

Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Engenharia Eletrônica

Medidas de Potência e Energia em Atividades Físicas por Meio de Sensores Inerciais

Autor: Francisco Júnio de Lima Liberal
Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Brasília, DF
2013



Francisco Júnio de Lima Liberal

Medidas de Potência e Energia em Atividades Físicas por Meio de Sensores Inerciais

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Supervisor: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Brasília, DF

2013

Francisco Júnio de Lima Liberal

Medidas de Potência e Energia em Atividades Físicas por Meio de Sensores Inerciais/ Francisco Júnio de Lima Liberal. – Brasília, DF, 2013-
63 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Supervisor: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2013.

1. Sensores Inerciais. 2. Goniômetro. I. Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade . II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Medidas de Potência e Energia em Atividades Físicas por Meio de Sensores Inerciais

CDU 02:141:005.6

Francisco Júnio de Lima Liberal

Medidas de Potência e Energia em Atividades Físicas por Meio de Sensores Inerciais

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 01 de junho de 2015:

**Prof. Dr. Marcelino Monteiro de
Andrade**
Orientador

Prof. Dr. Fabiano Araujo Soares
Convidado 1

**pf. Dr. Valdinar de Araujo Rocha
Júnior**
Convidado 2

Brasília, DF
2013

Resumo

Atualmente em academias, alguns exercícios físicos são realizado de tal forma que não é possível obter dados precisos de leituras de gasto calórico e potencia, limitando-se assim o controle e avaliação das atividades físicas executados. Levando em consideração esse problema este trabalho de conclusão de curso apresenta uma alternativa de obtenção de *biofeedbacks* em tempo real, utilizando uma solução baseada no uso de sensores inerciais, em conjunto com um software de interface com o usuário destinado a computadores pessoais. Devido a limitações presente em tais sensores, torna-se necessário a busca de algoritmos de fusão sensorial adequados a aplicação em tempo real, assim como a limitação dos exercícios a serem executados para um conjunto em quais existe a realização de movimentos repetitivos. Portanto, também é necessário uma análise biomecânica e modelagem matemática de tais atividades.

Palavras-chaves: IMU. Fusão de sensores. Eletrogoniômetro.

Abstract

Nowaday at gyms, some physical exercises are performed in such a way that is not possible to obtain precise datas of power and energy expenditures, in this way limiting the evaluation and control of the physical activity. Taking this problem into consideration, this work aims to introduce a cheap solution based in the use of inertial sensors and personal computers to obtain real time feedbacks in some physical activities. Due the inertia sensors limitations, it is needed the search for a sensor fusion algorithms that is proper to be used in real time application and to limit the exercises for those that can be modelated as cyclic semicircular movements. So its also necessary the biomechanical modeling from those activities and the use of goniometric parameters to obtain the desired estimations.

Key-words: IMU. Sensor Fusion. Eletrogoniometer.

List of Figures

Figure 1 – Eletrogoniômetro	29
Figure 2 – Obtenção da orientação no sistema de coordenada B (MADGWICK, 2010)	30
Figure 3 – Representação em diagrama de blocos do algoritmo de Madgwick, que combina dados da IMU com sensores de campo magnético para estimativa de atitude	33
Figure 4 – Levantamento lateral com halteres e diagrama vetorial	34
Figure 5 – Representação do ângulo entre a velocidade tangencial e a força peso	35
Figure 6 – Print da primeira versão do aplicativo	41
Figure 7 – Coleta de dados comparativos, entre o sistema implementado e eletrogoniômetro	43
Figure 8 – Dados sujeito 1 - período longo	49
Figure 9 – Dados sujeito 1 - período curto	50
Figure 10 – Dados sujeito 2 - período longo	51
Figure 11 – Dados sujeito 2 - período curto	52
Figure 12 – Plotagem dos dados para o primeiro exercício	54
Figure 13 – Plotagem dos dados para o segundo exercício.	55

List of Tables

Table 1 – Variação de angulo pico à pico para θ e ϕ e sua diferença, para a série realizada pelo sujeito um, com períodos de repetição longos	50
Table 2 – Variação de angulo pico à pico para θ e ϕ e sua diferença, para a série realizada pelo sujeito um com períodos de repetição curtos	51
Table 3 – Variação de angulo pico à pico para θ e ϕ e sua diferença, para a série realizada pelo sujeito dois com períodos de repetição longos	52
Table 4 – Variação de angulo pico à pico para θ e ϕ e sua diferença, para a série realizada pelo sujeito dois com períodos de repetição curtos	53
Table 5 – Coeficientes de correlação para cada um dos experimentos	53
Table 6 – Valores máximos e mínimos dos dados para o primeiro exercício	54
Table 7 – Valores máximos e mínimos dos dados para o segundo exercício	55

Contents

	Introdução	15
I	INTRODUÇÃO	17
1	INTRODUÇÃO	19
1.1	Objetivos	20
1.1.1	Objetivo Geral	20
1.1.2	Objetivos Específicos	20
II	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1	Tecnologias Eletrônicas Aplicadas a Prática Esportiva	25
2.1.1	Tecnologias Contemporâneas	25
2.2	Biomecânica e Unidade de Medida Inercial	26
2.2.1	Biomecânica	27
2.2.2	Unidades de Medida Inercial	27
2.2.2.1	Acelerômetro	28
2.2.2.2	Giroscópio	28
2.3	A Goniometria no Contexto das Ciências Médicas	28
2.3.1	Goniometria	28
2.3.2	Goniômetro	29
2.4	Fusão de Sensores	29
2.4.1	Quaternions	29
2.5	Algoritmo de Madgwick	31
2.6	Algoritmo Proposto para Obtenção de Potência e Energia Utilizando IMU	32
III	MATERIAIS E MÉTODOS	37
3	MATERIAIS E MÉTODOS	39
3.1	Descrição do Hardware	39
3.1.1	Arduino	39
3.1.2	MPU-9150	39
3.2	Descrição do Software	40

3.2.1	Descrição Software embarcado	40
3.2.2	Descrição do aplicativo Java	41
3.3	Métodos Experimentais	42
3.3.1	Obtenção de dados para o teste comparativo	42
3.3.1.1	Protocolo experimental	42
3.3.1.2	Dados dos sensores	43
3.3.2	Obtenção de dados de estimativas de energia mecânica e potência	44
3.3.3	Análise dos dados	44
3.3.3.1	Pré-processamento	44
3.3.3.2	Correlação cruzada	45
IV	RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	49
4.1	Resultados	49
4.1.1	Resultados teste comparativo	49
4.1.2	Resultados estimativas de energia e potência	53
4.2	Discussão	56
V	CONCLUSÃO	59
5	CONCLUSÃO	61
5.1	Considerações Finais	61
5.2	Propostas para Trabalhos Futuros	61
	BIBLIOGRAPHY	63

Apresentação

O mercado esportivo, oferece grandes possibilidades para aqueles que possuem ideias inovadoras. Atualmente estão em foco nesse setor, entre os mais diversificados públicos, os benefícios, tanto estéticos quanto de saúde, proporcionados pela prática esportiva. É possível notar a importância econômica desse setor no parágrafo abaixo, retirado de um *paper* apresentado na abertura da *Conferência Europeia de Esportes e Inovações* (BUILDING... ,).

”O mercado esportivo vem crescendo de forma notável nos últimos tempos. [...] Esportes incorporam vários setores industriais e de serviços, sendo um setor crescente para companhias de todos os tamanhos. Esse setor é relativamente novo, e é considerado como um dos primeiros a adotar novas ideias e inovações.”

No mesmo *paper*, o futuro do esporte é caracterizado por uma nova abordagem, na realização de exercícios e treinos, onde se é possível obter parâmetros que representem dados físicos e fisiológicos em tempo real, possibilitando uma análise de performance. Também sendo apresentado como um dos focos de pesquisa do mercado esportivo, a integração de sensores e atuadores a produtos, para tal fim.

Como exposto acima, a busca de soluções tecnológicas inovadoras voltadas ao mercado esportivo, é uma área promissora de investimentos. Com essa realidade e tendo em vista uma lacuna que atualmente está presente em academias, que é a falta de equipamentos individuais que proporcionem *biofeedbacks* em diversas atividades esportivas, trazendo dados de controle e de auto-avaliação mais precisos do que os métodos utilizados atualmente, este trabalho propõe uma solução para a obtenção de dados de potência e energia em exercícios comumente realizados nesses ambientes.

Part I

Introdução

1 Introdução

Atualmente nas academias de atividades física, não há formas precisa de se obter, em tempo real, dados individuais concretos e objetivos de parâmetros como gasto energético e potência gasta, em diversos grupos de exercícios. Algumas atividades físicas, são muitas vezes realizados de forma subjetiva e sem um *feedbacks* para autocorreção, já que nem sempre é possível um monitoramento exclusivo por parte de um *personal trainer* durante 100% do tempo de permanência na academia, o que pode levar a vícios durante a realização de certos exercícios, os quais podem gerar possíveis danos à saúde, tanto em longas quanto em curtas escalas de tempo.

Como alternativa para essa questão, é proposto a implementação de equipamentos digitais individuais que funcionariam como técnicos virtuais, que auxiliariam na realização de atividades físicas, a partir de *feedbacks* em tempo real (BUILDING...). Uma solução possível, para tal problema é a implementação de tais dispositivos, com o uso de sensores inerciais, que atualmente estão se popularizando e são comumente encontrados nos mais diversificados dispositivos eletrônicos, como *video-games* e *smartphones*.

Com a utilização de sensores inerciais, é possível obter medidas de aceleração, que são obtidas por meio de um acelerômetro, e medidas de velocidade angular obtidas por meio do giroscópio. Unidades que combinam um conjunto de tais sensores para medição em vários eixos, podendo ser composto somente por acelerômetros ou somente por giroscópios ou ainda pelo conjunto de ambos, para obtenção de dados em varia direções, são conhecidas como Unidades de Medida Inercial, resumidamente conhecidos como IMU devido a origem do seu nome em inglês: *Inertial Measurement Unit*. IMU's, já veem sendo utilizada há décadas, porem somente com tecnologias atuais, tais componentes foram miniaturizados. Essa diminuição drástica de escala de tais sensores, só foi possível devido à utilização de tecnologias de manufatura de dispositivos micro-eletromecânicos (HOL, 2011).

No entanto a miniaturização dos sensores inerciais, que conseqüentemente os tornou mais acessíveis, teve seu preço. Tal preço foi a diminuição notável de sua precisão, em comparação com os dispositivos de maior porte e robustez (WOODMAN, 2007). O que torna necessário, para obtenção de medidas mais precisa e confiáveis, a utilização de algoritmos que combinam os dados obtidos dos sensores presentes em uma IMU entre si, ou entre sensores externos como magnetômetros, GPS ou câmeras.

Para medidas relacionadas a ângulos de rotação, o algoritmo apresentado por Madgwick (MADGWICK, 2010), que utiliza uma solução baseada em quaternions para fundir dados obtidos por acelerômetros, giroscópios e sensores de campo magnético, se apresentou com um dos mais promissores, devido a baixa necessidade de carga computa-

cional, sendo adequado a aplicações em tempo real em plataformas com menos recursos.

Devido a limitações dos sensores inerciais, é necessário análises biomecânicas, dos exercícios a serem avaliados, para a criação de modelos matemáticos da dinâmica das atividades físicas, para serem utilizada em conjunto com o algoritmo de fusão de sensores, maximizando a qualidade dos dados a serem obtidos. Essa necessidade se dá, devido a inexistência, até o presente momento, de algoritmos em tempo real para a obtenção de dados de transladação, utilizando sensores inerciais micro-eletromecânicos, devido ao grande *drift* que é obtidos nas leituras do acelerômetro.

A solução proposta nesse trabalho, é a implementação de um dispositivo eletrônico que funciona como um goniômetro eletrônico, para a obtenção dos dados necessários para estimar a potencia e energia em atividades físicas, mais especificamente na musculação. Tal solução, também pode ser utilizada para obtenção de outros parâmetros, que podem ser utilizados no campo da fisioterapia e educação física.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Este trabalho possui como objetivo geral, a implementação de um sistema eletrônico, que funciona como um goniômetro eletrônico, capaz de obter dados de energia e potência, utilizando IMUs em conjunto com sensores de campo magnético, para um conjunto de exercícios físicos, os quais envolvam movimentos cíclicos comumente realizados em musculação. Para a interação com o usuário, será também desenvolvido um aplicativo destinado a computadores pessoais com a função de gerar *feedback* em tempo real e controle dos dados a serem obtidos. Assim proporcionando uma solução que tem como foco proporcionar uma nova forma de se realizar atividade física, com uma interface intuitiva, amigável, objetiva.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Utilizar algoritmo de fusão de sensores embarcado para aplicações em tempo real;
- Estudo de técnicas atuais para obtenção de *biofeedbacks* em exercícios físicos;
- Criação de modelos matemáticos biomecânicos para um conjunto de exercícios físicos que envolvem movimentos repetitivos;
- Elaborar estratégias a partir dos modelos matemáticos e da utilização da IMU para se obter meios de estimar energia e potência em exercícios físicos que envolvam exercícios físicos;

-
- Implementação de plataforma em PC de controle e de *feedback* gráfico que se comunique com solução;
 - Realizar testes comparativos entre a solução e eletrogoniômetro;
 - Implementação de protótipo do sistema para demonstração a banca;

Part II

Fundamentação Teórica

2 Fundamentação Teórica

2.1 Tecnologias Eletrônicas Aplicadas a Prática Esportiva

O futuro dos esportes é caracterizado por uma nova abordagem na realização de exercícios e treinos em qual um atleta, ou treinador, possa mensurar respostas físicas e fisiológicas, para então as processar e analisar os dados em ordem de monitorar o progresso em performances pessoais com o objetivo de obter *feedbacks* em tempo real de forma visual, sonora ou de forma tátil. E não somente atletas irão se beneficiar dessa novas tecnologias, mas também amadores, de todas as idades e condicionamento físico, que terão a possibilidade de avaliar seu desempenho através de dispositivos de monitoramento e de *biofeedback* ([BUILDING...](#),).

2.1.1 Tecnologias Contemporâneas

Algumas tecnologia digitais, já veem sendo utilizada para promover meios de monitoramento eletrônico de atividades físicas e mudar a forma que as mesmas são realizadas. Durante anos pedômetros, acelerômetros, monitoradores de frequência cardíaca estão sendo como forma de motivar a prática esportiva ([HEYWARD; GIBSON, 2014](#)). Abaixo, uma lista de algumas tecnologias eletrônicas aplicadas a autoavaliação a atividades físicas ¹:

- **Pedômetros:** São dispositivos que contam e monitoram o número de passos realizados durante certo período de tempo. Possuem uma precisão razoável na contagem de passos, porém estimativas de distancia percorrida a o gasto calórico são bem menos precisas. Limiares para os benefícios das caminhadas foram estabelecidos utilizando pedômetros. Por exemplo, acumular 8000 a 9000 passos por dia em uma taxa não menor que 100 passos/minuto, é equivalente a 30 minutos de atividade física moderada ([HEYWARD; GIBSON, 2014](#)).
- **Acelerômetros:** Acelerômetros são sensíveis a aceleração, podem fornece informações detalhadas sobre a frequência, duração, intensidade e padrões de movimento.
- **Monitoradores de Frequências Cardíaca:** São utilizados principalmente para monitorar a intensidade dos exercícios. Esses dispositivos são especialmente úteis para o monitoramento da intensidade de esforço individual em programas de reabilitação cardíaca e atletas altamente treinados. Devido a relação direta entre a

¹ Lista retirada de ([HEYWARD; GIBSON, 2014](#))

taxa de oxigênio e a frequência cardíaca, esses dispositivos podem ser utilizados para estimar gastos calóricos individuais. Porém, esta estimativa pode ser afetada por vários fatores, como : temperatura, umidade, hidratação e estresse

- **Combinação entre Acelerômetro e Monitorador de Frequência Cardíaca** : A estimativa do gasto calórico é melhorado em 20% durante uma atividade física, quando os dados do monitor de frequências cardíaca são utilizado em conjunto com as medidas do acelerômetro.
- **GPS:** Utiliza 24 satélites e estações em terra como pontos de referencia para calcular posições geográficas e rastrear com precisão uma atividade específica. Por exemplo, um GPS portátil, fornece informações sobre altitude, distancia tempo e velocidade média durante caminhadas. GPSs podem ser utilizados em conjunto com acelerômetros para avaliar e monitorar atividades físicas.
- **Video Games Interativos:** Jogos como *Wii Sports*th, *Wii Fit*TM, *Dance Dance Revolution*TM, *Kinect Sports*TM, foram projetados para envolver o jogador, estudos mostram que esses jogos aumentam o gasto energético a podem produzir benefícios para a saúde. Vários centros esportivos, escolas e *senior centers* americanos estão oferecendo jogos interativos para promover a disseminação de atividades físicas entre crianças, adolescentes e idosos.
- **Tecnologias Persuasivas:** São definidas como sistemas computacionais, dispositivos, ou aplicações que são projetadas para mudar a atitude ou comportamento pessoal. Tais tecnologias utilizam ferramentas, como pedômetros ou balanças, mídias áudio-visuais, e iterações sociais para persuadir indivíduos a adotarem certo comportamento sem que os mesmo notem. Por exemplo o jogo *Dance Dance Revolution*TM usa vídeos, músicas, e plataforma de dança para trazer interesse e engajar crianças na atividade, sem que as mesmas estejam cientes que estão se exercitando. O campo emergente das tecnologias persuasivas tem enorme potencial para promover atividades físicas e comportamentos saudáveis.

2.2 Biomecânica e Unidade de Medida Inercial

Durante a execução de certos exercícios, como é o caso do levantamento de peso é possível com o uso de dispositivos composto por sensores inerciais em conjunto com outros sensores, como por exemplo magnetômetros, obter sinais biomecânicos, que podem ser utilizado como fontes de *biofeedbacks* para autoavaliação do exercício realizado. Entretanto para obtenção de valores de potencia e energia, uma medida direta obtidas dos sensores não é suficiente, devido a suas limitações em relação a precisão. Para tal objetivo, é necessário conhecimentos e modelagem dos processos biomecânicos envolvidos na execução

do exercício, assim como algoritmos capazes de obter valores mais precisos com a junção dos dados dos sensores utilizados.

2.2.1 Biomecânica

A biomecânica é a ciência, derivada das ciências naturais, que se ocupa das análises físicas de sistemas biológicos. Ela visa por meio dos conceitos da física clássica, analisar e compreender os complexos movimentos realizados pelo corpo humano (UNESCO, 2013). Parâmetros biomecânicos podem ser obtidos em qualquer movimento realizado pelo corpo humano, como por exemplo o comprimento da passada ao caminhar, ou na angulação dos movimentos ao se alongar.

Por meio das diferentes metodologias de análise da biomecânica (antropometria, cinemática, dinamometria, simulação computacional, modelagem muscular e eletrofisiologia), o principal objetivo é estudar os padrões de movimento esportivos, em busca da otimização do processo de aprendizado e os resultados, assim como diminuir o risco de lesões. (UNESCO, 2013)

2.2.2 Unidades de Medida Inercial

IMUs são os principais componentes utilizados para técnicas de orientação independentes, em quais medidas provindas de acelerômetros e giroscópios são usados para traçar a posição e orientação de um objeto relativo a sua posição inicial (WOODMAN, 2007). IMUs, geralmente são composta por três giroscópios posicionados ortogonalmente e três acelerômetros também posicionados de forma ortogonal.

Tais dispositivos já veem sendo tradicionalmente aplicados há décadas, em diversas aplicações, incluindo navegação de aeronaves, mísseis, espaçonaves, submarinos e navios. Porém, os sensores utilizados nas aplicações anteriormente citadas possuem grande precisão, entretanto possuem grande porte e são consideravelmente caros (HOL, 2011). Atualmente com o desenvolvimento de dispositivos microeletromecânicos (MEMs), tornou-se possível a manufatura de IMUs de tamanhos reduzidos, trazendo a possibilidade de diversas aplicações. Entre elas, podemos citar a captura de movimentos humanos (WOODMAN, 2007).

Com a introdução de MEMs, o que trouxe a possibilidade de produção de sensores inerciais acessíveis e menores, abriu-se portas para várias aplicações comerciais de IMUs, que agora são utilizados em carros, jogos eletrônicos em *smartphones*. Atualmente, a maior desvantagem dos componentes MEMs, é sua performance reduzida em termos de precisão e estabilidade, o que os impedem de serem utilizados de forma autônoma, sendo necessário utilizar outras fontes de apoio (HOL, 2011). Como não há uma solução genérica para um sistema de navegação autônoma tridimensional (FOXLIN, 2005), a fonte de apoio

é escolhida de acordo com a aplicação (HOL, 2011). Exemplo de fontes de apoio, incluem sensores como GPS e câmeras. Também são utilizados como fonte de apoio, limitações proporcionadas por exemplo por modelos biomecânicos, como o utilizado nesse trabalho.

2.2.2.1 Acelerômetro

Um acelerômetro trabalha de acordo com a segunda lei de Newton, em qual a força é definida como a multiplicação de uma massa por um aceleração, quando não há variação de massa envolvida. Levando-se em consideração que uma força resultante F que age em uma massa de referência m , pode ser medida de diferentes maneiras para se obter a grandeza desejada, no caso a aceleração (LANGE, 2007).

2.2.2.2 Giroscópio

Um giroscópio é um dispositivo que permite medir a velocidade de rotação de um objeto em torno do centro de rotação, conhecida como velocidade angular. A montagem do sensor sem determinada orientação permitirá a escolha do eixo de rolamento, assim uma montagem múltipla de três estruturas permite analisa as medidas nos três eixos (FORHAN, 2010).

Giroscópios funcionam de acordo com o princípio da força de Coriolis². Essa força é ordenada perpendicularmente em relação a direção de movimento do corpo e do eixo de rotação do sistema de referência (??).

Quase todos os giroscópios MEMs relatados, usam elementos mecânicos oscilantes (massas de prova) para detectar rotação. Todos os giroscópios oscilantes são baseados na transferência de energia entre dois modos de uma estrutura causados pela aceleração de Coriolis (NASIR, 2010).

2.3 A Goniometria no Contexto das Ciências Médicas

Como a solução, proposto por este trabalho, é baseada na medição de ângulos de rotações durante a execução de exercícios físicos, é importante o entendimento da goniometria e de seu contexto a aplicações médicas.

2.3.1 Goniometria

A goniometria é a disciplina que se encarrega de estudar a medição dos ângulos e é utilizada nos mais diversos campos do conhecimento. Nas ciências médicas, é utilizada para a medição dos ângulos criados pela interseção dos eixos longitudinais dos ossos ao

² Força nomeada em homenagem a o cientista e engenheiro francês G.G. de Coriolis(1792-1842), a qual causa uma aceleração aparente que ocorre em um sistema referencial rotativo e é proporcional a velocidade angular do mesmo (NASIR, 2010)

nível das articulações(GONIOMETRÍA..., 2007). Um dos objetivos da goniometria é a mensuração dinâmica do arco dos movimentos nos três planos espaciais, sendo esse objetivo, de grande importância para o desenvolvimento deste trabalho.

2.3.2 Goniômetro

O goniômetro é o principal instrumento para medição de ângulos no sistema osteoarticular (GONIOMETRÍA..., 2007). Existem goniômetros analógicos, que é um dispositivo barato e fácil de se utilizar, o qual é composto basicamente por dois braços, um fixo e outro móvel, se trata basicamente de um transferidor que uma faixa de variação de 180. Também há versões mais sofisticadas de tal equipamento, no caso o eletrogoniômetro, que são dispositivos de alto custo, o qual registram dinamicamente as variações de ângulo na tela do computador, por meio de um *software*. Na figura 2.3.2 é mostrado um eletrogoniômetro.



Figure 1 – Eletrogoniômetro

2.4 Fusão de Sensores

Como já mencionado, não há uma solução genérica para obter um sistema de orientação completo para IMUs de baixo custo, entretanto tais dispositivos podem ser utilizadas para obter parâmetros de rotação tridimensional de objetos. Como solução para a obtenção de tais dados com uma maior precisão e qualidade, pode-se combinar os dados gerados pelos sensores inerciais somente, ou também utilizando outros sensores, como câmeras, GPS ou sensores de campo magnético. por meio de técnicas de fusão de sensores. Esse método de fusão sensorial, pode ser obtido a partir da ajuda de diferentes métodos de filtragem(LANGE, 2007). Alguns exemplos de métodos utilizados para a fusão de sensores são as diversas formas do filtro de Kalman, filtro complementar e filtro de partícula.

2.4.1 Quaternions

Uma das soluções possíveis para a orientação rotacional é a utilização dos ângulos de Euler, porém abordagens utilizando tal técnica estão limitadas pelo fenômeno con-

hecido como *Gimball Lock*³, onde onde se há perda de graus de liberdade. Para contornar tal problema, uma análise por meio da utilização de quaternions pode ser utilizada.

Um quaternion é um número hipercomplexo quadridimensional que pode ser utilizado para representa a orientação de um corpo rígido ou de um sistema de coordenadas espacial tridimensional(NADA, a). Um quaternion é geralmente definido por:

$$\bar{q} = q_0 + q_1\mathbf{i} + q_2\mathbf{j} + q_3\mathbf{k} = [q_0 \ q_1 \ q_2 \ q_3]; \quad (2.1)$$

Onde os números hiperimaginários \mathbf{i}, \mathbf{j} e \mathbf{k} satisfazem a seguintes propriedades:

$$\mathbf{i}^2 = \mathbf{j}^2 = \mathbf{k}^2 = -1; \quad (2.2)$$

$$\mathbf{ij} = \mathbf{k} \ \mathbf{jk} = \mathbf{i} \ \mathbf{ki} = \mathbf{j} \quad (2.3)$$

$$\mathbf{ji} = -\mathbf{k} \ \mathbf{kj} = -\mathbf{i} \ \mathbf{ik} = -\mathbf{j} \quad (2.4)$$

Uma orientação arbitraria de de um sistema de coordenadas B relativo ao sistemas de coordenada A pode ser obtido através da rotação de um angulo θ em torno do um vetor ${}^A\mathbf{R}$ definido em A, assim como representado na Fig. 2.101

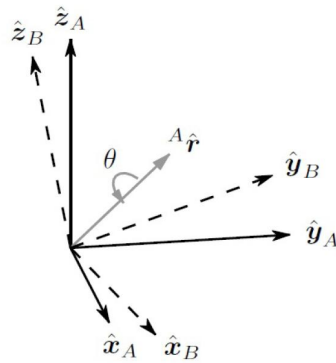


Figure 2 – Obtenção da orientação no sistema de coordenada B (MADGWICK, 2010)

Por exemplo, o quaternion normalizado ${}^A_B\hat{q}$ (2.5), descreve a orientação do sistema de coordenadas B relativo a o sistemas de coordenadas A (MADGWICK, 2010).

$${}^A_B\hat{q} = [q_0 \ q_1 \ q_2 \ q_3] = [\cos\frac{\theta}{2} \ \sin\frac{\theta}{2} \ \sin\frac{\theta}{2} \ \sin\frac{\theta}{2}] \quad (2.5)$$

O quaternion conjugado, representado por "*", pode ser usado para permutar os sistemas de coordenadas relativos descritos por uma orientação. Por exemplo, ${}^B_A\hat{q}$ é o

³ Uma explicação sobre a utilização dos ângulos de Euler e do fenômeno de Gimball Lock disponível em (PERUMAL, 2011)

conjugado de ${}^A_B\hat{q}$ (Eq. 2.6) e descreve a orientação do sistema de coordenadas A relativo ao sistema de coordenadas B .

$${}^A_B\hat{\mathbf{q}} = [q_0 \ q_1 \ q_2 \ q_3] = \left[\cos \frac{\theta}{2} \quad -\sin \frac{\theta}{2} \quad -\sin \frac{\theta}{2} \quad -\sin \frac{\theta}{2} \right] \quad (2.6)$$

Um vetor tridimensional pode ser rotacionado por um quaternion, a partir da relação representada pela eq.2.7 (??). Onde A^v e B^v , são o mesmo vetor representados em sistemas de coordenadas diferentes, onde o primeiro elemento de ambos é adicionado 0, para formarem vetores quadridimensionais.

$${}^B\mathbf{v} = {}^A_B\hat{\mathbf{q}} \otimes \mathbf{v} {}^A_B\hat{\mathbf{q}}^*; \quad (2.7)$$

A operação de rotação, realizada pela eq.2.7, pode ser representada pela multiplicação da matriz de rotação, definida pela equação 2.8 (KUIPERS, 1999), por um vetor no sistema de coordenadas em A .

$${}^A_B R = \begin{pmatrix} 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2 & 2(q_1q_2 + q_1q_4) & 2(q_2q_4 - q_1q_3) \\ 2(q_2q_3 - q_1q_4) & 2q_1^2 - 1 + 2q_3^2 & 2(q_3q_4 + q_1q_2) \\ 2(q_2q_4 + q_1q_3) & 2(q_3q_4 - q_1q_2) & 2q_1^2 - 1 + 2q_4^2 \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

2.5 Algoritmo de Madgwick

O algoritmo apresentado por Sebastian O.H. Madgwick et al ((MADGWICK, 2010)), é um filtro de estimativa de atitude aplicável, que pode ser aplicado a sistemas compostos somente por sensores inerciais ou compostos pelo conjunto de sensores inerciais em conjunto com magnetômetros. É importante ressaltar que a implementação do filtro com dados do magnetômetro, traz a vantagem de incorporar compensação do *drift* do giroscópio assim como de possíveis distorções magnética, que poderiam afetar as estimativas.

O filtro de Madgwick usa representação de quaternions, permitindo a utilização dos dados provindos do acelerômetro e do magnetômetro em um algoritmo de gradiente de descida. E o mais atrativo deste filtro, é que o mesmo possui uma derivação analítica e otimizada, que permite a obtenção da direção do erro de medida do giroscópio em forma de um quaternion derivativo (MADGWICK, 2010). Algumas vantagens da utilização do filtro de Madgwick para IMUs, são:

- Computacionalmente barato;
- Eletivo em baixas taxas de amostragem, por exemplo 10 Hz;
- Contem um parâmetro a ser definido pelas características observáveis do sistema;

Portanto, foi escolhido o algoritmo de Madgwick, ao invés de outras alternativas como o filtro de Kalman, o qual iria requerer maior esforço computacional, o que é indesejado já que o sistema será implementado utilizando microcontroladores de baixa performance, no caso o *ATMega348*. No artigo de Madgwick ([MADGWICK, 2010](#)), existe uma comparação de performance entre vários algoritmos de fusão de sensores e o seu, mostrando que sua solução consegue obter resultados tão bons quanto o filtro de Kalman, por exemplo.

Abaixo, na figura 2.6, é mostrada a estrutura do filtro de Madgwick, que utiliza sensores inerciais em conjunto com magnetômetros que mensuram a intensidade do campo magnético em três eixos espaciais ortogonais. O filtro resumidamente irá utilizar as medidas do acelerômetro e magnetômetro para estimar sistemas de coordenada fixos e também corrigir erros na medida do giroscópio.

Um fato interessante sobre o filtro é que ele usa a força da gravidade para determinar uma coordenada fixa paralela ao campo gravitacional e a direção do campo magnético paralela ao mesmo, para encontrar uma referência perpendicular a mesma. Tal característica faz o filtro ser menos preciso em latitudes onde há baixa contribuição do campo magnético perpendicular ao campo gravitacional.

Portanto, a vantagem de se utilizar o filtro de Madgwick, utilizando sensores de campo magnético, possui a vantagem de poder estimar rotações perpendiculares ao campo gravitacional, assim aumentando a gama de exercícios físicos que podem ser analisados pela solução, por este trabalho proposta. Infelizmente tais medidas, possuem maior erro do que as realizadas paralelas ao campo gravitacional e sua precisão é sustentável a interferência magnética.

Uma derivação detalhada do filtro pode ser encontrada no artigo de Madgwick ([MADGWICK, 2010](#)).

2.6 Algoritmo Proposto para Obtenção de Potência e Energia Utilizando IMU

Devido as limitações atuais, ao se utilizar os sensores inerciais de baixo custo, é necessário definir o escopo deste trabalho a exercícios físicos que envolvam repetições cíclicas nos quais se possa definir um raio de rotação, geralmente definido como o comprimento de uma parte do corpo, como braço ou perna. Existem diversos exemplos de exercícios dentro da musculação, que se encaixam nesse grupo. Para simplificação, apenas a variação de energia mecânica é estimada, pois para modelar o gasto energético real seria necessário um modelo matemático que levasse em consideração a eficiência assim como a diferença nos gastos energéticos na flexão e na contração dos músculos envolvido.

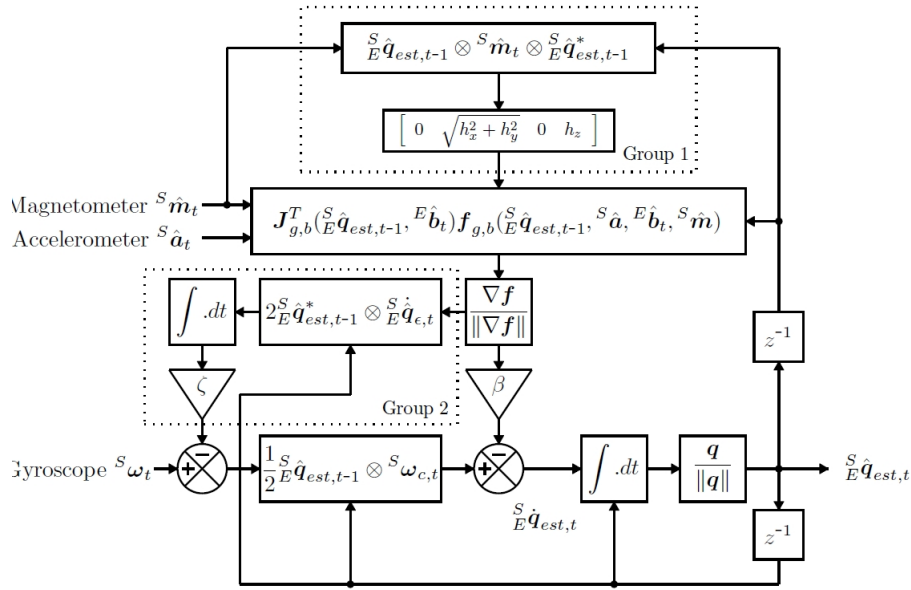


Figure 3 – Representação em diagrama de blocos do algoritmo de Madgwick, que combina dados da IMU com sensores de campo magnético para estimativa de atitude

Como explicado no parágrafo anterior, as estimativas de energia e potência são obtidos por meio de parâmetros de rotação, já que existem algoritmos como o de Madgwick, que ao serem utilizados com IMUs de baixo custo, possibilitam a obtenção de dados rotacionais precisos, o que não é ainda possível para dados de translação, para tais dispositivos. Portanto, a solução se assemelha a um goniômetro digital, porém com a limitação de utilizar somente um eixo, o que proporciona erro nas estimativas de dados rotacionais, porém são aceitáveis para a aplicação a qual a mesma se destina.

Para mostrar como é feita a estimativa da energia mecânica e potência, será utilizado o exercício conhecido como "levantamento lateral com halteres", que é exemplificado pela figura 2.6. Na mesma figura, R indica o comprimento do braço, que nesse caso será considerado como raio de rotação. O halter será levantado de uma altura $H_{inicial}$ até a altura final H_{final} e a amplitude total do exercício é indicada por θ_{total} .

Com a representação vetorial de forças e velocidades, adicionados à figura 2.6, é possível criar um modelo para a obtenção da potência e energia para tal exercício. Para tal, devemos levar em consideração que a potência instantânea pode ser obtida a partir da eq. 2.9.

$$P(t) = \mathbf{F}(t) \cdot \mathbf{v}(t) \quad (2.9)$$

Levando em consideração a figura 2.6 a equação 2.9, pode ser reescrita da seguinte

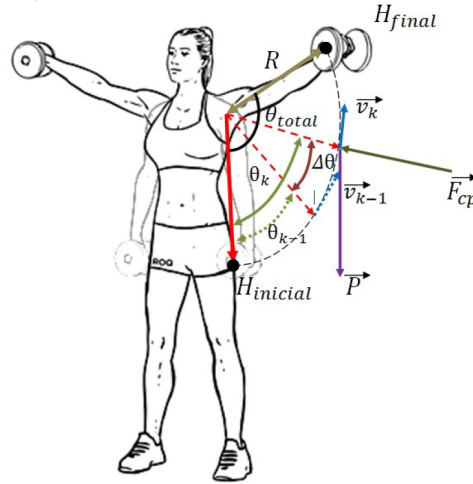


Figure 4 – Levantamento lateral com halteres e diagrama vetorial

forma:

$$P(t) = m | \mathbf{g} | R | \boldsymbol{\omega} | \cos \phi; \quad (2.10)$$

Na equação 2.10, m é a massa do halter, $| \mathbf{g} | R$ representa o módulo da aceleração da gravidade, já que a força possui módulo constante, sendo a soma da ação da força gravitacional P e da força centrípeta F_{cp} sobre o sensor, R é o raio de rotação, que no caso é igual ao comprimento do braço, $\boldsymbol{\omega}(t)$ é a velocidade angular instantânea e ϕ representa o ângulo entre a velocidade linear (representada na figura 2.6 por V_t) e a direção da aceleração gravitacional.

Um valor médio de $\boldsymbol{\omega}$, pode ser obtido da forma indicada na eq.(7.3), levando em consideração a utilização de valores discretos de tempo e de amostragem do ângulo (

$$|\overline{\boldsymbol{\omega}(t)}| = \omega_k = \frac{\Delta \theta}{\Delta t} = \frac{\theta_k - \theta_{k-1}}{t_k - t_{k-1}} \quad (2.11)$$

A partir da utilização do algoritmo de Madwick e dos dados da IMU, é possível obter no momento inicial, quando o halter está na posição $H_{inicial}$, um referencial fixo a Terra T para o movimento. Em seguida, o vetor normalizado $\hat{\mathbf{g}}_{k_0}^T$, que indica a direção da aceleração da gravidade neste sistema de coordenadas inicial é salvo. Com este vetor e com o conhecimento da direção da aceleração da gravidade, representada pelo vetor $\hat{\mathbf{g}}_{k_0}^S$, em sistema de coordenadas S fixo ao sensor para qualquer momento, que é possível obter a partir do quaternion \bar{q}_k gerado pelo algoritmo de Madwick. A equação 2.11, representa o método utilizado para encontrar o valor do ângulo entre os dois vetores $\hat{\mathbf{g}}_k^T$ e $\hat{\mathbf{g}}_k^S$, obtidos a partir da propriedade do produto interno, levando-se em consideração que os dois vetores possuem norma unitária.

$$\cos \theta_k = \hat{g}_{k_0}^T \cdot \hat{g}_k^S \quad (2.12)$$

$$\theta_k = \arccos(\hat{g}_{k_0}^T \cdot \hat{g}_k^S) \quad (2.13)$$

O ângulo entre a força peso do halter e a velocidade tangencial ϕ_k , é representado pela equação 2.14, assim como pode ser observado na figura 2.7 :

$$\phi_k = \theta_k + \frac{\pi}{2} \quad (2.14)$$

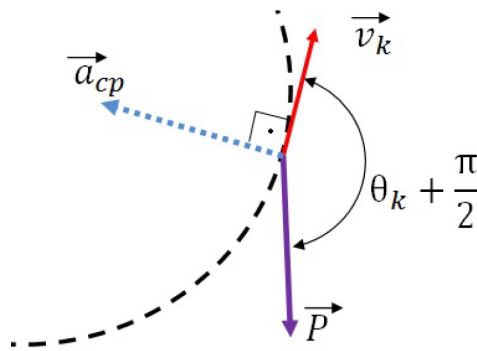


Figure 5 – Representação do ângulo entre a velocidade tangencial e a força peso

Com os parâmetros até aqui obtidos, é possível reescrever a equação ?? para obtenção de valores discretos de potencia instantânea da seguinte forma:

$$E_k = \sum_{k_0}^k P_k \Delta t = \sum_{k_0}^k \left(m R g \frac{\Delta \theta}{\Delta t} \cos \left(\theta_k + \frac{\pi}{2} \right) \right) = \sum_{k_0}^k m R g \cos \left(\theta_k + \frac{\pi}{2} \right) \Delta t \quad (2.15)$$

Part III

Materiais e Métodos

3 Materiais e Métodos

3.1 Descrição do Hardware

Para a implementação do sistema de medida de potência e energia proposto por este trabalho, foram utilizados basicamente dois dispositivos de hardware, uma placa microcontroladora *Arduino* e uma placa *GY-521* que contém uma IMU MPU-9150. Ambos os dispositivos comumente encontrados a venda em vários *websites* a preços consideravelmente acessíveis. Estes dispositivos são amplamente utilizados e documentados, o que facilita consideravelmente a implementação de soluções em que os utilizam devido aos vários fóruns on-line que apresentam soluções e dicas para evitar possíveis problemas com sua utilização.

3.1.1 Arduino

O *Arduino* utilizado é uma placa baseada no microprocessador *ATmega328*, é uma das diversas placas disponíveis oferecidas pela plataforma *Arduino* de prototipagem eletrônica open-source. O microcontrolador presente na placa pode ser programado utilizando a linguagem de programação *Arduino* e o ambiente de desenvolvimento que recebe o mesmo nome. Um dos motivos da escolha desta plataforma de prototipagem, é sua facilidade e flexibilidade de utilização, a sua grande, a possibilidade de programar utilizando comandos presente nas linguagens C e C++ e sua vasta comunidade on-line, que possibilita maior facilidade na resolução de problemas e também proporciona dicas e críticas para a implementação de projetos diversificados utilizando placas *Arduino*. O hardware da placa *Arduino* Uno, é composta por um 14 pinos de entrada e saída, funciona a uma frequência máxima de 16 MHz e possui conexão USB com o computador, com o qual é possível fazer o upload do software gerado para a placa ou comunica-se de forma serial com o computador.

3.1.2 MPU-9150

A MPU-9150, contém dois sensores inerciais MEMS de três eixos cada, um acelerômetro e um giroscópio em conjunto com um magnetômetro triaxial em um único chip. A IMU comunica-se com o microprocessador a partir do protocolo de comunicação I2C em uma frequência de 400kHz. Uma das vantagens desta IMU, é a existência da DMP1 uma unidade processamento *digital-on-chip* inclusa no chip MPU-6050, a qual pode realizar o pré-processamento dos dados dos sensores, como filtragens, diminuindo assim a carga de processamento necessária do processador *host*, assim proporcionando melhor desempenho

do sistema. Como a MPU-6050 é amplamente utilizada pela comunidade *Arduino*, existem diversas bibliotecas com funções que facilitam a manipulação do sensor, assim como na utilização da DMP.

3.2 Descrição do Software

Foram desenvolvido dois softwares durante o processo de implementação da solução, um embarcado implementado utilizando a linguagem *Arduino* de programação de microcontroladores e outro voltado a o interfaceamento gráfico e interação com usuário utilizando o ambiente de desenvolvimento *Processing*, voltado à computadores pessoais. A utilização de um aplicativo em PC que controla e monitora os dados vindos do microcontrolador, possibilitou dividir parte do processamento dos dados entre os dois dispositivos, assim aliviando parte da carga computacional do microcontrolador, a qual é mais limitada em recursos, principalmente se tratando de memória.

3.2.1 Descrição Software embarcado

O software embarcado foi implementado utilizando a linguagem *Arduino*, de programação para microcontroladores, baseada na linguagem de programação C++. Os principais motivos de escolha da linguagem *Arduino*, foram sua facilidade em trabalhar com vários tipos de sensores, o que proporciona a possibilidade do desenvolvedor focar na funcionalidade da aplicação, também a abundancia de documentação, o que possibilita a obtenção de bibliotecas que facilitam o uso de diversos sensores e atuadores. Os objetivos do software embarcados são :

- Configurar a escala dos sensores;
- Comunicar com a IMU e com o Magnetômetro;
- Estimar os quaternions a partir do algoritmo de Madgwick;
- Estimar a potência instantanea;
- Comunicar com o aplicativo no PC, enviando dados quando requisitado;

Para a realização da configuração dos sensores e a comunicação, foram implementadas classes com métodos e campos para controle dos mesmos. O algoritmo de Madgwick, foi adaptado ao *Arduino* a partir do código disponibilizado pelo mesmo em seu *paper*. A comunicação com o PC é feita por meio de comunicação serial, que é implementada de forma simples no *Arduino*.

Um aspecto importante do software embarcado, é a possibilidade de configurar o ganho dinâmico para o filtro de Madgwick, o qual é aconselhado pelo seu criador em seu *paper* [madgwick2010](#). O ganho dinâmico é feito seguindo a seguinte equação 3.1.

$$\beta_{dinamico} = \beta_{estatico} + \frac{G_{dinamico}|\Delta\mathbf{q}|}{\beta_{estatico}} \quad (3.1)$$

Onde β é o ganho estático do filtro, G é o ganho dinâmico e $\Delta\mathbf{q}$ é a variação do quaternion de rotação entre duas iterações. Sendo que o ganho final $\beta_{dinamico}$ é saturado em um valor determinado no código, evitando assim que o sistema entre em um estado instável.

3.2.2 Descrição do aplicativo Java

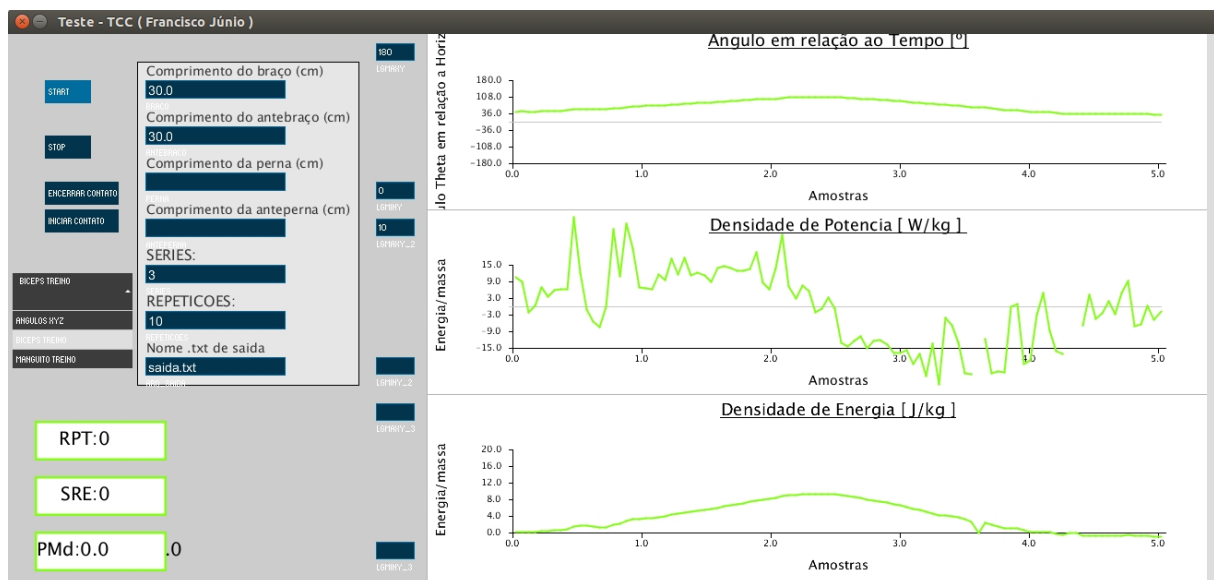


Figure 6 – Print da primeira versão do aplicativo

Para implementação de uma interface com o usuário foi escolhida a plataforma *open source* de desenvolvimento *Processing*, a qual se baseia na linguagem de programação Java e possibilita o meio de comandos simples a implementação de interfaceamento gráfico. Além disso, parte do processamento dos dados é feito utilizando o *Processing*, devido a alta carga de processamento no microcontrolador.

Os objetivos do aplicativo para PC são:

- comunicar com o sistema embarcado;
- Permitir a iteração do usuário com o sistema embarcado;

- Realizar parte do processamento dos dados, assim aliviando a carga computacional do microcontrolador;
- Possibilitar ao usuário determinar o exercício que quer realizar e o tipo de dados que quer obter;
- Adicionar dados biométricos do usuário;
- Determinar o nome do arquivo de saída de dados;
- Mostrar graficamente os dados de rotação, potencia e energia estimados;

3.3 Métodos Experimentais

3.3.1 Obtenção de dados para o teste comparativo

Para avaliar o desempenho do sistema como um eletrogoniômetro, foi feito um teste comparativo entre a solução e um eletrogoniômetro desenvolvido pelo professor Dr. Marcelino Monteiro de Andrade, disponibilizado ao instituto de Educação Física da Universidade de Brasília. O teste foi realizado sob apoio e supervisão da profissional em Educação Física Fernanda S. Telles.

3.3.1.1 Protocolo experimental

O objetivo do teste é comparar os dados de rotação vertical obtidos com o uso da solução e do eletrôgoniômetro. Para a realização do teste foi feito o exercício conhecido "*rosca com halter e pegada neutra*". Os passos seguidos para realização do experimento foram:

- Ajustar o eletrogoniômetro ao braço do sujeito, de forma que seu eixo de rotação esteja sob o eixo de rotação do braço. Garantir que as hastes do goniômetro estejam paralelas ao braço e as fixar para evitar que saiam de tal posição durante a execução do exercício;
- Ajustar à IMU ao braço utilizando uma luva e fitas adesivas, para garantir que não sairá da posição durante a execução do exercício;
- Sentar o sujeito e garantir e o aconselhar a movimentar somente o antebraço durante o exercício, pois movimentações do braço podem prejudicar nas medições realizadas pela solução;
- Antes de iniciar o exercício, deve-se garantir que os arquivos de saída foram configurados corretamente contendo informações que possibilitem a definição da pessoa que realizou o exercício e sob qual cadência.



Figure 7 – Coleta de dados comparativos, entre o sistema implementado e eletrogoniômetro

- Por fim deve-se iniciar a amostragem de dados no software destinado ao eletrogoniômetro e ao software implementado para a solução;
- Deve-se informar ao indivíduo que realiza o teste que mantenha o braço esticado até que a amostragem inicie, para não afetar nas estimativas iniciais da solução com IMU.
- Cada indivíduo irá realizar duas séries de exercício, um com períodos de repetição mais curtos e outro com períodos mais longos;

Um cuidado importante durante a realização do exercício, é evitar rotações da IMU em eixos diferentes do realizado pelo exercício, o que pode prejudicar as estimativas.

3.3.1.2 Dados dos sensores

O eletrogoniômetro utilizado, o qual utiliza um potenciômetro para transdução de dados, foi amostrado a uma taxa de 1 kHz utilizando o software *Labview*.

A solução amostra a uma taxa de 50 Hz e foi utilizado o filtro com adaptação dinâmica com ganho $\beta = 1.8$ e ganho dinâmico de 1.5, sendo que o ganho máximo conjunto é saturado em 3.0.

3.3.2 Obtenção de dados de estimativas de energia mecânica e potência

Serão realizado dois testes experimentais para a análise do funcionamento do algoritmo no que se diz respeito a obtenção de estimativas de potência e energia. Com tal objetivo, será realizada uma simulação Pois não é necessário a utilizado halteres para obter os dados equivalentes. utilizado o exercício conhecido como "levantamento lateral com halteres" e o exercício conhecido como "rosca com halter". O exercício será realizando tentando alcançar uma amplitude de 90° para poder, utilizar o raio de rotação como a variação de altura, assim facilitando o calculo da energia potencial adquirida ao se levantar o halter. Para esse calculo será utilizado a equação 3.2, onde g é a aceleração da gravidade, considerada igual a $9.81 \frac{m}{s^2}$, L o raio de rotação, que será dado pelo comprimento do braço e antebraço ou apenas antebraço, e m a massa do halter simulado.

$$\Delta E_{pot} = mLg \quad (3.2)$$

3.3.3 Análise dos dados

Para o segundo experimento não há necessidade de pré-processamento dos dados, os dados serão simplesmente plotados em tela e será feita uma análise dos resultados obtidos. Já para o Primeiro experimento as subseções abaixo explicarão como será feito o processamento dos dados.

3.3.3.1 Pré-processamento

Para a análise e comparação dos dados foi utilizado o software *Matlab*. Como os dados obtidos estão em taxas de amostragem diferentes e em diferentes unidades, é necessário um pré-processamento dos dados antes de realizar a comparação dos mesmo, principalmente os dados provindos do eletrogoniômetro.

Para os dados do eletrogoniômetro os seguintes préprocessamentos foram feitos:

- Com a função *medfilt1()* foi feita uma filtragem usando filtro de média móvel de ordem 10, para minimizar o ruído, que é notável nos dados do eletrogoniômetro;
- Com a função *resample()* foi feita a reamostragem do sinal de 1kHz para 45Hz, assim obtendo uma taxa amostral semelhante a realizada pela solução utilizando unidades de medida inercial;
- Por fim, parte do sinal que não possuía dados de interesse foram retiradas e o sinal foi convertido de radianos para graus e foi multiplicado por menos um, para facilitar a comparação visual com os dados obtidos pelo sensor inercial;

Os dados provindos da solução utilizando IMU necessitaram somente da eliminação de partes dos dados que não portavam informação de interesse.

3.3.3.2 Correlação cruzada

Para a comparação dos sinais do experimento comparativo, foi implementada uma função de correlação cruzada normalizada. Para tal foi utilizada a função $xcorr(sinal_1, sinal_2)$ do *Matlab*, a qual mede a similaridade dos sinais realizando deslocamento no eixo X . Uma vantagem de tal função é que os sinais podem ter comprimentos temporais distintos e não há necessidade de os sincronizar, pois se dois sinais semelhantes forem deslocados horizontalmente, o valor máximo do vetor retornado pela função de correlação cruzada será exatamente no valor do deslocamento realizado.

Para obter o valor máximo da relação cruzada normalizada, é utilizada a equação 3.3. O valor obtido será a correlação dos sinais, que será utilizado como forma de comparação dos sinais obtidos pela solução utilizando IMU e o eletrotrogoniômetro.

$$\sigma_{comp} = \max\left(\frac{corx(sinal_{imu}, sinal_{goni})}{\sqrt{\sum_i sinal_{imu}[i]^2} \sqrt{\sum_i sinal_{goni}[i]^2}}\right) \quad (3.3)$$

Part IV

Resultados e Discussão

4 Resultados e Discussão

4.1 Resultados

4.1.1 Resultados teste comparativo

As figuras abaixo, mostram os resultados obtidos utilizando os dois métodos de estimativa de ângulo no exercício "*Rosca com halter com pegada neutra*". Em cada figura os gráficos superiores, plotados em azul, representam os dados obtidos por meio do goniômetro eletrônico, já filtrados e reamostrados, inferior a eles, em vermelho, estão os dados obtidos com a solução, por este proposta. Apesar de as escalas verticais não coincidirem, em relação aos seus valores absolutos para os dois gráficos, o importante é a diferença entre os picos e vales para a avaliação dos dados, por isso logo abaixo de cada gráfico está presente uma tabela, indicando a amplitude para cada repetição do exercício.

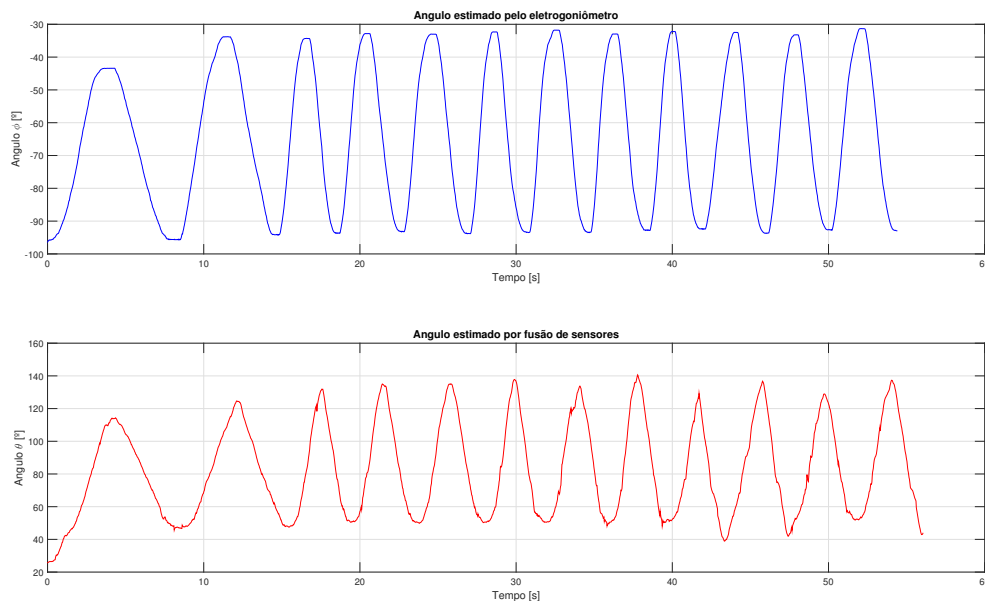


Figure 8 – Dados sujeito 1 - período longo

θ [°]	ϕ [°]	$\theta - \phi$ [°]
68.6	52.3	16.3
77.2	60.4	16.7
81.4	59.4	21.9
85.1	60.4	24.7
84.8	60.8	24.0
87.3	61.1	26.1
85.4	61.7	23.7
92.5	59.9	32.6
90.3	60.2	30.0
94.8	61.2	33.5
77.0	59.5	17.5
85.4	61.4	24.0

Table 1 – Variação de ângulo pico à pico para θ e ϕ e sua diferença, para a série realizada pelo sujeito um, com períodos de repetição longos

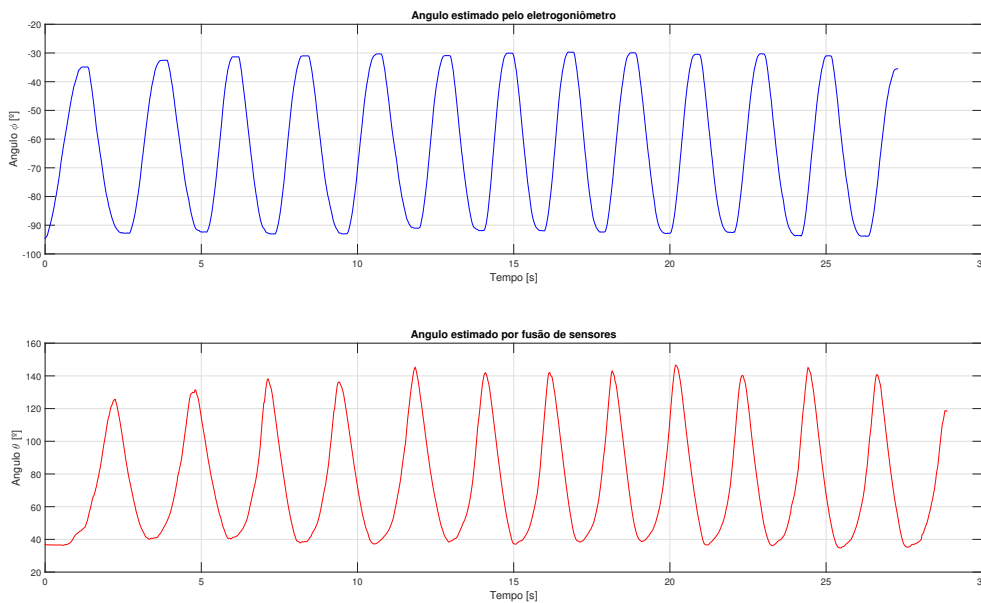


Figure 9 – Dados sujeito 1 - período curto

θ [°]	ϕ [°]	$\theta - \phi$ [°]
85.6	58.0	27.6
91.1	59.9	31.2
100.2	61.7	38.5
99.0	62.0	36.9
106.8	60.8	46.0
104.8	61.0	43.8
103.6	61.9	41.7
104.2	62.7	41.5
109.9	63.0	46.9
104.0	62.2	41.8
110.3	63.5	46.9
105.5	63.0	42.5

Table 2 – Variação de angulo pico à pico para θ e ϕ e sua diferença, para a série realizada pelo sujeito um com períodos de repetição curtos

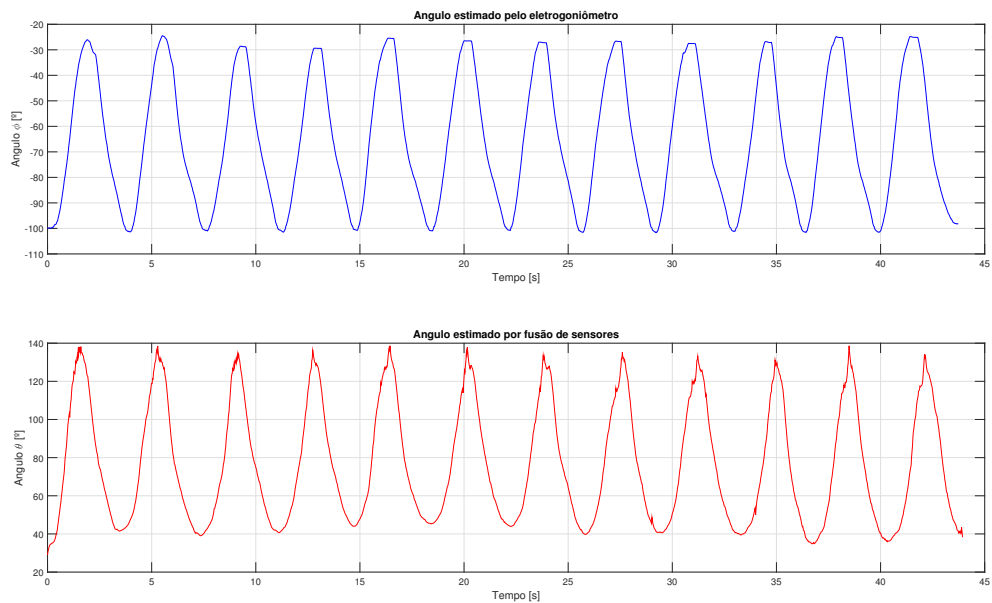


Figure 10 – Dados sujeito 2 - período longo

θ [°]	ϕ [°]	$\theta - \phi$ [°]
96.7	75.3	21.4
99.5	76.5	23.0
93.8	72.8	20.9
92.3	71.4	20.9
93.4	75.5	17.8
93.8	74.3	19.5
93.8	74.6	19.2
94.6	75.0	19.5
93.8	73.7	20.0
96.4	74.8	21.7
102.7	76.6	26.0
98.3	76.7	21.6

Table 3 – Variação de ângulo pico à pico para θ e ϕ e sua diferença, para a série realizada pelo sujeito dois com períodos de repetição longos

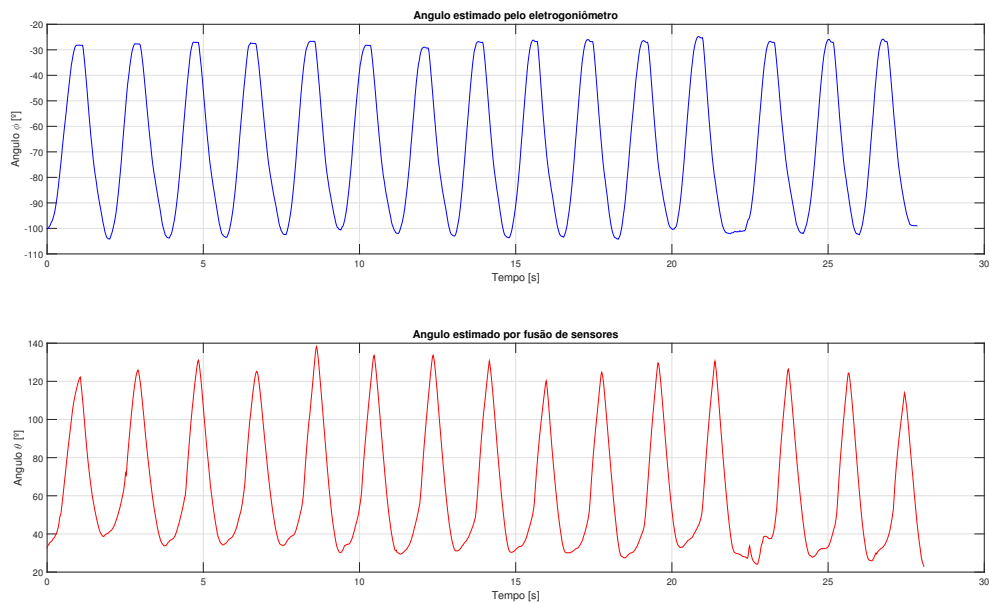


Figure 11 – Dados sujeito 2 - período curto

θ [°]	ϕ [°]	$\theta - \phi$ [°]
83.6	76.0	7.6
92.1	76.2	16.0
96.8	76.5	20.3
91.2	75.2	16.0
107.9	74.0	33.9
104.1	73.7	30.4
102.5	74.0	28.5
100.3	76.8	23.4
90.2	77.2	13.0
97.2	78.2	19.0
96.7	74.0	22.7
106.3	77.3	29.1
98.6	75.3	23.3
98.4	76.5	21.9
88.0	76.6	11.4

Table 4 – Variação de angulo pico à pico para θ e ϕ e sua diferença, para a série realizada pelo sujeito dois com períodos de repetição curtos

O resultados máximos obtidos utilizando a correlação cruzada normalizada, são mostrados na tabela 4.1.1, logo abaixo:

Experimento	Coefficiente de Correlação
Indivíduo 1 - lento	0.9482
Indivíduo 1 - rápido 2	0.9364
Indivíduo 2 - lento	0.9279
Indivíduo 2 - rápido	0.9101

Table 5 – Coeficientes de correlação para cada um dos experimentos

4.1.2 Resultados estimativas de energia e potência

Na figura 4.1.2, foram executados 6 repetições, considerando um halter com massa equivalente a 10kg e o comprimento do braço equivalente a 55 cm. O valor esperado de energia para levantar o halter é de 53.95 J. A tabela 4.1.2 indica os valores de pico de energia, potência e angulo.

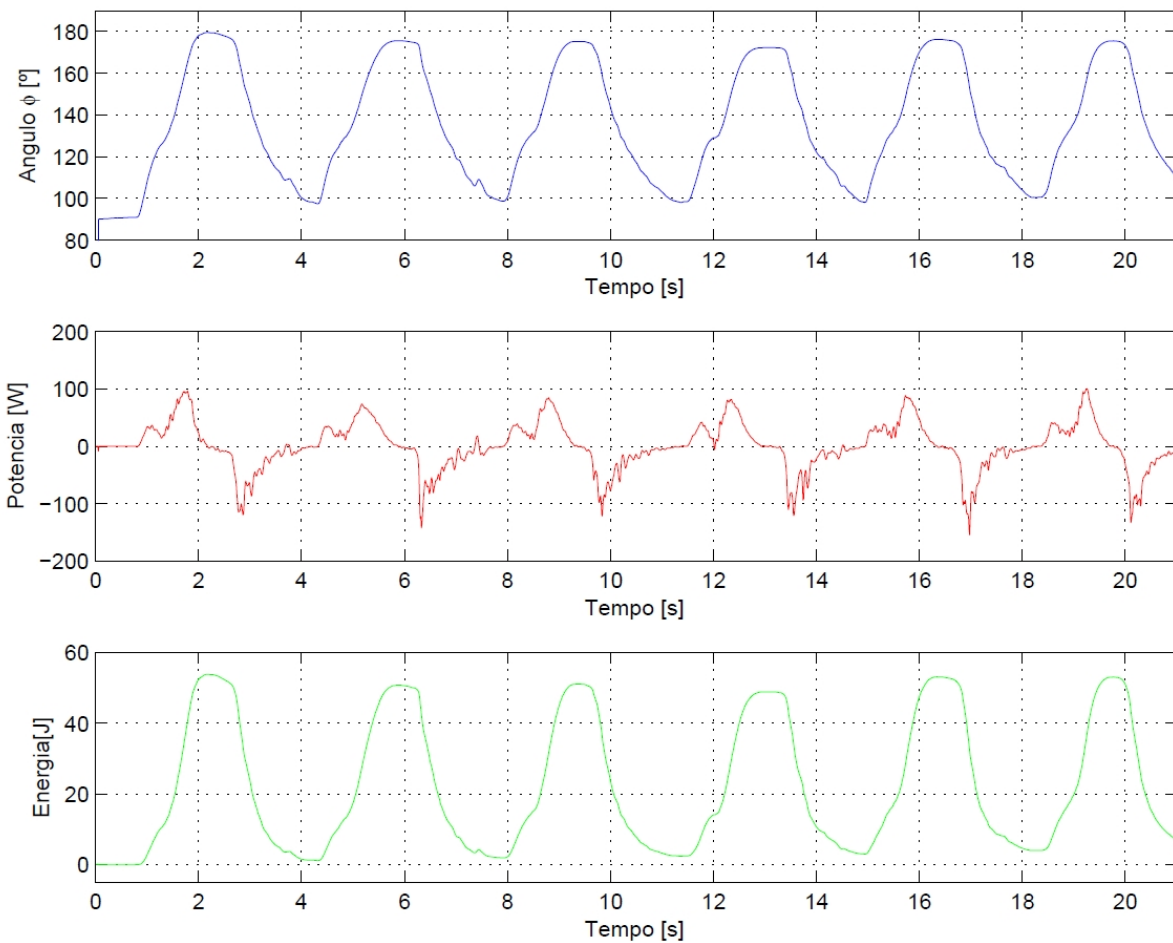


Figure 12 – Plotagem dos dados para o primeiro exercício

Repetição	$\varphi_{min}[^{\circ}]$	$\varphi_{max}[^{\circ}]$	$P_{min}[W]$	$P_{max}[W]$	$E_{min}[J]$	$E_{max}[J]$
<i>Rep. 1</i>	91.98	179.5	-113.1	96.42	0.49	53.8
<i>Rep. 2</i>	99.66	175.6	-142.1	69.64	1.19	50.62
<i>Rep. 3</i>	98.76	175.3	-97.96	77.07	1.85	51.08
<i>Rep. 4</i>	98.15	172.3	-120.5	68.08	2.37	48.83
<i>Rep. 5</i>	99.97	176.2	-154	88.59	3.39	52.91
<i>Rep. 6</i>	100.5	175.5	-114.5	98.14	3.91	53.00

Table 6 – Valores máximos e mínimos dos dados para o primeiro exercício

Na figura 4.1.2, foram executados 7 repetições, considerando um halter com massa equivalente a 10 kg e a o comprimido do antebraço equivalente 32 cm. O valor energia potencial potencia para a variação de altura equivalente a altura do antebraço é de 31.39 J. A tabela 4.1.2 indica os valores de pico de energia, potência e ângulo.

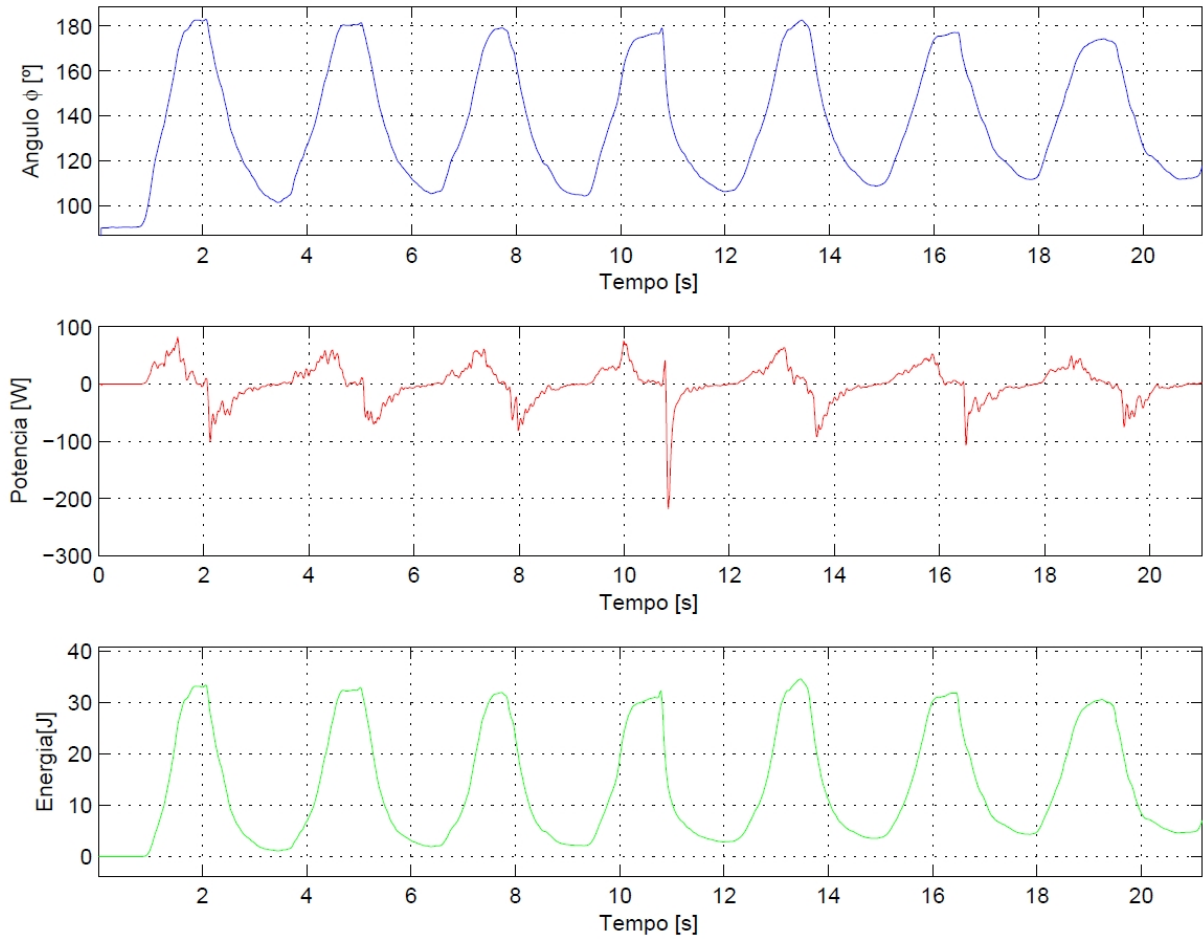


Figure 13 – Plotagem dos dados para o segundo exercício.

Repetição	φ_{min} [°]	φ_{max} [°]	P_{min} [W]	P_{max} [W]	E_{min} [J]	E_{max} [J]
Rep. 1	90.83	182.6	-100.2	82.02	0.02	33.03
Rep. 2	101.5	180.6	-69.61	59.51	1.11	32.75
Rep. 3	106	178.9	-81.15	54.60	2.06	31.82
Rep. 4	104.5	178.5	-217.8	73.19	2.14	32.23
Rep. 5	106.5	182.4	-85.67	63.09	2.89	34.43
Rep. 6	109.3	176.8	-106.9	50.51	3.57	31.86
Rep. 7	111.8	174.1	-74.93	44.59	4.36	30.47

Table 7 – Valores máximos e mínimos dos dados para o segundo exercício

4.2 Discussão

Os experimentos realizados no TCC 2 focaram na utilização da solução como um goniômetro eletrônico, a qualidade das estimativas de energia e potencia são determinadas pela precisão do sistema na estimativa dos ângulos de rotação. Porém é importante ressaltar que para funcionar como um goniômetro, seriam necessários dois pontos de referência, um no braço e outro no antebraço levando como exemplo o exercício realizado para verificar o desempenho do sistema, para se obter medidas mais precisas de rotação. Isso justifica a importância de testar o desempenho do sistema utilizando um eletrogoniômetro convencional e verificar até que ponto as medidas realizadas são úteis.

As correlação obtida com a análise dos dados(tabela 4.1.1) se mostraram expressivamente altas, todas acima de 0.9, indicam que há uma correlação muito forte entre os dados obtidos pelos dois métodos de obtenção de ângulos de rotação. Por outro lado, é notável pelas tabelas de 4.1.1 à 4.1.1 que há uma grande diferença nos valores de amplitude dos dados obtidos pelos dois métodos, sendo que o resultado provindo do sistema utilizando IMU tende a ser mais alto em média 20° que os resultados obtidos pelo goniômetro eletrônico. Essa diferença em relação ao valor dos dados de amplitude e a alta correlação já eram esperadas, pois com a solução é possível mapear consideravelmente bem a forma do movimento porém há limitadores que impedem que seu resultados sejam exatos.

Dentre os motivos das diferenças dos valores de amplitude obtidos, podem ser citados:

- A forma que o eletrogoniômetro esta fixo ao corpo, sendo que caso suas hastes não estejam paralelas com os membros, há a tendencia de se obter resultados errôneos;
- A falta de um segundo ponto de referência em cada uma das partes do braço (braço e antebraço), o que gera estimativas de rotação com erro adicionado, quando se há movimento do braço;
- Rotações em eixos não esperados durante a execução do exercício, que podem atribuir em erros nas medidas do sistema que utiliza IMU;
- Problemas devido a *overshoot*, quando há variações bruscas, que podem ser observados nas figuras 4.1.1 a 4.1.1;
- Movimentos da mão, que podem adicionar erro as medidas realizadas pelo sistema com IMU;

Como observado, as causas que podem adicionar erro as medidas são diversas. Porém os dados obtidos são satisfatório para os meios disponíveis utilizados. Uma possível

maneira de atenuar erros seria a busca de um ganho pro filtro que diminuía o *overshoot* e mantenha uma resposta rápida. A adição de outra unidade inercial, poderia trazer melhores resultados porem iria aumentar o custo do projeto, tanto financeiramente, quando computacionalmente, pois seria necessário um estudo de como combinar os dados de ambos sensores. Porém seria uma boa opção para aplicações mais especificas voltadas a problemas que precisem de dados mais confiáveis.

Em relação aos dados de potencia e energia, para aplicações em qual o valor exato dos dados é de pouca importância, como no caso onde é aplicado como incentivo a prática esportiva, o que é o caso da solução aqui proposta, as estimativas aqui obtidas estão atendendo as expectativas. Porém não houve um calculo de energia acumulada, pois como foi observado há uma grande divergência na estimativa de energia no momento de descida do halter, pois há diversos fatores fisiológicos que estão envolvidos e não são consenso entre os profissionais de educação física que ajudaram no projeto.

Part V

Conclusão

5 Conclusão

5.1 Considerações Finais

A partir do conhecimento das limitações de uma IMU, composta por acelerômetros e giroscópios, em conjunto com um sensor de campo magnético triaxial buscou-se uma solução que envolve a utilização do ponto forte de tais unidades, que é a estimação de atitude. Para a estimação de atitude, o algoritmo de Madgwick foi escolhido devido a seu desempenho em aplicações em tempo real, que possui boa performance inclusive em plataformas de processamento com menos recursos, o que é o caso do microcontrolador *ATMEGA348*.

A solução durante seu desenvolvimento mostrou-se proeminente como uma forma alternativa de goniômetro, utilizando somente um eixo de referencia, sendo essa a característica foca a ser analisada para o TCC2, ja que a qualidade das estimativas de energia e potência estão limitadas pela qualidade das medidas dinâmica do angulo de rotação.

Infelizmente o objetivo inicial, que era a estimativa de energia acumulada durante o exercício não foi completa, devido a dificuldade de estimar o gasto calórico total, tanto na subida quanto na descida do halter, que é dificultado pela necessidade de um conhecimento mais aprofundado de parâmetros fisiológicos, o que fugiria do escopo deste projeto. Porem os resultados obtidos foram satisfatórios, pois apesar de haver divergência entre os dados de amplitude obtidos experimentalmente, entre o eletrogoniômetro e a solução utilizando IMU, o que ja era esperado, esses dados podem ser utilizados adequadamente para o objetivo proposto.

Por fim, há uma grande possibilidade de com mais estudos a adaptação do sistema para ser utilizado como um goniômetro que obtém dados de rotação tridimensionais, além de sua utilização para incentivo esportivo. Porém para tal é necessário a adição de outra unidade de medida inercial para se obter dois pontos de referencia, assim aumentando a confiabilidade do dado, o que também exigiria um estudo mais aprofundado para a fusão dos dados de ambas as IMUs.

5.2 Propostas para Trabalhos Futuros

Durante a execução deste trabalho, foram encontradas vários problemas e também ocorreram várias ideias que infelizmente não puderam ser implementadas devido a limitação do tempo. Portanto parte destas deixo como proposta de possíveis para trabalhos futuros para quem se interessar pelo tema:

- Modelagem do gasto energético em exercícios físicos, mais especificamente levantamento de peso, que possam ser modelados por movimentos rotacionais;
- Implementação de um eletrogoniômetro utilizando duas IMUs, sendo necessário para isso o estudo de como seria feita a fusão dos dados das duas unidades para se obter dados tridimensionais de rotação;
- Estudo de dados tridimensionais de rotação na realização de exercícios, para avaliações que poderiam ser utilizadas pela fisioterapia;

Bibliography

J. B. Kuipers. Citado na página 30.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 14724*: Informação e documentação — trabalhos acadêmicos — apresentação. Rio de Janeiro, 2011. 15 p. Nenhuma citação no texto.

BUILDING a Future of European Sports Innovatios. Citado 3 vezes nas páginas 15, 19, and 25.

FORHAN, N. A. E. Giroskopios mems. 2010. Citado na página 28.

FOXLIN, E. Pedestrian tracking with shoe-mounted inertial sensors. 2005. Citado na página 27.

GONIOMETRÍA - Una Herrameienta para la evaluaci3n de las incapacidades laborales. [S.l.]: Asociart ART, 2007. Citado na página 29.

HEYWARD, V. H.; GIBSON, A. L. Advanced fitness assessment nd exercices prescription. 2014. Citado na página 25.

HOL, J. *Sensor Fusion and Calibration of Inertial Sensors, Vision, Ultra-Wideband and GPS*. Tese (Doutorado) — Department of Electrical Engineering Link3ping University, 2011. Citado 3 vezes nas páginas 19, 27, and 28.

KUIPERS, J. B. Quaternions and rotation sequences: A primer with applications to orbits, aerospace and virtual reality. Princeton University Press, 1999. Citado na página 31.

LANGE, S. *Implementierung eines Mono-Kamera-SLAM Verfahrens zur visuell gestützten Navigation und Steuerung eines autonomen Luftschies*. Dissertaç3o (Mestrado) — Technische Universität Chemnitz - Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 28 and 29.

MADGWICK, S. O. *An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays*. [S.l.], 2010. Citado 5 vezes nas páginas 9, 19, 30, 31, and 32.

NASIR, S. A. Critical review of mems gyroscopes technology and commercialization status. 2010. Citado na página 28.

PERUMAL, L. Quaternion and its application in rotation using sets of regions. 2011. Citado na página 30.

UNESCO. *Biomecânica do Movimento Humano*. Unidade de Publicaç3es da Representaç3o da UNESCO no Brasil, 2013. Citado na página 27.

WOODMAN, O. J. An introduction to inertial navigation. 2007. Citado 2 vezes nas páginas 19 and 27.