

**ARTUR S. POLIZEL  
EDUARDO D. WADA  
RENAN C. A. ALVES**

**REDES DE SENSORES SEM FIO APLICADAS À  
FISIOTERAPIA**

São Paulo  
2011

**ARTUR S. POLIZEL  
EDUARDO D. WADA  
RENAN C. A. ALVES**

## **REDES DE SENSORES SEM FIO APLICADAS À FISIOTERAPIA**

Texto apresentado à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo como requisito para a conclusão do curso de graduação em Engenharia Elétrica com Ênfase em Computação, junto ao Departamento de Engenharia de Computação e Sistemas Digitais (PCS).

Área de Concentração:

Sistemas Digitais

Orientador:

Prof. Dra. Cíntia Borges Margi

Co-orientador:

Bruno Trevizan de Oliveira

São Paulo  
2011

## AGRADECIMENTOS

A nossa orientadora Professora Doutora Cíntia Borges Margi, pelo apoio, disposição para discutir as questões do projeto e participação ativa ao longo de todo o processo.

A fisioterapeuta colaboradora Fabíola Santos, por compartilhar seu conhecimento de sua área, pelo grande incentivo, motivação e entusiasmo incansável.

Ao nosso co-orientador Bruno Trevizan de Oliveira, por toda a grande ajuda prestada e paciência.

A Cidália Borges Margi por contribuir com o projeto na confecção dos porta-módulos.

Ao Laboratório de Arquitetura e Redes de Computadores (LARC) por disponibilizar equipamentos e infra-estrutura, vitais para a realização do projeto.

Aos nossos familiares e amigos, por compreender eventuais faltas de disponibilidade.

## RESUMO

A goniometria de articulações é uma tarefa comum a profissionais da área de fisioterapia, tratando-se de uma métrica importante para quantificar a evolução do quadro de seus pacientes. Contudo, a fisioterapia apresenta poucas soluções computacionais que auxiliem o profissional nessa atividade. Este documento apresenta o projeto do sistema FlexMeter, cujo objetivo é prover acompanhamento de tratamentos de fisioterapia através do monitoramento de movimento articular, através de uma rede de sensores afixada ao paciente. As medidas dos ângulos são obtidas através de módulos sensores com magnetômetros e acelerômetros, fixados em posição predeterminadas no corpo do paciente. Adicionalmente, foi implementado um modelo tridimensional simplificado de visualização e meios de se armazenar os dados das medições para análises futuras.

Palavras-chave: Redes de sensores sem-fio, engenharia de reabilitação, fisioterapia, monitoramento, wireless

## **ABSTRACT**

Joint goniometry is a common task to physical therapy professionals, being an important metric to quantify the evolution of patients. However, physical therapy displays a lack of computational solutions that help the professional in this task. This document describes the design of the FlexMeter system, whose objective is to provide physical therapy treatment follow-up by monitoring joint movement through a wireless sensor network attached to the patient. Angle measures are obtained through sensor nodes equipped with accelerometers and magnetometers, affixed to the body of the patient in predetermined positions. Additionally, a simplified tridimensional visualization model and data storage for future analysis of the measurements were implemented.

**Keywords:** Wireless sensor networks, rehabilitation engineering, physical therapy, monitoring, wireless

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

EAP	Estrutura Analítica de Projeto
RSSF	Rede de sensores sem fio
SGBD	Sistema gerenciador de banco de dados
USB	Universal serial bus
USP	Universidade de São Paulo

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1	Estrutura analítica de projeto para o trabalho . . . . .	20
2	Módulos sensores utilizados no projeto . . . . .	25
3	Interferência em magnetômetro de referência . . . . .	31
4	Arquitetura do software de processamento de dados . . . . .	36
5	Thread Receptora . . . . .	37
6	Thread Processadora . . . . .	37
7	Tabelas do banco de dados . . . . .	39
8	Modelo Tridimensional . . . . .	39
9	Modelo tridimensional rotacionado . . . . .	40
10	Campo magnético da Terra . . . . .	42
11	Goniômetro . . . . .	44
12	Posicionamento entre par de módulos sensores . . . . .	45
13	Módulos sensores e <i>dock station</i> . . . . .	66
14	Porta-módulos . . . . .	67
15	Estação Base . . . . .	68
16	FlexMeter - Menu Inicial . . . . .	69
17	FlexMeter - Cadastro . . . . .	70
18	FlexMeter - Dados Históricos . . . . .	71
19	FlexMeter - Dados Históricos - Dados Selecionados . . . . .	71

20	FlexMeter - Gráfico . . . . .	72
21	FlexMeter - Tela de Acompanhamento . . . . .	73
22	FlexMeter - Tela de Configuração de Posição dos Sensores . . . . .	74
23	Posição de Sensores no Corpo . . . . .	75

## LISTA DE TABELAS

1	Valores de <i>offset</i> . . . . .	30
2	Valores de medição do sistema - posição vertical . . . . .	46
3	Valores de medição do sistema - estatísticas . . . . .	47
4	Valores de erro do sistema . . . . .	48

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>13</b>
1.1	Motivação . . . . .	13
1.2	Trabalhos relacionados . . . . .	14
1.3	Justificativa . . . . .	15
1.4	Objetivo . . . . .	15
1.5	Evolução e outras aplicações . . . . .	16
1.6	Organização . . . . .	16
<b>2</b>	<b>Metodologia e Planejamento</b>	<b>18</b>
<b>3</b>	<b>Especificação</b>	<b>21</b>
3.1	Escopo . . . . .	21
3.2	Interface com usuário . . . . .	21
3.3	Interfaces de hardware e software . . . . .	22
3.4	Operação . . . . .	22
3.5	Características dos usuários . . . . .	22
3.6	Requisitos funcionais . . . . .	22
3.7	Requisitos não funcionais . . . . .	23
<b>4</b>	<b>FlexMeter</b>	<b>24</b>

4.1	Hardware	24
4.1.1	Módulos Sensores	24
4.1.2	Uso de RF em ambientes subaquáticos	26
4.1.3	Calibração	27
4.1.3.1	Processo de Calibração do Acelerômetro	29
4.1.3.2	Processo de Calibração do Magnetômetro	29
4.2	Software	32
4.2.1	Software Embarcado	33
4.2.1.1	Programação dos Módulos Sensores	33
4.2.1.2	Software dos Módulos Sensores	34
4.2.2	Software de Processamento de Dados e Interface com Usuário	35
4.2.3	Banco de dados	36
4.2.4	Modelo Tridimensional	38
4.2.5	Algoritmo de cálculos	40
<b>5</b>	<b>Resultados</b>	<b>44</b>
5.1	Experimentos Realizados	44
5.2	Validação do Sistema	50
5.2.1	Manual do Usuário e Protocolo de Uso	50
5.2.2	Interface Gráfica	51
<b>6</b>	<b>Conclusões</b>	<b>53</b>

6.1	Objetivos e Contribuições . . . . .	53
6.2	Dificuldades encontradas . . . . .	54
6.3	Aprendizado . . . . .	54
6.4	Trabalhos Futuros . . . . .	55
	<b>Referências</b>	<b>56</b>
	<b>Apêndice A - Reunião 15/03/2011</b>	<b>59</b>
	<b>Apêndice B - Trabalho de Campo 16/04/2011</b>	<b>60</b>
	<b>Apêndice C - Reunião 17/05/11</b>	<b>63</b>
	<b>Apêndice D - Reuniões Intermediárias 24/05/11, 13/07/2011 e 09/08/2011</b>	<b>64</b>
	<b>Apêndice E - Manual do usuário</b>	<b>65</b>
E.1	Introdução . . . . .	65
E.2	Módulos sensores . . . . .	65
E.2.1	Operando os módulos sensores . . . . .	66
E.2.2	Afixando os módulos sensores no paciente . . . . .	67
E.2.3	Estação Base . . . . .	68
E.3	Software . . . . .	69
E.3.1	Cadastro, alteração e remoção de pacientes . . . . .	69
E.3.2	Visualização de dados históricos . . . . .	70
E.3.3	Acompanhamento de sessão . . . . .	73

E.4	Protocolo de uso . . . . .	75
-----	----------------------------	----

# 1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, veremos os objetivos e motivações que levaram ao desenvolvimento do trabalho. Para atingir os objetivos do trabalho, foram aplicados os conceitos de RSSFs (redes de sensores sem fio), que são uma classe especial de redes de computadores formadas por conjuntos de dispositivos providos de elementos de sensoriamento distribuídos no espaço. Estes dispositivos, chamados neste contexto de módulos sensores, utilizam tecnologias de comunicação sem fio para interagir.

A fisioterapia é parte do setor de serviços de saúde, definida como uma atividade que analisa e avalia a movimentação e postura utilizando técnicas terapêuticas específicas, com objetivo de promover a saúde e tratar ou prevenir doenças ou incapacidades físicas.

## 1.1 Motivação

Existem diversos projetos de pesquisa que utilizam Redes de Sensores Sem Fio na área de saúde, como o projeto CodeBlue (MALAN et al., 2004) e a plataforma Mercury (LORINCZ et al., 2009). O primeiro possui aplicação em ambiente hospitalar, triagem de pacientes, entre outros. O segundo é uma plataforma *wearable* baseada em RSSF para análise de movimento de pacientes em tratamento de doenças neuromotoras, como Mal de Parkinson, epilepsia e derrame cerebral.

Contudo, a área de fisioterapia encontra poucos esforços para introduzir ferramentas tecnológicas que auxiliem no tratamento. As ferramentas existentes requerem que o profissional interrompa a sessão para obter as medições necessárias, e envolvem trabalho manual considerável. A necessidade de sistemas mais automatizados, que reduzam o trabalho do profissional ao acompanhar as sessões foi a motivação primária do trabalho apresentado neste documento.

## 1.2 Trabalhos relacionados

Em (O'DONOVAN et al., 2007) encontra-se teoria para se realizar medição de ângulos com redes de sensores através do uso de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Porém trata-se de uma prova de conceito, ainda não constituindo o protótipo de um produto destinado a usuários leigos, já que não foi mencionada a existência de uma interface adequada, apesar da realização de testes de medição com a articulação do tornozelo. Mais recentemente, trabalhos derivados (O'DONOVAN; AYER, 2011) constituíram uma aplicação para medição do ângulo do joelho.

Já o trabalho descrito por (SILVA et al., 2007) propõe monitorar os batimentos cardíacos do paciente e a sua postura. Os principais pontos de diferença com este trabalho é que a postura é monitorada através de ângulos rotacionais dos membros do corpo com sensores interligados com cabos. Os dados são enviados a estação base por um módulo sensor flutuante, de modo a evitar a comunicação sem fio subaquática. Além disso, tal trabalho só se preocupa em medir a posição da coluna, e não do ângulo de movimento de outros membros.

## 1.3 Justificativa

O estudo de redes de sensores sem fio tem avançado bastante nos últimos tempos, incluindo vários trabalhos envolvendo sensores pessoais (*wearable sensors*) para uso na área médica. Mesmo com o interesse da comunidade científica a respeito, encontra-se poucos trabalhos que visavam a área de fisioterapia. Por isso acreditamos que o desenvolvimento desse trabalho pode trazer contribuições importantes, tanto para o estudo da fisioterapia como de redes de sensores sem fio. O trabalho também procura acompanhar o tema integrativo da graduação deste ano do PCS, que é saúde, contribuindo para a discussão dentro da Escola Politécnica e trazendo desafios únicos da área de fisioterapia.

O desenvolvimento do trabalho envolve conhecimento de várias áreas da computação, de hardware (definição e uso de plataformas de sensores sem fio, software embarcado) a software (*threading*, comunicação com os sensores, engenharia de software). Através do desenvolvimento do protótipo, os integrantes do grupo acreditam que é possível exercitar muitos dos conhecimentos adquiridos como parte da formação de Engenharia da Computação, e logo, o tema é ideal para a conclusão do curso.

## 1.4 Objetivo

O objetivo principal desse trabalho é projetar e construir um protótipo do sistema FlexMeter. O sistema facilitará o acompanhamento e a supervisão do tratamento de pacientes de fisioterapia, fazendo medições dos ângulos articulares durante as sessões e agregando essas informações em um banco de dados. Através do estudo da evolução das medidas é possível construir um indicador da eficiência dos exercícios e de possíveis dificuldades encontradas

pelos pacientes. Assim, o trabalho almeja preencher a lacuna identificada na área de fisioterapia no que diz respeito a sistemas de monitoramento.

## **1.5 Evolução e outras aplicações**

O sistema proposto abrange mais áreas além da fisioterapia, podendo ser utilizado em estudos e na prática de atividades físicas, especialmente em esportes de grande impacto como tênis, onde as medições podem ser úteis para prever e tratar problemas em articulações e músculos. Treinadores podem usar os dados adquiridos para melhorar a performance de seus atletas e acompanhar a evolução de treinamentos. Quase qualquer atividade física, seja para tratamento ou competição, pode se beneficiar das estatísticas que o sistema proposto disponibiliza. Outra extensão do sistema proposto, que desde o início foi pensada pelos projetistas, é a possibilidade de se utilizar o sistema para hidroterapia, onde as informações seriam coletadas em ambientes subaquáticos. Todas estas outras aplicações podem ser realizadas com poucas alterações na plataforma proposta, como por exemplo a adição de processamento adicional na forma de filtros para lidar com as grandes acelerações envolvidas nos movimentos encontrados nos esportes, ou o uso de sensores com dispositivo de comunicação apropriado para ser usados em uma piscina.

## **1.6 Organização**

Este trabalho está organizado em seis capítulos. No capítulo 2 é apresentada a metodologia utilizada no desenvolvimento e o planejamento do projeto. No capítulo 3 se encontra a especificação técnica do sistema construído. O capítulo 4 apresenta a arquitetura de hardware e software do protótipo, e mostra

os algoritmos desenvolvidos para realizar as medições e cálculos necessários. Por fim, nos capítulos 5 e 6 apresentam os resultados do estudo e as conclusões e aprendizado obtidos pelo grupo, respectivamente.

## 2 METODOLOGIA E PLANEJAMENTO

As tarefas do projeto foram estruturadas e divididas em uma Estrutura Analítica de Projeto (EAP) e ordenadas de acordo com o fluxo de dados do sistema. O projeto foi dividido de forma que os primeiros módulos implementados não possuíssem entradas, e as entradas dos módulos seguintes fossem as saídas dos módulos anteriores, permitindo que haja teste de todo o conjunto implementado a qualquer ponto do desenvolvimento.

As tarefas do projeto são listadas a seguir:

- definição do modelo dos sensores;
- aquisição dos sensores;
- integração sensor/módulo;
- programação do software dos módulos de sensoriamento;
- programação do software da estação do fisioterapeuta;
- projeto do banco de dados;
- programação da thread processadora;
- programação da thread receptora;
- programação da interface gráfica;
- teste de integração;
- programação do software do receptor;
- elaboração do manual do usuário;
- elaboração do relatório final.

Vemos a divisão de tarefas do projeto na Figura 1. O segundo nível da árvore de tarefas representa as etapas do projeto, e as folhas são as tarefas individuais. Durante o desenvolvimento, as tarefas foram divididas em desenvolvimento do software embarcado (para os módulos sensores), software de análise de dados e banco de dados, realizadas em paralelo por membros diferentes. A documentação foi elaborada de acordo com essa divisão, com alguns documentos elaborados em conjunto por todos os membros do grupo.

Durante o planejamento foram elaborados documentos relativos a especificação e arquitetura, e conforme o projeto progrediu foram produzidos relatórios parciais de evolução. As reuniões e entrevistas com a profissional de fisioterapia foram documentadas em atas, encontradas nos apêndices.

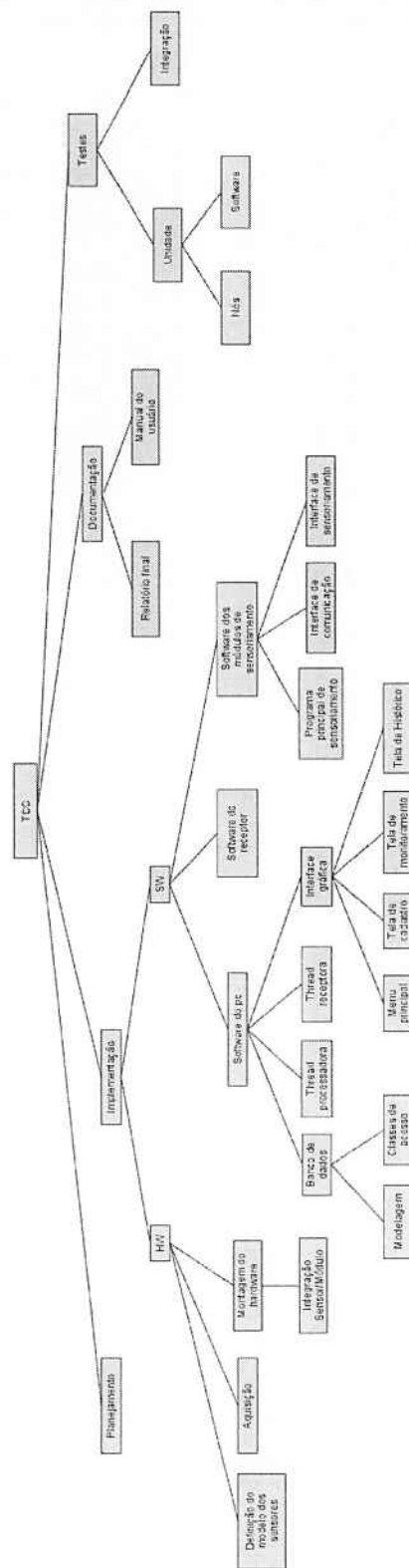


Figura 1: Estrutura analítica de projeto para o trabalho. Fonte: Autor

## **3 ESPECIFICAÇÃO**

Neste capítulo são apresentadas as especificações técnicas do projeto, de acordo com o conteúdo visto nas disciplinas do curso.

### **3.1 Escopo**

O sistema tem como objetivo o acompanhamento e a supervisão do tratamento de pacientes de fisioterapia, agregando informações relativas aos pacientes e ao tratamento de cada um. Durante as sessões de fisioterapia o sistema medirá os ângulos articulares do paciente. Caso alguma medição ultrapasse limites predeterminados o sistema deverá emitir avisos visuais e sonoros. O sistema exibe estas informações ao longo da sessão e as armazena para análises futuras.

### **3.2 Interface com usuário**

O sistema possui uma interface gráfica de cadastro de pacientes e de visualização das informações históricas ou do momento da sessão de fisioterapia de cada paciente. Durante a sessão o profissional pode acompanhar as medições através de um gráfico e de um modelo simplificado do corpo do paciente em computação gráfica.

### **3.3 Interfaces de hardware e software**

O software, que é executado na estação do fisioterapeuta (um computador munido de sistema operacional Linux ou Windows), deve se comunicar via interface USB com uma estação base dos módulos de sensoriamento. Esta, por sua vez, se comunica com os módulos sensores responsáveis pela aquisição dos dados através de uma rede sem fio, conforme o padrão IEEE 802.15.4 (IEEE Standard, 2006). Além disso, é utilizado um sistema gerenciador de banco de dados para organizar as informações de pacientes e histórico de sessões.

### **3.4 Operação**

O uso do sistema inicia-se com a afixação adequada dos sensores no paciente e a conexão da estação base à estação do fisioterapeuta. Após esta etapa de preparação a sessão pode ser iniciada e o software passa a coletar e exibir os dados.

### **3.5 Características dos usuários**

Os usuários do sistema são fisioterapeutas sem experiência na área de computação, somente com conhecimento em sua área de atuação. Portanto o sistema foi adaptado a usuários leigos, exibindo somente as informações pertinentes e de forma intuitiva.

### **3.6 Requisitos funcionais**

As funções que o software deve realizar são:

- ser capaz de realizar medições de ângulos articulares do corpo, calcu-

lando o resultado em graus e exibindo na tela de acompanhamento, em formato gráfico e no modelo de computação gráfica do paciente;

- armazenar em um banco de dados as estatísticas finais de cada sessão, que incluem as medições média, mínima e máxima, além de observações relevantes feitas pelo profissional responsável;
- armazenar os dados pessoais dos pacientes, relacionando-os aos tratamentos e sessões realizadas;
- criar e armazenar alarmes definidos pelo profissional para cada paciente, e disparar avisos visuais e sonoros quando uma medição ultrapassar os limites definidos em um alarme.

### **3.7 Requisitos não funcionais**

Os requisitos não relacionados a funções do sistema mas necessários para o seu funcionamento correto são:

- ser robusto o suficiente para continuar funcionando durante as sessões, que envolvem movimentação dos membros nos quais os sensores estão presos. A movimentação e as condições do ambiente como o suor do paciente e a temperatura da sala não devem interferir negativamente na medição dos sensores;
- não trazer riscos à saúde do usuário;
- ser capaz de funcionar pelo tempo suficiente para a realização de uma sessão completa alimentado somente por suas baterias;
- ser pequeno o suficiente para permitir a afixação no corpo do paciente sem causar desconforto e sem restringir os movimentos necessários para a realização do tratamento.

## 4 FLEXMETER

Neste capítulo são apresentadas as plataformas utilizadas e as funcionalidades desenvolvidas no protótipo do sistema FlexMeter, contemplando sua implementação. O protótipo construído neste trabalho afere a angulação da flexão e extensão de joelho bem como flexão, extensão, adução e abdução de quadril. Esta medição é realizada através de cálculos com os valores de extraídos de acelerômetros e magnetômetros.

### 4.1 Hardware

Esta seção aborda o hardware utilizado, descrevendo os componentes utilizados e suas características em 4.1.1. Uma discussão sobre outros módulos sensores e comunicação subaquática é apresentada em seguida. Por fim, o método utilizado para calibração dos módulos sensores é descrito.

#### 4.1.1 Módulos Sensores

A plataforma de RSSF escolhida possui todos os componentes especificados para concretização do projeto e disponibiliza os *drivers* necessários dos componentes sensores. Desta forma, não coube ao grupo projetar e testar a comunicação entre o processador do módulo sensor e os componentes sensores, nem escrever interfaces para o sistema operacional TinyOS (LEVIS et al.,

2005; TINYOS..., 2011). Este sistema e as interfaces fornecidas pelo fabricante estão descritas em 4.2.1.

Os seguintes componentes foram adquiridos para este projeto:

- 01 Lab Development Kit Mini (SHIMMER RESEARCH, 2011a), contendo
  - 03 Módulos Básicos (SHIMMER RESEARCH, 2011b)
  - 03 Bases de Programação (*dock station*) (SHIMMER RESEARCH, 2011d)

Outros Itens

- 04 Módulos Básicos adicionais
- 06 Magnetômetros (SHIMMER RESEARCH, 2010b)
- 01 Sensor ECG (SHIMMER RESEARCH, 2010a)

Os componentes são da empresa Shimmer Research, revisão 2R. Os módulos básicos possuem bateria e acelerômetro de três eixos embutidos, enquanto que sensores adicionais necessitam ser acoplados. Os módulos sensores podem ser visualizados na Figura 2.



Figura 2: Módulos sensores utilizados no projeto. Fonte: Autor

Além destes componentes, é utilizado um módulo *telosB* (MEMSIC INC., 2004b) para estabelecer comunicação entre os módulos de sensoriamento e a estação do fisioterapeuta. Este módulo recebe os dados dos outros através do rádio, utilizando o padrão IEEE 802.15.4 (IEEE Standard, 2006), e os remete para estação do fisioterapeuta através de uma interface USB, simulando uma interface serial.

O acelerômetro utilizado na plataforma é o MMA7361L (FREESCALE SEMICONDUCTOR INC., 2008), cujas principais características são o tamanho pequeno, baixo consumo de corrente e sensibilidade selecionável entre 1.5g e 6g, onde a primeira opção é utilizada uma vez que não se pretende aferir grandes valores de aceleração e ao mesmo tempo obtém-se maior resolução.

O magnetômetro é o modelo HMC5843 (HONEYWELL INTERNATIONAL INC., 2009), possui taxa de amostragem de até 100Hz, porém recomenda-se valores menores para controlar o gasto de energia, fator crucial para aplicações sem-fio. Sua sensibilidade também é configurável, porém optou-se pelo valor recomendado de 10mT.

#### **4.1.2 Uso de RF em ambientes subaquáticos**

O objetivo inicial deste projeto incluía a realização de testes de comunicação com radiofrequência em ambiente subaquático. Testes preliminares foram conduzidos com módulos sensores MicaZ (MEMSIC INC., 2004a), que possuem o módulo de rádio cc2420 (CHIPCON..., 2007) de frequência de transmissão de 2.4GHz. Este módulo de rádio é o mesmo que o contido nos módulos sensores Shimmer.

Conforme discutido no apêndice B, observou-se que a distância máxima em que houve comunicação entre um par de módulos sensores foi de cerca

de 20cm, valor demasiado pequeno para o propósito do projeto.

Após pesquisar sobre comunicação subaquática com radiofrequência, notou-se que seria necessário o uso de módulos de rádio com frequências mais baixas para alcançar sucesso. Assim, novos testes deveriam ser realizados com módulos sensores munidos de transmissores de frequência inferior aos 2.4GHz utilizados no primeiro experimento, estimando ser necessária uma frequência dez vezes menor para se obter uma distância de comunicação três vezes maior, de acordo com dados encontrados de (CHE et al., 2010).

O grupo dispunha de módulos *micaDot*, que possuem rádio de 900MHz. Mesmo possuindo frequência de rádio maior do que a estimada como necessária, testes com este módulo sensor teriam a finalidade de confirmar tais valores. Porém, após sucessivas tentativas falhas de programação dos sensores, chegou-se a conclusão de que não havia um par de módulos sensores em condições de funcionamento.

Outra alternativa para a realização de testes subaquáticos foi a aquisição de módulos *Cricket*, munidos com rádio de 433MHz e um sonar, com o qual outros experimentos poderiam ser feitos como em (PRIYANTHA; CHAKRABORTY; BALAKRISHNAN, 2000). Porém não foi possível concretizar o pedido de compra pela falta de resposta do fornecedor.

### 4.1.3 Calibração

Para dar significado aos dados registrados pelos sensores de campo magnético e gravitacional é necessário que estes valores sejam ajustados.

A calibração pode ser vista como uma função cujas entradas são o valor de saída do sensor e as constantes de calibração relativas àquele hardware. De acordo com o manual do fornecedor (SHIMMER RESEARCH, 2011c), as cons-

tantes de calibração podem ser divididas em três grupos:

- *Offset*

Refere-se ao valor de quanto a medida de cada eixo do sensor está deslocada do ponto em que deveria ser zero. É definido como um vetor de três posições.

- Correção de eixos não ortogonais

Como os sensores de três eixos são implementados a partir de três sensores de um eixo posicionados fisicamente ortogonais entre si, é possível que haja erros de posicionamento relativo entre estes, devido a imperfeições no processo de fabricação. É definido como uma matriz 3x3. Um sensor com eixos perfeitamente perpendiculares possui uma matriz de correção de eixos não ortogonais igual à matriz identidade.

- Sensitividade

Representa o fator de escala entre de cada eixo do sensor. Por conveniência pode ser escrito com uma matriz 3x3 somente com elementos da diagonal principal preenchidos.

Informações a respeito do método de calibração foram inicialmente retiradas de (SHIMMER RESEARCH, 2011c). Como este manual diz que os eixos dos sensores utilizados na plataforma são em geral suficientemente ortogonais, utilizou-se o valor padrão para este parâmetro.

Dois fatores permitem que não seja necessário calcular o parâmetro de sensibilidade. O primeiro refere-se a uma característica da aplicação, pois o que se deseja determinar é a direção dos campos medidos, enquanto que sua intensidade é irrelevante. O segundo fator é a constatação de que os valores de sensibilidade para cada eixo são aproximadamente iguais.

A seguir descreve-se o procedimento utilizado para determinar o *Offset*

dos magnetômetros e acelerômetros.

#### 4.1.3.1 Processo de Calibração do Acelerômetro

Para obter o *offset* de um eixo de acelerômetro uma amostra de 100 valores foi coletada de cada uma das posições em que o valor do eixo assumiriam valores simétricos conhecidos. Para tanto posicionou-se o módulo em uma superfície plana ora em uma posição ora em outra rotacionada de 180°.

Desta forma sabe-se que o eixo em questão está medindo valores de  $-G$  e  $+G$ . Calcula-se a média dos valores obtidos em cada uma das posições para minimizar erros devido a flutuações na medida, denotados respectivamente de  $M_{-G}$  ou  $M_{+G}$ . O *offset* é então dado como

$$Offset = \frac{M_{-G} + M_{+G}}{2}$$

Este método foi usado pois sabe-se a direção do vetor gravidade.

#### 4.1.3.2 Processo de Calibração do Magnetômetro

Primeiramente assumiu-se que o campo magnético da Terra é paralelo ao chão e perpendicular ao campo gravitacional. Semelhante ao procedimento aplicado ao acelerômetro, medições foram realizadas com a finalidade de se obter os valores máximos e mínimos medidos em cada eixo, que deveriam ser  $+B$  e  $-B$ , respectivamente. A medição desses valores foi feita posicionando o módulo sensor em diversas posições, primeiramente apoiando o módulo sensor em uma superfície plana e girando-o sobre cada eixo e depois em posições arbitrárias no espaço. Cerca de 200 medidas foram coletadas, no que chamaremos de “Calibração 1”.

Devido a constatação de comportamento inadequado da aplicação, sus-

peitou-se de erros na calibração do magnetômetro. Foram refeitas as medições de calibração com procedimento semelhante ao descrito anteriormente, a “Calibração 2”. O comportamento inadequado persistiu mesmo após a recalibração.

Com um magnetômetro de referência constatou-se que, devido à interferências, o campo magnético varia ao longo do tempo e de acordo com a sua localização no laboratório onde os procedimentos foram realizados. Além disso, contrariando a hipótese inicial, a inclinação do campo magnético em relação ao plano horizontal varia de acordo com a latitude da localização onde é realizada, adicionando grande imprecisão nas medições realizadas anteriormente.

Então, a calibração do magnetômetro foi refeita (“Calibração 3”) com amostragem significativamente maior (6000 pontos) e em um ambiente em que o magnetômetro de referência apontava campo magnético aproximadamente constante, com variação de cerca de  $2\mu T$ , no período de coleta dos dados.

A diferença entre os parâmetros de calibração obtidos nas duas últimas tentativas de calibração acima é mostrada na Tabela 1. Observa-se que os valores de *offset* obtidos entre uma tentativa de calibração e outra não diferiram substancialmente.

Tabela 1: Valores de *offset*

Eixo	Calibração 2	Calibração 3
X	1934	1923
Y	2042.5	2039
Z	1911	1930

Foi feita uma tentativa de validação dos dados através do alinhamento do módulo sensor na direção em que o magnetômetro de referência indicaria valor máximo em um de seus eixos e valor nulo em nos outros dois. Verificou-se que os dados obtidos através do módulo sensor não eram coerentes,

apontando como possível motivo de erro variações no campo magnético.

A Figura 3 exibe um magnetômetro de referência indicando  $170,1\mu T$  como valor da intensidade do campo magnético naquele local. Isto indica um ponto de extrema distorção, pois a medida é cerca de 7,5 vezes maior do que os  $23\mu T$  do campo magnético terrestre estimado pelo *The National Geophysical Data Center*.



Figura 3: Interferência em magnetômetro de referência. Fonte: Autor

A ocorrência de uma interferência desta magnitude pode afetar o processo de calibração, uma vez que o algoritmo utilizado poderia utilizar a leitura deste valor distorcido como valor do campo magnético terrestre, resultando em um parâmetro de *offset* incorreto.

Para encontrar o valor de saída do sensor que deveria indicar valor zero, e assim determinar o *offset*, utilizou-se o magnetômetro de referência aderido a

um módulo sensor. Após uma série de medições e testes, verificou-se que há interferência ao se aproximar o magnetômetro de referência do módulo sensor, o que invalida tanto a tentativa de validação citada anteriormente, como a tentativa de determinação do *offset*.

Assim, a busca de um método confiável para calibrar os magnetômetros foi realizada, identificando um trabalho de (MERAYO et al., 2000). Porém o procedimento descrito no artigo é muito longo e trabalhoso, de forma que, devido a restrições de tempo, não foi possível aplicá-lo.

Por fim, ainda a fim de obter parâmetro de calibração razoáveis, um terceiro processo de determinação de parâmetros foi proposto pelos membros do grupo. Este processo consistia em posicionar o magnetômetro em três posições ortogonais entre si e determinar, por força bruta, o valor de *offset* que tornaria as três medições mais próximas de se tornarem perpendiculares entre si. Porém, os resultados obtidos na fase de testes não foi promissor.

Enfim, pela já citada restrição de tempo e as dificuldades encontradas, a calibração do magnetômetro foi mantida de acordo com o primeiro processo de calibração, o que interfere diretamente no resultado dos cálculos em posições em que as medições dependem majoritariamente do magnetômetro e não do acelerômetro. Esta situação ocorre caso nenhum dos módulos sensores estiver posicionado verticalmente.

## 4.2 Software

O software pode ser dividido em três grandes blocos: o software embarcado dos módulos sensores, o software de processamento de dados, a interface com usuário e o banco de dados.

## 4.2.1 Software Embarcado

Os módulos sensores utilizam o TinyOS (LEVIS et al., 2005; TINYOS..., 2011), um sistema operacional dirigido a eventos projetado especialmente para plataformas com recursos de memória e processamento restritos. Um programa feito para TinyOS é composto pela instanciação de componentes e a interação destes com o programa principal através de suas interfaces. Os componentes em geral representam componentes de hardware, como módulos de comunicação ou sensores de temperatura, umidade, aceleração, etc. . . As interfaces definem os comandos que os componentes podem realizar, mediante requisição de outros componente, e/ou eventos que podem disparar, interrompendo outros componentes. A codificação deve ser realizada em nesC (GAY et al., 2003), uma linguagem de programação derivada do C.

### 4.2.1.1 Programação dos Módulos Sensores

O modo como a leitura dos sensores é realizada na plataforma Shimmer é diferente do modo padrão de programação de sensores existente em outras plataformas, como telosB (MEMSIC INC., 2004b) e MicaZ (MEMSIC INC., 2004a), com as quais o grupo já havia efetuado testes.

Nestas outras plataformas, os componentes dos sensores implementam uma interface denominada *Read*, que possui um único comando e um único evento. A função do comando é iniciar a leitura do próximo valor a ser extraído do sensor, enquanto que o evento lança uma interrupção à aplicação principal no momento em que a leitura é concluída.

Na plataforma Shimmer a leitura dos sensores utilizados pelo grupo é realizada cada um ao seu modo. Para se obter leituras do acelerômetro utiliza-se uma combinação de componentes, como um componente genérico de confi-

guração da Shimmer, o componente do microprocessador e o acelerômetro propriamente dito.

O componente do acelerômetro serve para definir a sua sensibilidade e executar uma rotina de inicialização. O componente de configuração tem a função de executar instruções no microprocessador para ativar a leitura do sensor corretamente e disparar a leitura propriamente dita. Já o componente do microprocessador fornece um outro componente relacionado ao acesso direto a memória, que dispara o evento que indica o fim da leitura. A principal diferença prática para a interface *Read* reside na aquisição de um vetor de três posições (um para cada eixo), invés de apenas um valor.

Já o magnetômetro possui seu componente integrado com outro sensor, o giroscópio, que não foi adquirido. Porém a sua programação pode ser realizada mesmo assim, bastando invocar somente os comandos relacionados a inicialização e leitura do sensor.

#### 4.2.1.2 Software dos Módulos Sensores

---

##### Evento 1 Boot

---

```
inicializaAcelerometro()
inicializaMagnetometro()
inicializaRadio()
disparaTimer(intervalo)
```

---



---

##### Evento 2 Disparo de Timer

---

```
if há dados para enviar then
  envia os dados pelo rádio
  limpaBuffers()
else
  readAcelerometro()
  readMagnetometro()
end if
```

---

O software escrito para os módulos sensores pode ser dividido em três

partes: inicialização dos componentes (evento 1), leitura (eventos 3 e 4) e envio de valores (evento 2).

---

**Evento 3** Leu Acelerômetro

---

```
if buffer está Vazio then
    armazena leitura no buffer
end if
```

---

---

**Evento 4** Leu Magnetômetro

---

```
if buffer está Vazio then
    armazena leitura no buffer
end if
```

---

A inicialização contempla, além nos magnetômetro e acelerômetro, o módulo de comunicação e um componente de temporização, para coordenar as leituras dos sensores. Após a inicialização, o programa mantém a sequência de leituras e envios indefinidamente.

#### **4.2.2 Software de Processamento de Dados e Interface com Usuário**

O software que calcula os resultados a partir dos dados obtidos a partir dos módulos sem fio roda na estação do fisioterapeuta e é composto pela arquitetura apresentada na Figura 4.

O software é composto basicamente por duas *threads*, fora as que controlam a interface gráfica com o usuário. Uma destas *threads*, intitulada "Thread Receptora", é responsável por adquirir os dados dos módulos sem fio através do receptor acoplado à estação do fisioterapeuta. A outra, a "Thread Processadora", transforma os dados que permanecem em uma área de dados compartilhada e apresenta os resultados os dados na interface gráfica, além de armazená-los na base de dados. O algoritmo destas *threads* está descrito nos diagramas de blocos da Figura 5 e Figura 6.

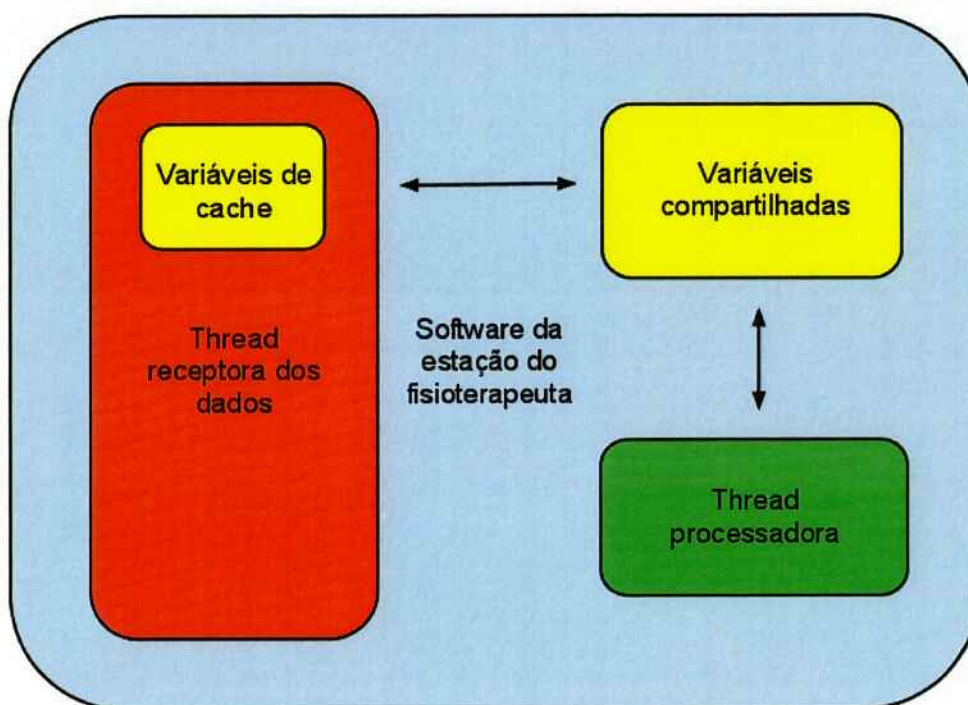


Figura 4: Arquitetura do software de processamento de dados. Fonte: Autor

A princípio supôs-se que a leitura dos dados recebidos da estação base pela “Thread Receptora” seriam encontrados na forma de uma sequência de caracteres de texto, com um formato arbitrariamente especificado. Porém, após familiarização com ferramentas disponíveis em uma das bibliotecas utilizadas, descobriu-se que o modo mais simples e descomplicado de realizar tal leitura seria através de uma estrutura de dados criada automaticamente a partir da estrutura de dados utilizada pelos próprios módulos sensores. Desta forma, é dispensável a definição de um protocolo, uma vez que esta estrutura de dados o substitui, e, portanto, esta estrutura deve permanecer inalterada.

### 4.2.3 Banco de dados

O sistema utiliza o gerenciador de bancos de dados MySQL (MYSQL..., 2011) para armazenar os dados de pacientes e tratamentos. O banco de dados é composto por quatro tabelas, descritas abaixo.

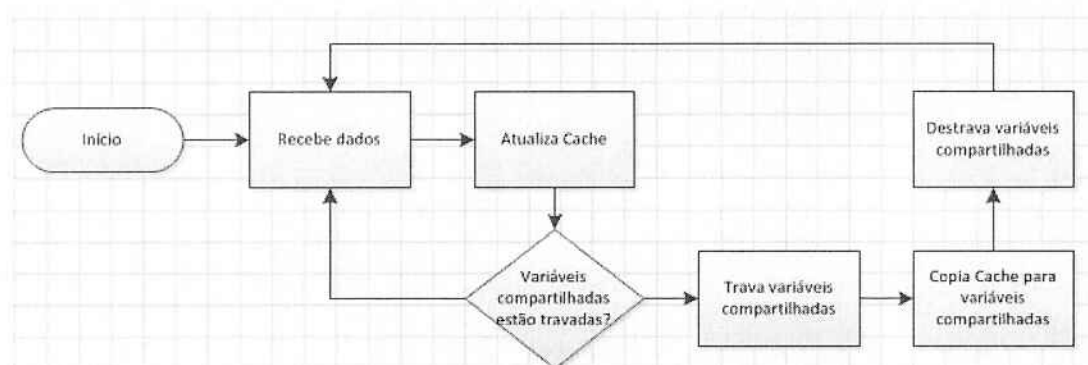


Figura 5: Thread Receptora. Fonte: Autor

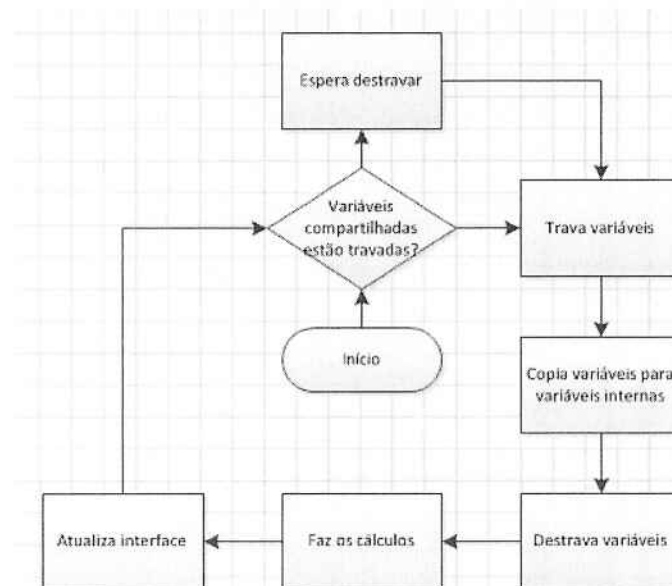


Figura 6: Thread Processadora. Fonte: Autor

- Alarme

Tabela que armazena os dados de alarmes, permitindo que o profissional associe alarmes personalizados a cada paciente e os use em todas as sessões.

- ID - Um identificador numérico crescente.
- Nome - O nome da medida que deve ser avaliado.
- Valor - O valor de disparo.
- Flags de disparo - Controlam se o alarme dispara quando o valor é igual, maior e/ou menor do que a medida.
- Paciente - Relaciona o paciente a seus alarmes.

- Paciente

Tabela que armazena os dados pessoais do paciente.

- ID - Um identificador numérico crescente.
- Nome - O nome da medida que deve ser avaliado.
- Endereço, Telefone, Email, Nascimento, Cadastro - Dados pessoais.
- Observações - Observações feitas pelo profissional responsável.

- Sessão

Tabela que representa uma sessão de tratamento de um paciente.

- ID - Um identificador numérico crescente.
- Data - Data de realização da sessão.
- Paciente - Relaciona um paciente a suas sessões.
- Observações - Observações feitas pelo profissional responsável.

- Medição

Tabela que representa uma medição realizada. A construção genérica (usando uma descrição em texto) permite o seu uso para qualquer tipo de medida implementada pelo sistema.

- ID - Um identificador crescente.
- Nome - Descrição do angulo medido (por exemplo, MediaDobraJoelho).
- Valor - Valor medido.
- Sessão - Relaciona uma medição à sessão na qual aconteceu.

A Figura 7 ilustra as relações entre as tabelas.

#### 4.2.4 Modelo Tridimensional

Para melhor visualização dos dados, foi construído um modelo 3D do paciente, que é exibido em um *papplet* na interface gráfica. *Papplet* é um com-

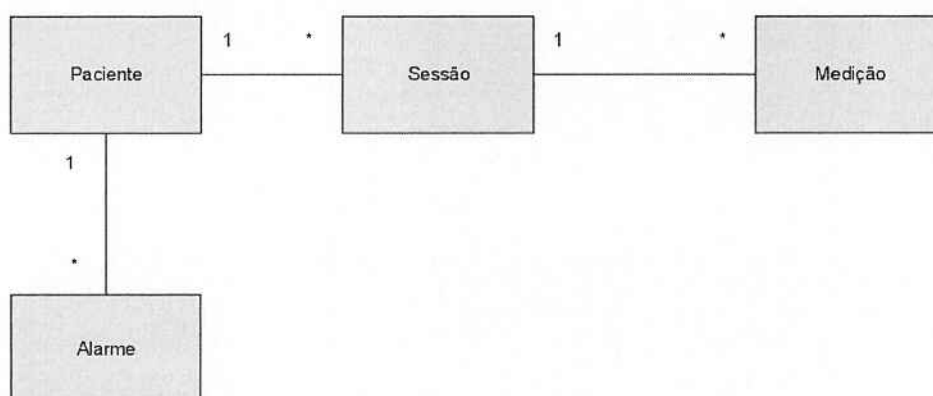


Figura 7: Relações entre as tabelas do banco de dados. Fonte: Autor

ponente do *Processing*, um ambiente de desenvolvimento de aplicações 3D, que pode ser integrado com aplicações java.

Tal modelo consiste basicamente de cilindros (que representam os ossos) e um triângulo (representando a bacia) que são posicionados na tela de acordo com as posições calculadas dos dados dos sensores, como na Figura 8.

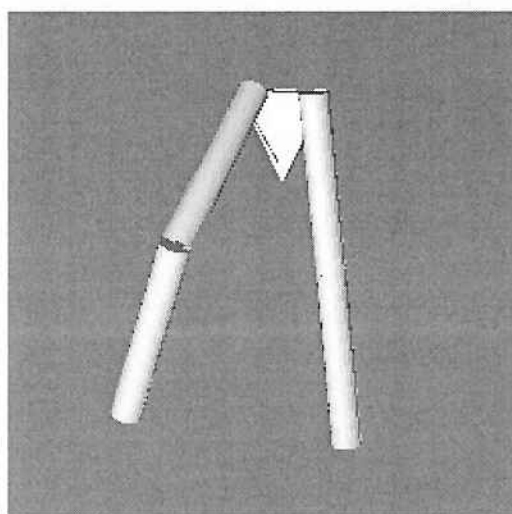


Figura 8: Modelo Tridimensional. Fonte: Autor

Devido à simplicidade do modelo, não foi utilizado nenhum software para criação de arquivos de modelo e nem usado nenhum modelo pronto de esqueleto, foram criadas funções primitivas que desenhavam cilindros, triângulos e rotacionam a tela que são chamadas de forma a criar o desenho.

Por fim, foram adicionadas funções auxiliares para visualização do mo-

delo:

- zoom através da roda do mouse;
- *highlight* de membros ao colocar o mouse em cima de um ângulos (destacando os membros que formam o ângulo);
- reposicionamento da câmera com arrasto do botão direito do mouse;
- iluminação em frente ao modelo (com apenas iluminação ambiente fica difícil enxergar profundidades).

A função de reposicionamento da câmera é extremamente comum em jogos e a técnica utilizada para este projeto foi a mesma de muitos deles, imagina-se uma esfera em volta do modelo e divide-se a esfera em latitudes e longitudes, o arrasto lateral do mouse incrementa ou decrementa a longitude da câmera na esfera e o arrasto vertical altera a latitude da câmera, com a câmera sempre voltada para o centro. Na Figura 9 o mesmo modelo da figura 8 é representado, porém de outro ponto de vista.

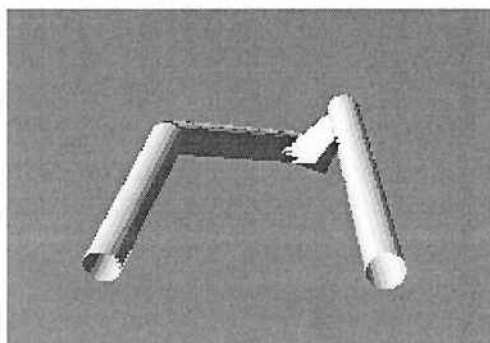


Figura 9: Modelo tridimensional rotacionado. Fonte: Autor

#### 4.2.5 Algoritmo de cálculos

Para que seja possível o cálculo da direção de um módulo sensor no espaço, é necessário ter em mente algumas premissas:

- os módulos sensores possuem uma base ortogonal, e suas medidas são feitas em relação a esta base;

- a base do acelerômetro e a base do magnetômetro deve devem ser as mesmas;
- as medidas de gravidade e campo magnético variam pela variação da base utilizada pelo sensor para medi-las, mas elas são constantes em relação uma base ortogonal do ambiente;
- algum dos eixos da base dos sensores deve estar alinhado com o osso a ser observado, neste caso convencionaremos que será o eixo X.

Tendo isto em mente, fica claro que o problema do cálculo da posição de um módulo sensor no espaço se resume em calcular a direção do eixo X da base dos módulos sensores na base da sala de tratamento.

Primeiramente, é necessário convencionar uma base para a sala de tratamento, denotando  $\vec{B}$  como o campo magnético e  $\vec{G}$  como a aceleração gravitacional, convencionaremos que o vetor unitário do eixo Z será  $\vec{G}/|G|$  e do eixo Y será  $\vec{G} \times \vec{B}/|\vec{G} \times \vec{B}|$ , onde  $\times$  denota o produto vetorial.

Se convencionarmos o eixo X como  $\vec{B}/|B|$  (seguindo a lógica) esta base não será ortogonal, tendo em vista o formato do campo magnético terrestre visto na Figura 10.

Para ortogonalizar basta utilizar a equação 4.2.5, chamaremos este vetor de  $(X_x, X_y, X_z)$  na base dos módulos sensores.

$$X = (\vec{B} - \vec{B} \cdot \vec{G} * \vec{G}/|G|)/|\vec{B} - \vec{B} \cdot \vec{G} * \vec{G}/|G||$$

Desta forma, conhecendo os vetores  $\vec{B} = (B_x, B_y, B_z)$  e  $\vec{G} = (G_x, G_y, G_z)$  medidos em relação à base dos módulos sensores, tem-se que:

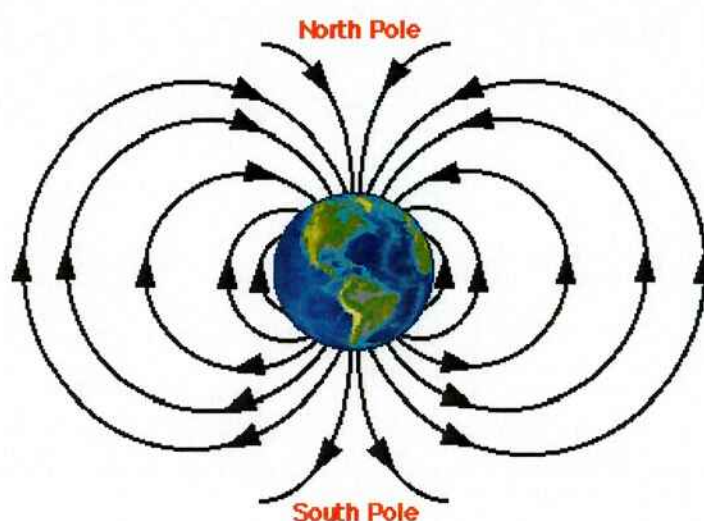


Figura 10: Campo magnético da Terra. Fonte: *The North Carolina University - the earth's magnetic field*

$$M_{sa} \cdot (1, 0, 0) = (X_x, X_y, X_z) \quad (4.1)$$

$$M_{sa} \cdot (0, 0, 1) = (G_x/|G|, G_y/|G|, G_z/|G|) \quad (4.2)$$

$$M_{sa} \cdot (0, 1, 0) = ((G_y \cdot X_z - G_z \cdot X_y)/|G \times X|, (G_z \cdot X_x - G_x \cdot X_z)/|G \times X|, (G_x \cdot X_y - G_y \cdot X_x)/|G \times X|) \quad (4.3)$$

Onde  $M_{sa}$  é a matriz de mudança de base que transforma vetores em coordenadas na base do ambiente para em base dos módulos sensores. Conclui-se que:

$$M_{sa} = \begin{bmatrix} X_x & (G_y \cdot X_z - G_z \cdot X_y)/|G \times X| & G_x/|G| \\ X_y & (G_z \cdot X_x - G_x \cdot X_z)/|G \times X| & G_y/|G| \\ X_z & (G_x \cdot X_y - G_y \cdot X_x)/|G \times X| & G_z/|G| \end{bmatrix}$$

Tendo  $M_{sa}$  em mãos, o vetor correspondente a direção do eixo X do módulo sensor pode ser calculada por:

$$M_{sa} \cdot (x, y, z) = (1, 0, 0) \quad (4.4)$$

Resolvendo o sistema obtêm-se os valores  $x$ ,  $y$  e  $z$  correspondentes às coordenadas do vetor unitário na direção do eixo X na base do ambiente.

## 5 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos com a realização projeto. Estes contemplam o processo de validação das medições obtidas com o uso do protótipo através de experimentos realizados.

### 5.1 Experimentos Realizados

A acurácia das medidas realizadas pelo sistema foi verificada tomando-se como referência um goniômetro, um instrumento designado para medição de ângulos.

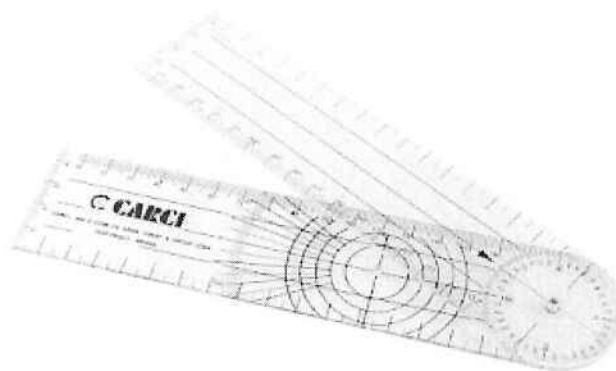


Figura 11: Goniômetro. Fonte: Sítio do fabricante - <http://www.carci.com.br>

No contexto de fisioterapia, os goniômetros, como o visto na Figura 11, são compostos por duas hastes, chamadas braços, que deslizam uma sobre a outra em torno de um eixo comum. Cada braço deve ser posicionado con-

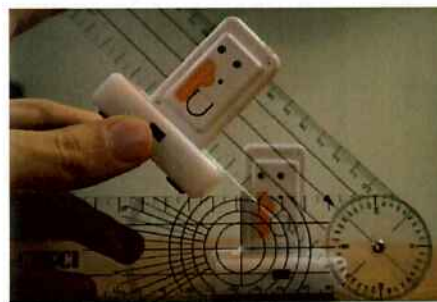
forme a convenção para cada ângulo articular (MARQUES, 2003; MAGEE, 2010), indicando a medida em graus no seu disco central.

Para o primeiro experimento, um goniômetro foi fixado em posições indicando quatro ângulos escolhidos arbitrariamente dentro do intervalo  $[0^\circ, 140^\circ]$ , conforme esperado para uma articulação de joelho (MARQUES, 2003).

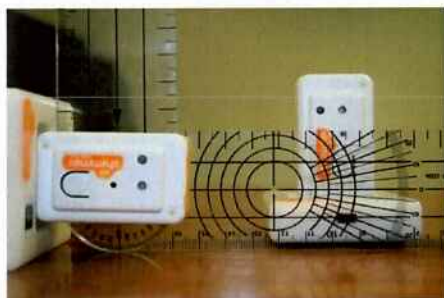
Em seguida, selecionou-se um par de módulos sensores (já devidamente calibrados) que, em uma situação de uso real do sistema, afeririam o valor do ângulo articular de um joelho, ou seja, um destes módulos sensores seria posicionado na coxa e o outro na canela. Entretanto, estes módulos sensores foram posicionados perpendicularmente a cada um dos braços do goniômetro, portanto o ângulo entre os módulos sensores é o mesmo que o indicado pelo goniômetro. Exemplos de posicionamento são exibidos na Figura 12. Como será explicado adiante, é importante destacar que tomou-se a precaução de manter sempre ao menos um módulo sensor na posição vertical.



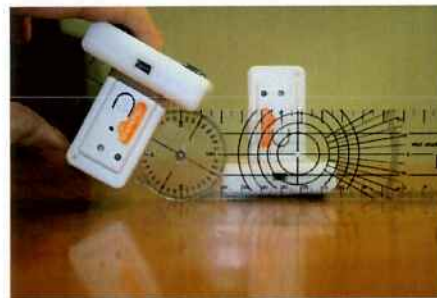
(a) Zero graus



(b) 45 graus



(c) 90 graus



(d) 120 graus

Figura 12: Posicionamento entre par de módulos sensores. Fonte: Autor

Para cada um dos ângulos escolhidos, o valor retornado pelo sistema foi coletado um número arbitrário de vezes, em posições variadas no espaço. No experimento realizado, foram realizadas 20 medições em cada um dos quatro ângulos de referência escolhidos ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $120^\circ$ ). Os resultados são exibidos na Tabela 2, explicitando os valores máximos e mínimos obtidos em cada série.

Tabela 2: Valores de medição do sistema - posição vertical

Índice da Medição	Ângulos de Referência			
	$0^\circ$	$45^\circ$	$90^\circ$	$120^\circ$
1	0,43°	44,84°	90,02°	120,60°
2	1,39°	45,00°	88,15°	118,94°
3	1,81°	44,31°	92,41°	120,64°
4	2,61°	44,32°	93,50°	119,49°
5	3,53°	46,96°	87,83°	118,21°
6	1,61°	45,53°	90,22°	117,75°
7	4,23°	43,65°	91,44°	118,88°
8	1,02°	43,26°	90,72°	119,89°
9	0,69°	46,38°	90,56°	117,44°
10	2,28°	43,24°	88,74°	118,38°
11	1,85°	43,22°	88,40°	119,21°
12	2,41°	44,96°	93,45°	121,72°
13	1,41°	50,53°	91,16°	120,76°
14	2,19°	42,09°	87,94°	120,15°
15	0,18°	48,22°	93,02°	122,31°
16	2,16°	44,36°	89,53°	123,28°
17	0,86°	49,27°	87,76°	121,95°
18	1,12°	44,07°	92,43°	121,63°
19	1,37°	47,50°	90,98°	120,52°
20	0,74°	45,90°	90,32°	119,82°
Mínimo	0.18°	42.09°	87.76°	123.28°
Máximo	4.23°	50.53°	93.50°	117.44°

Parte do erro existente nestas medidas é proveniente do erro inerente ao goniômetro e do desalinhamentos da posição relativa entre os módulos sensores e os braços do goniômetro. A flutuação de valores observada ocorre devido a flutuação da saída dos acelerômetros, que, mesmo se deixados imóveis, apresenta oscilações no valor medido.

Com estes dados é possível estabelecer o intervalo de confiança para cada medição de ângulo. Utilizando o nível de confiança de 95%, assumindo que as medidas estão distribuídas de acordo com uma distribuição normal e utilizando equações clássicas (NETO, 1977), obtemos a Tabela 3.

Tabela 3: Valores de medição do sistema - estatísticas

Estatística	Ângulos de Referência			
	0°	45°	90°	120°
Média	1.695°	45.381°	90.429°	120.079°
Desvio padrão da amostra	1.015°	2.191°	1.898°	1.586°
Comprimento do intervalo de confiança	0.445°	0.960°	0.832°	0.695°
Valor superior do intervalo de confiança	2.139°	46.341°	91.261°	120.773°
Valor inferior do intervalo de confiança	1.250°	44.420°	89.597°	119.384°
Erro máximo no intervalo de confiança	2.14°	1.34°	1.26°	0.77°

Para considerar o erro do goniômetro na estimativa do erro do sistema, utiliza-se as equações 5.1 e 5.2, para a determinação do erro médio e do desvio do erro médio, respectivamente. Desta forma, o valor pontual do erro do sistema é dado pela diferença entre o valor apontado pelo goniômetro e a média dos valores apontados pelo sistema.

$$\text{Erro}_{\text{FlexMeter}} = \text{ângulo}_{\text{goniômetro}} - \overline{\text{ângulo}_{\text{FlexMeter}}} \quad (5.1)$$

$$\sigma_{\text{Erro}_{\text{FlexMeter}}} = \sqrt{\sigma_{\text{ângulo}_{\text{goniômetro}}}^2 + \sigma_{\text{ângulo}_{\text{FlexMeter}}}^2} \quad (5.2)$$

Foi considerado que o erro do goniômetro,  $\sigma_{\text{ângulo}_{\text{goniômetro}}}$ , é igual a metade da menor divisão do instrumento, isto é, 1°. Para o erro do sistema, utilizou-se o desvio padrão da amostra, de acordo com o ângulo considerado.

Os resultados dos cálculos do erro do sistema e seu desvio encontra-se na tabela 4. Vemos que o erro médio é pequeno, porém seu desvio é grande, refletindo os picos de erro que vemos na Tabela 2. Porém, de acordo com

a Tabela 3, vemos que o erro não é muito maior do que  $2^\circ$ , com 95% de confiança.

Tabela 4: Valores de erro do sistema

Ângulo	Erro	Desvio do Erro
$0^\circ$	$1.7^\circ$	$1.4^\circ$
$45^\circ$	$0.4^\circ$	$2.4^\circ$
$90^\circ$	$0.4^\circ$	$2.1^\circ$
$120^\circ$	$0.1^\circ$	$1.9^\circ$

Em outro experimento, o mesmo procedimento foi utilizado, porém os módulos sensores foram posicionados horizontalmente. A variação dos resultados foi maior, obtendo-se erros impraticáveis de  $3^\circ$  até  $70^\circ$ , dependendo da posição dos módulos sensores para qualquer ângulo entre eles.

Este erro possui predominantemente duas fontes: distorções no campo magnético e erros oriundos do processo e calibração. O primeiro é causado por interferências eletromagnéticas presentes no ambiente, que existem devido a presença de materiais ferromagnéticos, ímãs e campos eletromagnéticos. As causas do segundo foram discutidas na seção 4.1.3.2.

Para que o sistema funcione como esperado é necessário que os magnetômetros dos módulos sensores adquiram valores referentes ao mesmo campo magnético, analogamente ao que ocorre com os acelerômetros e a aceleração do campo gravitacional. Ou seja, idealmente dois módulos sensores posicionados na mesma direção no espaço retornam o mesmo valor para cada um dos eixos de seus sensores.

O campo magnético terrestre pode ser considerado uniforme para uma grande extensão, como afirmado em (GAUSS, 1832; MAGNETISMO..., 2011). Contudo, a combinação das duas fontes de erro de leitura do magnetômetro mencionadas acima faz com que a leitura do magnetômetro divirja demais do campo magnético terrestre, causando os grandes erros observados.

Mesmo assim, existem posições em que as leituras do magnetômetro coincidem o suficiente para exibir a medida esperada, o que explica a razão de eventualmente se obter erros pequenos na posição horizontal.

Estas duas fontes de erro na leitura do magnetômetro não interferem nos resultados do primeiro experimento. Ao manter um módulo sensor na posição vertical, a posição deste é determinada unicamente pelo acelerômetro, tornando o cálculo do valor absoluto do ângulo dependente somente da medida dos acelerômetros, que não estão sujeitos aos mesmos erros de um magnetômetro.

Por este motivo, nem todos os ângulos inicialmente sujeitos a medição pelo sistema serão aferidos corretamente. Mais precisamente, são todos ângulos que envolverem um sensor que não estiver alinhado com a gravidade.

Desta forma, a medição dos ângulos de adução e abdução do quadril é desencorajada e recomenda-se que os ângulos de flexão e extensão do quadril sejam aferidos com o paciente em pé. Os ângulos de flexão e extensão do joelho podem ser medidos normalmente, desde que respeitada a condição mencionada de manter pelo menos um dos módulos sensores (neste caso, o da coxa) paralelo ao eixo da gravidade.

Entretanto, o modelo tridimensional de paciente continua sofrendo com os erros causados pelo magnetômetro no tocante ao posicionamento do membro referente ao módulo sensor posicionado não verticalmente, pois o azimute da representação do membro depende unicamente do campo magnético indicado pelo módulo sensor relativo àquele membro.

## 5.2 Validação do Sistema

Esta seção traz uma avaliação da usabilidade do sistema. Para tanto o uso do protótipo por um potencial usuário real foi observado, a fisioterapeuta Fabíola Santos, da Clínica Integrada SIMMM.

Primeiramente este usuário leu uma versão preliminar do manual contido no apêndice E e logo depois testou as funções fornecidas pelo sistema. Nas subseções seguintes são analisados o manual do usuário, o protocolo de uso nele contido e a interação do usuário com a interface gráfica.

### 5.2.1 Manual do Usuário e Protocolo de Uso

Pelas perguntas realizadas pelo usuário ao ler o manual, notou-se a falta de algumas explicações básicas, porém necessárias para um usuário que não havia entrado em contato com o sistema anteriormente.

Ao manual foram adicionadas as seguintes explicações:

- o hardware utilizado no sistema:
  - o que é um módulo sensor e como é seu funcionamento básico;
  - adição de fotos ilustrativas dos módulos sensores;
  - como ligar, desligar, reiniciar e recarregar um módulo sensor;
  - explicitar que a estação base deve ser conectada;
  - explicitar que os módulos sensores precisam ser recarregados periodicamente;
  - esclarecer que cada um dos módulos sensores deve ser posicionado em um membro do corpo específico do paciente, conforme a tela de configuração do software.
- como afixar os módulos sensores ao paciente, envolvendo:

- uso dos porta-módulos com elástico;
- posição do módulo sensor dentro do porta-módulos.

Além destas, outras explicações foram incluídas relativas ao uso do software. A falta destas foi percebida somente após a interação do usuário com o software. Assim, foi adicionado ao manual o procedimento de uso da tela de dados históricos do paciente e a definição de que o *highlight* refere-se aos membros do corpo que formam a articulação, e não a articulação em si, conforme especificado na seção 4.2.4.

O protocolo de uso é o trecho do manual que indica ao seu leitor como obter a medida dos ângulos desejados. Neste quesito o manual trouxe os procedimentos necessários, porém ainda foi preciso explicitar mais incisivamente que alguns ângulos são medidos com o mesmo par de módulos sensores.

### 5.2.2 Interface Gráfica

Após a leitura do manual, o usuário interagiu com o software do sistema. Observou-se algumas inadequações pequenas:

- nome do botão designado para iniciar uma sessão era pouco intuitivo;
- a caixa de diálogo de confirmação de retorno ao menu principal apresentava texto incorreto;
- todas as curvas possuem a mesma cor nos gráficos da tela de histórico do paciente, dificultando a visualização;
- a função de destacar uma articulação no modelo tridimensional (*highlight*) seria mais prática se fossem usados *checkbox*.

Não foram observados *bugs* ou comportamentos inesperados durante a operação, fora os documentados acima e os problemas com o magnetômetro já discutidos.

Após o entendimento dos pontos deficientes do manual, o usuário foi capaz de utilizar o sistema, seguir as etapas de preparação e realizar a medição do ângulo de flexão do joelho direito e observar os dados obtidos.

## 6 CONCLUSÕES

As questões abordadas neste trabalho abrangem várias áreas da engenharia de computação, e o grupo acredita que foi possível desenvolver e aplicar os conhecimentos vistos no curso de forma satisfatória. A construção do protótipo e a elaboração da documentação exigiram mais dedicação do que o inicialmente planejado, mas os desafios encontrados trouxeram aprendizado importante para o grupo, e contribuições para a área de sensores sem fio.

### 6.1 Objetivos e Contribuições

O objetivo principal desse trabalho, projetar e construir um protótipo do sistema FlexMeter, foi atingido. Para isso foi necessário realizar a especificação técnica do projeto; pesquisar, especificar e adquirir a plataforma de módulos sensores sem fio; implementar e testar o sistema como um todo (hardware e software); e finalmente validá-lo com profissional de fisioterapia.

A principal contribuição do sistema é facilitar o acompanhamento e a supervisão do tratamento de pacientes de fisioterapia, fazendo medições dos ângulos articulares durante as sessões e agregando essas informações em um banco de dados. Através do estudo da evolução das medidas é possível construir um indicador da eficiência dos exercícios e de possíveis dificuldades encontradas pelos pacientes.

## 6.2 Dificuldades encontradas

Entre os objetivos do projeto havia a análise da viabilidade de comunicações por radiofrequência dentro de uma piscina, para uso em sessões de hidroterapia além de fisioterapia. No entanto, o grupo encontrou grande dificuldade na aquisição dos módulos sensores de frequências mais baixas que eram necessários para a análise. A comunicação com o fornecedor dos módulos sensores tomou muito tempo, e no final não seria possível ter os sensores em mãos antes do término do projeto. O grupo acredita que a análise seria importante para a criação de uma solução mais completa para o profissional de fisioterapia.

O magnetômetro mostrou-se mais difícil de usar (devido ao grande erro envolvido, e a interferências) do que esperado, o que reduziu a acurácia das medições que envolviam esse tipo de sensor. Essas características foram descobertas somente após a compra e entrega dos sensores, e o cronograma do projeto impediu uma nova compra. Uma pesquisa mais extensa sobre as características de cada sensor pelo grupo poderia ter revelado esse problema mais cedo.

## 6.3 Aprendizado

Com o desenvolvimento do protótipo, o grupo adquiriu conhecimento principalmente no que diz respeito a software embarcado. A experiência com sensoriamento (acelerômetro e magnetômetro) e com o TinyOS abre portas para projetos futuros usando redes de sensores e outros sistemas com software embarcado. As dificuldades encontradas e as formas de tratá-las trouxeram conhecimento prático de gerência de projetos.

## 6.4 Trabalhos Futuros

A evolução natural do protótipo é a adição do giroscópio como em (O'DONOVAN et al., 2007), de forma a obter medidas mais precisas. Feito isso, é possível adaptar o sistema para realizar medições em qualquer tipo de tratamento ou atividade que envolva exercícios. Há espaço para esse tipo de projeto na fisioterapia e em áreas como a educação física.

Outra linha de evolução, embora não conflitante com a anterior, é portar o sistema para o ambiente subaquático, conforme o objetivo inicial do projeto.

Do ponto de vista de software, novas funcionalidades podem ser introduzidas, tal como a reconstituição de uma sessão de fisioterapia a partir de dados armazenados durante a mesma, para que nenhuma informação a respeito da sessão seja perdida e permitindo análise a posteriori.

Outra funcionalidade seria a detecção automática de direção do movimento, informando ao usuário se o ângulo medido é de abdução, adução, flexão ou extensão. Esta informação atualmente fica a cargo da interpretação do fisioterapeuta, uma vez que os ângulos aferidos pelos sistema não correspondem necessariamente aos ângulos clássicos documentados na literatura específica. Assim, com esta melhoria, o esforço de correlacionar os dados exibidos pelo sistema com os dados que o usuário almeja obter seria diminuído.

## REFERÊNCIAS

CHE, X. et al. Re-evaluation of rf electromagnetic communication in underwater sensor networks. *Communications Magazine, IEEE*, v. 48, n. 12, p. 143–151, december 2010. ISSN 0163-6804.

CHIPCON CC2420 datasheet, Texas Instruments. 2007. Disponível em: <<http://inst.eecs.berkeley.edu/~cs150/Documents/CC2420.pdf>>.

FREESCALE SEMICONDUCTOR INC. *MMA7361L data sheet*. Texas, USA, 2008. Disponível em: <<http://www.pololu.com/file/0J379/MMA7341L.pdf>>.

GAUSS, C. F. The intensity of the earth's magnetic force reduced to absolute measurement. 1832. Tradução de 1995. Disponível em: <<http://21stcenturysciencetech.com/translations/gaussMagnetic.pdf>>.

GAY, D. et al. The nesc language: A holistic approach to networked embedded systems. In: *In Proceedings of Programming Language Design and Implementation (PLDI)*. [S.l.: s.n.], 2003. p. 1–11.

HONEYWELL INTERNATIONAL INC. *HMC5843 data sheet*. Nova Jersey, USA, 2009. Disponível em: <[http://www51.honeywell.com/aero/common/documents/myaerospacecatalog-documents/Defense\\_Brochures-documents/HMC5843.pdf](http://www51.honeywell.com/aero/common/documents/myaerospacecatalog-documents/Defense_Brochures-documents/HMC5843.pdf)>.

IEEE Standard. *IEEE 802.15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs)*. 2006.

LEVIS, P. et al. TinyOS: an operating system for sensor networks ambient intelligence. In: WEBER, W.; RABAEY, J. M.; AARTS, E. (Ed.). *Ambient Intelligence*. Berlin/Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. cap. 7, p. 115–148. ISBN 3-540-23867-0.

LORINCZ, K. et al. Mercury: a wearable sensor network platform for high-fidelity motion analysis. In: *Proceedings of the 7th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems*. New York, NY, USA: ACM, 2009. (SenSys '09), p. 183–196. ISBN 978-1-60558-519-2. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1644038.1644057>>.

MAGEE, D. J. *Avaliação musculoesquelética*. Quinta. [S.l.]: Manole, 2010. ISBN 9788520428078.

MAGNETISMO terrestre. 2011. CEPA-IFUSP - Centro de Ensino e de Pesquisa Aplicada do Instituto de Física da USP. Disponível em: <[http://www.cepa.if.usp.br/e-fisica/eletricidade/basico/cap13/cap13\\_20.php](http://www.cepa.if.usp.br/e-fisica/eletricidade/basico/cap13/cap13_20.php)>.

MALAN, D. et al. Codeblue: An ad hoc sensor network infrastructure for emergency medical care. In: *In International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*. [S.l.: s.n.], 2004.

MARQUES, A. *Manual de goniometria*. Segunda. [S.l.]: Manole, 2003. ISBN 85-204-1627-6.

MEMSIC INC. *MICAz product details*. Massachusetts, USA, 2004. 6020-0065-05 Rev A. Disponível em: <<http://www.memsic.com/support/documentation/wireless-sensor-networks/category/7-datasheets.html?download=148%3Amicaz>>.

\_\_\_\_\_. *telosB product details*. Massachusetts, USA, 2004. 6020-0094-04 Rev B. Disponível em: <<http://www.memsic.com/support/documentation/wireless-sensor-networks/category/7-datasheets.html?download=152%3Atelosb>>.

MERAYO, J. M. G. et al. Scalar calibration of vector magnetometers. *Measurement Science and Technology*, Institute of Physics Publishing, v. 11, p. 120–132, 2000. Disponível em: <<http://www.iop.org/EJ/abstract/0957-0233/11/2/304>>.

MYSQL WebSite. 2011. Disponível em: <<http://www.mysql.com/>>.

NETO, P. *Estatística*. [S.l.]: Editora E. Blücher, 1977. 264 p.

O'DONOVAN, K.; AYER, S. Real-time joint angle measurement using the shimmer wireless sensor platform. In: *Proceedings of the First ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare*. New York, NY, USA: ACM, 2011. (mHealthSys '11), p. 7:1–7:2. ISBN 978-1-4503-0684-3. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/2064942.2064953>>.

O'DONOVAN, K. et al. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech*, v. 40, n. 12, p. 2604–11, 2007. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.biomedsearch.com/nih/inertial-magnetic-sensor-based-technique/17346716.html>>.

PRIYANTHA, N. B.; CHAKRABORTY, A.; BALAKRISHNAN, H. The Cricket location-support system. In: *6th ACM MOBICOM*. Boston, MA: [s.n.], 2000.

SHIMMER RESEARCH. *Shimmer - ECG*. 2010. Disponível em: <<http://www.shimmer-research.com/wp-content/uploads/2010/10/ECG-Spec-Sheet.pdf>>.

\_\_\_\_\_. *Shimmer - Magnetometer*. 2010. Disponível em: <<http://www.shimmer-research.com/wp-content/uploads/2010/10/Magnetometer-Spec-Sheet.pdf>>.

\_\_\_\_\_. *Lab Development Kit Mini*. 2011. Disponível em: <<http://www.shimmer-research.com/p/products/development-kits/lab-development-kit-mini>>.

\_\_\_\_\_. *Shimmer - Wireless Sensor Platform*. 2011. Disponível em: <<http://www.shimmer-research.com/wp-content/uploads/2011/05/Shimmer-Platform.pdf>>.

\_\_\_\_\_. *Shimmer 9DOF calibration user manual*. Rev 0.1b. [S.l.], 2011. Disponível em: <<http://www.shimmer-research.com/wp-content/uploads/2011/06/Shimmer-9DOF-Calibration-Application-User-Manual-Rev0.1b.pdf>>.

\_\_\_\_\_. *Shimmer Dock*. 2011. Disponível em: <<http://www.shimmer-research.com/p/products/accessories/shimmer-dock>>.

SILVA, H. et al. Wireless hydrotherapy smart-suit network for posture monitoring. In: *Industrial Electronics, 2007. ISIE 2007. IEEE International Symposium on*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 2713 –2717.

TINYOS website. nov 2011. Disponível em: <<http://www.tinyos.net/>>.

## **APÊNDICE A - REUNIÃO 15/03/2011**

Nesta primeira reunião os principais problemas na realização de medidas médicas em pacientes de hidroterapia foram apresentados pela fisioterapeuta Fabíola Santos, assim como as noções da forma ideal que estas informações seriam apresentadas.

A respeito de medidas fisiológicas, como pressão sanguínea, ritmo cardíaco, oxigenação do sangue e temperatura, foi exposto que as complicações são advindas da inexistência de equipamentos capazes de realizar as medições destas grandezas em pacientes parcialmente imersos em uma piscina, portanto, caso seja necessário realiza-las, o paciente deve ser ao menos parcialmente retirado da piscina e secado.

## APÊNDICE B – TRABALHO DE CAMPO

### 16/04/2011

O trabalho de campo foi realizado na Clínica Integrada SIMMM, com apoio da fisioterapeuta responsável Fabíola Santos.

Atividades Desenvolvidas:

1. Teste de comunicação entre sensores sem fio na água

Utilizando os sensores MicaZ com rádio de  $2.4GHz$  (devidamente vedados em caixas-estanque) e uma aplicação de teste, verificou-se que a distância máxima de comunicação entre dois módulos é de em torno de  $20cm$ .

Sobre o polar, encontramos as seguintes informações sobre o seu transmissor: “Ele opera em  $5Khz$ , com alcance de  $1m$  (sem especificar se é dentro ou fora da água). Pelos testes que Renan e Fabíola realizaram na piscina, foi estimado que o alcance é de  $50$  ou  $60cm$  (pouco mais que o comprimento do braço).”.

2. Comparação de resultados do acelerômetro de dois eixos (dentro e fora d'água)

Com o programa Moteview da Crossbow para adquirir os dados, o acelerômetro foi posicionado em posições específicas fora da água e depois nas mesmas posições dentro d'água (menos de  $15cm$ , para que houvesse comunicação com o ponto de acesso ligado ao computador).

Não houve diferenças nas medidas, portanto conclui-se que não há interferência da água no acelerômetro.

### 3. Levantamento de Exercícios Comuns

- Flexão alternada de perna
- Movimento de pedalar (sentado no espaguete, ou apoiado nas costas/braços)
- Poses específicas (“bola”, “cubo”, “triângulo”)
- Movimento com os braços (halteres)
- Levantar e abaixar o pé pisando no espaguete

Pontos importantes:

- Posição de coluna (tanto para frente como para os lados);
- Coluna dividida em três partes
- Verificar taxa de atualização para movimentos rápidos

4. Planejamento da Interface Foi elaborado informalmente um modelo para a interface gráfica final do trabalho em comum acordo com a fisioterapeuta Fabíola. Um esboço em linguagem de programação foi agendado.

### 5. Fotografias

Fotos foram tiradas pela Professora Cíntia para registrar o trabalho de campo.

### 6. Discussão posterior

O rádio transmissor de  $2.4GHz$  não apresentou alcance suficiente para o que se almeja no projeto. Tentando estimar uma frequência adequada, baseado no artigo (CHE et al., 2010), cogitou-se usar 900MHz. Porém, reanalisando a Tabela 2 do artigo, observa-se que a cada década de frequência acima, a distancia diminui cerca de três vezes, tanto para *Fresh Water*, tanto para *Sea Water*.

Se esta relação continuar verdadeira, para que haja comunicação a

uma distância de *60cm* (3 vezes a distancia alcançada nos testes) seria necessário dividir frequência por 10, ou seja, usar uma frequência de 240MHz. Como provavelmente será necessário construir um módulo específico e também pelos movimentos realizados nos exercícios, pretende-se adquirir acelerômetros de 3 eixos para realizar a medição dos ângulos das articulações dos pacientes e customizar a placa para que seja o menor possível.

Discute-se também formas de calibração inicial do equipamento (início das sessões de hidroterapia) e formas de fixar os sensores de forma correta nos pacientes.

## APÊNDICE C - REUNIÃO 17/05/11

Devido a incertezas acerca do meio de comunicação no meio subaquático, definiu-se seguir o desenvolvimento tendo como base a plataforma MicaZ, com a expectativa de que os testes com o rádio de 900 MHz sejam bem sucedidos, ou visando a aquisição de módulos Cricket, que possui a alternativa do rádio 433 MHz e um sonar. Verificar a compatibilidade entre módulos Cricket e MicaZ é uma das tarefas do cronograma.

Discutiu-se sobre o uso de sensores e instituiu-se que será usado o sensor do qual existir componente de prateleira e *drivers* para TinyOS, com a finalidade de diminuir eventuais *overheads*. Uma das tarefas do cronograma é verificar a existência de acelerômetros de 3 eixos, magnetômetro, giroscópio e a viabilidade do oxímetro/*heart rate*.

Será marcada uma reunião com o co-orientador Bruno para que os membros do grupo se familiarizem com as possibilidades de formas de comunicação do sensor base com o computador (línguas disponíveis, bibliotecas, procedimentos).

Por fim, pretende-se escrever documentação de cada fase a medida em que estas forem se desenvolvendo, evitando o acúmulo desta atividade no final do prazo.

## **APÊNDICE D - REUNIÕES INTERMEDIÁRIAS 24/05/11, 13/07/2011 E 09/08/2011**

Na primeira destas reuniões discutiu-se principalmente sobre a aquisição de módulos sensores e sobre dúvidas relacionadas a estes, tais como alternativas de implantação do acelerômetro de três eixos (se havia componente e *drivers* prontos), levantamentos de custos e aonde encontrar *datasheets* com informações relevantes invés dos comerciais.

Na segunda reunião definiu-se algumas atividades a serem realizadas antes da chegada dos módulos sensores, como implementação da interface gráfica do *software*, implementação e teste do algoritmo e *parsing* do protocolo definido.

Na terceira, a aquisição dos módulos sensores Shimmer já havia sido disparada, enquanto que ainda havia esperança de adquirir os módulos Cricket para testes. As atividades foram divididas entre os membros do grupo e novos requisitos foram levantados, como armazenar o *log* das seções devido à possível necessidade de granularidade da informação e uma tela de configuração não prevista anteriormente.

## **APÊNDICE E - MANUAL DO USUÁRIO**

### **E.1 Introdução**

Este manual apresenta o sistema de medição de ângulos articulares Flex-Meter. Serão abordados os conceitos básicos envolvidos e o modo de uso.

O sistema pode ser dividido em duas partes: os módulos sensores e o software que rodará em um microcomputador.

### **E.2 Módulos sensores**

Um módulo sensor é um componente responsável pela aquisição de dados que, quando processados, resultarão na medição dos ângulos desejados.

Os módulos sensores utilizados nesta versão do sistema são do fabricante Shimmer, na sua versão 2R (Figura 13) e são munidos de acelerômetro e magnetômetros. Além disso, os módulos comunicam-se através de rede sem fio no padrão IEEE 802.15.4, que é um padrão diferente das redes sem fio dos computadores convencionais (IEEE 802.11).

O Sistema é composto de 6 módulos sensores enumerados. Um sétimo módulo, chamado de estação base, deverá ser conectado ao computador onde rodará o FlexMeter através de uma interface USB para possibilitar a recepção dos dados.

## E.2.1 Operando os módulos sensores

Os módulos acompanham uma *dock station*, que é um componente no qual um módulo sensor pode ser conectado. Ao ser conectado, o módulo sensor pode ser ligado ou desligado pressionando o botão por 8 segundos. Um módulo sensor conectado a uma *dock station* pode ser visto na Figura 13.

Os módulos possuem uma bateria interna que deve ser recarregada periodicamente. É através de uma *dock station* que a recarga é realizada, porém é necessário conectar a *dock station* a uma porta USB de um computador qualquer através de um cabo que a acompanha. Se forem emitidos avisos de “hardware não reconhecido” pelo sistema operacional do computador, estes podem ser ignorados.



Figura 13: Módulos sensores e *dock station*. Fonte: Autor

## E.2.2 Afixando os módulos sensores no paciente

Os módulos sensores devem ser afixados no paciente de maneira que fiquem firmes e seguros. Para facilitar esta tarefa podem ser usados os porta-módulos, como na Figura 14.



Figura 14: Porta-módulos. Fonte: Autor

Os módulos sensores devem ser inseridos no porta-módulos de maneira que seu conector com a *dock station* fique apontado para a abertura da bolsa e que a frente do sensor coincida com a frente da bolsa.

O porta-módulos deve ser afixado no paciente através dos elásticos e presos com o velcro, de modo que a abertura da bolsa fique para cima quando o paciente ficar em pé. Este posicionamento é importante para que o sistema detecte corretamente a posição dos membros do paciente.

### E.2.3 Estação Base

A estação base é um módulo extra que é responsável por enviar as informações coletadas pelos outros sensores para o computador que contém o software do FlexMeter. Na versão atual do sistema, a estação base é um módulo denominado telosB, do fabricante Memsic. Em sistemas operacionais modernos este módulo é detectado automaticamente. Na Figura 15 é exibido um exemplo de estação base conectada a um computador portátil.



Figura 15: Estação Base. Fonte: Autor

Será necessário que o usuário conheça a porta serial na qual a estação base foi mapeada pelo sistema operacional. Em sistemas Windows, esta informação pode ser facilmente obtida observando a ferramenta “gerenciador de dispositivos”. Em sistemas baseados em Unix, a estação base é em geral mapeada no arquivo `/dev/ttyUSBx`, onde `x` é um número, geralmente zero.

## E.3 Software

Nesta seção são explicados os procedimentos de uso das funcionalidades do software que acompanha o sistema. As funções acessíveis através do menu principal do software, exibido na Figura 16, são:

- cadastro, alteração e remoção de pacientes;
- visualização de dados históricos;
- acompanhamento de uma sessão de fisioterapia.

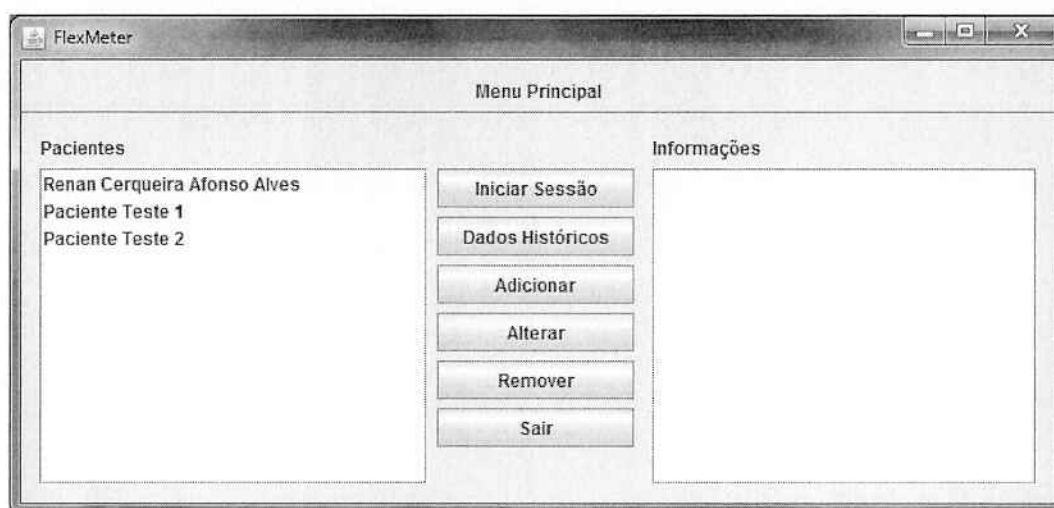
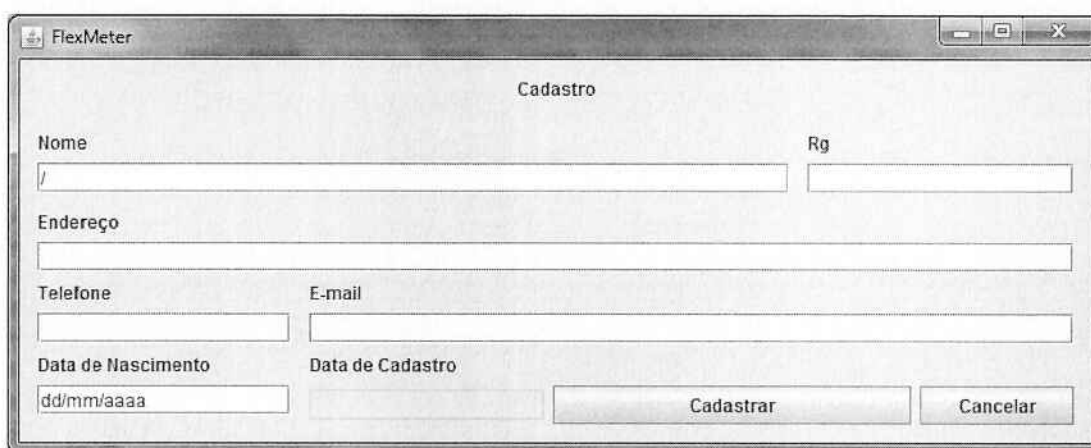


Figura 16: FlexMeter - Menu Inicial. Fonte: Autor

### E.3.1 Cadastro, alteração e remoção de pacientes

Antes de iniciar o uso do sistema, é necessário primeiramente cadastrar um paciente. Para isso clique no botão "adicionar" do menu principal e preencha os dados do paciente. A tela de cadastro é exibida na Figura 17.

Note que a data de cadastro é preenchida automaticamente. Clique em "cadastrar" para finalizar o procedimento, isso fará com que o novo paciente apareça na lista de paciente do menu principal, ou em cancelar para retornar ao menu principal sem adicionar um paciente.



The image shows a software window titled "FlexMeter" with a sub-header "Cadastro". The form contains the following fields and controls:

- Nome**: A text input field.
- Rg**: A text input field.
- Endereço**: A text input field.
- Telefone**: A text input field.
- E-mail**: A text input field.
- Data de Nascimento**: A date input field with a placeholder "dd/mm/aaaa".
- Data de Cadastro**: A date input field.
- Cadastrar**: A button to register the user.
- Cancelar**: A button to cancel the registration.

Figura 17: FlexMeter - Cadastro. Fonte: Autor

Para alterar os dados de um paciente um procedimento semelhante deve ser executado, onde a única diferença consiste em selecionar um paciente da lista de paciente previamente e clicar no botão "alterar". O procedimento de remoção de usuário é análogo, bastando selecionar o paciente e clicar em "remover".

### E.3.2 Visualização de dados históricos

Para acessar os dados históricos de um paciente, selecione-o a partir do menu principal e clique em "dados históricos". Estes dados estão organizados por sessão, onde é possível consultar os valores máximos, mínimos e médios de cada ângulo medido durante cada sessão. Note que somente os dados referentes a uma sessão podem ser visualizados por vez.

Para selecionar uma sessão, basta selecioná-la na lista de sessões a direita da tela, como visto na Figura 18. Os dados referentes a esta sessão serão exibidos na parte do meio da tela, onde os ângulos medidos naquela sessão são exibidos junto com suas estatísticas (valor máximo, médio e mínimo). Todos os valores são exibidos em graus. Há também um campo onde são exibidas as observações anotadas durante aquela sessão.

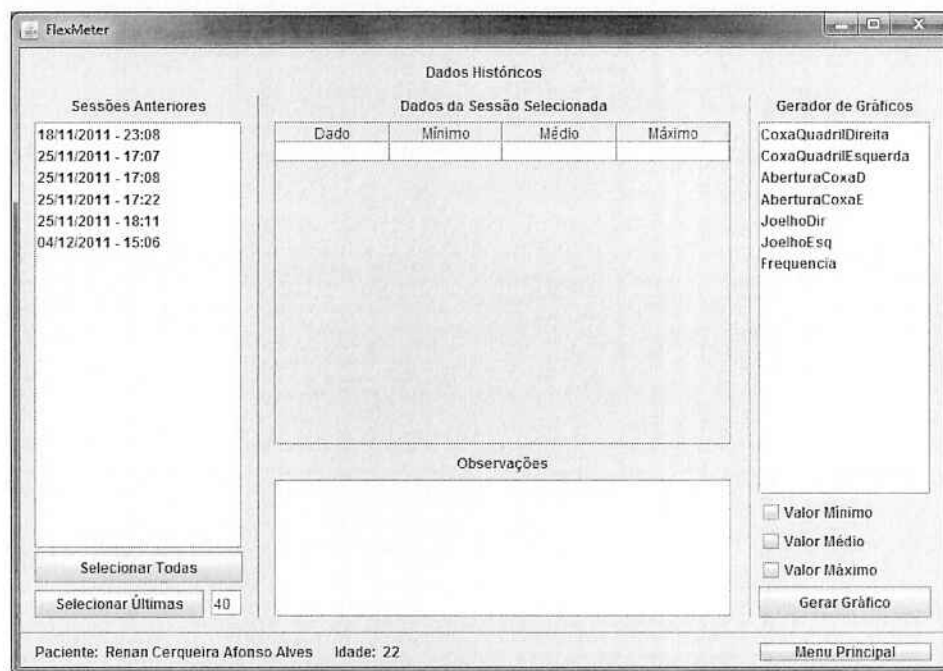


Figura 18: FlexMeter - Dados Históricos. Fonte: Autor

A direita da tela da Figura 18 encontra-se o gerador de gráficos. A função destes gráficos é fornecer a evolução dos dados obtidos do paciente a cada sessão. Note que não são fornecidos gráficos dos dados obtidos durante uma única sessão.

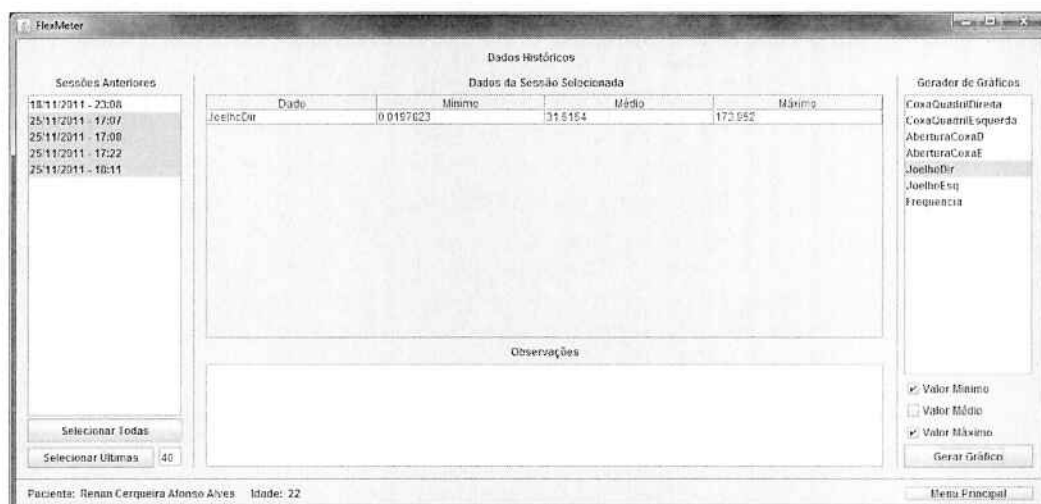


Figura 19: FlexMeter - Dados Históricos - Dados Selecionados. Fonte: Autor

Selecione as sessões que comporão o gráfico clicando nas sessões desejadas na lista de sessões a esquerda da tela enquanto pressiona a tecla *ctrl*.

Outra forma de selecionar sessões é através dos botões “selecionar todas” e “selecionar últimas”, para selecionar todas as sessões disponíveis ou somente as últimas sessões desejadas.

Selecione também quais valores devem ser exibidos no gráfico: valor médio, mínimo e/ou máximo, cujas curvas serão exibidas nas cores verde, azul e vermelho, respectivamente. Ao clicar em “gerar gráfico”, um gráfico dos dados selecionados será exibido na tela.

Por exemplo, a geração do gráfico do ângulo do joelho direito de todas as sessões exibindo valores mínimo e máximo pode ser vista na Figura 19, e o resultado na Figura 20.

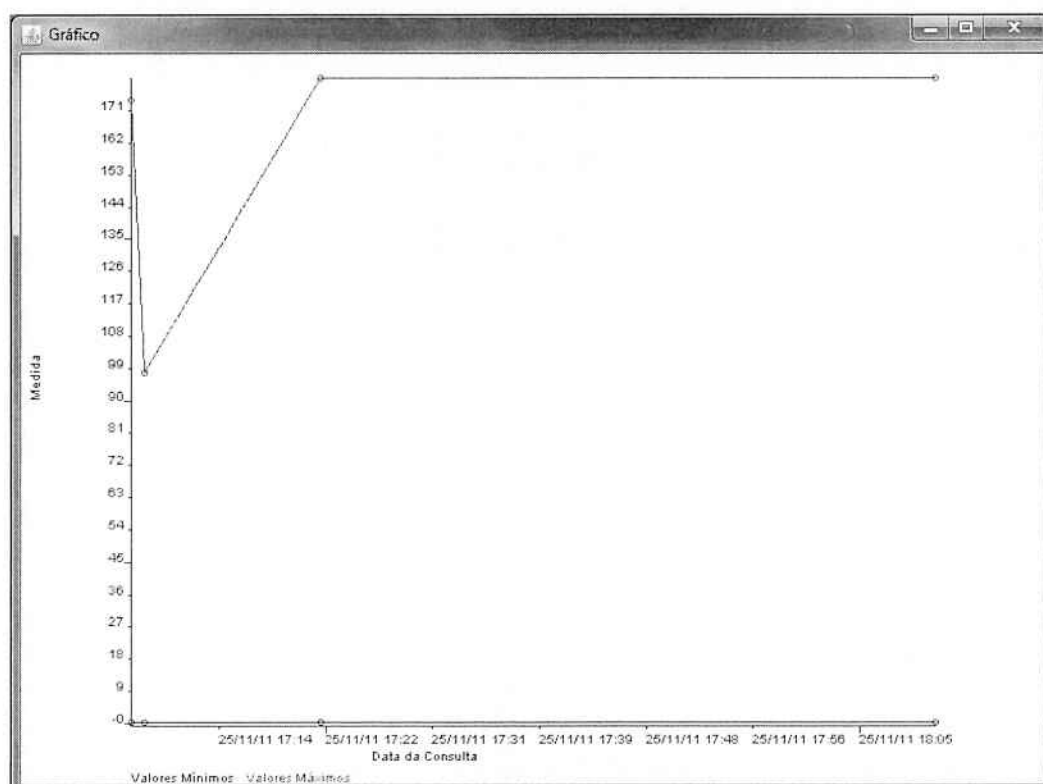


Figura 20: FlexMeter - Gráfico. Fonte: Autor

### E.3.3 Acompanhamento de sessão

Para dar início a uma sessão de fisioterapia monitorada pelo sistema clique em “iniciar sessão”. Será aberta a tela de acompanhamento de sessão (Figura 21).

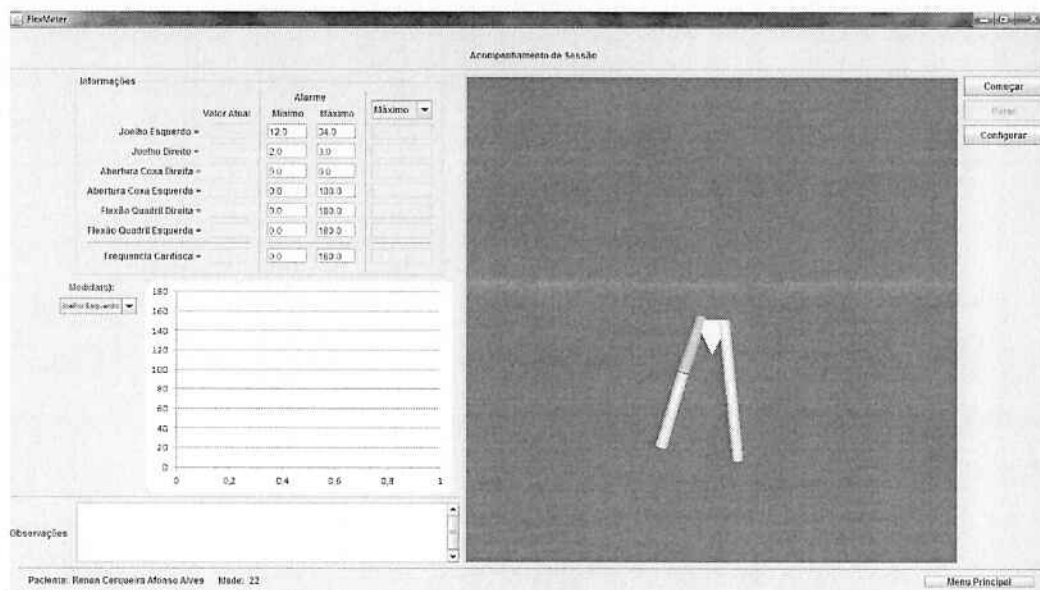


Figura 21: FlexMeter - Tela de Acompanhamento. Fonte: Autor

Nesta tela algumas configurações podem ser feitas. Para cada ângulo articular medido é possível configurar valores limite que fazem com que o sistema dispare um alarme no momento em que o valor medido for maior ou menor do que os alarmes mínimo e máximo, respectivamente. Estes valores estão em graus.

O gráfico desta tela é formado ao longo da sessão pelos valores recebidos. O eixo da abscissa representa o tempo, enquanto que o eixo da ordenada representa o ângulo medido. Para alterar o valor exibido basta selecioná-lo na lista ao seu lado.

Nos campos “porta serial” e “taxa de leitura” devem ser configuradas a porta serial na qual a estação base foi mapeada (conforme explicado na seção E.2.3 deste manual) e a taxa de leitura reflete o intervalo entre envios de dado

dos módulos sensores (em milissegundos) e seu valor padrão é 128.

Ao clicar em “configurar”, a tela da Figura 22 é vista. Nela pode-se definir e verificar onde devem ser colocados os módulos sensores.

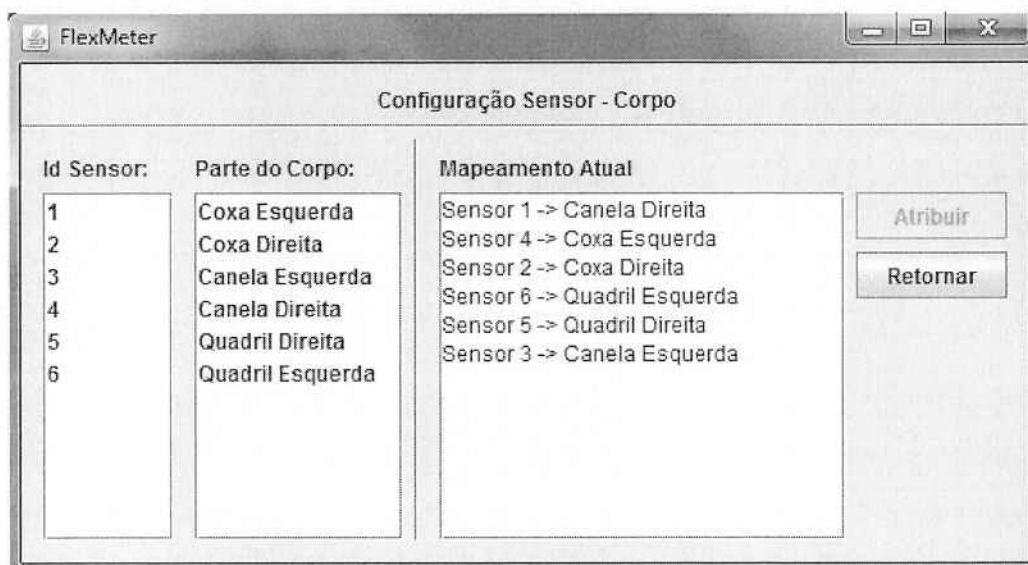


Figura 22: FlexMeter - Tela de Configuração de Posição dos Sensores. Fonte: Autor

As colunas “Id Sensor” e “Parte do Corpo” referem-se ao número escrito nos módulos sensores e a parte do corpo onde um módulo sensor pode ser afixado no paciente. Para modificar um mapeamento, basta selecionar um valor em cada coluna e clicar em “atribuir”.

A área com o “Mapeamento Atual” diz onde o sistema espera que estejam colocados os sensores. A Figura 23 ilustra o mapeamento esperado no exemplo acima.

Para iniciar a medição de ângulos, basta clicar em “começar”. Certifique-se de que os módulos sensores estão ligados e afixados apropriadamente ao paciente, conforme a seção E.2.2 deste manual.

Os ângulos medidos e como interpretá-los são explorados a seguir.

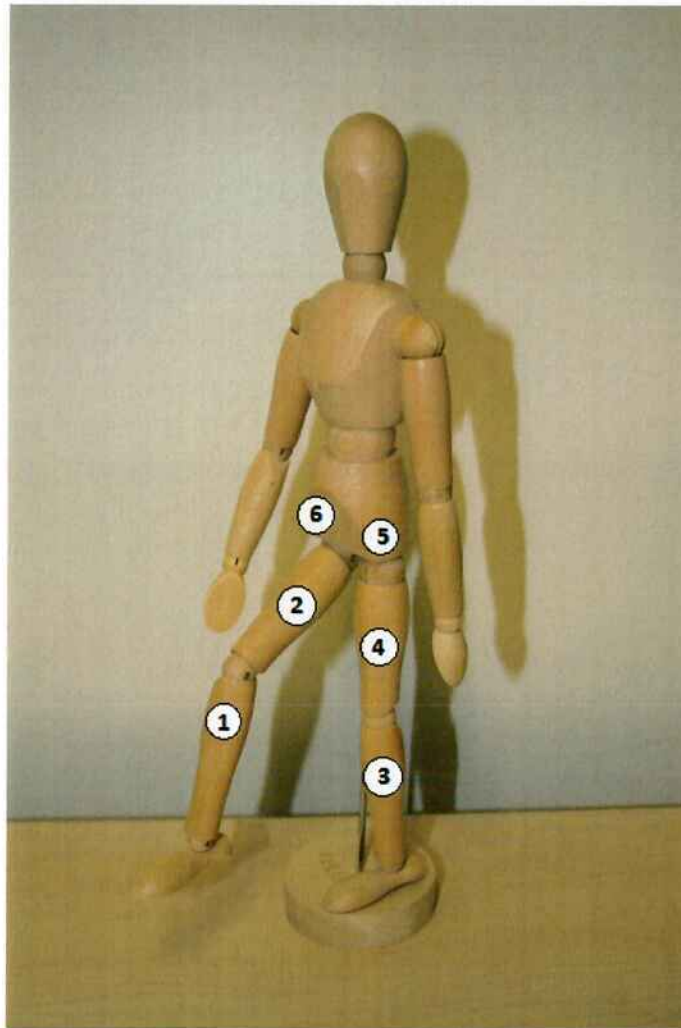


Figura 23: Posição de Sensores no Corpo. Fonte: Autor

## E.4 Protocolo de uso

A tela de acompanhamento possui espaço para exibição dos seguintes ângulos, de acordo com a numeração da Figura 23:

- flexão/extensão do joelho esquerdo: ângulo entre os sensores 3 e 4 (utilizando a configuração da figura);
- flexão/extensão do joelho direito: ângulo entre os sensores 1 e 2;
- flexão/extensão do quadril - esquerda: ângulo entre os sensores 4 e 5;
- flexão/extensão do quadril - direita: ângulo entre os sensores 2 e 6.

Quanto aos ângulos “adução/abdução do quadril” (esquerda e direita) exibidos na tela de acompanhamento, o sistema utiliza os sensores do quadril para detectar a direção para a qual o paciente está virado e estimar um plano que corta o paciente em dois separando em metades direita e esquerda (plano sagital). O ângulo entre os sensores 2 e 4 em relação a este plano são exibidos.

Tendo isto em vista pode-se observar que o sistema nem sempre irá medir os ângulos convencionais da fisioterapia, por exemplo, se o sensor 6 for colocado na linha axilar média do tronco e o sensor 2 ao longo da superfície lateral da coxa, o campo “flexão/extensão do quadril - direita” irá exibir um ângulo que poderá ser de flexão ou extensão, visto que o sistema não faz diferenciação por direção do movimento. Na realidade cabe ao fisioterapeuta interpretar se o ângulo exibido é de flexão ou extensão.

Mudando o sensor 6 para uma posição na linha traçada entre as espinhas ilíacas antero-superiores e o sensor 2 para uma posição ao longo da diáfise do fêmur pode-se fazer com que este mesmo campo na tela de acompanhamento exiba os ângulos de adução e abdução ao invés de flexão e extensão.

Um problema que se pode reparar ao monitorar pacientes durante exercícios é de que medir simplesmente o ângulo entre os sensores 6 e 2 não é suficiente para saber a posição do fêmur do paciente. Durante o exercício o paciente pode fazer movimentos que não estão no plano sagital resultando em medidas de ângulos flexão por exemplo que não servem como boa referência para se comparar com ângulos medidos em “poses”. Para isto foram adicionados os ângulos de “adução/abdução do quadril” presentes na tela estes não são os ângulos convencionalmente medidos, mas podem auxiliar na interpretação dos outros ângulos.