
**Aplicação de Rede de Sensores Sem Fio para a
Análise do Movimento Humano**

Felipe Augusto Oliveira Mota

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Belo Horizonte
2017

Universidade Federal de Minas Gerais

Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**APLICAÇÃO DE REDE DE SENSORES SEM FIO PARA A
ANÁLISE DO MOVIMENTO HUMANO**

Felipe Augusto Oliveira Mota

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Flávio Henrique Vasconcelos

Belo Horizonte - MG

Julho de 2017

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO Nº 1000

**APLICAÇÃO DE REDE DE SENSORES SEM FIO PARA A ANÁLISE DO
MOVIMENTO HUMANO**

Felipe Augusto Oliveira Mota

DATA DA DEFESA: 31/07/2017

M917a

Mota, Felipe Augusto Oliveira.

Aplicação de rede de sensores sem fio para a análise do movimento humano [manuscrito] / Felipe Augusto Oliveira Mota. - 2017.
77 f., enc.: il.

Orientador: Flávio Henrique Vasconcelos.

Dissertação (mestrado) Universidade Federal de Minas Gerais,
Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 73-77.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Acelerômetros - Teses. 3. Giroscópios - Teses. 4. Marcha humana - Teses. 5. Redes de sensores sem fio - Teses. 6. Aquisição de dados - Teses. I. Vasconcelos, Flávio Henrique. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.3(043)

**"Aplicação de Rede de Sensores Sem Fio
para a Análise do Movimento Humano"**

Felipe Augusto Oliveira Mota

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 31 de julho de 2017.

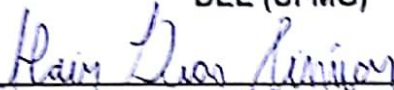
Por:



Prof. Dr. Flávio Henrique Vasconcelos
DEE (UFMG) - Orientador



Prof. Dr. Hilton de Oliveira Mota
DEE (UFMG)



Prof. Dr. Alair Dias Júnior
DELT (UFMG)

*Aos meus saudosos avós José Wilton e Zélia
Nossas lembranças nos dão forças inimagináveis!
Por vocês eu continuei e continuarei...*

Agradecimentos

Do amor nós viemos e ao amor nós retornaremos...

A princípio, agradeço a Deus por tudo que vivi e aprendi. Só Ele sabe de todas as agonias e vitórias que contemplei. Minha casa sentiu minha ausência, mas foi a minha maior fortaleza! Todo meu amor e gratidão a minha mãe, Gleice e ao meu padasto, Danilo, por terem sido esse importante pilar em minha formação. Do amor familiar, existem aqueles que não são de sangue, mas nos formam pessoas dignas, toda minha gratidão a minha madrinha, avó, exemplo de vida: Cici.

Amigos de Januária-MG, estive tão distante de vocês... Mas a vontade de reencontrar cada um me fazia “correr” e buscar desenvolver o melhor trabalho possível para conseguir ser totalmente de vocês... Muito obrigado pela compreensão de cada ausência e pelo amor que sentia mesmo à distância! Flávia, Neudson, Camila, Elaine, Ariane, Candice, Natelson, Alex, Lorena e Ana Carla.

Existem pessoas que entram em nossas vidas para transformá-la! Rose e Cleiane, muito obrigado por acreditarem em mim! Vocês duas, com seus conselhos e apoio, mesmo que sem saber, me deram forças para ir em busca dos meus objetivos.

Em Belo Horizonte, pude fazer amigos. Pessoas que me sustentaram e permanecerão para sempre em minha vida! Agradeço por cada sorriso, estudo, bronca e tudo mais que vivemos! Otávio, Tamires, Adrielle, Ramon, Ciniro, Kátia, Amanda, Fernando, Fabiano, Zé Leonardo, Patrícia, Hilton, Gustavo. Lógico, todo meu carinho ao pessoal das casas 77, 76 e 89! Agradeço ao meu orientador, Flávio Vasconcelos, que, além de desenvolver suas funções de orientador, me ensinou a ser um professor mais humano.

Ao falar dos amigos de Belo Horizonte, e logo, os amigos da UFMG, eu precisava deixar um parágrafo só para ele: Vitor Biajo. Chegou todo tímido ao Projeto, mas posteriormente demonstrou todo seu potencial. Biajo, você sabe o quanto foi fundamental para auxiliar no desenvolvimento de todo trabalho. Aqui, eu quero deixar o meu muito obrigado por ter aceito o desafio e por sua dedicação ao meu lado.

Aos colegas do IFNMG – Campus Januária, agradeço por toda compreensão e apoio nesses dois anos. Em especial, agradeço a Joselice que me apresentou à área da Engenharia

Elétrica; a Paulo Vitor e Petrônio que, além de colegas de trabalho, foram companheiros nessa jornada de pós-graduandos da UFMG e a Giuliano que sempre foi um referencial: profissional e humano. Também quero deixar todo carinho aos meus alunos e orientandos.

Quero agradecer aos colegas do IFNMG – Campus Pirapora que me acolheram, acreditaram e me deram condições de pleitear uma vaga no Mestrado. Em especial, destaco Maria do Socorro, uma das profissionais que mais me elogiava e encorajava. Agradeço aos meus primeiros orientandos (Ariel, Cristhian, Samuel, Mônica, Geovana, Sérgio e Lucas), vocês também foram fundamentais para tudo isso.

Para finalizar, agradeço a minha família, aos amigos do Universidades Renovadas e Comunicação Mineira, além de todos os outros que torceram e me apoiaram. Serei eternamente grato!

“Não é sobre chegar no topo do mundo e saber que venceu. É sobre escalar e sentir que o caminho te fortaleceu. É sobre ser abrigo e também ter morada em outros corações. E assim ter amigos contigo em todas as situações...”

Trem Bala - Ana Vilela

“Contudo, seja qual for o grau a que chegamos, o que importa é prosseguir decididamente.” (Filipenses 3,16)

Resumo

A Análise do Movimento Humano possibilita que sejam coletados dados qualitativos e quantitativos para identificar padrões específicos e patologias associadas a atletas ou pessoas comuns. O presente trabalho concentra-se no movimento da marcha, que está ligada diretamente à locomoção do indivíduo e cuja análise interessa a áreas tão diversas quanto saúde e esporte. Com esse objetivo, foi projetado e implementado um sistema computacional de aquisição de dados baseado em Redes de Sensores Sem Fio, para subsidiar a análise biomecânica da marcha. A escolha desse tipo de rede se deu devido ao fato dela tornar viável a obtenção de dados com autonomia, versatilidade e principalmente baixo custo. O sistema é composto por nós sensores que podem ser fixados aos membros do corpo de uma pessoa. Cada nó contém uma plataforma ESP8266 conectada a um módulo MPU6050 que inclui um giroscópio e um acelerômetro. O funcionamento do sistema passa inicialmente por uma fase de auto-ajuste (auto-calibração). Após a aquisição de dados, o sinal do acelerômetro é convertido em graus e o do giroscópio em graus por segundo. No computador base, os dados do giroscópio são modelados empregando uma matriz rotação através da aplicação dos métodos do ângulo de Euler e quaternions. As saídas de ambos os sensores são combinadas por meio de um filtro complementar de primeira ordem e um dispositivo mecânico especial valida as medidas dos sensores. Após uma etapa de validação, foram executados testes com indivíduos e os nós sensores foram fixados aos membros inferiores. Com isso, observou-se os ângulos gerados pelo movimento da marcha nos eixos X, Y e Z. Os resultados foram comparados a padrões estabelecidos previamente pela literatura e demonstram que o dispositivo já pode ser usado como um substituto de baixo custo no lugar de câmeras de controle óptico, de um custo muito mais elevado.

Palavras-chave: Acelerômetro; Giroscópio; Marcha Humana; Rede de Sensores Sem Fio; Sistema para Aquisição de Dados.

Abstract

Human Movement Analysis enables qualitative and quantitative data to be collected in order to identify specific patterns and pathologies associated with athletes or ordinary people. The present study focuses on the gait movement, which is directly linked to a person's locomotion and whose analysis is of interest of areas so diversity like health and sport. Considering this, a computational system for data acquisition based on Wireless Sensor Networks was designed and implemented to support the biomechanical gait analysis. This type of network was chosen due to the fact that it made an autonomous, versatile and, mainly, low-cost analysis feasible. The system consists of sensor nodes that can be attached to a person's limbs. Each node contains an ESP8266 platform connected to an MPU6050 module that includes a gyroscope and an accelerometer. Initially, the system operates through a self-tuning (self-calibration) phase. After collecting data, the accelerometer signal is converted to degrees and the gyroscope signal is converted to degrees per second. In the base computer, the gyroscope data are modeled employing a rotation matrix through the application of the Euler angle methods and quaternions. Both sensors' outputs are combined by means of a first order complementary filter, and a special mechanical device validates the sensors' measurements. After a validation step, tests were performed in individuals with the sensor nodes attached to their lower limbs. It was possible, then, to observe the angles created by the gait movement in the X, Y and Z axes. The results were compared to previously established standards in the literature and they demonstrate that the device can already be used as a low-cost substitute for optical control cameras, which have a much higher cost.

Keywords: Accelerometer; Data Acquisition System; Gyroscope; Human gait; Wireless Sensor Network.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Componentes Básicos do Nó Sensor	23
Figura 2 – Fases da Marcha	27
Figura 3 – Modelo simples dos membros inferiores	27
Figura 4 – Planos de Movimentação do Corpo Humano	29
Figura 5 – Exemplificação análise com sensores	30
Figura 6 – Exemplificação análise com marcadores	30
Figura 7 – Exemplificação análise sem marcadores	31
Figura 8 – Gráfico: Tipos de Sensores utilizados nos trabalhos	33
Figura 9 – Gráfico: Quantidade de eixos coletados pelos sensores utilizados nos trabalhos	33
Figura 10 – Fixação dos Sensores no Corpo	34
Figura 11 – Coletando dados dos membros inferiores do lado direito, pélvis e tórax	35
Figura 12 – Eixos X, Y e Z de um sensor.	37
Figura 13 – Atividade Genérica do Sensor IMU/MEMS.	38
Figura 14 – IMU baseado em acelerômetro e giroscópio	39
Figura 15 – Sistema massa-mola de 1 grau de liberdade, com sensor para medir o deslocamento.	40
Figura 16 – Acelerômetro MEMS.	40
Figura 17 – Estrutura Genérica de um Giroscópio	41
Figura 18 – Fusão dos dados em cada eixo	42
Figura 19 – Exemplificação Referencial Corpo	43
Figura 20 – Parâmetros de Atitude	44
Figura 21 – Filtro Complementar	46
Figura 22 – Camadas da Arquitetura TCP/IP	51
Figura 23 – Atividades do Sistema	52
Figura 24 – Proposta do Sistema	52
Figura 25 – Projeção do Instrumento para aquisição de dados	53
Figura 26 – Instrumento para aquisição de dados confeccionado	53

Figura 27 – Arquitetura ESP8266	54
Figura 28 – Placa Inercial com MPU6050	55
Figura 29 – Eixos em Referência Horizontal	56
Figura 30 – Exemplo do armazenamento dos dados após conversão	57
Figura 31 – Configuração LabVIEW [®] para o nó sensor 1	59
Figura 32 – Exemplificação do armazenamento no computador base	59
Figura 33 – Fluxograma do algoritmo final	60
Figura 34 – Esquema completo da proposta do sistema	60
Figura 35 – Ferramenta desenvolvida para os testes	61
Figura 36 – Teste estático 90°	63
Figura 37 – Teste estático 0°	63
Figura 38 – Teste estático, comparação da aplicação de filtro complementar	64
Figura 39 – Sensor fixado na canela do indivíduo	65
Figura 40 – Marcha com um nó sensor fixo ao corpo	65
Figura 41 – Sensores fixados na coxa e canela do indivíduo	66
Figura 42 – Cinemática padrão do plano sagital	66
Figura 43 – Cinemática padrão do plano Frontal	67
Figura 44 – Marcha com dois sensores: Sensor 1, fixado na canela	67
Figura 45 – Marcha com dois sensores: sensor 2, fixado na coxa	68

Lista de tabelas

Tabela 1 – Descrição dos Componentes Básicos do Nó Sensor	23
Tabela 2 – Constante Associada ao Nível de Sensibilidade do Giroscópio	55
Tabela 3 – Desvio Padrão Ângulo 0°	63
Tabela 4 – Desvio Padrão Ângulo 90°	64

Lista de siglas

AMH Análise do Movimento Humano

CPU Central Processing Unit

DMP Digital Motion Processor

GPIO General Purpose Input/Output

HTTP HyperText Transfer Protocol

IEEE Institute of Electrical and Electronic Engineers

IMU Inertial Measurement Unit

INS Inertial Navigation System

IP Internet Protocol

I2C Inter-Integrated Circuit

MEMS Micro Electro Mechanical Systems

RSSF Rede de Sensores Sem Fio

RISC Reduced Instruction Set Computer

SoC System on a Chip

SPI Serial Peripheral Interface

TCP Transmisson Control Protocol

UDP User Datagram Protocol

UART Universal Asynchronous Receiver Transmitter

WPA Wi-Fi Protected Access

WPA2 Wi-Fi Protected Acces II

Sumário

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Apresentação	21
1.2	Motivação	22
1.3	Objetivos	22
1.3.1	Objetivo Geral	22
1.3.2	Objetivos Específicos	23
1.4	Organização da Dissertação	24
2	ANÁLISE DA MARCHA HUMANA	25
2.1	Introdução	25
2.2	A Marcha	26
2.3	Modelagem Cinemática da Marcha	28
2.4	Sensores e a Biomecânica da Marcha	31
3	SENSORES INERCIAIS	37
3.1	Introdução	37
3.2	Acelerômetro	39
3.3	Giroscópio	40
3.4	Procedimentos para Aquisição de Dados	41
3.5	Processamento dos Dados	42
3.5.1	Sistemas de Coordenadas	43
3.5.2	Conversão dos Dados do Acelerômetro	44
3.5.3	Conversão dos Dados do Giroscópio	45
3.5.4	Fusão dos Dados	45
4	PROPOSTA DO SISTEMA	49
4.1	Introdução	49
4.2	Projeto da Rede	50

4.3	Modelagem do Sistema	52
4.4	Aquisição dos Dados	53
4.4.1	ESP8266	54
4.4.2	MPU6050	54
4.4.3	Offset	55
4.4.4	Aquisição dos Dados com os Sensores	56
4.4.5	Fusão dos Dados	58
4.5	Recepção dos Dados	58
4.6	Tratamento e Apresentação	58
4.7	Conclusão	60
5	EXPERIMENTOS	61
5.1	Método para a Avaliação	61
5.2	Experimentos	62
5.2.1	Teste Estático	62
5.2.2	Teste com um dispositivo fixado ao corpo	64
5.2.3	Teste com dois dispositivos fixados ao corpo	64
6	CONCLUSÕES	69
6.1	Trabalhos Futuros	71
	REFERÊNCIAS	73

Introdução

1.1 Apresentação

O avanço de técnicas fisioterápicas trouxe uma nova abordagem para a análise do movimento humano. Certos diagnósticos e tratamentos como a reabilitação da marcha, a correção postural e a potencialização de movimentos de atletas de alto rendimento podem ser examinados por sistemas integrados de análise biomecânicos. Segundo Silva (2013), através da Análise do Movimento Humano (AMH), podem-se coletar dados quantitativos e qualitativos e assim, identificar certos padrões e patologias associadas ao indivíduo estudado.

Segundo Amadio, Costa e Sacco (1999), para desenvolver o monitoramento das causas e efeitos dos movimentos na biomecânica do indivíduo, faz-se necessário, pela sua complexidade estrutural, a aplicação síncrona de métodos de mensuração nas diversas áreas do conhecimento da ciência. Com base nisso, o trabalho focou em um tipo de movimento: a marcha. Segundo Leite et al. (2014), a análise da marcha visa investigar o desenvolvimento de padrões biomecânicos que caracterizam o movimento de membros inferiores do corpo humano.

A marcha está diretamente ligada à locomoção do indivíduo. Segundo Russi (2002) e Alencar et al. (1997) a capacidade de se locomover é um dos bens mais preciosos que um ser humano dispõe e representa a liberdade de poder se deslocar para onde quer e quando desejar. Para mover o corpo sincronicamente, o homem utiliza um complexo processo que inclui o cérebro, a medula espinhal, nervos periféricos, músculos, ossos e articulações.

Sousa (2008) afirma que a análise da marcha interessa a diversas áreas. Por exemplo, a fisiologia pode compreender os mecanismos que envolvem os diferentes padrões de marcha, velocidade, modo de funcionamento dos músculos, o trabalho realizado e o custo da locomoção. Já numa análise clínica é possível detectar, descrever e identificar consequências de um padrão de marcha patológico.

1.2 Motivação

Para realizar a AMH, podem-se utilizar equipamentos, os quais, geralmente, são baseados em sistemas de videogrametria e marcadores retrorrefletivos. Esses equipamentos porém, são muito caros e impedem a utilização do método em larga escala pelos profissionais de saúde no Brasil. A possibilidade de desenvolver uma análise mais versátil foi o que impulsionou a pesquisa por outros elementos.

O progresso tecnológico vem ampliando o uso de sistemas microeletrônicos no cotidiano das pessoas. Segundo Karl e Willig (2005), a utilização desses dispositivos tem incorporado na sociedade uma visão de ambiente inteligente, onde instrumentos diferentes estão reunidos para processar informações de um grande número de fontes. Esta já é uma realidade tanto para o processo físico de controle, quanto para interagir com os usuários humanos.

A tecnologia empregada deve ser discreta, muitas vezes classificada como tecnologia que desaparece (Weiser (1993)), incorporando um paradigma pessoa-a-mundo físico, onde a integração com o mundo físico se torna mais importante que a manipulação dos dados. Dentre esses sistemas encontram-se os sensores.

Os sensores podem estabelecer comunicação entre si sendo fixados na mesma base ou em outra locação. Quando essa comunicação é feita sem fio, classifica-se como uma Rede de Sensores Sem Fio (RSSF).

Ruiz (2003) destaca que as RSSF's são recomendadas para inúmeras finalidades e Ghizoni (2012) afirma que atualmente esse tipo de rede tem condições de executar funções inimagináveis há 20 anos. Os componentes estão menores, mais baratos e integrados em escalas micro e nano.

Os dispositivos autônomos que formam uma RSSF são chamados de nós sensores. Estes, segundo Karl e Willig (2005) são constituídos, basicamente, por cinco componentes principais: Controle, Memória, Sensores e Atuadores, Comunicação e Fonte de Energia. Estes são ilustrados na Figura 1 e descritos na Tabela 1.

Dessa forma, uma RSSF apresenta as condições fundamentais e grandes vantagens para uma aplicação de AMH como autonomia, versatilidade e principalmente, baixo custo. Além de permitir ao profissional concentrar seus esforços e atenção no paciente, focando na análise dos dados de evolução e na orientação dos exercícios (Alves et al. (2012)).

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo desta dissertação é investigar e desenvolver um sistema para aquisição e interpretação de dados usando redes de sensores sem fio com o objetivo de subsidiar

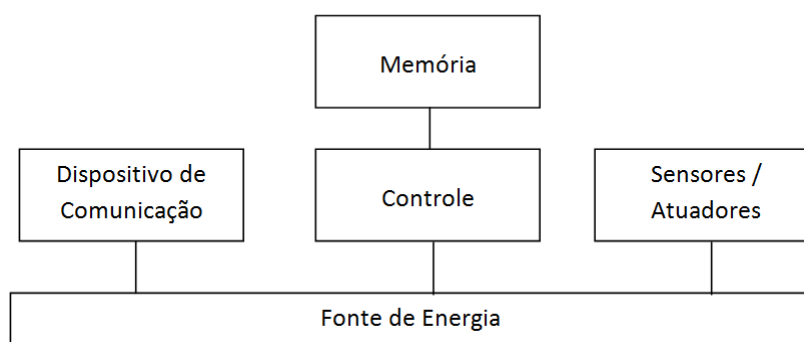


Figura 1 – Componentes Básicos do Nó Sensor

Fonte:Karl e Willig (2005, p. 18)

Tabela 1 – Descrição dos Componentes Básicos do Nó Sensor

Componente	Descrição
Controle	Controle para processar todos os dados relevantes, capaz de executar código arbitrário.
Memória	Armazenamento de programas e dados imediatos. São utilizados diferentes tipos de memórias para programas e dados.
Sensores e Atuadores	Interface real para o mundo físico, dispositivos que podem observar ou controlar parâmetros físicos do ambiente.
Comunicação	Transformar os nós em uma rede requer dispositivos capazes de enviar e receber informações nos canais sem fio.
Fonte de Energia	Como geralmente nenhuma fonte de alimentação com fio está disponível, alguma forma de bateria é necessária para fornecer energia.

Fonte:Karl e Willig (2005, p. 18)

a análise do movimento humano, mais especificadamente o movimento da marcha, por profissionais da saúde.

1.3.2 Objetivos Específicos

- ❑ Identificar tecnologias de RSSF que melhor se adequam a AMH;
- ❑ Definir a arquitetura do dispositivo para aquisição de dados mais adequada para alcançar o objetivo primário;
- ❑ Estudar e desenvolver estrutura da rede;
- ❑ Realizar testes comparativos no corpo e com auxílio de instrumento de referência.

1.4 Organização da Dissertação

Os capítulos seguintes são organizados da seguinte forma:

- ❑ **Análise da Marcha Humana:** Conceitua a marcha humana, define os parâmetros para a sua análise e estabelece os métodos que serão abordados no projeto;
- ❑ **Sensores Inerciais:** Explica os sensores inerciais que serão utilizados no trabalho e determina a modelagem matemática para aquisição de dados a ser realizados por esses componentes;
- ❑ **Proposta do Sistema:** Descreve todas as etapas estabelecidas para o desenvolvimento do instrumento de aquisição e interpretação dos dados;
- ❑ **Experimentos:** Demonstra a metodologia elaborada para avaliar o instrumento concebido e apresenta os resultados obtidos, além de uma análise estatística;
- ❑ **Conclusões:** Expõe as conclusões deste projeto e define as sugestões para trabalhos futuros.

Análise da Marcha Humana

2.1 Introdução

A locomoção é classificada como a possibilidade de movimentar-se de uma posição geográfica para outra. A marcha indica como isso acontece, descrevendo a possível forma de locomoção, através de um deslocamento rítmico das partes do corpo humano (Dicharry (2010)). Segundo Perry (2010), na marcha um membro atua como um suporte móvel, em contato com o solo enquanto o membro contralateral avança no ar, invertendo os seus papéis a cada passo.

Assim, o ato de movimentar-se não pode ser compreendido apenas como um simples deslocamento. Silva (2013), citando Renshaw (1973), destaca que o movimento humano não é uma unidade homogênea, pois varia desde funções orgânicas básicas até o envolvimento em formas de movimento simbólico apresentando um contexto muito amplo.

Silva (2013), baseado nos trabalhos de Trew e Everett (2001) e Godfrey et al. (2008) cita alguns fatores internos e externos que afetam a movimentação humana:

- ❑ **Anatomicamente:** descrevendo a estrutura do corpo e a relação entre diferentes partes;
- ❑ **Fisiologicamente:** preocupando-se na maneira como o corpo inicia e controla o movimento;
- ❑ **Mecanicamente:** analisando as relações de força, tempo e distância;
- ❑ **Psicologicamente:** examinando as sensações, percepções e motivações que estimulam a execução de um movimento. (Os fatores emocionais e cognitivos afetam o desejo de manter produtividade, independência e interação (movimentação) no ambiente onde a pessoa vive);
- ❑ **Sociologicamente:** considerando os diferentes significados dados aos movimentos em diferentes contextos humanos, e a influência do contexto social sobre os movimentos executados;

- **Ambientalmente:** considerando a influência do ambiente no modo como os movimentos são executados. (Considera-se, por exemplo, se a habitação do indivíduo é urbana ou rural, se vive sozinho ou na companhia de outros, o tipo de trabalho que efetua, se compartilha das atividades domésticas, etc.).

Com base no objetivo geral desta dissertação serão considerados os fatores mecânicos que o influenciam o movimento, ou seja, a biomecânica. Amadio e Serrão (2007) destacam que a biomecânica é derivada das ciências naturais, que se ocupa das análises físicas de sistemas biológicos. Okuno (2003), dentre tantos outros pesquisadores, afirma que a biomecânica é a ciência responsável pelas mais diversas formas de análise do movimento humano.

A partir de um ponto de vista mais amplo, a biomecânica é uma área da ciência que estuda como os sistemas e estruturas biológicas reagem aos estímulos externos. Nos seres humanos, visa estudar como funcionam os sistemas esquelético e muscular sob diferentes condições. Ao analisar o corpo humano, percebe-se que o mesmo é composto de segmentos articulados que podem estar em equilíbrio estático ou dinâmico. Assim, o movimento é resultado de forças internas e externas que atuam nos eixos corporais (Fong e Chan (2010)) (Amadio, Costa e Sacco (1999)).

Segundo Prudêncio, Carmo e Dias (2013), os movimentos, quanto execução, podem ser divididos em: lineares ou de translação, quando todos os pontos do corpo se movem na mesma distância; angulares ou de rotação, quando os pontos se movem em linhas circulares ao redor de um eixo; e combinados (mistos) ou gerais. Na maioria das atividades humanas, os movimentos são realizados por meio de uma combinação das duas ações de movimento (translação e rotação), sendo tratados como mistos ou gerais.

O estudo da marcha humana só é possível após compreender todos os parâmetros impostos pela biomecânica. Neste trabalho, adota-se que as ações do movimento serão descritas através de ângulos formados entre os membros e eixo analisado. Essas definições serão expostas nas seções posteriores deste capítulo.

2.2 A Marcha

Sousa (2008) destaca que a análise do movimento dos membros inferiores é um interesse de investigação que permanece ao longo do tempo na biomecânica e aplicações clínicas, devido a importância que a locomoção tem para o ser humano. Diante disso, há sempre uma busca por desenvolver ferramentas para mensurar o movimento e forças de reação.

Segundo Bruxel (2010), um ciclo de marcha compreende dois passos, onde cada passo consiste na sequência de eventos entre o primeiro contato de um pé com o solo e o contato do pé contralateral. Assim, a marcha completa compreende a sequência de posições e orientações assumidas pelo corpo entre o primeiro contato de um pé com o solo até ele mesmo tocar o solo novamente, conforme observado na Figura 2.

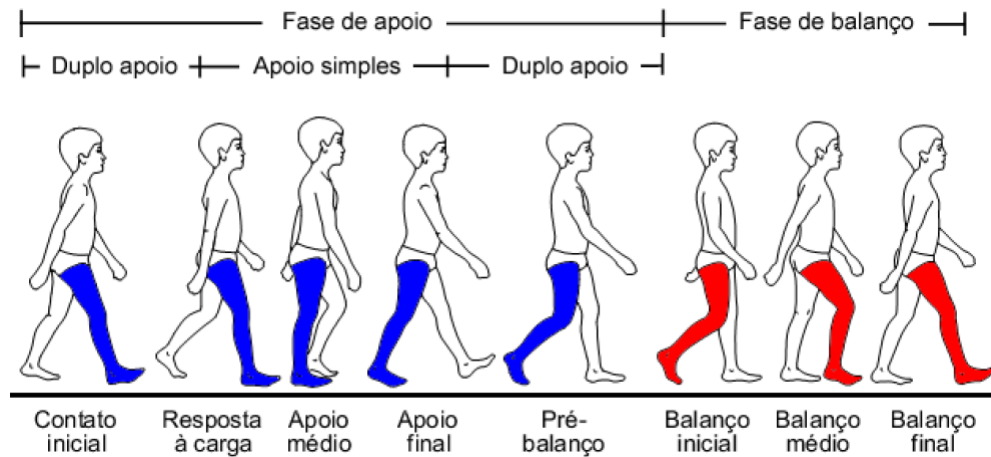


Figura 2 – Fases da Marcha

Fonte:Bruxel (2010)

Sousa (2008) alerta que a análise da marcha pode ser conduzida através de dois tipos de avaliações: cinética e cinemática. Assim, antes de desenvolver qualquer observação é importante ressaltar a diferença entre esses dois tipos e definir qual diretriz será escolhida para condução dos trabalhos.

Segundo Hamill et al. (1999) a análise cinética busca definir as forças que provocam um movimento. Diante disso, para a determinação dessas forças, Duarte (2002) afirma que numa primeira aproximação, cada membro inferior do ser humano durante o andar pode ser entendido como um pêndulo. Considerar os membros inferiores como pêndulos simples é uma boa aproximação para o membro inferior que está em contato com solo, que se comporta como um simples pêndulo invertido, conforme Figura 3.

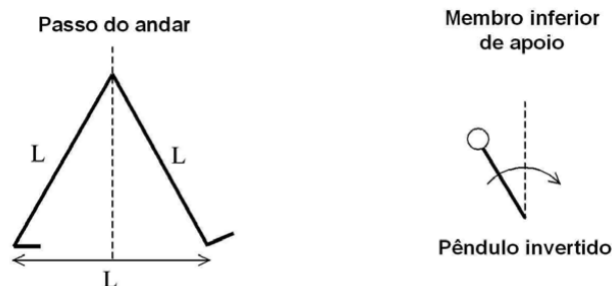


Figura 3 – Modelo simples dos membros inferiores

Fonte:Duarte (2002)

Enquanto o indivíduo pisa com a extremidade do membro inferior, deslocando a energia para o centro de gravidade, essa energia vai ser acumulada e devolvida ao solo ao

retornar o passo. O fato da energia deslocar-se ao longo do seguimento corporal (subir e descer), é o que classifica a ação como um pêndulo invertido.

Ao contrário da cinética, a análise cinemática leva em conta a medida dos movimentos observáveis do indivíduo, desconsiderando-se as forças que produzem. Segundo Russi (2002), parafraseando Winter (1991), as variáveis cinemáticas incluem deslocamentos linear e angular, velocidades e acelerações. Os deslocamentos são retirados dos lugares já conhecidos dos corpos: centro de gravidade das articulações, extremidades dos segmentos dos membros.

Para definição dos valores dessas variáveis recorre-se ao apoio do sistema de referência espacial, que pode ser relativo ou absoluto. Um sistema absoluto significa que as coordenadas se submetem a um sistema espacial externo de referência. Já num sistema relativo as coordenadas são determinadas através das relações entre segmentos, sem necessidade de um sistema espacial externo. As mesmas definições se aplicam para dados angulares. Ângulos relativos significam ângulos entre articulações; ângulos absolutos são submetidos a referências espaciais externas.

Neste trabalho será executada uma análise cinemática que observa os ângulos relativos e absolutos gerados pelo movimento. Os parâmetros adotados serão detalhados na próxima seção.

2.3 Modelagem Cinemática da Marcha

Na análise cinemática, a análise dos ângulos requeridos de cada parte do corpo durante a marcha deve ser em função do tempo (Stengele, 2008). Assim, podemos considerar os seguintes passos a serem tomados para a avaliação:

- ❑ Definição do ciclo da marcha para cada sujeito;
- ❑ Determinação das posições e orientações dos sistemas de coordenadas associados aos sistemas de marcas técnicas e anatômicas;
- ❑ Cálculo das matrizes de mudanças de coordenadas entre os diferentes sistemas de coordenadas;
- ❑ Cálculo dos ângulos articulares em função do ciclo da marcha;
- ❑ Análise de incertezas e filtragem de dados.

Para a análise cinemática, segundo Hamill, Knutzen e Derrick (2016) e Dangelo e Fattini (2007), o corpo humano é dividido em três planos, o sagital (mede flexão e extensão), o coronal (frontal, mede abdução e adução) e o transversal (mede rotação), conforme ilustrado na Figura 4. A medição efetuada em cada plano é apresentada através de ângulos.

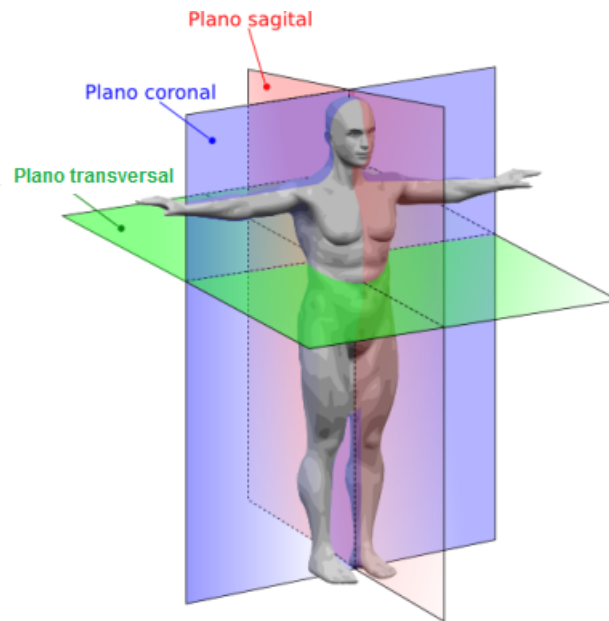


Figura 4 – Planos de Movimentação do Corpo Humano

Fonte: <https://pt.wikipedia.org/wiki/Plano_anatômico>

Em cada plano são efetuados procedimentos fisioterapêuticos distintos. No plano sagital são executadas, basicamente, quatro metodologias:

- ❑ Medir a amplitude do movimento da região pélvica;
- ❑ Medir a amplitude do movimento dos quadris;
- ❑ Medir a amplitude do movimento dos joelhos;
- ❑ Medir a amplitude do movimento dos tornozelos, pés e região plantar.

Já para o plano frontal ou coronal, o joelho e o tornozelo, nas condições normais, devem permanecer relativamente estáveis. Já a pelve sofre pequenos movimentos de inclinação.

Para o plano transversal, não é necessário ter-se os ângulos dos tornozelos separadamente dos joelhos, a fim de facilitar a análise, dessa forma, basta a análise para o quadril, pelve e joelho.

É importante também ressaltar que a análise pode ser realizada qualitativamente através de um sistema computacional que mostra os ângulos em um estado atual do paciente a ser observado. Sousa (2008) apresenta quatro tipos de soluções tecnológicas para aquisição de dados cinemáticos:

- ❑ **Sistemas de segmentos não visíveis:** Os sensores são colocados em regiões anatômicas com o intuito de adquirir informações do movimento executado. Os sensores que normalmente se utiliza são os mecânicos, acústicos, inerciais, de rádio, microondas e magnéticos. Essa abordagem é exemplificada pela Figura 5.

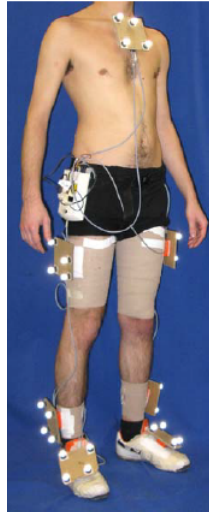


Figura 5 – Exemplificação análise com sensores

Fonte:Ferrari et al. (2010)

- ❑ **Sistemas de imagem com marcadores:** Esta técnica usa câmeras para seguir os movimentos que são capturados através da colocação de marcadores anatômicos. É o método mais frequente para medir o movimento humano. Uma limitação permanente desta técnica é o tempo que demora para fixar todos os marcadores no corpo, uma vez que utiliza mais marcadores que o sistema anterior para identificar todos os graus de liberdade do movimento. Outra dificuldade encontrada é o fato de ser uma técnica difícil de usar quando pretende analisar de maneira exata o componente de rotação articular. Exemplificação na Figura 6



Figura 6 – Exemplificação análise com marcadores

Fonte:Araújo, Andrade e Barros (2005)

- ❑ **Sistema de segmento sem marcadores:** Este método explora sensores externos, tais como câmeras para interpretar o movimento do corpo. Requer um grande potencial computacional para atingir a eficiência e reduzir o tempo de latência dos dados, além de elevada velocidade das câmeras para aquisição de dados. O alto custo dos materiais e as dificuldades do processamento exigido, configuram as desvantagens desta técnica. Um exemplo é apresentado na Figura 7.

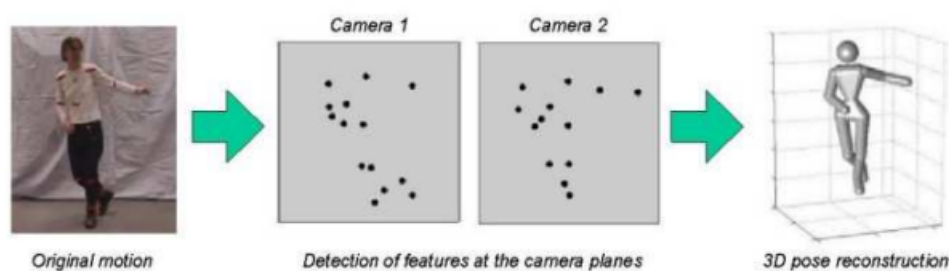


Figura 7 – Exemplificação análise sem marcadores

Fonte: Zhou e Hu (2004)

- ❑ **Métodos alternativos:** A estereoradiografia, pinos ósseos, dispositivos de fixação externos ou técnicas de fluoroscopia, são métodos alternativos em relação aos apresentados anteriormente. Porém, são invasivas ou expõem o sujeito a radiação.

2.4 Sensores e a Biomecânica da Marcha

O método empregado será o de sistemas de segmentos não visíveis, O procedimento é classificado como eletrônico. Segundo Amadio et al. (2016) nesse tipo de procedimento as grandezas mecânicas produzem saídas elétricas, logo facilitam a medição de grandezas que se alteram rapidamente com o tempo e daí adaptam-se ao processamento de dados, permitindo desta maneira medições dinâmicas.

A evolução tecnológica e a importância que a ciência emprega para a análise do movimento tem resultado no desenvolvimento de muitas pesquisas apresentam a aplicação de sensores para realizar esse tipo de avaliação. Em sua maioria, esses trabalhos, optam por utilizar sensores inerciais, descritos no capítulo 3.

Em sua pesquisa, Magalhães (2014) afirma que os sensores inerciais e magnéticos estão se tornando populares entre os métodos biomecânicos aplicados à saúde e atividades esportivas. A avaliação do movimento pode ser desenvolvida usando dados de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, abrangendo uma ampla gama de configurações, incluindo: medições ambulatoriais, atividade física, análise da marcha, orientação e movimento e

melhoria do desempenho atlético. Assim, esse tipo de sensor é apresentado como uma ferramenta útil para monitorar os padrões de movimento humano.

As finalidades e métodos de aplicação para análise da marcha através de sensores inerciais são diversos. Ferreira (2016) em seu trabalho, propõe um novo método para discriminar a marcha de indivíduos saudáveis da marcha de indivíduos com artroplastia total de quadril unilateral usando análise da variabilidade dos movimentos pélvicos por meio de duas unidades de medidas inerciais posicionadas na pelve. O sistema foi desenvolvido através de três unidades principais: Hardware e software customizados para detecção dos movimentos, visualização e armazenamento dos dados, uma ferramenta para detectar automaticamente os intervalos dos passos e passada e por fim um método de extração de características. Os testes foram conduzidos com os indivíduos caminhando em uma esteira, com as unidades inerciais fixadas através de um cinturão, este conectado a um computador. Por fim, conclui-se que do ponto de vista prático e clínico, o método desenvolvido poderia ser usado para a extração de um número de parâmetros relevantes na análise da marcha.

Corrêa (2015) apresenta em seu trabalho uma abordagem diferente da anterior. É desenvolvida uma ferramenta de baixo custo para estudo da marcha humana, que consiste no sensoriamento da marcha de um paciente através de sensores inerciais e de um modelo virtual do corpo humano para permitir a visualização do movimento gerado. Assim, efetua-se o registro de variáveis cinemáticas da marcha (velocidade angular, angulações dos membros sensoriados, dentre outras). Comparado com um sistema comercial, o desenvolvido apresenta alguns erros nos valores dos resultados, porém são próximos aos resultados aceitos pela literatura, logo aplicáveis em exames biomecânicos da marcha. Outro resultado relevante desta pesquisa é que o sistema desenvolvido custa cerca de 2,3% do valor de sistemas comerciais.

Fong e Chan (2010) desenvolveram um estudo sobre o estado da arte da aplicação de sensores inerciais e magnéticos para a análise da marcha. A pesquisa baseou-se em trabalhos disponíveis em repositórios online, publicados entre 1996 e julho de 2010. A princípio foram encontrados 195 documentos e por fim, foram selecionados 36 após a aplicação dos seguintes requisitos: Abordar biomecânica, cinemática membros inferiores; Aplicar sensores inerciais (acelerômetro e giroscópio) com ou sem a presença de sensor magnético (magnetômetro). As Figuras 8 e 9 apresentam observações sobre tipos de sensores utilizados e quantidade de eixos para coleta de dados.

Através dos dados apresentados é perceptível o constante uso do acelerômetro para análise do movimento. Dos 36 trabalhos pesquisados, 34 aplicavam o sensor, ora sozinho ou com outros sensores. Após o acelerômetro, o giroscópio é o mais utilizado e por fim o magnetômetro.

Segundo Curelli (2013), a combinação de acelerômetros e giroscópios fornecem resultados mais precisos para a medição de parâmetros da marcha humana, o que dispensa o

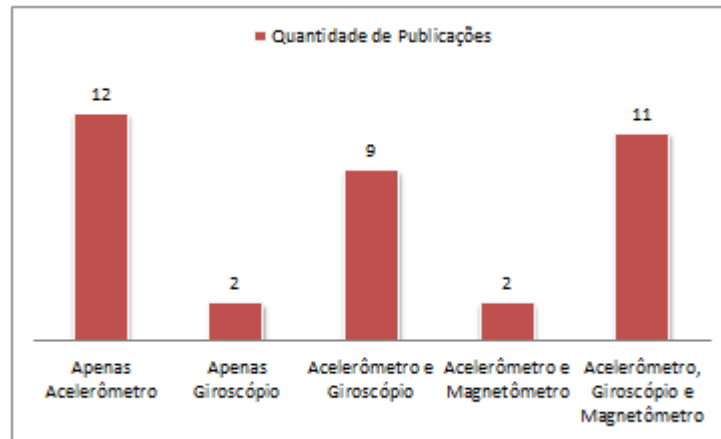


Figura 8 – Gráfico: Tipos de Sensores utilizados nos trabalhos

Fonte: Adaptado de Fong e Chan (2010)

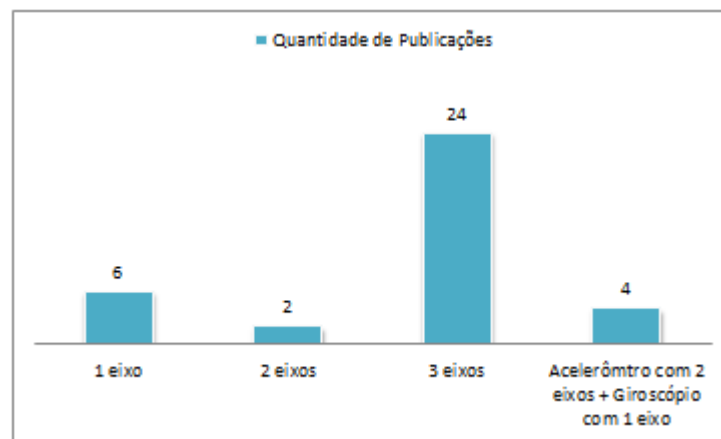


Figura 9 – Gráfico: Quantidade de eixos coletados pelos sensores utilizados nos trabalhos

Fonte: Adaptado de Fong e Chan (2010)

uso de magnetômetro, fato que diminui o custo final do sistema desenvolvido.

O'Reilly e Weinberg (2010) afirmam que o acelerômetro fornece uma definição aproximada da amplitude do movimento, porém pelo fato de ser um sensor com um alto nível de ruído superposto ao sinal de saída, a fusão de dados com o giroscópio pode contribuir para melhorar os resultados.

Morris (2002) afirma que os acelerômetros e giroscópios não fornecem diretamente os valores dos parâmetros da marcha humana. As leituras devem ser processadas de forma correta para fornecer valores próximos aos obtidos por um método de medição direto. A modelagem matemática para a transformação dos dados será apresentada no capítulo 3. O sistema proposto nesta dissertação irá combinar a utilização de acelerômetros e giroscópios. Assim opta-se por usar apenas sensores inerciais.

Outra informação importante percebida é a quantidade de eixos. A maioria das pesquisas relatadas utilizam componentes com três eixos de detecção. Ao adicionar acelerômetro e giroscópio no mesmo dispositivo onde cada um mede 3 eixos, obtém-se 6 graus de liberdade na medição. Segundo Wu (2002), para uma boa análise dos membros inferiores são necessários 6 graus de liberdade, o que essa combinação permite.

Schwartz e Rozumalskia (2005) afirmam que o protocolo padrão utilizado, na época, para determinar os parâmetros da articulação dos membros inferiores é propenso a erros. Assim, propõem um novo método para estimação desses dados em uma ação clínica. O método é definido através de três quesitos: (a) os movimentos de dois segmentos adjacentes que abrangem uma única articulação são mensurados, (b) o eixo de rotação entre cada par de configurações de segmento observado é calculado, (c) a interseção mais provável de todos os eixos (centro de junção efetivo) e a orientação mais provável dos eixos (eixo articulado efetivo) é encontrada.

Assim, segundo Cutti et al. (2010), os sensores devem ser fixados no pé, canela, coxa, pélvis e tórax. Possibilitando observar as articulações do quadril, joelho e tornozelos, além de observar os eixos corporais. Como pode ser observado na Figura 10.

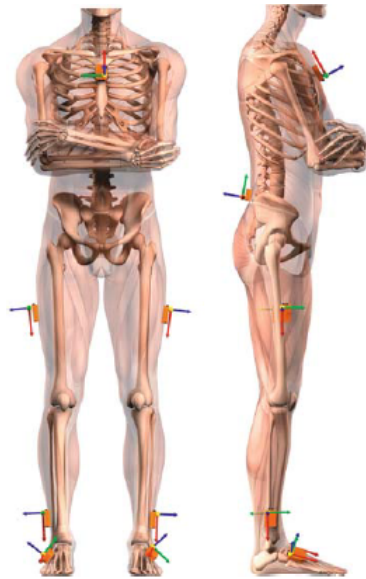


Figura 10 – Fixação dos Sensores no Corpo

Fonte: Cutti et al. (2010)

Cutti et al. (2010) e Wu (2002) afirmam que, em pessoas saudáveis ou enfermas, não há necessidade de colocar os dispositivos nos dois membros inferiores, assim colocando-os na coxa, canela e pé direitos é possível estimar os dados de tais membros do lado esquerdo. Isso diminui a quantidade de ferramentas e dados utilizados, otimizando o processo. Informação demonstrada através da Figura 11.



Figura 11 – Coletando dados dos membros inferiores do lado direito, pélvis e tórax

Fonte:Cutti et al. (2010)

Fong e Chan (2010) finalizam sua pesquisa sobre o estado da arte afirmando que o desenvolvimento futuro das técnicas de análise cinemática para sensores inerciais conectados ao corpo deve se concentrar na simplificação do algoritmo de processamento de dados, baterias com maior duração, método de fixação, o tamanho da unidade de processamento central e o baixo custo. O sistema proposto nesta dissertação é baseado nesses anseios.

Sensores Inerciais

3.1 Introdução

A inércia é o estado de um corpo permanecer em repouso. Os sensores inerciais são aplicados para percepção dos efeitos das forças que provocam uma mudança no estado inercial do sistema onde estão instalados. Assim, segundo Lima et al. (2013), os sinais fornecidos pelos sensores são regidos pelas leis de Newton.

Ao utilizar os sensores inerciais para análise da marcha, pode-se classificar a ação como uma avaliação de navegação do ser humano. Segundo Mori (2013), um sistema de navegação inercial ou Inertial Navigation System (INS), é um sistema que mensura a movimentação angular ou linear através do processamento das grandezas de um ou mais sensores inerciais. A integração dos sensores inerciais para um determinado fim é classificada como Unidade de Medida Inercial, do inglês: Inertial Measurement Unit (IMU).

A navegação da IMU pode ser desenvolvida através de três eixos: X, Y e Z, conforme Figura 12. Cada sensor irá indicar a quantidade de eixos que compreende, 1 eixo (X), 2 eixos (X e Y), 3 eixos (X, Y e Z).

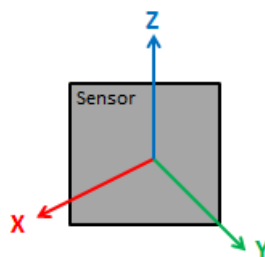


Figura 12 – Eixos X, Y e Z de um sensor.

Uma IMU pode ser do tipo Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), trabalhando com elementos eletromecânicos miniaturizados para realizar suas funções básicas. Ele

opera através da conversão de forças inerciais em uma grandeza física que após ser capturada pelo transdutor é convertida em um sinal elétrico.

Segundo Kempe (2011), após processos de filtragem linear e não-linear do sinal elétrico de entrada será possível obter um sinal de saída. Para isso, estruturas mecânicas microssinadas que formam os transdutores mecânicos e toda a microeletrônica estão dispostas em um único circuito integrado.

Na atuação de um sensor IMU/MEMS o transdutor mecânico é responsável pelo sensoriamento, enquanto ao conjunto microeletrônico competem as funções de fornecer os sinais de saídas analógicos ou digitais (processados e filtrados). Essas funções são autônomas sem a interferência da Unidade Central e Processamento (Central Processing Unit (CPU)) principal. Conforme Figura 13.

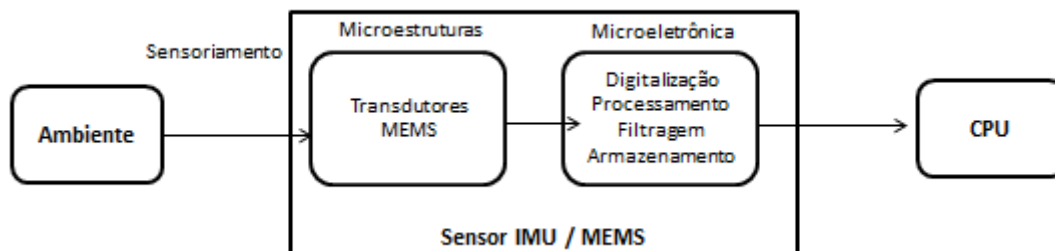


Figura 13 – Atividade Genérica do Sensor IMU/MEMS.

Uma IMU pode ou não tratar o campo magnético. Caso necessite desenvolver esse tipo de ação, a unidade inercial será constituída através do conjunto de giroscópios, acelerômetros e magnetômetros. Caso não necessite tratar o campo magnético, ela será formada, apenas, através do conjunto de giroscópios e acelerômetros.

Como já informado no capítulo 2, este trabalho explorará o uso em conjunto de acelerômetros e giroscópios, apenas. Segundo Chang, Georgy e El-Sheimy (2015), os dados coletados através dessa técnica são capazes de fornecer informações importantes da movimentação, tais como: aceleração, velocidade angular, altura e direção. Tudo executado de uma forma não invasiva.

Segundo Ahmad, Ghazilla e Khairi (2013) o acelerômetro é usado para medir a aceleração inercial. Enquanto o giroscópio, por outro lado, mede a rotação angular. Na IMU que utiliza os dois sensores normalmente cada sensor tem dois ou três graus de liberdade definidos para os eixos X, Y e Z, que, combinando ambos os sensores, totalizará quatro ou seis graus de liberdade. Os valores de aceleração obtidos a partir do acelerômetro e a velocidade angular dos giroscópios são mantidos separadamente. Os ângulos podem ser medidos a partir de ambos os sensores, portanto, ambos os dados podem ser calibrados como mostrado na Figura 14 para obter dados de saída mais precisos.

O'Reilly e Weinberg (2010) afirma que os acelerômetros, quando submetidos a movimentos dinâmicos são suscetíveis à aceleração linear (choque e vibrações), retornam valores angulares com ruídos, pois a aceleração total não é igual a 1. Os giroscópios, quando mantidos em posição estática, retornam valores angulares iguais a zero e quando submetidos a movimentos dinâmicos podem causar o efeito de deriva ao longo do tempo. Por isso é importante agregar a aquisição realizada pelos dois tipos de sensores para determinar a ângulação do movimento executado.

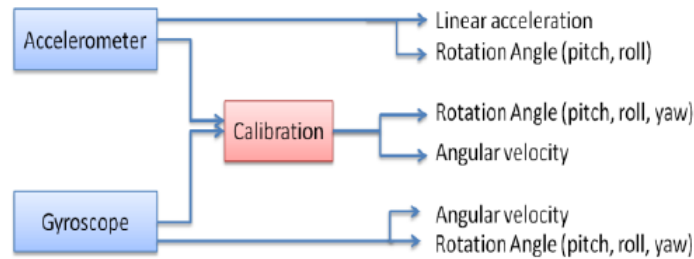


Figura 14 – IMU baseado em acelerômetro e giroscópio

Fonte:Ahmad, Ghazilla e Khairi (2013)

Howard (2016) afirma que a integração entre acelerômetros e giroscópios fornece uma coleta de dados do movimento mais simplificada que outros tipos de avaliações efetuadas com instrumentos eletrônicos. Assim, o uso de IMU's conectados à módulos de comunicação sem fio oferecem uma vantagem quanto a utilização de outros tipos de sensores para o mesmo fim.

3.2 Acelerômetro

O Acelerômetro mede as forças de aceleração do objeto em análise. Segundo Figueiredo et al. (2007) essas forças podem ser constantes (estáticas) ou dinâmicas. A primeira é a força de aceleração gravitacional e a segunda é resultado de movimentos ou vibrações as quais o acelerômetro é acometido. Ao mensurar a aceleração estática é possível encontrar o ângulo de inclinação do dispositivo em relação a terra, e ao medir a aceleração dinâmica é possível analisar o tipo de movimento exercido por um determinado objeto ao qual o sensor está acoplado.

Curelli (2013) afirma que o mecanismo básico para desenvolver essa medição é descrito como um sistema de massa-mola que se encontra no interior do sensor. Sempre que o conjunto acelera, a inércia faz com que a massa resista. Como pode ser observado na Figura 15.

Um acelerômetro MEMS terá uma estrutura similar apresentada na Figura 15, miniaturizada no interior do encapsulamento de um circuito integrado. Assim, a aceleração

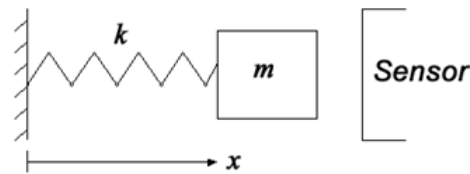


Figura 15 – Sistema massa-mola de 1 grau de liberdade, com sensor para medir o deslocamento.

Fonte:Curelli (2013)

pode ser inferida a partir do deslocamento x no interior do sistema (Grigorie (2008), Ribeiro (2014)).

Segundo Curelli (2013), o acelerômetro MEMS ao invés de utilizar mola, utiliza um sistema de flexão dupla, onde sensores capacitivos medem o deslocamento de uma massa de prova e enviam uma informação de saída, através de um sinal elétrico. Conforme estabelecido pela inércia, a diferença entre a posição final e a posição de referência possibilita medir a aceleração. A Figura 16 apresenta uma representação gráfica de um acelerômetro MEMS, com dois capacitores posicionados nas extremidades e a presença da massa de prova.



Figura 16 – Acelerômetro MEMS.

Fonte:Curelli (2013)

3.3 Giroscópio

O giroscópio consiste essencialmente em uma roda livre para girar dentro de uma gaiola circular e com uma propriedade: opõe-se a qualquer tentativa de mudar sua direção

original. Uma representação genérica pode ser visualizada na Figura 17.

Segundo Burg et al. (2004), o giroscópio giratório foi inventado no início de 1800, a princípio foi patenteado para uso em navios, depois em aviões. Atualmente é amplamente empregado para mensurar a velocidade angular para variados fins. Essa popularização acontece, principalmente, após os desenvolvimentos de giroscópios MEMS, o que barateou o dispositivo e aumentou sua disponibilidade.

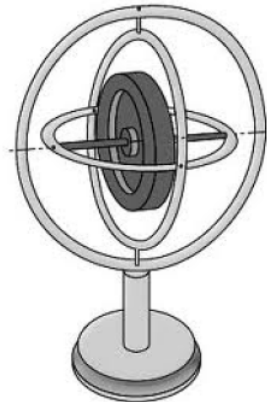


Figura 17 – Estrutura Genérica de um Giroscópio

Fonte: Júnior (2014)

Segundo Mori (2013), a maioria dos giroscópios MEMS utilizam elementos mecânicos vibrantes para “sentir” a rotação. Como não apresentam peças rotativas que exijam rolamentos, podem ser facilmente miniaturizados e fabricados através de técnicas de microssinagem. Todos os giroscópios vibratórios são baseados na transferência de energia entre dois modos de vibração causada pela aceleração Coriolis, que consiste em uma aceleração aparente que surge em um referencial rotacional e é proporcional a taxa de rotação.

3.4 Procedimentos para Aquisição de Dados

Para executar a aquisição de dados é necessário fixar os nós sensores nos centros de massa próximos as quatro articulações analisadas (tornozelo, joelho, quadril, região central). Como relatado no capítulo 2, ao fixar os sensores na perna, considera-se apenas o lado direito. Assim, ao todo serão 5 nós sensores colocados nos centros de massa do corpo do indivíduo: Pé, canela, coxa, pelve e tronco.

Os nós sensores são compostos por um acelerômetro e um giroscópio que irão coletar informações sobre a angulação resultante entre o centro de massa onde está fixado e as articulações próximas. Os ângulos variam de acordo com tempo e desenvolvimento

da marcha. A associação temporal deles descreve o padrão da marcha realizado pelo indivíduo em estudo.

O procedimento para aquisição de dados é descrito mais detalhadamente no decorrer do capítulo 4.

3.5 Processamento dos Dados

A amplitude do movimento é verificada de acordo com os ângulos gerados durante a marcha. Para isso os dados adquiridos pelo acelerômetro e giroscópio devem ser convertidos em ângulos. Como relatado anteriormente, os sensores podem detectar de 1 a 3 eixos, dessa forma os dados devem ser coletados por cada sensor nos eixos e posteriormente deve ser aplicada uma técnica para efetuar a fusão dos dados, que busca integrar e corrigir ruídos ainda presentes.

Assim, serão disponibilizados os ângulos gerados em cada eixo, resultantes do movimento executado. A Figura 18 contextualiza o que foi relatado.

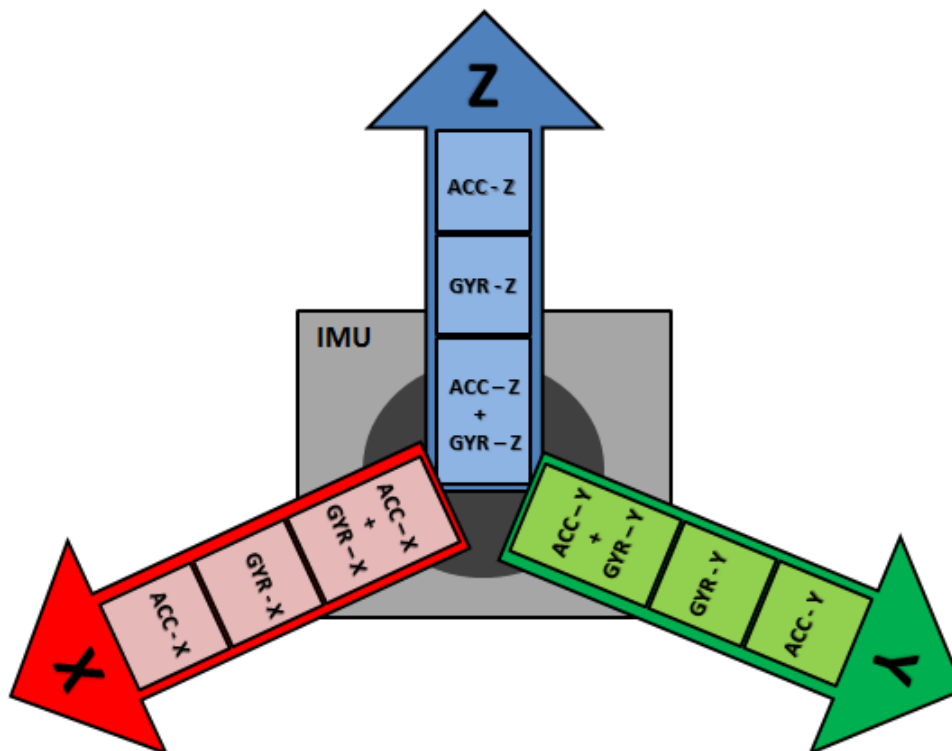


Figura 18 – Fusão dos dados em cada eixo

Para auxiliar a compreensão, esta seção do capítulo 3 será dividida em quatro partes: A primeira explicando o sistema de coordenadas, a segunda apresentando equações para conversão dos dados do acelerômetro em graus, a terceira apresentando equações, agora, para conversão dos dados do giroscópio em graus por segundo e por integrando em graus,

e para finalizar é apresentada na quarta parte a fusão dos dados convertidos do giroscópio e acelerômetro em cada eixo.

3.5.1 Sistemas de Coordenadas

No intuito de prover o bom processamento dos dados é essencial que seja bem compreendido o sistema de coordenadas a ser empregado. Segundo Durão (2009), existem quatro referências diferentes que devem ser aplicadas de acordo com a análise utilizada. A realização desta dissertação será baseada no Sistema Referencial Corpo / Body (B-Frame), nesse caso os três eixos (x,y,z) são fixos e se movimentam junto com o corpo. A fim de operar esse sistema, devem ser compreendidos os seguintes pontos, exemplificados através da Figura 19:

- ❑ **Origem:** Centro de gravidade do corpo;
- ❑ **Eixo X_b (roll):** Sentido longitudinal do corpo;
- ❑ **Eixo Y_b (pitch):** Sentido transversal do corpo;
- ❑ **Eixo Z_b (yaw):** Completa o trio de eixos pela regra da mão direita, apontando para cima.

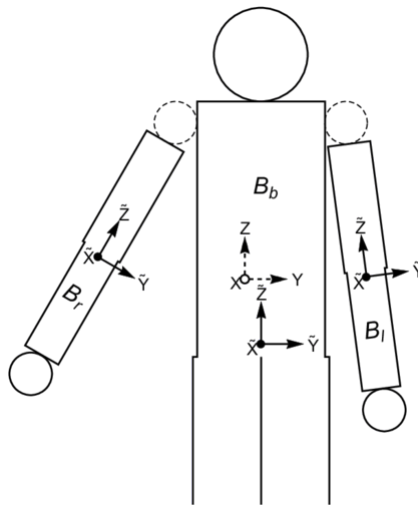


Figura 19 – Exemplificação Referencial Corpo

Fonte: Dullin e Tong (2016)

Após a definição do referencial é necessário identificar o parâmetro de navegação que será utilizado. Este, é dividido em três: parâmetros de posição – que definem a posição do corpo; de velocidade – que especificam o movimento do corpo; e de atitude – que especificam a orientação angular do corpo.

Esta dissertação trabalhará com o último tipo de parâmetro apresentado: atitude. Ele compreende os seguintes ângulos, exemplificados pela Figura 20:

- ❑ **Ângulo de rolagem (roll):** é o ângulo medido em torno do eixo longitudinal do corpo.
- ❑ **Ângulo de inclinação (pitch):** é definido como o ângulo medido no plano vertical (plano que contém o eixo longitudinal do corpo e que é perpendicular ao plano tangente à superfície da Terra na posição de referência do corpo) entre o eixo longitudinal do corpo e um plano que, contendo o Centro de Massa (CM) do corpo, é paralelo ao plano tangente à superfície da Terra na posição de referência do corpo.
- ❑ **Ângulo de guinagem (yam):** é o ângulo medido num plano paralelo ao plano horizontal (plano tangente à superfície da Terra na posição de referência do corpo), contendo o CM do corpo, entre uma direção de referência e o eixo longitudinal do corpo. Se a direção de referência é o Norte Geográfico, o ângulo de guinagem recebe a denominação de ângulo de rumo.

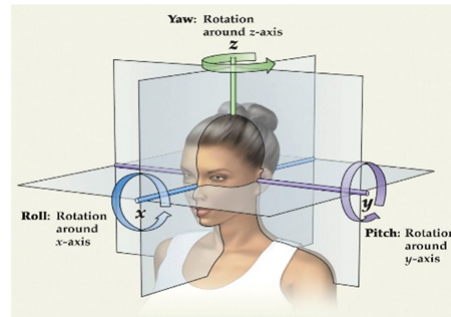


Figura 20 – Parâmetros de Atitude

Fonte: Adaptado de <<http://www.seudskull.com/index2.html>>

3.5.2 Conversão dos Dados do Acelerômetro

Segundo IMOBILIS (2016), os dados do acelerômetro são transformados em ângulos, observados os três eixos, orientados pelas equações abaixo:

$$AX_{\theta} = \arctan\left(\frac{x}{\sqrt{z} + \sqrt{y}}\right) \quad (1)$$

$$AY_{\phi} = \arctan\left(\frac{y}{\sqrt{z} + \sqrt{x}}\right) \quad (2)$$

$$AZ_{\psi} = \arctan\left(\frac{z}{\sqrt{x} + \sqrt{y}}\right) \quad (3)$$

AX_θ representa o valor mensurado no eixo x e convertido em graus, o mesmo ocorre com AY_ϕ e AZ_ψ que representam, respectivamente os valores mensurados nos eixos Y e Z e convertidos em graus. Já x,y e z são os dados primários (acelerações) obtidos respectivamente em cada eixo.

3.5.3 Conversão dos Dados do Giroscópio

Após a aquisição de dados com o giroscópio, os valores devem ser convertidos para indicar o quão rápido o sensor está girando em graus por segundo (IMOBILIS (2016)). Essa conversão utiliza uma constante que será determinada de acordo com o nível de sensibilidade que o dispositivo foi configurado. Para ter acesso a essa informação é necessário conhecer o datasheet do dispositivo escolhido, identificar a tabela que apresenta a constante de acordo com a sensibilidade (no capítulo 4 serão apresentadas as constantes do sensor escolhido) , assim será possível aplicar as seguintes equações:

$$GX_\theta = x * const \quad (4)$$

$$GY_\phi = y * const \quad (5)$$

$$GZ_\psi = z * const \quad (6)$$

GX_θ, GY_ϕ e GZ_ψ representam o valor mensurado, respectivamente, nos eixos X, Y e Z e convertidos em graus por segundo, ou seja, a velocidade angular em cada eixo. O termo const é a constante referente a sensibilidade adotada no sensor em x,y e z, são os dados brutos mensurados nos eixos de mesmo nome. A constante de sensibilidade varia de acordo com a fabricação do componente, para tanto, é necessário verificá-la no datasheet do instrumento utilizado.

Ao integrar a velocidade angular no tempo é possível obter o ângulo gerado pelo giroscópio em cada eixo analisado. Assim, a Equação 7 será efetuada através dos dados adquiridos em cada um desses pontos.

$$\Theta = \int \omega * dt \quad (7)$$

Θ é o ângulo de saída obtido após a conversão, ω é a velocidade angular, apresentada em graus por segundos e t é o tempo.

3.5.4 Fusão dos Dados

A fusão de dados consiste em integrar os dados fornecidos pelos sensores em cada eixo, ao fim, espera-se obter uma informação menos ruidosa, aproximando com mais exatidão do ângulo gerado pelo movimento. A literatura apresenta alguns tipos de filtros pra executar a fusão entre sensores, dentre os existentes, segundo Nascimento (2014), o Filtro Complementar é eficiente para o proposto neste trabalho. Ele é definido como um

filtro simples de ser implementado e que consiste basicamente numa adição ponderada dos valores mensurados.

Segundo Brown e Hwang (2012) e Colton (2007), o filtro complementar é a combinação de um filtro passa - alta aplicado aos dados coletados pelo giroscópio e um passa - baixa aplicado aos dados coletados pelo acelerômetro, ele opera executando uma integração no tempo. O filtro recebe os dados coletados pelos dois sensores já convertidos em ângulos e após a integração apresenta o ângulo estimado em cada eixo.

O filtro é apresentado na Figura 21, θ representa os ângulos no eixo x, ϕ , os ângulos no eixo y e ψ , os ângulos no eixo z. Neste trabalho utiliza-se um filtro de primeira ordem.

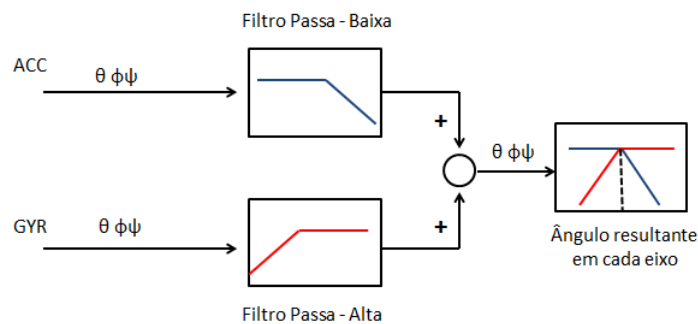


Figura 21 – Filtro Complementar

O nome filtro complementar é pelo fato da fórmula ser resultante da combinação dos dois filtros (passa-baixa e passa-alta). As equações que resultam no filtro são apresentadas a seguir: (Mahony, Hamel e Pfimlin (2005) e Olliw (2013))

$$\theta = \frac{1}{1 + Ts} \alpha + \frac{Ts}{1 + Ts} \frac{1}{s} \omega = \frac{\alpha + T\omega}{1 + Ts} \quad (8)$$

Onde, T determina as frequências de corte do filtro, θ representa o ângulo estimado, α o ângulo calculado através das medições do acelerômetro e ω , a rotação medida pelo giroscópio.

Ao combinar um filtro passa-baixa e um passa-alta, o filtro complementar pode ser classificado como um filtro passa-faixa. Esta denominação, segundo Mussoi (2004), especifica um filtro que permite a passagem de sinais de tensão e corrente numa faixa intermediária, atenuando os sinais abaixo ou acima dessa faixa. Essa faixa é delimitada por uma frequência de corte inferior e outra superior.

Ao aplicar o uso da equação de diferenças, onde $1 + Ts = (1 + \frac{T}{\Delta t}) - \frac{T}{\Delta t} z^{-1}$. A sua inserção na equação anterior resulta em:

$$\theta_k = \alpha(\theta_{k-1} + \omega_k \Delta t) + (1 - \alpha)\alpha_k \quad (9)$$

Onde, k representa o ângulo atual estimado e $k-1$ o ângulo estimado anteriormente. Pode-se considerar que $\alpha = \frac{T}{\Delta t} / (1 + \frac{T}{\Delta t})$. Logo a equação anterior pode ser expressa da seguinte forma:

$$\theta_k = \alpha\theta_{k-1} + (1 + \alpha)\alpha_k + \alpha\omega_k\Delta t \quad (10)$$

Proposta do Sistema

4.1 Introdução

Ao desenvolver a proposta de um sistema que envolva dispositivos computacionais é importante compreender dois pontos básicos: aplicação e limitação tecnológica. O primeiro consiste em determinar as atividades que deverão ser realizadas e quais os requisitos para contemplação das mesmas. O segundo consiste em investigar e compreender as possibilidades de exploração da tecnologia presente nos dispositivos que estão disponíveis para a utilização (Stallings (2010)). Ao dominar esses dois conceitos é possível propor uma arquitetura que otimize os dispositivos para operarem uma determinada aplicação.

Uma rede sem fio é caracterizada pela mobilidade, interferência, alta latência, canal físico não confiável e baixa taxa de transferência. Em um projeto de RSSF, além de ficar atento a esses pontos é necessário dedicar atenção às suas particularidades. Segundo Karl e Willig (2005), um ponto crucial para o trabalho com redes de sensores é a relação hardware e software. É necessário dividir a tarefa entre os dois, fazendo com que a arquitetura do nó sensor possa permitir a troca de informações e permita uma manutenção simples.

Após estudar a biomecânica da marcha é compreendido que ela é analisada através de um teste executado no domínio do tempo, ou seja, são percebidos os movimentos realizados pelo indivíduo enquanto ele percorre um determinado circuito durante um intervalo de tempo. O ciclo da marcha determina um conjunto fixo de movimentos, porém eles se alternam, ou seja, o movimento realizado no instante 1 não será o mesmo executado no instante 2. Assim, a aquisição de dados precisa respeitar essa particularidade, possibilitando que os dados coletados reproduzam, de forma fiel as angulações geradas nos eixos mensurados no momento correto.

Baseado nessas informações, o dispositivo proposto deverá combinar uma transmissão de dados que permita coleta e recepção ágeis e que mantenha as informações íntegras. Assim, irá obter uma descrição aproximada do movimento desenvolvido ao longo do tempo.

A proposta presente nesta seção aborda a concepção do instrumento desde o planejamento da rede, definição dos componentes e tratamento dos dados durante toda operação.

4.2 Projeto da Rede

A concepção de uma rede de comunicação de dados deve observar os seguintes aspectos (Tanenbaum (2011)):

- ❑ Identificar quem são os transmissores e receptores;
- ❑ Identificar o tipo dos dados que serão enviados;
- ❑ Definir o meio de transmissão a ser empregado.

Nesta proposta a transmissão de dados é efetuada entre os nós sensores e um computador base. Na operação de aquisição de dados os dispositivos sem fio fixados ao corpo atuam como transmissores, onde coletam os dados e enviam para o computador, estabelecido como o receptor.

Os sensores utilizados são inerciais e o formato dos dados será discutido nas seções posteriores deste capítulo. O Fluxo da transmissão deverá permitir que os nós sensores e o computador possam enviar e receber dados quando necessário. O que proporcionará ao computador base enviar sinais de comando para os sensores, quando for preciso.

Para definição do nó sensor que iria compor o dispositivo fixado ao corpo foram observados dois padrões estabelecidos pelo Institute of Electrical and Electronic Engineers (IEEE): O IEEE 802.11, destinado a transmissão de dados sem fio em redes locais, e o IEEE 802.15.4 destinado para as redes de sensores sem fio. Ambos padrões determinam o tratamento físico dos dados e o acesso ao meio. Os dois padrões estão altamente difundidos nas aplicações que utilizam redes sem fio.

A princípio, seria óbvia a escolha pelo segundo padrão apresentado, porém foi analisado que a implementação proposta não tem necessidade de um controle rígido do consumo de energia, uma vez que os dispositivos serão utilizados para exames e as baterias podem ser facilmente trocadas e recarregadas. Entende-se, também, que a utilização do padrão IEEE 802.11 contribui para uma futura expansão do trabalho, caso precise conectar com outros tipos de dispositivos. Além disso, dispensa a presença de um nó sensor conectado fisicamente ao computador, já que é o mesmo padrão utilizado nas placas dos computadores portáteis. O nó sensor será desenvolvido a partir de uma plataforma gerida pelo componente ESP8266, e assim baseado no padrão 802.11. Ele será exposto na seção 4.4.1 deste capítulo.

O sistema proposto é de tempo real o que, segundo Burns e Wellings (2009), significa que deve ser capaz de responder um estímulo externo dentro de um período de tempo finito e específico. Assim, a resposta do sistema para ser satisfatória deve ser determinística e condizer com dois pontos: tempo e valor. Com base nessa especificação foram definidas as outras características da proposta de rede.

Fundamentada na Arquitetura TCP/IP, uma comunicação de dados é executada através das relações entre quatro camadas lógicas: Aplicação, Transporte, Internet e Interface

de Rede (Tanenbaum (2011)), exemplificada na Figura 22. Esta última é gerida pelo padrão aplicado, porém as outras devem ser implementadas computacionalmente.



Figura 22 – Camadas da Arquitetura TCP/IP

Segundo Torres (2014), a camada internet é responsável pela entrega de um pacote de dados, de sua origem até o seu destino final. Ela é gerida através do Internet Protocol (IP), que determina o destinatário da mensagem e assim é possível executar o roteamento na rede para enviar a mensagem da origem até o destino.

Tanenbaum (2011) afirma que a camada de transporte é responsável pela comunicação inter-processos em execução nos sistemas finais, ou seja, pacotes recebidos pela camada internet são repassados para a camada de transporte, que realizará a entrega (confiável ou não) para a aplicação correspondente. O transporte dessas mensagens pode ser executado através do Transmission Control Protocol (TCP) ou User Datagram Protocol (UDP).

O TCP oferece um serviço de transporte confiável que implementa mecanismo de conexão virtual entre os processos comunicantes: Estabelecimento de conexão, transferência de dados e encerramento de conexão. Ele adota uma abordagem de fluxo de dados contínuos (data stream). O UDP oferece um meio para que as aplicações enviem datagramas IP encapsulados sem que seja necessário estabelecer uma conexão.

O fato do TCP necessitar estabelecer e encerrar conexão a cada transmissão de dados, faz com que ocorra atraso de comunicação. Como um dos requisitos para este trabalho é agilidade na aquisição de dados foi optado pela utilização do UDP como protocolo de transporte na realização dos testes.

Torres (2014) classifica a camada de aplicação como a que coloca os dados no formato usado pelo programa. É definida como a camada mais próxima do usuário. Nesse aspecto foi utilizado o HyperText Transfer Protocol (HTTP) que estabelece uma comunicação cliente-servidor, proporcionando a transferência de dados entre aplicações remotas.

4.3 Modelagem do Sistema

O sistema proposto é estruturado com base em três atividades: Aquisição dos Dados; Recepção dos Dados; Tratamento e Apresentação (Figura 23). A execução dessas três fases permite alcançar o objetivo proposto neste trabalho.

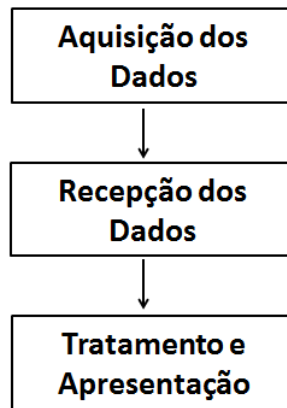


Figura 23 – Atividades do Sistema

Em resumo, o sistema funciona da seguinte maneira: os nós sensores são fixados ao corpo do indivíduo e as informações são obtidas através de acelerômetros e giroscópios. O computador base, conectado aos nós sensores através da rede sem fio, recebe as informações dos sensores, processa os dados e apresenta os ângulos gerados através do movimento. É proposto o uso de cinco nós sensores fixados no tórax, pélvis e nos membros inferiores do lado direito (coxa, canela e pé), como pode ser acompanhado através da Figura 24.

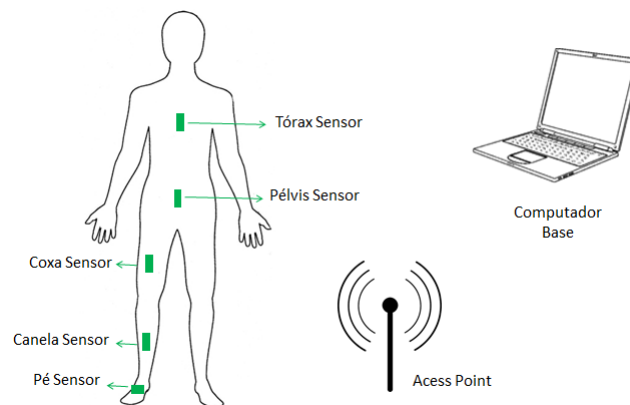


Figura 24 – Proposta do Sistema

4.4 Aquisição dos Dados

O instrumento (nó sensor) para aquisição de dados é composto por um NodeMCU, dispositivo que tem um ESP8266 integrado a um interface micro-USB e regulador de tensão de 3,3 V (NodeMCU (2014)). O módulo MPU6050, que integra os sensores inerciais acelerômetro e giroscópio, é inserido no instrumento e comunica-se com a placa NodeMCU através do protocolo Inter-Integrated Circuit (I2C). Os dados coletados nos sensores são convertidos em sinais digitais antes de serem enviados a placa base. A fonte de energia é uma bateria recarregável de lítio de 3,7v. A projeção do instrumento é apresentada na Figura 25 e o instrumento já confeccionado é apresentado na Figura 26. Durante a realização da aquisição de dados, as informações coletadas são armazenadas em uma memória de buffer e periodicamente transferidas para o computador base.

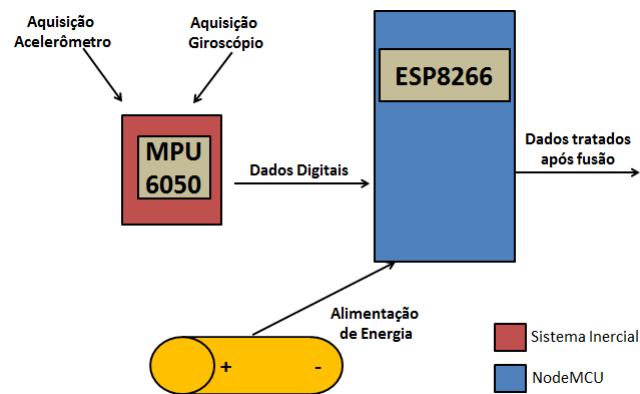


Figura 25 – Projeção do Instrumento para aquisição de dados

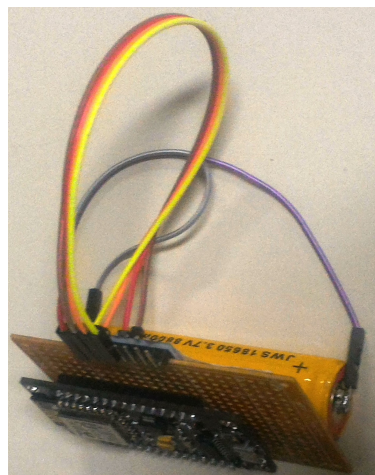


Figura 26 – Instrumento para aquisição de dados confeccionado

4.4.1 ESP8266

O ESP8266, inserido no NodeMCU é um módulo que gerencia a operação de todo o processo de aquisição. Segundo Espressif (2015), o componente apresenta as interfaces I2C, General Purpose Input/Output (GPIO), Serial Peripheral Interface (SPI), Universal Asynchronous Receiver Transmitter (UART) e uma saída com conversor análogo-digital. Seu núcleo é baseado em IP Diamand Standard LX3 da Tensilica, integrando uma arquitetura Reduced Instruction Set Computer (RISC) de 32 bits. A comunicação com o computador é realizada através da antena WiFi que opera com base o padrão IEEE 802.11. A transmissão é suportada pela pilha de protocolos da arquitetura TCP/IP já integrados e com suporte para a versão de IP com quatro zonas para definição do endereço físico (IPv4). A conexão opera a uma frequência de 2,4GHz, com suporte aos padrões de segurança Wi-Fi Protected Access (WPA) e Wi-Fi Protected Acces II (WPA2). Assim, o ESP8266 pode ser classificado como um System on a Chip (SoC) com WiFi embutido, como pode ser observado na Figura 27. A programação do instrumento de medição foi efetuada através da linguagem C.

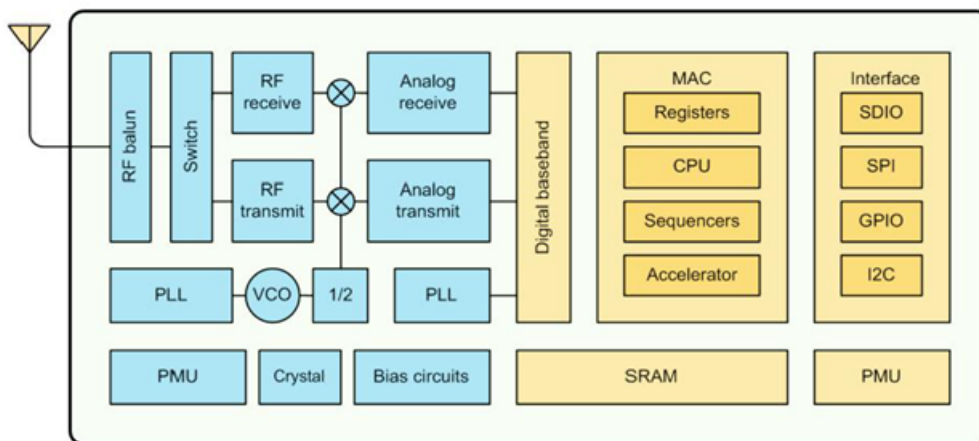


Figura 27 – Arquitetura ESP8266

Fonte: Espressif (2015)

O NodeMCU utiliza a versão 12e do ESP8266. A escolha foi atribuída ao fato de inserir o módulo ESP8266 na plataforma descrita na seção anterior, o que origina uma independência de trabalho para o controlador do dispositivo de aquisição.

4.4.2 MPU6050

O MPU6050 combina um giroscópio e um acelerômetro de 3 eixos cada, além de um sensor de temperatura e um módulo Digital Motion Processor (DMP). Segundo Curelli

(2013), o MPU6050 é inserido em uma IMU, para possibilitar a comunicação com um microcontrolador. O MPU6050 apresenta seis conversores analógicos-digita de 16-bits, três para a digitalização das saídas dos eixos do giroscópio e três para as saídas dos eixos do acelerômetro. Para proporcionar o rastreamento de precisão de movimentos, a faixa de amostragem é programada pelo operador. No giroscópio varia de ± 250 , ± 500 , ± 1000 e $\pm 2000^\circ/s$. Para a programação cada nível de sensibilidade é relacionando a uma constante (Tabela 2). A escala varia no acelerômetro entre $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$.

Tabela 2 – Constante Associada ao Nível de Sensibilidade do Giroscópio

Escala	Sensibilidade LSB
$\pm 250^\circ/s$	131 LSB/ $^\circ/s$
$\pm 500^\circ/s$	65.5 LBS/ $^\circ/s$
$\pm 1000^\circ/s$	32.8 LBS/ $^\circ/s$
$\pm 2000^\circ/s$	16.4 LBS/ $^\circ/s$

Fonte: InvenSense (2013)

Os sensores que compõem o MPU6050 são inerciais de tecnologia MEMS. A Figura 28 apresenta a placa com o MPU6050 inserido, que foi utilizado no desenvolvimento da pesquisa.



Figura 28 – Placa Inercial com MPU6050

Fonte: <<https://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050>>

4.4.3 Offset

Ao iniciar a aquisição de dados, o sistema deve primeiro fazer o ajuste dos sensores definindo os valores de posição inicial. Este procedimento compensa um, eventual, offset

nos acelerômetros que consiste em ajustar o nível zero do acelerômetro. É comum que o dispositivo apresente apenas valores positivos mesmo se a aceleração for negativa (Curelli (2013)). Assim, aplicado esse ajuste o valor da aceleração será dado pelos valores amostrados menos o valor do offset, possibilitando a obtenção de valores positivos e negativos da aceleração. O Sensor é colocado na horizontal e então os valores da posição inicial são coletados, Figura 29.

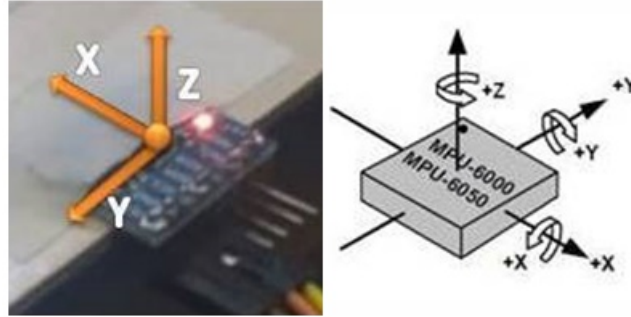


Figura 29 – Eixos em Referência Horizontal

4.4.4 Aquisição dos Dados com os Sensores

Após o ajuste, é executada a aquisição de dados com os sensores. Os dados coletados são transformados em ângulos seguindo as equações apresentadas e inicialmente armazenados em um vetor de 6 posições onde as três primeiras apresentam as amplitudes da aceleração nos eixos x,y,z medidos com o acelerômetro, as três posteriores informam as amplitudes nos eixos x,y,z do giroscópio. Exemplificado pela Figura 30.

Os dados obtidos com o giroscópio e já transformados em ângulos devem ser tratados para apresentar rotação correta associada ao movimento. Esses dados devem ser modelados através dos ângulos de Euler, com apoio dos quatérnios.

Os ângulos de Euler (θ, ϕ, ψ) , que correspondem, respectivamente, aos eixos x,y e z, são definidos através da combinação de três matrizes de rotação: $R = R_\theta R_\phi R_\psi$ (Curelli (2013)), descritas nas equações abaixo.

$$R_\theta = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$R_\phi = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & \sin \phi \\ 0 & -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad (12)$$

```

82.82 5.93 -4.12 83.12 5.64 -4.00
83.02 5.93 -3.77 83.12 5.64 -3.99
83.03 5.65 -4.16 83.12 5.64 -4.00
83.20 5.62 -3.89 83.12 5.64 -4.00
83.05 5.89 -3.76 83.12 5.65 -3.99
83.30 5.59 -3.76 83.12 5.64 -3.99
83.27 5.32 -4.19 83.13 5.64 -3.99
83.14 5.57 -4.06 83.13 5.64 -3.99
83.30 5.47 -3.94 83.13 5.63 -3.99
83.03 5.52 -4.32 83.13 5.63 -4.00
82.97 5.86 -3.96 83.13 5.64 -4.00
83.01 5.95 -3.75 83.12 5.64 -3.99
83.51 5.30 -3.81 83.13 5.64 -3.99
82.76 5.92 -4.23 83.12 5.64 -3.99
83.21 5.70 -3.76 83.13 5.64 -3.99
83.29 5.26 -4.23 83.13 5.63 -3.99
83.36 5.57 -3.69 83.13 5.63 -3.99
83.26 5.38 -4.12 83.14 5.63 -3.99
83.59 5.26 -3.73 83.14 5.62 -3.98
82.90 5.88 -4.04 83.14 5.63 -3.99
83.34 5.16 -4.27 83.14 5.62 -3.99
83.02 5.71 -4.07 83.14 5.62 -3.99
82.92 5.72 -4.24 83.14 5.62 -4.00

```

Figura 30 – Exemplo do armazenamento dos dados após conversão

$$R_\psi = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$R = \begin{bmatrix} \cos \psi \cos \phi - \sin \psi \cos \theta \sin \psi & \cos \psi \sin \phi + \cos \theta \cos \phi & \sin \psi \sin \theta \\ -\sin \psi \cos \phi - \cos \psi \cos \theta \sin \phi & -\sin \psi \sin \phi + \cos \psi \cos \theta \cos \phi & \cos \psi \cos \theta \\ \sin \theta \sin \phi & -\sin \theta \cos \phi & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (14)$$

O produto matriz rotação não é comutativo, considera-se uma ordenação das rotações intermediárias. É assumido que R_θ descreve uma rotação inicial, seguida por uma rotação em R_ϕ e uma terceira rotação em R_ψ .

Ao aplicar os ângulos de rotação de Euler pode ocorrer o gimbal lock. Segundo Sun et al. (2013), é um fenômeno que acontece quando dois eixos se tornam alinhados, causando perda de grau de liberdade. Uma solução é a aplicação de quaternions. Ao aplicar quaternions a rotação sempre irá ocorrer no eixo especificado, evitando a ocorrência do fenômeno mencionado.

Segundo Sun et al. (2013), os quaternions propõem o problema em uma condição de quatro dimensões, definindo assim uma base canônica como $\{1, i, j, k\}$, onde $1 = (1,0,0,0)$, $i = (0,1,0,0)$, $j = (0,0,1,0)$ e $k = (0,0,0,1)$. O primeiro elemento é a parte escalar do quaternion e os outros três termos são vetores, estes estão associados aos eixos x, y e z. Portanto, um quaternion é determinado pela seguinte equação:

$$q = (w, x, y, z) = w + xi + yj + zk \quad (15)$$

4.4.5 Fusão dos Dados

A fusão é um processo de integração dos dados de múltiplas fontes para se produzir informações mais consistentes, precisas e úteis que as fornecidas por qualquer das fontes individualmente.

Após toda a execução de aquisição e conversão dos dados em ângulos, executados pelo sensor, as informações são enviadas para o microcontrolador do dispositivo wireless, onde será desenvolvida a fusão de dados através do filtro complementar. Segundo Yoo et al. (2011) as Equações 8,9 e 10 podem ser assimiladas através da equação a seguir:

$$fs = w_1 * gyr + w_2 * acc \quad (16)$$

São inseridos pesos (w_1 , w_2) aos dados do acelerômetro e do giroscópio antes de combiná-los, resultando numa soma ponderada. O fato do acelerômetro MEMS ser mais propenso a ruídos do que o giroscópio é recomendanda a utilização de um peso menor para ele. Os pesos somados devem resultar no valor 1. Considerando que os acelerômetros são mais ruidosos e os giroscópios apresentam dados mais precisos, para este trabalho serão determinados pesos maiores para os giroscópios durante os testes.

4.5 Recepção dos Dados

Após a fusão, os dados são enviados para o computador base onde são tratados e apresentados ao usuário. Essa operação é conduzida através de um programa desenvolvido em LabVIEW[®], que controla o recebimento de dados dos sensores fixados ao corpo do indivíduo sob análise.

O programa tem como característica a separação de canais de comunicação dedicados a cada um dos nós sensores. Assim, evita-se que haja colisão na recepção dos dados pelo computador base, uma vez que diferentes portas estão dedicadas aos nós sensores. Exemplificado na Figura 31.

Os dados de cada instante mensurado são realocados em um novo vetor de três posições, armazenando o valor da fusão do acelerômetro e giroscópio em cada eixo. Exemplificado pela Figura 32.

4.6 Tratamento e Apresentação

O uso da plataforma LabVIEW[®] foi decidida após a realização dos primeiros testes, vindo facilitar a utilização de dois ou mais sensores. Porém, o tratamento dos dados

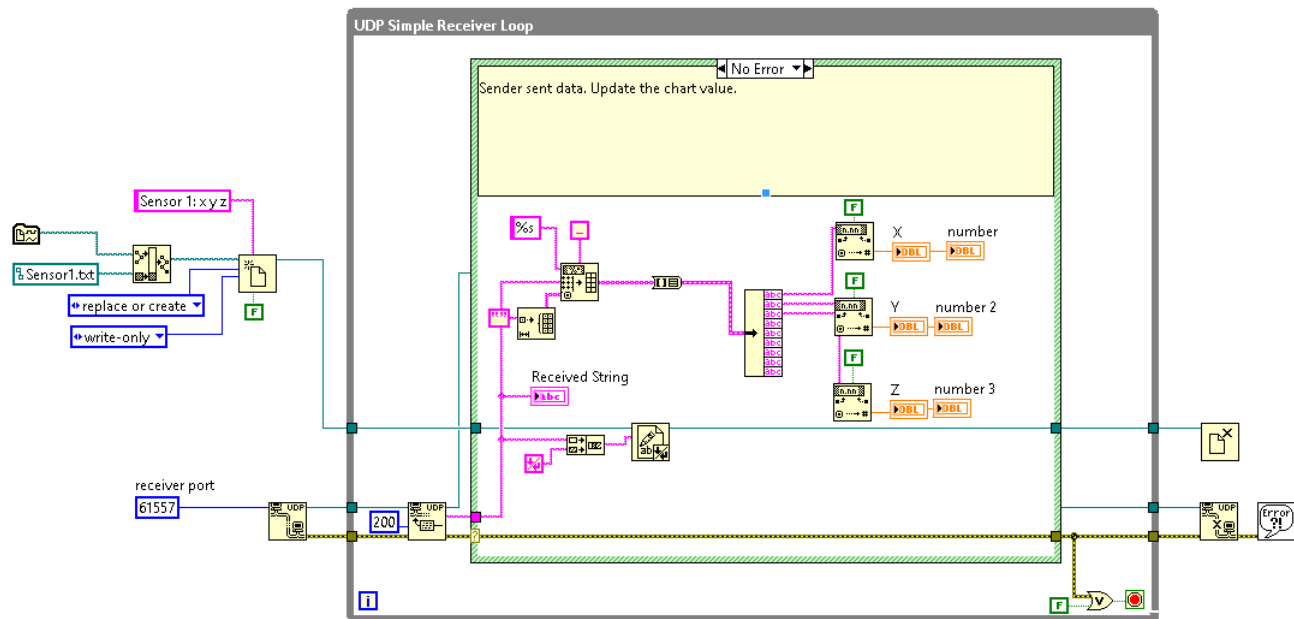


Figura 31 – Configuração LabVIEW[®] para o nó sensor 1

```

1.75 -88.17 0.4
1.74 -88.18 0.4
1.74 -88.17 0.4
1.74 -88.17 0.4
1.74 -88.17 0.4
1.74 -88.17 0.4
1.73 -88.18 0.4
1.73 -88.18 0.4
1.73 -88.18 0.4
1.74 -88.18 0.4
1.74 -88.17 0.4
1.74 -88.17 0.4
1.74 -88.17 0.4
1.73 -88.18 0.5
1.73 -88.18 0.4
1.74 -88.17 0.5

```

Figura 32 – Exemplificação do armazenamento no computador base

para apresentação dos ângulos já estava desenvolvido através da linguagem Python, o que foi mantido e será descrito nesta seção. O Python é uma linguagem de programação estatística e gratuita. (Community (2015)).

O programa recebe os dados já armazenados no computador base, logo após identifica quais são os ângulos dos eixos x,y e z em cada instante, armazenando-os em vetores separados. Por fim, apresenta os gráficos da angulação em cada eixo mensurado pelo sensor. Ilustrado na Figura 33.

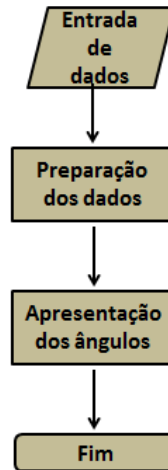


Figura 33 – Fluxograma do algoritmo final

4.7 Conclusão

Após a explicação dada nos parágrafos acima, a proposta geral do sistema pode ser compreendida na Figura 34. O indivíduo desenvolve o movimento; Os dados são coletados pelo acelerômetro e giroscópio, sendo transformados em ângulo; Os resultados são enviados através de sinais digitais para o controlador da placa do dispositivo de aquisição; Ocorre a fusão dos dados que são transmitidos para o computador base, apoiados por um sistema de recepção; Os dados recebidos são processados computacionalmente e os valores dos ângulos mensurados são apresentados em gráficos no domínio do tempo.

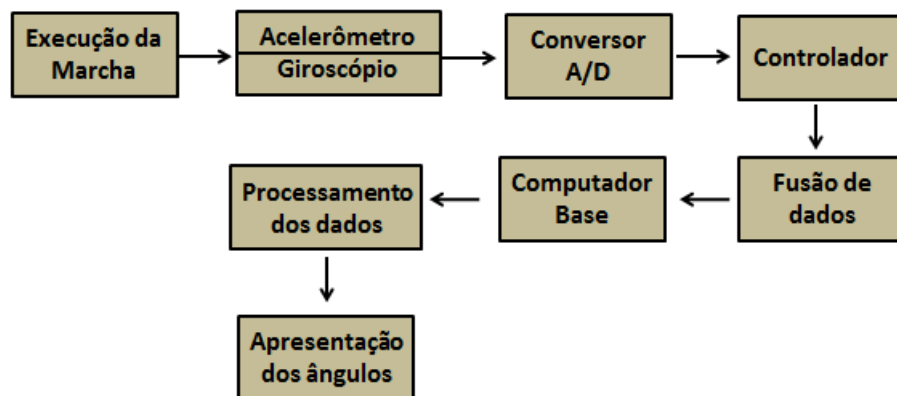


Figura 34 – Esquema completo da proposta do sistema

Experimentos

5.1 Método para a Avaliação

Os testes com o dispositivo de aquisição foram divididos em três etapas: Teste estático; Teste com um dispositivo no corpo; Teste com dois dispositivos no corpo. O primeiro teste visa validar a aquisição de dados do sistema proposto. Para isso foi desenvolvida uma ferramenta especial apresentada na Figura 35. O instrumento é constituído de dois eixos unidos como uma articulação do joelho. As medidas são realizadas e a inspeção das escalas é efetuada através do transferidor localizado no eixo estático. O nó sensor é anexado a uma extremidade do eixo móvel. A percepção do instrumento é similar a visão lateral dos membros inferiores de um indivíduo.

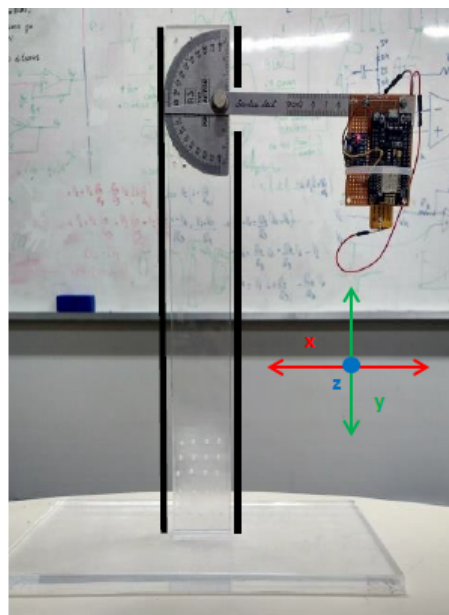


Figura 35 – Ferramenta desenvolvida para os testes

Após a validação, o dispositivo wireless era fixado ao corpo do indivíduo. O teste com

1 dispositivo no corpo foi desenvolvido com o objetivo de perceber se o sistema conseguia descrever que houve execução de movimento. O último teste, com 2 dispositivos fixados ao corpo, teve por objetivo verificar o sistema de recepção de dados e comparar os resultados obtidos com o padrão de angulação do plano sagital e do plano frontal.

5.2 Experimentos

Os dispositivos estão conectados ao ponto de acesso de uma rede local não dedicada, que permite a conexão de até 254 máquinas. De acordo com o que foi descrito na Seção 5.1, os resultados serão apresentados com foco nas três etapas de testes.

Tanto para o teste estático usando a ferramenta confeccionada, quanto para os testes no corpo, o dispositivo de aquisição foi configurado com as seguintes taxas de amostragem: $\pm 250^\circ/\text{s}$ para o giroscópio e $\pm 2g$ para o acelerômetro. Antes da aquisição de dados era aplicado o offset e ao fim era desenvolvida a fusão de dados com o filtro complementar.

Outra preocupação foi quanto a fixação do dispositivo ao corpo. Buscou-se prender a ferramenta da forma menos invasiva possível. Nos primeiros testes desenvolvidos a ferramenta era anexada com uma fita adesiva, por fim, foi confeccionada uma faixa com velcro para realização dos testes posteriores.

Em todos os gráficos que serão apresentados nas seções a seguir, o eixo horizontal representa a quantidade de amostras coletadas e o eixo vertical a angulação.

5.2.1 Teste Estático

A validação do sistema além de verificar se os ângulos amostrados estavam corretos, também tinha como foco ratificar a influência do filtro complementar sobre os resultados.

Os primeiros testes foram realizados para ajustar os ângulos em duas situações: dispositivo a 0° e 90° . Durante as execuções não houve perda de pacote de dados ou perda de conexão. Os dados adquiridos comprovam os resultados satisfatórios, mostrando que apenas o eixo y aproximou dos 90° quando o instrumento marca o ângulo de 90° , demonstrando uma alteração no plano frontal (Figura 36) e apenas o eixo x aproximou dos 90° quando ele é fixado no ângulo 0° , demonstrando uma alteração no plano sagital. Neste segundo teste, foi realizado um movimento rápido para verificar se o instrumento transmitiria uma brusca alteração para o computador. Na Figura 37 é possível ver que os ângulos mantêm os mesmos padrões antes e depois do movimento rápido, e então eles retornam ao seu estado inicial. É importante notar que, pela posição rotacional do instrumento, os eixos que alteram o valor possuem sinais invertidos se comparados ao padrão apresentado na seção anterior.

A fim de demonstrar a eficiência do filtro complementar, os desvios padrões dos eixos x, y e z foram comparados considerando apenas os resultados entregues pelo acelerôme-

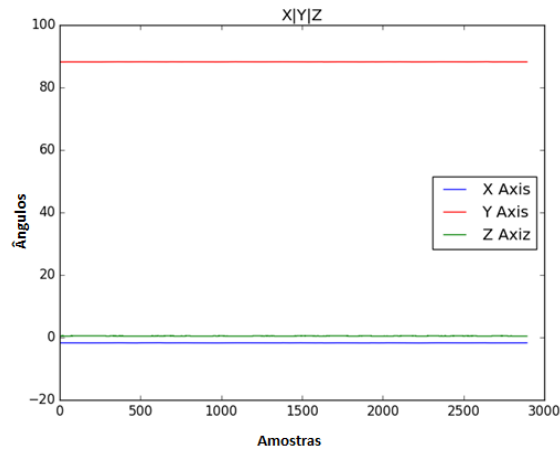


Figura 36 – Teste estático 90°

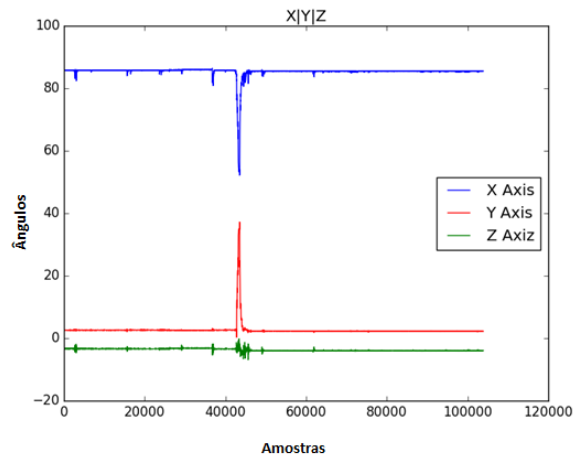


Figura 37 – Teste estático 0°

tro Com as mesmas medidas aplicando o filtro complementar. A Tabela 3 e Tabela 4 apresentam os resultados de quatro aquisições em cada ângulo.

Tabela 3 – Desvio Padrão Ângulo 0°

Teste	Acelerômetro			Filtro Complementar		
	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
1	0.26	0.26	0.26	0.03	0.03	0.03
2	0.26	0.26	0.26	0.04	0.04	0.02
3	0.26	0.26	0.26	0.02	0.02	0.03
4	0.24	0.25	0.26	0.02	0.02	0.03

Em um novo estágio, os dados foram coletados com o instrumento indicando valores de ângulos a partir de movimentos oscilatórios realizados no intervalo de -90° a 90° . Ao oscilar o instrumento, é esperado que ocorra variação nos eixos x e y e o eixo z permaneça em 0° . A Figura 38 apresenta uma comparação entre os resultados obtidos apenas com O

Tabela 4 – Desvio Padrão Ângulo 90°

Teste	Acelerômetro			Filtro Complementar		
	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
1	0.24	0.25	0.26	0.02	0.03	0.03
2	0.25	0.26	0.26	0.03	0.03	0.03
3	0.24	0.27	0.27	0.04	0.04	0.04
4	0.30	0.35	0.41	0.15	0.13	0.19

acelerômetro e com a aplicação do filtro complementar eixo Z. Observa-se que os dados permaneceram próximos de 0° e os resultados do filtro apresentam menos ruído.

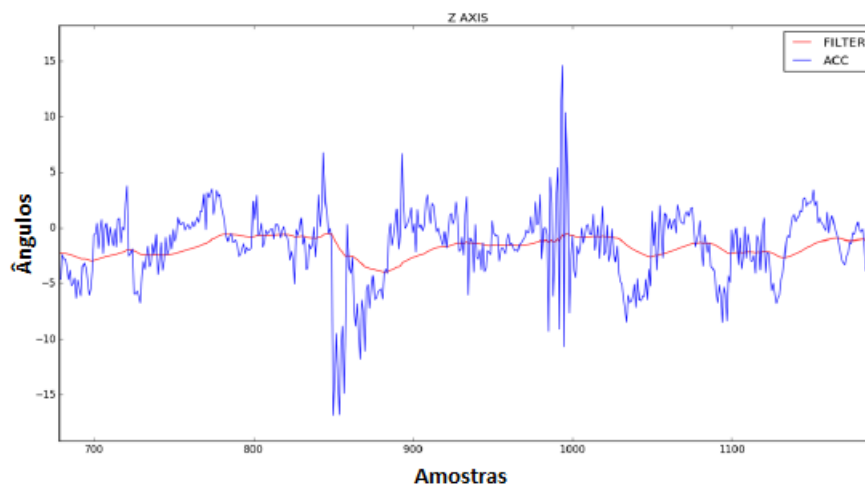


Figura 38 – Teste estático, comparação da aplicação de filtro complementar

5.2.2 Teste com um dispositivo fixado ao corpo

O nó sensor foi fixado à canela do indivíduo (Figura 39) e a marcha desenvolvida num percurso sem obstáculos. Foram executados um total de cinco testes que não demonstraram variação considerável. A Figura 40 apresenta os dados de um desses testes, com um total de aproximadamente oito mil amostras coletadas. Nela estão retratados os sinais de saída dos três eixos sensoriais após a aplicação da fusão de dados. Embora os resultados apresentem um pouco de ruído, eles demonstram um conceito de movimentação sendo executado.

5.2.3 Teste com dois dispositivos fixados ao corpo

Dois nós sensores foram anexados ao corpo de um indivíduo. O primeiro foi posicionado na canela e o segundo na coxa, numa região próxima ao joelho, como apresentando na Figura 41. O uso de portas dedicadas para cada nó sensor facilitou a recepção e apresentação dos dados, não houve perda de pacotes nem instabilidade de conexão.

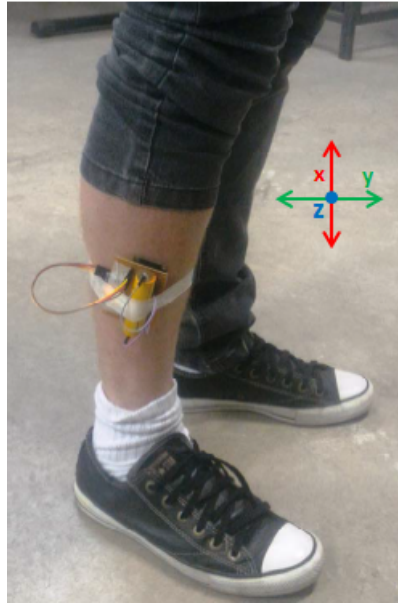


Figura 39 – Sensor fixado na canela do indivíduo

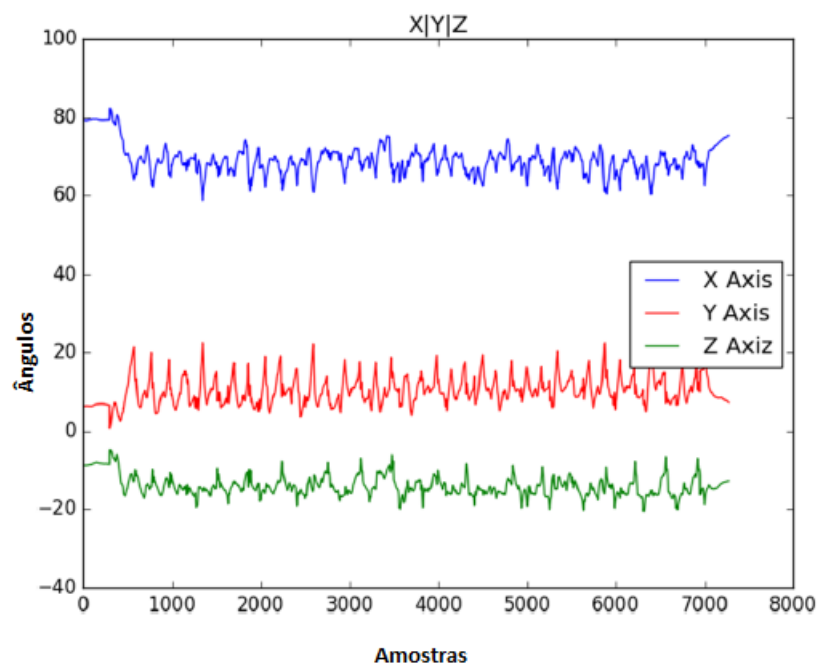


Figura 40 – Marcha com um nó sensor fixo ao corpo

Os resultados obtidos são comparados com padrões estabelecidos pela cinemática nos planos sagital e frontal, Figura 42 e Figura 43. Foram desenvolvidas cerca de quatro mil aquisições e considera-se que o corpo encontrava-se em movimentação branda (quase repouso) até a amostra 500.

O sensor 1 (Figura 44) fixado na extremidade inferior da perna apresentou os padrões próximos ao esperado. Considerando o repouso inicial, é perceptível que o eixo y apre-



Figura 41 – Sensores fixados na coxa e canela do indivíduo

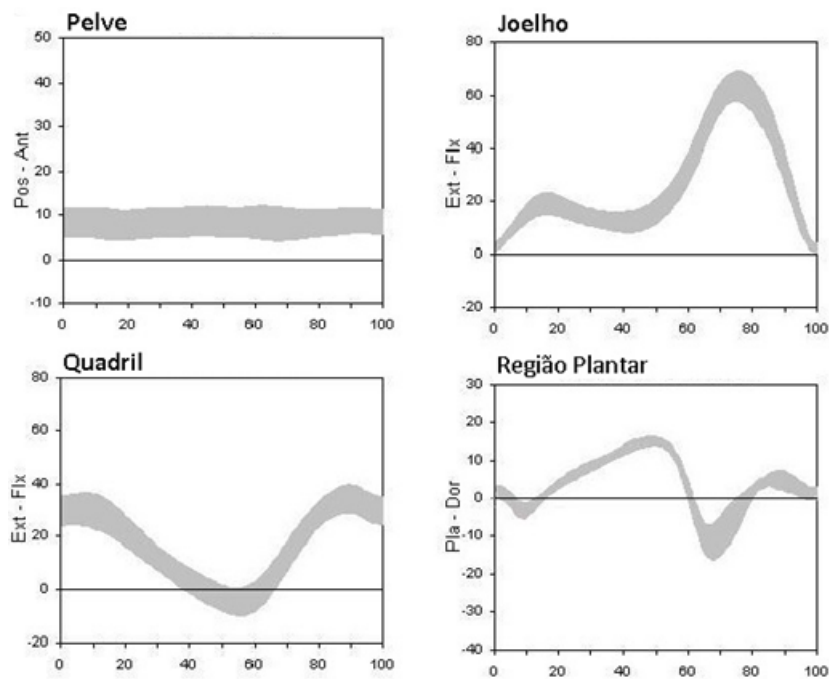


Figura 42 – Cinemática padrão do plano sagital

Fonte: Adaptado de <<http://www.clinicalgaitanalysis.com/>>

senta valores abaixo de zero, caracterizando o padrão de angulação do tornozelo no plano frontal. O eixo x apresenta padrão mais próximo da Região Planar, desenhando curvas com menores amplitudes intercalando valores abaixo e acima de uma região central.

O sensor 2 (Figura 45) fixado na parte superior da perna também apresentou os padrões próximos ao esperado. O eixo y apresenta valores próximos a zero que variam entre positivos e negativos. O eixo x, assim como y, apresenta um padrão do joelho no

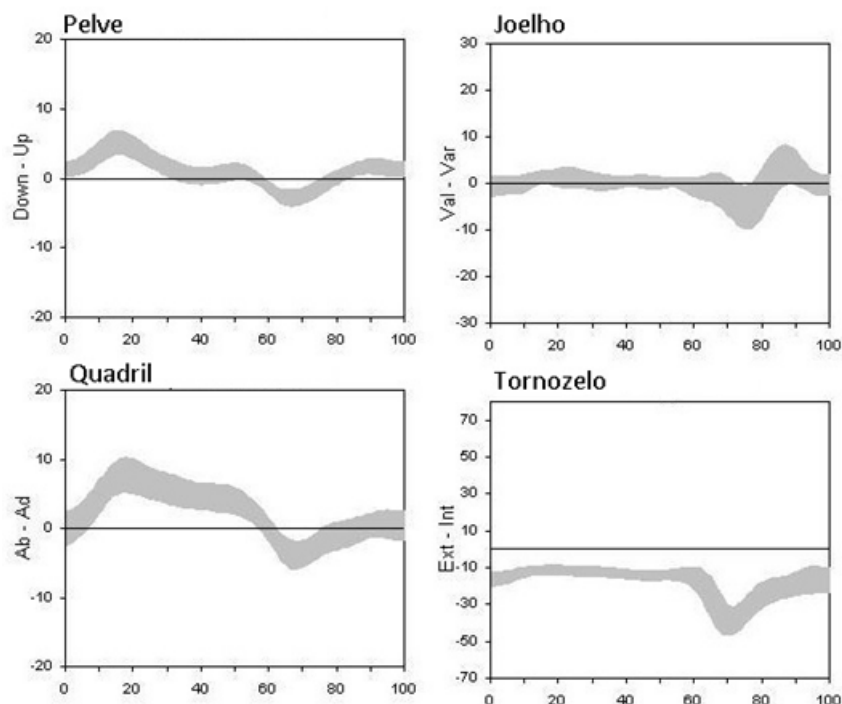


Figura 43 – Cinemática padrão do plano Frontal

Fonte: Adaptado de <<http://www.clinicalgaitanalysis.com/>>

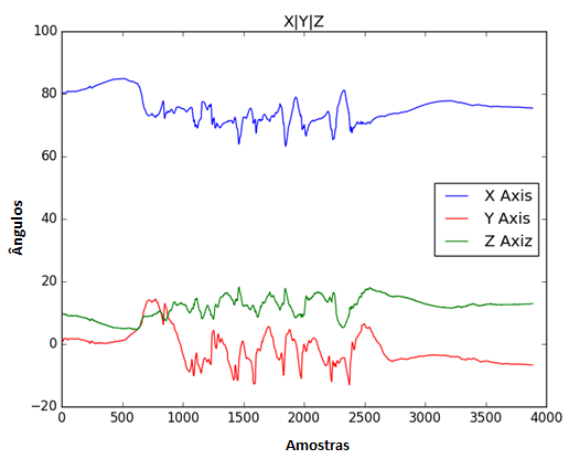


Figura 44 – Marcha com dois sensores: Sensor 1, fixado na canela

eixo sagital, com influência do padrão imposto pelo quadril.

Percebe-se que os resultados apresentados caracterizam as articulações que os sensores estavam mais próximos. Para resultados mais precisos, considera-se que os ângulos de cada articulação são determinados pelos seguimentos que a compõe. Como este trabalho visa projetar uma ferramenta de aquisição e viabilizar a sua aplicabilidade, os testes desenvolvidos já correspondem ao anseio pretendido.

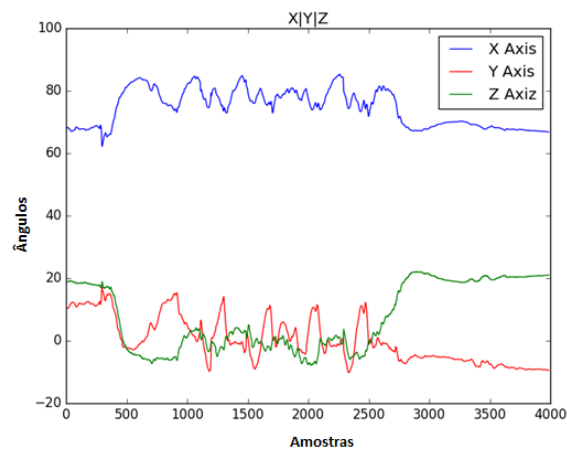


Figura 45 – Marcha com dois sensores: sensor 2, fixado na coxa

Conclusões

A Análise do Movimento Humano proporciona o acesso a dados quantitativos e qualitativos que auxiliam no tratamento de patologias associadas ao indivíduo estudado. Dentre os exames desenvolvidos existe a análise da marcha, um interesse de investigação que permanece ao longo do tempo na biomecânica e aplicações clínicas.

Para realização do procedimento, podem-se utilizar equipamentos que são caros e impedem a utilização em larga escala. A aplicação de sensores inerciais para desenvolvimento do método abre um precedente para o emprego de Redes de Sensores Sem Fio, que apresentam condições fundamentais para assegurar a autonomia, versatilidade e baixo custo para realização da análise.

Esta dissertação abordou a proposta de um sistema para aquisição de dados baseado em RSSF e constituído a partir da plataforma ESP8266, um system on a chip com WiFi integrado, baseada no padrão IEEE 802.11. A obtenção dos dados é desenvolvida através de acelerômetros e giroscópios presentes no módulo MPU6050. As informações coletadas são transformadas em ângulos nos eixos x,y e z e por fim são combinadas através de um filtro complementar.

A proposta foi desenvolvida firmada em toda pesquisa bibliográfica desenvolvida e buscou-se evidenciar as vantagens da aplicação da RSSF para o procedimento, principalmente no que se diz respeito a versatilidade e custo. Toda tecnologia de hardware utilizada é livre, o que retira o pagamento de patentes do custo final dos componentes eletrônicos e facilita a programação dos instrumentos. Era possível recorrer a muitos repositórios online o que auxiliava a implementação de toda modelagem matemática através dos algoritmos.

Os resultados dos testes demonstraram que os sensores escolhidos são efetivos para a aquisição de dados. É importante enfatizar a flexibilidade do ESP8266 para este tipo de aplicação, sendo que o mesmo provê comunicação sem fio que habilita a marcha ser realizada sem nenhuma restrição de movimento (não existem fios ligando os nós sensores). A simplicidade de comunicação com o MPU6050 é outro ponto forte. Este por fim, fornece uma amostragem de dados conveniente a proposta desenvolvida.

A aplicação de Python no programa que gerava os ângulos foi outra vantagem. Também uma tecnologia livre, é uma linguagem de fácil implementação, e baixo custo computacional de processamento, gerando resultados rápidos e precisos. Única tecnologia proprietária, o LabVIEW[®] foi fundamental para o desenvolvimento da recepção de dados. Mesmo tornando o produto final um pouco mais caro, foi possível estabelecer uma conexão estável entre sensores e computador resultando numa transmissão de dados eficaz.

A definição do padrão IEEE 802.11 foi outro acerto do projeto. A sua utilização possibilitou desenvolver os testes utilizando um ponto de acesso wireless para o estabelecimento da rede, o que possibilita estender o alcance de comunicação entre sensores e computador. Embora tenha sido utilizada uma rede não dedicada, isso não afetou negativamente a transmissão de dados e estabeleceu mais uma vantagem na aplicação do ESP8266, impondo sua versatilidade de conexão.

Na aplicação dos testes, o primeiro desenvolvido foi o estático. A ferramenta desenvolvida para validação das medidas foi de grande importância para esta fase. Percebeu-se que o nó sensor conseguia apresentar um valor aproximado do ângulo mensurado, apresentando uma variação máxima de 5° do valor esperado. É importante destacar que existem incertezas mecânicas relacionadas a ferramenta que não foram consideradas para apresentação dos resultados. Caso fossem calculadas, as respostas seriam ainda mais precisas.

Outro ponto importante da etapa foi a verificação da aplicação do filtro complementar. Sua prática resultou em uma redução considerável de ruído no sinal de saída, comprovada pela comparação dos desvios padrão.

A segunda fase de testes visou inserir um nó sensor com a configuração da proposta no corpo e verificar, apenas, se o mesmo conseguia descrever uma movimentação executada pelo corpo. Nesta etapa a fixação ainda não era realizada com fita adesiva, o que incomodava um pouco a execução da marcha. Os resultados mesmo que ruidosos demonstravam a concepção de um movimento.

Na última fase de testes foram fixados dois dispositivos ao corpo do indivíduo. Nesta etapa os nós sensores foram fixados com uma fita de velcro especialmente desenvolvida para os testes e a recepção foi conduzida através do sistema desenvolvido em LabVIEW[®]. Os resultados obtidos foram mais precisos que os do teste anterior e comparados aos padrões da marcha nos planos frontal e sagital, demonstraram uma descrição aproximada do padrão esperado em cada plano.

A metodologia desenvolvida pretendeu obedecer os objetivos impostos e através dela observou-se a eficiência do sistema proposto. Os resultados demonstram que o sistema, assim que estiver estruturado, analisando todas as articulações, pode ser usado como uma substituição mais barata em relação ao sistema de câmeras. Este, além de impor a aquisição de maquinário caro, necessita de toda a preparação do ambiente. Por exemplo, a luminosidade excessiva pode atrapalhar na captura das imagens e no acompanhamento

das mesmas pelo profissional. Enquanto que o sistema proposto pode ser desenvolvido em qualquer ambiente que apresente uma conexão WiFi.

Apesar dos acelerômetros e os giroscópios já serem empregado em estudos de movimento humano, o sistema proposto é vantajoso porque tem um grande potencial de trabalho com o padrão IEEE 802.11, que permite conexão a rede de dados domésticos, comerciais e outros dispositivos que operem com base nesse padrão. Se necessário, é possível fornecer dados em um servidor web e, assim, permitir o monitoramento remoto dos pacientes.

A limitação do presente trabalho consistiu no tempo de execução. Devido a complexidade imposta pelos protocolos da Análise do Movimento Humano, existem algumas otimizações que não foram inseridas nos testes realizados e serão propostas como trabalhos futuros.

6.1 Trabalhos Futuros

- ❑ Desenvolver alternativas para filtrar ruídos que persistem no sinal de saída.
- ❑ Implementar Ângulos de Euler e quatérnios aos testes com o dispositivo de aquisição, para desenvolver uma rotação justa do movimento;
- ❑ Aplicar testes para visualizar resultados no plano transversal;
- ❑ Completar o sistema aplicando os cinco nós sensores nos pontos definidos pela proposta;
- ❑ Utilizar o TCP como protocolo de transporte, adaptando o sistema para estabelecer conexão, enviar dados e receber confirmação, ações exigidas pelo protocolo. Deixando o sistema com uma transmissão de dados mais segura.

Referências

- AHMAD, N.; GHAZILLA, R. A.; KHAIRI, N. M. Reviews on various inertial measurement unit (imu) sensor applications. **International Journal of Signal Processing Systems**, v. 1, n. 2, p. 256–262, 2013.
- ALENCAR, J. et al. Análise cinemática da marcha de pacientes astroplastizados versus indivíduos normais da mesma faixa etária. **Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 1997.
- ALVES, R. C. A. et al. Sistema de monitoramento de amplitude de movimento baseado em redes de sensores sem fio aplicado à fisioterapia. **VIII Simpósio Brasileiro de Sistemas de Informação**, 2012.
- AMADIO, A. C.; COSTA, P. H. L.; SACCO, I. C. N. Introdução à análise do movimento humano - descrição e aplicações dos métodos biomecânicos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 3, n. 2, 1999.
- AMADIO, A. C. et al. Introdução à biomecânica para análise do movimento humano: Descrição e aplicação dos métodos de medição. 2016.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. Contextualização da biomecânica para investigações do movimento: fundamentos, métodos, e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esportes**, v. 21, n. 61, p. 61 – 85, 2007.
- ARAÚJO, A. G. N.; ANDRADE, L. M.; BARROS, R. M. L. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 1, n. 11, 2005.
- BROWN, R. G.; HWANG, P. Y. C. **Introduction to Random Signals and Applied Kalman Filtering: with MATLAB Exercises and Solutions**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2012.
- BRUXEL, Y. Sistema para análise de impacto na marcha humana. **Monografia (Graduação)- Universidade do Rio Grande do Sul**, 2010.
- BURG, A. et al. **MEMS Gyroscopes and their applications - A study of the advancements in the form, function, and use of MEMS gyroscopes**. [S.l.], 2004. Disponível em: <<http://clifton.mech.northwestern.edu/~me381/project/done/Gyroscope.pdf>>.

- BURNS, A.; WELLINGS, A. J. **Real-Time Systems And Programming Languages**. [S.l.]: Addison Wesley, 2009.
- CHANG, H.-w.; GEORGY, J.; EL-SHEIMY, N. Improved cycling navigation using inertial sensors measurements from portable devices with arbitrary orientation. **IEEE Instrumentation and Measurement Society**, v. 64, n. 7, p. 2012–2019, 2015.
- COLTON, S. The balance filter: A simple solution for integrating accelerometer and gyroscope measurements for a balancing platform. **Chief Delphi white paper**, 2007.
- COMMUNITY, P. **Python**. [S.l.], 2015. Disponível em: <<http://wiki.python.org/moin/>>.
- CORRÊA, D. dos S. **Realidade Virtual e Sensores Inerciais no Desenvolvimento da Tecnologia Assistiva: Um sistema para estudo da marcha humana baseado em fusão de sensores inerciais**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.
- CURELLI, G. **Estimação de parâmetros da marcha humana a partir de medições feitas por acelerômetros e giroscópios e uso de mecanismos de referência**. Dissertação (Mestrado) — Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, São Paulo, Novembro 2013.
- CUTTI, A. G. et al. Outwalk: a protocol for a clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 48, 2010.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. [S.l.]: Atheneu Editora, 2007.
- DICHARRY, J. Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. **Clinics in Sports Medicine**, v. 29, p. 347–364, 2010.
- DUARTE, M. Estimação da performance em eventos esportivos utilizando a mecânica clássica e modelos analíticos. **Esporte e Atividade Física - Manole**, 2002.
- DULLIN, H. R.; TONG, W. A new twisting somersault: 513xd. **Journal of Nonlinear Science**, 2016.
- ESPRESSIF. **ESP8266EX Datasheet**. [S.l.], 2015. Disponível em: <<http://bbs.espressif.com>>.
- FERRARI, A. et al. First in vivo assessment of "outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 1, n. 48, p. 1–15, 2010.
- FERREIRA, L. C. V. **ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM COMPROMETIMENTO ARTICULAR UNILATERAL DO QUADRIL POR MEIO DE SENSORES INERCIAIS**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal Uberlândia, Uberlândia, 2016.
- FIGUEIREDO, L. J. et al. Aplicações de acelerômetros. **IAS 2007 - Instrumentação e Aquisição de Sinais**, 2007.

- FONG, D. T. P.; CHAN, Y. Y. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review. **Sensors**, v. 10, 2010.
- GHIZONI, M. L. A. **Follow-Us: Uma plataforma de Ubiquitous Healthcare**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Maringá, Maringá, 2012.
- GODFREY, A. et al. Direct measurement of human movement by accelerometry. **Medical Engineering & Physics**, v. 30, n. 10, p. 1364 – 1386, 2008.
- GRIGORIE, T. The matlab/simulink modeling and numerical simulation of an analogue capacitive micro-accelerometer. part 1: Open loop. in perspective technologies. **MEMSTECH 2008. International Conference on**, p. 105–114, 2008.
- HAMILL, J. et al. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clinical Biomechanics**, n. 14, p. 297–308, 1999.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; DERRICK, T. R. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. [S.l.]: Manole, 2016.
- HOWARD, R. Wireless sensor devices in sports performance. **IEEE Potentials**, v. 35, n. 4, p. 40–42, 2016.
- IMOBILIS. **Sensores IMU - Uma Abordagem Completa**. [S.l.], 2016. Disponível em: <<http://www.decom.ufop.br/imobilis>>.
- INVENSENSE. **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4**. [S.l.], 2013. Disponível em: <<http://www.invensense.com>>.
- JÚNIOR, H. C. S. Modelage, simulação e controle de um giroscópio. **Monografia (Graduação)- Universidade Federal do Rio de Janeiro**, 2014.
- KARL, H.; WILLIG, A. **Protocols and Architectures for Wireless Sensor Networks**. [S.l.]: John Wiley & Sons- Inglaterra, 2005.
- KEMPE, V. **Inertial MEMS, Principles and Practice**. [S.l.]: Cambridge University Press, 2011.
- LEITE, W. V. et al. Avaliação cinemática comparativa da marcha humana por meio de unidade inercial e sistema de vídeo. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédia**, 2014.
- LIMA, J. J. et al. Dispositivos para análise dinâmica da marcha humana utilizando sensores inerciais mems. **8 Encontro de Engenharia e Tecnologia dos Campos Gerais**, 2013.
- MAGALHÃES, F. A. de. **Three-Dimensional Joint Kinematics of Swimming Using Body-Worn Inertial and Magnetic Sensors**. Tese (Doutorado) — University of Bologna, Bologna, 2014.
- MAHONY, R.; HAMEL, T.; PFLIMLIN, J.-M. Complementary filter design on the special orthogonal group $so(3)$. **44th IEEE Conference on Decision and Control, and the European Control Conference 2005**, 2005.
- MORI, A. M. **O uso de Sistema Inercial para Apoiar a Navegação Autônoma**. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

- MORRIS, A. S. **Measurement & Instrumentation Principles**. [S.l.]: Butterworth-Heinemann - Inglaterra, 2002.
- MUSSOI, F. L. R. **Resposta em Frequência Filtros passivos**. [S.l.]: Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina, 2004.
- NASCIMENTO, T. C. do. **Proposta do uso de sistemas inerciais para medição das curvaturas da coluna vertebral**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2014.
- NODEMCU. **NodeMCU Documentation**. [S.l.], 2014. Disponível em: <<http://nodemcu.readthedocs.io>>.
- OKUNO, O. **Desvendando a física do corpo humano**. [S.l.]: Manole - São Paulo, 2003.
- OLLIW. **IMU Data Fusing: Complementary, Kalman, and Mahony Filter**. [S.l.], 2013. Disponível em: <<http://www.olliw.eu/2013/imu-data-fusing/>>.
- O'REILLY, R.; WEINBERG, H. The five motion senses: Mems inertial sensing to transform applications. **Sensors**, 2010.
- PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. [S.l.]: SLACK, 2010.
- PRUDÊNCIO, M. V.; CARMO, C. L.; DIAS, R. **Biomecânica do Movimento Humano**. [S.l.]: Fundação Vale (UNESCO) - Brasília, 2013.
- RENSHAW, P. The nature of human movement studies and its relationship with physical education. **Summer Issue**, p. 79 – 86, 1973.
- RIBEIRO, G. S. **Emulação de uma unidade de Medições Inerciais para testes Hardware-In-the-Loop**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Março 2014.
- RUIZ, L. B. **MANNA: Uma arquitetura para gerenciamento de redes de sensores sem fio**. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2003.
- RUSSI, P. C. **Estudo de Modelo Dinâmico para avaliação física do corpo humano**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2002.
- SCHWARTZA, M. H.; ROZUMALSKIA, A. A new method for estimating joint parameters from motion data. **Journal of Biomechanics**, n. 38, p. 107–116, 2005.
- SILVA, F. G. **Reconhecimento de movimentos humanos utilizando um acelerômetro e inteligência computacional**. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.
- SOUSA, A. S. P. de. **Análise da Marcha Baseada numa Correlação Multifactorial**. Dissertação (Mestrado) — Universidade do Porto, Porto (Portugal), Julho 2008.
- STALLINGS, W. **Arquitetura e Organização de Computadores**. [S.l.]: Pearson, 2010.

- SUN, Y. J. et al. Quaternion based micro-doppler simulation of ballistic targets. **Radar Conference, IET International**, 2013.
- TANENBAUM, A. S. **Redes de Computadores**. [S.l.]: Marson, 2011.
- TORRES, G. **Redes de Computadores**. [S.l.]: Nova Terra, 2014.
- TREW, M.; EVERETT, T. **Human movement: A introductory text**. [S.l.]: Churchill Livingstone - Edimburgh, 2001.
- WEISER, M. Hot topic: Ubiquitous computing. **IEEE Computer**, 1993.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. [S.l.]: Waterloo Press, 1991.
- WU, G. Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, n. 35, p. 543–548, 2002.
- YOO, T. S. et al. Gain-scheduled complementary filter design for a mems based attitude and heading reference system. **Sensors**, v. 11, 2011.
- ZHOU, H.; HU, H. A survey - human movement tracking and stroke rehabilitation. **University of Essex**, 2004.