizado (MPU92/65) a partir do método de média móvel, ficou evidente a melhora na acomodação do sinal com 10 amostras para a média. O filtro impõe um pequeno atraso no sinal de saída, dado que obtém a média a partir de amostras de tamanho pré definidos. Este atraso é irrelevante, para o caso com 10 amostras para a média, para aplicação proposta de auxílio a terapias de reabilitação motora. O segundo caso, onde se determina onde a cada 50 amostras do sinal do acelerômetro são destinadas para a média móvel, já apresenta um atraso a ser relevado.

Evidenciados nos resultados, os sistemas baseados em acelerômetros para monitoramento de mais de 180 graus de alcance, possuem uma complexidade de implementação computacional maior, dado que estes sensores possuem um referencial fixo que é a força gravitacional. Portanto, o sistema proposto, possui estas limitações.

Dentro dos conceitos estudados sobre gameterapia, foi apresentado um primeiro esboço da interface homem-máquina (IHM) do sistema proposto. Esta, desenvolvida Python, recebe os dados via porta serial e demonstra-os na interface. Dentro da IHM, foi implementada a gravação dos dados adquiridos, também apresentado nos resultados deste trabalho.

O sistema desenvolvido é caracterizado como um dispositivo de treinamento, conforme glossário apresentado anteriormente. Dentre os conceitos de projetos mecânicos de robôs de reabilitação, o sistema desenvolvido, não se caracteriza como nenhum dos

quatro tipos de robôs, mas contempla as propriedades de modularidade e reconfigurabilidade, visto que o sistema pode assumir diferentes configurações dependendo do local onde é acoplado.

O projeto e implementação cumpre com o objetivo deste trabalho de monitorar a cinemática de membros superiores do corpo humano. Além disso, tem a característica de reconfigurar e ser alocado em outros membros do corpo humano, dependendo da terapia a ser executada. Com o intuito de validar a performance do dispositivo em terapias de reabilitação motora com base em gameterapia, o sistema foi configurado para ser um "joystick" em base as ações da motricidade, configuradas pela interface. Como característica do sistema, ele possui os ângulos relativos à gravidade, o que significa que as terapias devem ter em conta tal característica ou se deve implementar novos algoritmos para os dados obtidos.

Tendo em vista o potencial de exploração na área da robótica assistiva, sugere-se como trabalhos futuros:

- Comparação dos dados obtidos do acelerômetro do MPU-92/65 com um sistema comercial.
- Levantar base de dados em pacientes com e sem espasticidade
- Implementação de desafios computacionais baseados nos biofeedbacks
- Implementação da programação de personalização de terapias a serem utilizadas por especialistas

REFERÊNCIAS

- [1] Abdelhady, M., van den Bogert, A. J., and Simon, D. (2019). A high-fidelity wearable system for measuring lower-limb kinetics and kinematics. *IEEE Sensors Journal*, 19(24):12482–12493.
- [2] Ahmad, N., Ghazilla, R. A. R., Khairi, N. M., and Kasi, V. (2013). Reviews on various inertial measurement unit (imu) sensor applications. *International Journal of Signal Processing Systems*, 1(2):256–262.
- [Association] Association, N. S. Rehabilitation Therapy. <http://www.stroke.org>. Acessado em 16 de Abril de 2019.
- [AVC] AVC, S. P. D. Livro de resumos do 3º congresso português de avc.
- [5] Bleser, G., Steffen, D., Weber, M., Hendeby, G., Stricker, D., Fradet, L., Marin, F., Ville, N., and Carré, F. (2013). A personalized exercise trainer for the elderly. *Journal of ambient intelligence and smart environments*, 5(6):547–562.
- [6] Bôas, A. V., Fernandes, W. L. M., Silva, A. M., and Silva, A. T. (2013). Efeito da terapia virtual na reabilitação motora do membro superior de crianças hemiparéticas. *Revista Neurociências*, 21(4):556–562.
- [7] Boddice, G., Brauer, S., Gustafsson, L., Kenardy, J., Hoffmann, T., et al. (2010). Clinical guidelines for stroke management 2010.
- [8] Bora, D. J., Kumar, N., and Dutta, R. (2019). Implementation of wireless mems sensor network for detection of gait events. *IET Wireless Sensor Systems*, 9(1):48–52.
- [Carvalho and Silva] Carvalho, E. and Silva, A. A influência das alterações de comportamento após lesões neurológicas sobre a reabilitação fisioterapêutica.
- [10] CARVALHO, E. M. (2016). Prototipo de um dispositivo para captura de movimentos dos membros superiores em tempo real usando sensores inerciais. *Trabalho de Conclusao de Curso em Engenharia Biomedica, Universidade Federal de Uberlandia*.

- [11] Cavallaro, E., Rosen, J., Perry, J., and Burns, S. (2006). Real-time myoprocessors for a neural controlled powered exoskeleton arm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(11):2387–2396. cited By 136.
- [12] Committee, E. S. O. E. E., Committee, E. W., et al. (2008). Guidelines for management of ischaemic stroke and transient ischaemic attack 2008. *Cerebrovascular diseases*, 25(5):457–507.
- [Compaigh] Compaigh, W. S. Fatos e Números. https://www.worldstrokecampaign.org/pt_br/sobre-o-campanha-mundial-de-avc/fatos-e-numeros.html. Acessado em 9 de Maio de 2019.
- [14] Compañ-Rosique, P., Molina-Carmona, R., Gallego-Durán, F., Satorre-Cuerda, R., Villagrà-Arnedo, C., and Llorens-Largo, F. (2019). A guide for making video games accessible to users with cerebral palsy. *Universal Access in the Information Society*, 18(3):565–581.
- [15] Dejan (2016). MEMS Accelerometer Gyroscope Magnetometer Arduino. <https://howtomechatronics.com/how-it-works/electrical-engineering/mems-accelerometer-gyroscope-magnetometer-arduino/>. Acessado em 7 de Novembro de 2019.
- [16] Diana, J. (2019). ANATOMIA E FISILOGIA HUMANAS. <https://www.todamateria.com.br/partes-do-corpo-humano/>. Acessado em 2 de Novembro de 2019.
- [17] Diniz, P. S., da Silva, E. A., and Netto, S. L. (2014). *Processamento Digital de Sinais-: Projeto e Análise de Sistemas*. Bookman Editora.
- [18] do Brasil, G. (2012). Acidente Vascular Cerebral(AVC). <http://www.brasil.gov.br/noticias/saude/2012/04/acidente-vascular-cerebral-avc>. Acessado em 10 de Abril de 2019.
- [19] Duncan, P. W., Lai, S.-M., van Culin, V., Huang, L., Clausen, D., and Wallace, D. (1999). Development of a comprehensive assessment toolbox for stroke. *Clinics in geriatric medicine*, 15(4):885–916.
- [20] em Movimentto, S. (2019). Tabelas de Referências. http://www.saudeemmovimento.com.br/saude/tabelas/tabela_referencia_angulares.htm. Acessado em 12 de Junho de 2022.
- [21] Espressif (2016-2022). ESP-NOW. https://docs.espressif.com/projects/espressif/en/latest/esp32/api-reference/network/esp_now.html. Acessado em 12 de Junho de 2022.
- [22] Everything, I. S. (2016). Datasheet MPU9250 . www.invensense.com. Acessado em 07 de Junho de 2019.

- [23] Feng, C., Mak, A., and Koo, T. (1999). A surface emg driven musculoskeletal model of the elbow flexion-extension movement in normal subjects and in subjects with spasticity. *Journal of Musculoskeletal Research*, 3(2):109–123. cited By 12.
- [24] Fernández-González, P., Carratalá-Tejada, M., Monge-Pereira, E., Collado-Vázquez, S., Baeza, P. S.-H., Cuesta-Gómez, A., Oña-Simbaña, E. D., Jardón-Huete, A., Molina-Rueda, F., de Quirós, C. B.-B., et al. (2019). Leap motion controlled video game-based therapy for upper limb rehabilitation in patients with parkinson's disease: a feasibility study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 16(1):133.
- [25] Francisco, P. S. (2016). Hemiparesia. <https://www.portalsaofrancisco.com.br/saude/hemiparesia>. Acessado em 12 de Outubro de 2019.
- [26] Garcia, A. T., da Kelbouscas, A. L., e Silva, S. A., Guimarães, L. L., and de Oliveira, V. M. (2020a). Monitoring and analysis of compensatory trunk movements with rgb-d camera and wireless system for rehabilitation of upper limbs. In *2020 Latin American Robotics Symposium (LARS), 2020 Brazilian Symposium on Robotics (SBR) and 2020 Workshop on Robotics in Education (WRE)*, pages 1–6. IEEE.
- [27] Garcia, A. T., Kelbouscas, A. L. d. S., Guimarães, L. L., Silva, S. A. E., and Oliveira, V. M. (2020b). Training device for upper limb motor rehabilitation. In *2020 IEEE 18th International Conference on Industrial Informatics (INDIN)*, volume 1, pages 237–242. IEEE.
- [28] Giongo, M., Koehler, H. S., do Amaral Machado, S., Kirchner, F. F., and Marchetti, M. (2010). Lidar: princípios e aplicações florestais. *Pesquisa Florestal Brasileira*, 30(63):231.
- [29] Greenberg, D. A., Aminoff, M. J., and Simon, R. P. (2014). *Neurologia clínica-8*. AMGH Editora.
- [30] Gui, P., Tang, L., and Mukhopadhyay, S. (2015). Mems based imu for tilting measurement: Comparison of complementary and kalman filter based data fusion. In *2015 IEEE 10th conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*, pages 2004–2009. IEEE.
- [31] Guo, L. and Xiong, S. (2017). Accuracy of base of support using an inertial sensor based motion capture system. *Sensors*, 17(9):2091.
- [32] Hamill, J. (1999). Bases biomecânicas do movimento humano.
- [33] Harangue, S. (2009). Designing for Degrees of Freedom. <https://wertel.blogspot.com/2009/11/designing-for-degrees-of-freedom.html>. Acessado em 15 de Novembro de 2019.

- [34] Jayaneththi, V., Vilorio, J., Wiedemann, L., Jarrett, C., and McDaid, A. (2017). Robotic assessment of neuromuscular characteristics using musculoskeletal models: A pilot study. *Computers in Biology and Medicine*, 86:82–89. cited By 3.
- [35] Krebs, H. I., Ferraro, M., Buerger, S. P., Newbery, M. J., Makiyama, A., Sandmann, M., Lynch, D., Volpe, B. T., and Hogan, N. (2004). Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for mit-manus. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1(1):5.
- [36] Lo, H. S. and Xie, S. Q. (2012). Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical engineering & physics*, 34(3):261–268.
- [37] Lum, P. S., Godfrey, S. B., Brokaw, E. B., Holley, R. J., and Nichols, D. (2012). Robotic approaches for rehabilitation of hand function after stroke. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 91(11):S242–S254.
- [38] Ma, M., Oikonomou, A., and Jain, L. C. (2011). *Serious games and edutainment applications*, volume 504. Springer.
- [39] Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., and Leonhardt, S. (2014). A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1):3.
- [40] Marques, A. P. (1997). *Manual de goniometria*. Editora Manole.
- [41] McKee, M. (2008). Biofeedback: An overview in the context of heart-brain medicine. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, 75(SUPPL.2):31–34. cited By 29.
- [42] mondiale della sanità, O. and Levi-Montalcini, R. (2006). *Neurological Disorders: Public Health Challenges*. WHO.
- [43] Mostafa, M. M. and Hutton, J. (2001). Direct positioning and orientation systems: How do they work? what is the attainable accuracy. In *Proceedings, The American Society of photogrammetry and remote sensing annual meeting, St. Louis, MO, USA, April*, pages 23–27. Citeseer.
- [44] Oliveira, D. M. d., Maciel, A. B. d. R., Carneiro, M. I. S., Cardoso, A. C. d. A., Gama, A. E. F. d., Chaves, T. d. M., Teichrieb, V., Araújo, C. C. d., and Monte-Silva, K. K. d. (2013). Desenvolvimento e aprimoramento de um sistema computacional-ikapp-de suporte a reabilitação motora. *Motriz: Revista de Educação Física*, 19(2):346–357.
- [45] Oliveira, L., Araújo, P., and de Terapeutas da Mão, S. B. (2005). Medida de amplitude articular. *Manual: Recomendações para avaliação do membro superior*, pages 42–54.

- [46] Orestes, T. (2013). Instrumentação Física - UFRGS. https://cta.if.ufrgs.br/projects/instrumentacao-fisica/wiki/Magnet%C3%B4metro_Funcionamento. Acessado em 30 de Outubro de 2019.
- [47] O'Sullivan, S. B., Schmitz, T. J., and Fulk, G. (2019). *Physical rehabilitation*. FA Davis.
- [48] Projetado, M. (2019). I2C. <http://mundoprojetado.com.br/i2c/>. Acessado em 30 de Outubro de 2019.
- [49] Robotics Club, I. K. (2017). Beginner's Guide to IMU. <https://roboticsclubiitk.github.io/2017/12/21/Beginners-Guide-to-IMU.html>. Acessado em 14 de Novembro de 2019.
- [50] Rosen, J., Fuchs, M., and Arcan, M. (1999). Performances of hill-type and neural network muscle models - toward a myosignal-based exoskeleton. *Computers and Biomedical Research*, 32(5):415–439. cited By 80.
- [51] Sacco, R., Benjamin, E., Broderick, J., Dyken, M., Easton, J., Feinberg, W., Goldstein, L., Gorelick, P. B., Howard, G., Kittner, S., et al. (1997). American heart association prevention conference. iv. prevention and rehabilitation of stroke. risk factors. *Stroke* (1970), 28(7):1507–1517.
- [52] Santana, D., CAMPOS, V. A., FURUKAWA, C. M., and MARUYAMA, N. (2004). Estimação de trajetórias utilizando sistema de navegação inercial strapdown. In *XV Congresso Brasileiro de Automática*. sn.
- [53] Santos, B. P., Silva, L. A., Celes, C., Borges, J. B., Neto, B. S. P., Vieira, M. A. M., Vieira, L. F. M., Goussevskaia, O. N., and Loureiro, A. (2016). Internet das coisas: da teoria à prática. *Minicursos SBRC-Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores e Sistemas Distribuídos*, 31.
- [54] Scotland, H. I. (2002). Management of patients with stroke: Rehabilitation, prevention and management of complications, and discharge planning. page 64.
- [55] Sório-Libanês, H. (2017). Espasticidade - Dor e Distúrbios do Movimento - Especialidades. <https://www.hospitalsiriolibanes.org.br/hospital/especialidades/nucleo-avancado-dor-disturbios-movimentos/Paginas/espasticidade.aspx>. Acessado em 02 de Outubro de 2019.
- [56] Tavares, D. F. et al. (2019). Sistema de medição angular baseado em sensores inerciais para aplicações no controle de um manipulador robótico de soldagem orbital.
- [57] Torres, H. (2015). Sensores Inerciais. <https://www.embarcados.com.br/sensores-inerciais-parte-1/>. Acessado em 23 de Outubro de 2019.

- [58] Van der Loos, H. M., Reinkensmeyer, D. J., and Guglielmelli, E. (2016). Rehabilitation and health care robotics. In *Springer handbook of robotics*, pages 1685–1728. Springer.
- [59] Vela, J. F. S. (2016). Protocolos e técnicas de análise de sinais semg aplicados à avaliação motora e robótica.
- [60] Vioto, S. A., Garcia, A. T., da Silva Kelbouscas, A. L., Coch, V. B., de Oliveira, V. M., et al. (2021). Network of embedded systems for motor rehabilitation post-stroke of upper limbs using esp8266 and espnow protocol. In *Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente-SBAI*, volume 1.
- [61] wikivirtualreality.com (2022). EFEITOS COLATERAIS DA RV: RISCOS E PERIGOS DO ABUSO DA REALIDADE VIRTUAL. <https://www.wikivirtualreality.com/pt/efeitos-colaterais-da-rv-riscos-e-perigos-do-abuso-da-realidade-virtual>. Acessado em 20 de Junho de 2022.
- [62] Zhang, S., Guo, S., Gao, B., Huang, Q., Pang, M., Hirata, H., and Ishihara, H. (2016). Muscle strength assessment system using semg-based force prediction method for wrist joint. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 36(1):121–131. cited By 16.