

EDUARDO POSSAMAI ALBUQUERQUE

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MENSURAÇÃO E AQUISIÇÃO DE
DADOS DE UMA CENTRÍFUGA HUMANA**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de Mestre pelo Programa da Pós-Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Prof^a. Thais Russomano, PhD

Porto Alegre
2013



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MENSURAÇÃO E AQUISIÇÃO DE DADOS DE UMA CENTRÍFUGA HUMANA.

CANDIDATO: EDUARDO POSSAMAI ALBUQUERQUE

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

DRA. THAIS RUSSOMANO - ORIENTADORA

BANCA EXAMINADORA

DRA. MARLISE ARAÚJO DOS SANTOS - PPGE - FENG - PUCRS

DR. RAFAEL REIMANN BAPTISTA - FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA - FEFID - PUCRS

PUCRS

Campus Central

Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900

Telefone: (51) 3320.3540 - Fax: (51) 3320.3625

E-mail: engenharia.pg.eletrica@pucrs.br

www.pucrs.br/feng

Dedico este trabalho:
aos meus pais,
Valter e Mari Neide
por terem sido os pilares para o meu desenvolvimento
pessoal e acadêmico,
a minha namorada, Andréa,
pelo apoio durante todo o
desenvolvimento do projeto
aos meus irmãos,
Marcelo e Rafael,
pela ajuda nos momentos em que mais precisei.
A minha orientadora,
PhD Thais Russomano
pelos seus conselhos e suas cobranças,
que me fizeram vencer cada
novo desafio.

AGRADECIMENTOS

Aos professores Thais Russomano, Júlio Cesar Marques de Lima; ao Engenheiro Eletricista Edison Pinheiro, ao aluno do curso de Engenharia de Controle e Automação Martin Bittencourt e aos amigos Rodrigo Costa e Thiago Farinha Alminhana.

RESUMO

Os estudos recentes mostram que em voos aeroespaciais os tripulantes sofrem com os efeitos fisiológicos resultantes da força gravitacional. Para demonstrar os efeitos causados por essa força, são utilizadas centrífugas humana. Com o objetivo de monitorar e controlar os dados emitidos por uma centrífuga humana é proposto o desenvolvimento de um sistema de mensuração e aquisição de seus dados. A centrífuga utilizada no projeto foi desenvolvida recentemente no Centro de Microgravidade – PUCRS com um orçamento de baixo custo, possuindo boa mobilidade comparada a outros modelos convencionais de centrífugas. O sistema proposto para controla-la é dividido em quatro etapas de aquisição de dados: captação, transmissão, exibição e armazenamento. As etapas de captação e transmissão são realizadas através de placas desenvolvidas no projeto e software de transmissão. Já as outras duas etapas são realizadas apenas por software. Cada uma delas compreende: controle dos dados fisiológicos, de dados gerados pela centrífuga, de dados de vídeo e o controle dos dados do ambiente. Esse sistema permite que os testes realizados na centrífuga humana tenham resultados mais precisos e ofereçam uma maior segurança para o indivíduo submetido à hipergravidade, através do controle eficaz de seus dados fisiológicos.

Palavras-Chave: Centrífuga Humana, Treinamentos de pilotos, Instrumentação.

ABSTRACT

Recent studies show that in flights the crew members suffer with the physiological effects resulting from the gravitational force and its variations. To demonstrate the effects caused by this force, human centrifuges are used in pilot training. With the goal of monitoring and controlling data sent by a human centrifuge, the development of a measurement and data acquisition system was proposed. The centrifuge used in the Project was recently developed at the Microgravity Centre/FENG PUCRS with a low cost budget, being powered by exercise and having good mobility when compared to the other conventional models of centrifuges. The proposed system, which is the central theme of this dissertation, was divided into four stages: capture, transmission, display and storage of the data acquired during tests with the human centrifuge. These data comprise the ones from the centrifuge itself, as well as the ones from the volunteers involved in the tests. The capture and transmission stages are performed by boards developed in the project and transmission software. The other two stages are performed only by software. Each one comprising of: control of physiological data, of data generated by the centrifuge, of video data and environmental data monitoring. This system allows tests performed in the human centrifuge to have more accurate results and to be able to provide greater security for the individual submitted to simulated hypergravity.

Keywords: human centrifuge, pilot training, instrumentation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Movimento Circular Uniforme.....	20
Figura 2 - Representação dos eixos corporais e forças G atuantes	21
Figura 3 - Efeitos da Força +Gz em relação à intensidade e tempo	22
Figura 4 – Exemplo de uma Centrífuga humana usada pela aviação militar	24
Figura 5 - Despolarização e repolarização das células cardíacas	25
Figura 6 - Despolarização e repolarização registradas no ECG	25
Figura 7 - Ciclo cardíaco do ECG	26
Figura 8 - 12 derivações padrões do ECG	27
Figura 9 - Derivações pericordiais.....	27
Figura 10 - Derivação CM5	28
Figura 11 - Camadas do protocolo ZigBee.....	31
Figura 12 - Topologias ZigBee	31
Figura 13 - Centrífuga Albuquerque.....	33
Figura 14 - Eixo central da Centrífuga Albuquerque	33
Figura 15 - Braço da Centrífuga Albuquerque.....	34
Figura 16 - Contra peso da Centrífuga Albuquerque.....	34
Figura 17 - Sistema de tração da Centrífuga Albuquerque	35
Figura 18 - Chave óptica simples.....	36
Figura 19 - Sensor óptico CNY70	37
Figura 20 – Vista superior Sensor óptico CNY70	37
Figura 21 - Reed-switchs	38
Figura 22 - Circuito de ECG utilizado como base.....	40
Figura 23 - Localização do HUB USB	41
Figura 24 - Imã utilizado	44
Figura 25 - HD utilizado para retirada do imã.....	45
Figura 26 - Reed-Switchs do projeto.....	45
Figura 27 - Circuito do primeiro protótipo do sensor magnético	45
Figura 28 – Protótipo conectado à placa de aquisição	46
Figura 29 - Validação do sistema.....	46
Figura 30 - Imã anexado na engrenagem do sistema de tração externo.....	47
Figura 31 - Imã anexado na engrenagem do sistema de tração interno.....	47
Figura 32 - Imã anexado na engrenagem do sistema de tração central	47
Figura 33 - Circuito magnético final.....	48
Figura 34 - Flat - Cables	48
Figura 35 - Sistema de aquisição de rpm da Centrífuga	49

Figura 36 - Acelerômetro MMA7361	49
Figura 37 - Ligações do protótipo	50
Figura 38 – Leitura dos valores dos eixos do acelerômetro	50
Figura 39 - Circuito final de aquisição da Força G da Centrífuga	51
Figura 40 - Acelerômetro localizado na região da cabeça do voluntário	51
Figura 41 - Acelerômetro localizado na região do coração do voluntário	52
Figura 42 - Acelerômetro localizado perto do sistema de tração interno	52
Figura 43 – Kit para desenvolvimento da placa de aquisição de dados	53
Figura 44 - Pinos e conexões do MSP430F2619	54
Figura 45 - Esquemático dos pinos P3s, P6s e P5s.....	55
Figura 46 - Suporte para fixação do sistema de aquisição de dados da proposta 1	56
Figura 47 - Simulação ECGs com 12 derivações.....	56
Figura 48 - Resultado ECG.....	57
Figura 49 - Conexão do módulo ZigBee no circuito	58
Figura 50 - Circuito regulador de tensão adicionado ao circuito.....	58
Figura 51 - Ligação em série das baterias de 1.5V	59
Figura 52 - Ligação dos pinos do microcontrolador no barramento.....	59
Figura 53 - Gravador do MSP430	60
Figura 54 - Layout final do circuito de aquisição de eletrocardiograma	60
Figura 55 - Placa de aquisição do eletrocardiograma de uma derivação	61
Figura 56 - Adição de eletrodos no sistema de aquisição do ECG.....	61
Figura 57 - Sistema final de aquisição do eletrocardiograma na centrífuga humana.....	62
Figura 58 – Comunicação por topologia estrela.....	63
Figura 59 – Comunicação por topologia de rede de malha	63
Figura 60 - Módulos ZigBee XBEE S1 e S2.....	63
Figura 61 – Topologia utilizada no projeto	64
Figura 62 - Adaptador USB.....	64
Figura 63 - Software X-CTU.....	65
Figura 64 - Configuração serial no software X-CTU.....	66
Figura 65 - Conexão do módulo ZigBee no sistema de aquisição de dados da Centrífuga..	67
Figura 66 - Conexão do módulo ZigBee no sistema de aquisição de dados fisiológicos	67
Figura 67 - Configurações das bibliotecas iniciais do software	68
Figura 68 - Leitura do sensor de temperatura	68
Figura 69 - Aquisição da temperatura no display	69
Figura 70 - Leitura dos pinos analógicos P6.1 e P6.2	70
Figura 71 - Código do sistema de aquisição da Força G, convertido para unidade G	71
Figura 72 - Código do sistema de aquisição de RPM.....	71

Figura 73 - Código do sistema transmissão de dados pela serial.....	72
Figura 74 - Janela de visualização do experimento	73
Figura 75 - Código para iniciar o cronometro	74
Figura 76 - Código de funcionamento do cronômetro	74
Figura 77 - Código de leitura da porta serial	75
Figura 78 - Valores definidos para o protocolo de comunicação	75
Figura 79 - Código de armazenamento dos valores da centrífuga recebido.....	76
Figura 80 - Código para mostrar os dados recebidos na janela de exibição	76
Figura 81 - Código para gravar valores recebidos no gráfico.....	76
Figura 82 - Código para gravação dos dados recebidos em um arquivo.....	77
Figura 83 - Campo do nome do voluntario	77
Figura 84 - Botão de leitura dos arquivos salvos, com a barra de velocidade	77
Figura 85 - Código para ler o arquivo salvo e reproduzir na tela	78
Figura 86 - Webcam utilizada na Centrífuga	79
Figura 87 - Dispositivo Wireless USB DVR-601	79
Figura 88 - Cabo de conexão entre bateria e câmera	80
Figura 89 - Sistema final conectado na centrífuga	80
Figura 90 - Tela com todos os dados proposto capturados.....	81

Lista de Equações

Equação 1 – Gravidade zero.....	70
Equação 2 – Gravidade medida.....	70
Equação 3 – Rotações por minuto.....	72

Lista de Quadros

Quadro 1 - Comparação entre as tecnologias Zigbee-Bluetooth.....	32
--	----

Lista de Símbolos

ac - Aceleração Circular

AV - Nódulo Atrioventricular

Bit - Menor unidade de informação que pode ser armazenada ou transferida

Bps - Bit por segundo

Complexo QRS - Contração Ventricular

G - Força da Gravidade

GHZ - Gigahertz

Gx - Força G no eixo X

Gy - Força G no eixo Y

Gz - Força G no eixo Z

HUB USB - Dispositivo que permite ter vários portos USB a partir de um só

Kbps - Kilobit por segundo

Kg - Kilograma

Mbps - Mega Bit por segundo

MHz - Megahertz

mm - milímetro

Onda P - Contração Auricular

Onda T - Repolarização Ventricular

Pixels - Menor elemento em um dispositivo de exibição

V - Voltz

Lista de Abreviaturas

ECG - Eletrocardiograma
ETSI - European Telecommunications Standardisation Institute
GND - Ground
HD - Hard Disk
I2C - Inter-Integrated Circuit
IEEE - Institute of Electrical and Electronic Engineers
LED - light-emitting diode
PUCRS - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
RPM - Rotação por Minuto
RTC - Real Time Clock
SPI - Serial Peripheral Interface
TDD - Time Division Duplexing
UART - Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
USB - Porta Serial Universal
VCC - Voltagem Corrente Contínua

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	<i>Justificativa</i>	16
1.2	<i>Objetivos.....</i>	16
1.2.1	Objetivos Específicos	16
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1	<i>Conceitos Fundamentais da Física.....</i>	17
2.1.1	Força.....	17
2.1.1.1	Força Gravitacional	18
2.1.2	Leis de Newton.....	18
2.1.3	Aceleração gravitacional.....	19
2.1.4	Massa Inercial	19
2.1.5	Movimento Circular Uniforme	20
2.2	<i>Fisiologia Gravitacional.....</i>	20
2.2.1	Efeitos da Força +Gz.....	21
2.2.2	Efeitos da Força –Gz.....	22
2.2.3	Efeitos da Força Gx.....	23
2.2.4	Efeitos da Força Gy.....	23
2.3	<i>Centrífuga.....</i>	23
2.3.1	Centrífuga Humana	23
2.4	<i>Eletrocardiograma.....</i>	24
2.4.1	Despolarização e Repolarização	24
2.4.2	Ciclo cardíaco.....	25
2.4.3	Derivações cardíacas	26
2.5	<i>Linguagem de Programação</i>	28
2.5.1	Linguagem C	28
2.5.2	Linguagem C++	29
2.6	<i>Comunicação sem Fio</i>	29
2.6.1	Bluetooth	30
2.6.2	ZigBee.....	30
2.6.3	Comparação Bluetooth – ZigBee.....	31
3	PROPOSTA PARA O DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS DE MENSURAÇÃO E AQUISIÇÃO DE DADOS DE UMA CENTRÍFUGA HUMANA	32
3.1	<i>Centrífuga Albuquerque</i>	32
3.2	<i>Sistema de captação de RPM.....</i>	36
3.2.1	Sistema com chave óptica.....	36
3.2.2	Sistema com Reed Switch.....	37
3.3	<i>Sistema de captação da Força G</i>	38
3.4	<i>Placa de captação dos dados dos sistemas RPM e força G.....</i>	39
3.5	<i>Sistema de captação de dados ECGs.....</i>	39
3.5.1	Sistema de aquisição com fio.....	39
3.5.2	Sistema de aquisição sem fio.....	39
3.6	<i>Sistema de transmissão de dados.....</i>	40
3.6.1	Transmissão de dados com fio.....	40
3.6.2	Transmissão de dados sem fio.....	41

3.7	Software do sistema de captura e transmissão dos dados da centrífuga (RPM, Força G) e de temperatura	42
3.8	Software do sistema de captura e transmissão dos dados do ECG	42
3.9	Software de recepção e armazenamento de dados (RPM, Força G) de temperatura e de ECG	42
3.10	Sistema de exibição de imagem	42
3.10.1	Sistema de imagem utilizando placa de captura.....	43
3.10.2	Sistema de imagem utilizando webcam com fio	43
3.10.3	Sistema de imagem utilizando webcam sem fio	43
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	43
4.1	Sistema de captação do RPM.....	44
4.2	Sistema de captação da Força G	49
4.3	Placa de captação dos dados dos sistemas RPM e força G.....	52
4.4	Sistema de captação de dados ECGs.....	55
4.5	Sistema de transmissão de dados.....	62
4.6	Software do sistema de captura e transmissão dos dados da centrífuga (RPM, Força G e temperatura)	67
4.7	Software do sistema de captura e transmissão dos dados do ECG	72
4.8	Software de recepção e armazenamento de dados (RPM, Força G, temperatura) e de ECG.....	73
4.9	Sistema de exibição de imagem	78
4.10	Sistema final.....	80
5	CONCLUSÃO.....	82
	REFERÊNCIAS.....	84

1 INTRODUÇÃO

Em voos aeroespaciais, pilotos e astronautas estão sujeitos a diferentes tipos de estresses, decorrentes principalmente devido a exposição excessiva à aceleração, temperaturas extremas, ausência de gravidade, radiação e por problemas de pressão e oxigênio (VERGHESE, 2007). Entre esses fatores, a aceleração excessiva é o mais preocupante, pois simula o aumento da força gravitacional sobre o ser humano. A força $Gz+$ é uma das maiores ameaças para as tripulações destes tipos de voos, pois pode causar a perda de consciência (RUDNJANIN, 2006). Isso se deve ao fato de que a exposição à força $Gz+$ faz com que diminua o nível de pressão arterial no cérebro, causando aumento na frequência cardíaca (LALANDE, 2009).

Para entender melhor os efeitos dessa variação de aceleração, diversos equipamentos foram criados. O principal deles é a centrífuga humana que simula o aumento de uma aceleração pré-definida sobre o ser humano, como ocorre em voos aeroespaciais. A centrífuga humana é uma ferramenta antiga que ajuda os fisiologistas de aviação a estudar os efeitos da força gravidade (G) no solo. Ela é uma ferramenta que vem sendo muito utilizada para treinamentos, evolução médica e para pesquisas (MODAK, 2003).

No Brasil, foi construída uma centrífuga humana, no Centro de Microgravidade da Faculdade de Engenharia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do SUL (PUCRS), que é capaz de suportar altas acelerações e simular a hipergravidade no eixo $Gz+$ sobre o organismo humano. Para medir e controlar as informações geradas, tanto do voluntário como da centrífuga, é necessário um sistema para captá-las e transmiti-las para fora da centrífuga.

Com isso, este trabalho propõe-se o desenvolvimento de um sistema de mensuração e aquisição de dados dessa centrífuga humana. Esse sistema é dividido em quatro etapas de aquisição dos dados: captação, transmissão, exibição e armazenamento. Cada uma dessas etapas compreende: monitoramento dos dados fisiológicos (ECG), de dados gerados pela centrífuga (RPM e Força G), de dados de vídeo e o monitoramento dos dados do ambiente. Essas etapas foram baseadas no estudo dos materiais desejáveis, na implementação e escolha dos *hardwares* necessários, no desenvolvimento de *softwares* para controle e

armazenamento, e por fim nos estudos de tecnologias sem fio para transmissão e recepção.

1.1 JUSTIFICATIVA

A justificativa se baseia na necessidade de monitorar a performance da centrífuga e do ser humano, sob o efeito de uma aceleração maior que a da gravidade terrestre, pois o efeito dessa aceleração pode causar graves consequências. Esse monitoramento é essencial para começar qualquer estudo com a utilização da centrífuga, pois em primeiro lugar se preza a segurança da pessoa que está sob o efeito da simulação da hipergravidade. Outro fator motivador é permitir a coleta e o armazenamento dos dados os quais são essenciais para qualquer análise e estudo que será realizado.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho - foi desenvolver um sistema em tempo real de captação, transmissão, exibição e armazenamento de dados gerados pela centrífuga humana e do ser humano exposto à simulação do aumento da força G_z .

1.2.1 Objetivos Específicos

1. Desenvolver um sistema para medir o número de rotações por minutos da centrífuga humana;
2. Desenvolver um sistema para medir a Força G gerada pela centrífuga durante o experimento;
3. Monitorar a temperatura do ambiente onde se encontra o voluntário na hora do experimento;
4. Desenvolver um *software* para captura e transmissão dos dados adquiridos da centrífuga (RPM, Força G);
5. Criar um sistema para aquisição do eletrocardiograma do voluntário sob o efeito da força da gravidade;
6. Projetar um sistema de comunicação entre dispositivos sem fio;
7. Criar um sistema para transmissão de dados;
8. Desenvolver um *software* para captura e transmissão do eletrocardiograma.

9. Desenvolver um *software* de recebimento e visualização dos dados adquiridos;
10. Criar um sistema para armazenar os dados recebidos;
11. Desenvolver um sistema para visualização dos experimentos armazenados no computador.
12. Desenvolver um sistema para aquisição de vídeo de dentro da centrífuga;

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Serão apresentados a seguir os principais conceitos de física, fisiologia humana e projetos de engenharia, considerados fundamentais para o entendimento dos processos realizados para a captação, conversão, exibição e transmissão dos dados fisiológicos e gerados pela centrífuga.

2.1 CONCEITOS FUNDAMENTAIS DA FÍSICA

A física, considerada a mais fundamental entre as ciências naturais, investiga os princípios básicos do universo e assim como a astronomia, a química e a geologia, ela possui uma divisão de estudo que possibilita um melhor entendimento de seus conceitos (SERWAY, c1996).

A mecânica, primeira parte da física que estuda o movimento dos corpos materiais, nos permite entender as leis dos movimentos, e alguns conceitos como força, massa e aceleração, fundamentais para um bom entendimento deste trabalho (NUSSENZVEIG, c2002).

2.1.1 Força

É uma grandeza vetorial relacionada às três leis de Newton, com capacidade de vencer a inércia de um corpo. Toda vez que uma força atua sobre um corpo, é possível que sua forma se altere ou ainda que ocorra uma aceleração deste mesmo corpo (SERWAY, c1996).

A força está dividida basicamente em dois tipos fundamentais da natureza sendo elas a força gravitacional e força eletromagnética. No entanto existem outras forças conhecidas como força nuclear fraca e forte que atuam a curtas distâncias,

mas que não podem ser experimentadas diretamente através dos nossos sentidos (HALLIDAY, c1996; PINA, 2008).

2.1.1.1 Força Gravitacional

A força gravitacional descrita pela Lei da Gravitação Universal exprime as forças de interação gravitacional entre duas partículas, ou seja, é a força de atração mútua entre todos os corpos (HALLIDAY, c1996).

A Lei da Gravitação Universal, postulada por Isaac Newton no século XVII afirma que existe atração entre dois corpos quaisquer na razão direta de suas massas e inversamente ao quadrado de suas distâncias. Com base nas Leis de Kepler, Newton conseguiu concluir que um corpo cria um campo gravitacional em torno de si, o que justificaria a razão pelo qual a Terra está ligada ao Sol (WUBBELS, 2002).

Posteriormente, Albert Einstein também formulou uma teoria que abrange a gravitação, conhecida como Teoria da Relatividade, tendo como seu postulado fundamental o Princípio da Equivalência. Einstein declara em sua teoria que uma gravidade é equivalente a uma aceleração. Quando um corpo é acelerado com uma intensidade maior que a gravidade, ele é considerado, para efeito de cálculo, como estando submetido a uma força gravitacional maior que a força gravitacional terrestre, sendo chamada de hipergravidade (HALLIDAY, 1995).

A hipergravidade pode ser simulada através de centrífugas, normalmente utilizadas para treinar pilotos que estão expostos, por exemplo, a voos orbitais como caças de combate. Diferentemente da hipergravidade gerada pela aceleração e desaceleração de um avião no sentido da sua trajetória, a hipergravidade no solo é originária da tensão do braço da centrífuga (BROILO, 2008).

2.1.2 Leis de Newton

Isaac Newton (1642-1727), físico e matemático, considerado o mais brilhante cientista da história, formulou três leis da mecânica, sendo elas:

- 1º Lei de Newton: esta primeira lei, também conhecida como lei da Inércia, diz que quando a força resultante que atua sobre um corpo é nula, a sua aceleração também será nula (HALLIDAY, C1996). Dessa forma, um corpo só será retirado ou colocado movimento se receber algum tipo de força (TRIPLER, 1985);
- 2º Lei de Newton: se uma força resultante não nula atuar sobre um corpo, este corpo estará sujeito à ação de uma aceleração diretamente proporcional à força resultante que age sobre ele (SERWEY, c1996);
- 3º Lei de Newton: refere-se à relação entre duas forças que resultam da interação de corpos, ou seja, quando um corpo exerce uma força sobre outro, o segundo também exerce uma força sobre o primeiro. Em geral uma dessas forças é chamada de ação e a outra de reação (HALLIDAY, c1996; SERWEY, C1996).

2.1.3 Aceleração gravitacional

A aceleração está relacionada com a variação de velocidade de um corpo em um determinado tempo. Quando a velocidade de uma partícula se altera com o tempo, a partícula se diz acelerada (SERWAY, c1996).

Galileu Galilei, físico e astrônomo italiano (Pisa, 1564 – Florença, 1642), fez diversos experimentos que abriram caminho para que Newton desenvolvesse as leis do movimento. Galileu lançou simultaneamente dois corpos de pesos diferentes da torre inclinada de Pisa na Itália e observou que eles atingiram o solo aproximadamente no mesmo instante, ou seja, praticamente com a mesma aceleração (SERWAY, c1996).

Posteriormente à descoberta de Galileu, Isaac Newton justificou esta aceleração como sendo o resultado da força de atração que a Terra exerce sobre todos os corpos através da Lei de Gravitação Universal (SERWAY, c1996).

2.1.4 Massa Inercial

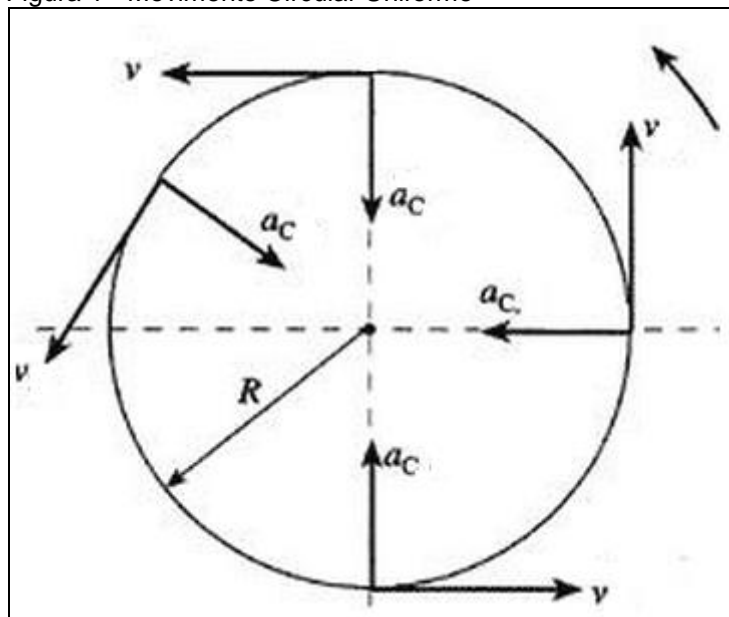
Massa representa a quantidade de matéria de um corpo, geralmente utilizada para medir a capacidade de um corpo em resistir às mudanças de movimento,

conhecido como inércia. A massa também independe das vizinhanças do corpo e do método adotado para medi-la (SERWAY, c1996).

2.1.5 Movimento Circular Uniforme

Quando uma partícula se movimenta em uma trajetória circular seu vetor velocidade (V) muda continuamente de direção durante o movimento, enquanto que o vetor aceleração (a_c) se dirige para o centro do círculo, conforme representado na Figura 1. Esta aceleração é conhecida como aceleração centrípeta (SERWAY, c1996).

Figura 1 - Movimento Circular Uniforme



Fonte: COLEGIOWEB, [201-?]

De acordo com a segunda Lei de Newton se multiplicar a aceleração centrípeta pela massa do corpo em movimento, têm-se a força centrípeta. Já a aceleração centrífuga que tem a força centrífuga associada a ela, é a reação inercial da força centrípeta que se posiciona a 180° da mesma (SERWAY, 2007).

2.2 FISILOGIA GRAVITACIONAL

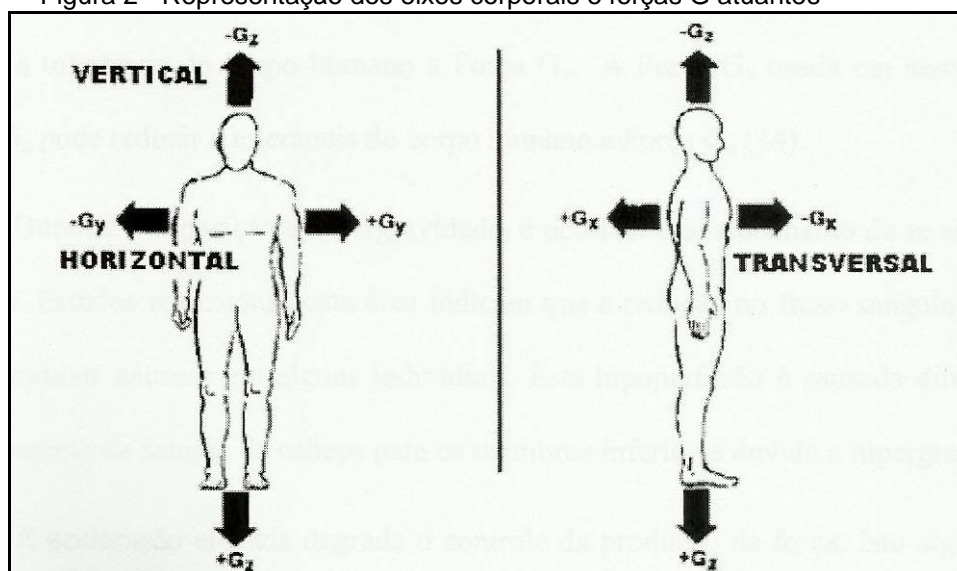
O efeito da Força G no corpo humano varia de acordo com quatro fatores: a magnitude, duração, razão com que é implementada e o seu eixo de atuação. Os

três primeiros fatores atuam de forma inversamente proporcional à tolerância humana sobre a Força G, ou seja, quanto mais aumentam, menor é a tolerância.

O eixo de atuação que pode causar maiores efeitos ao ser humano é o Gz, o Gx causa efeitos menores enquanto que o Gy efeitos quase nulos (ROSA, 2005).

Esses eixos de atuação da Força G são denominados como: +Gz, -Gz, +Gx, -Gx, +Gy e Gy. O eixo Gz é quando a força atua no eixo vertical, o Gx é a atuação da força ao eixo transversal e o Gy é a atuação da força no eixo lateral. A Figura 2 mostra os eixos de atuações:

Figura 2 - Representação dos eixos corporais e forças G atuantes



Fonte: ROSA, 2005

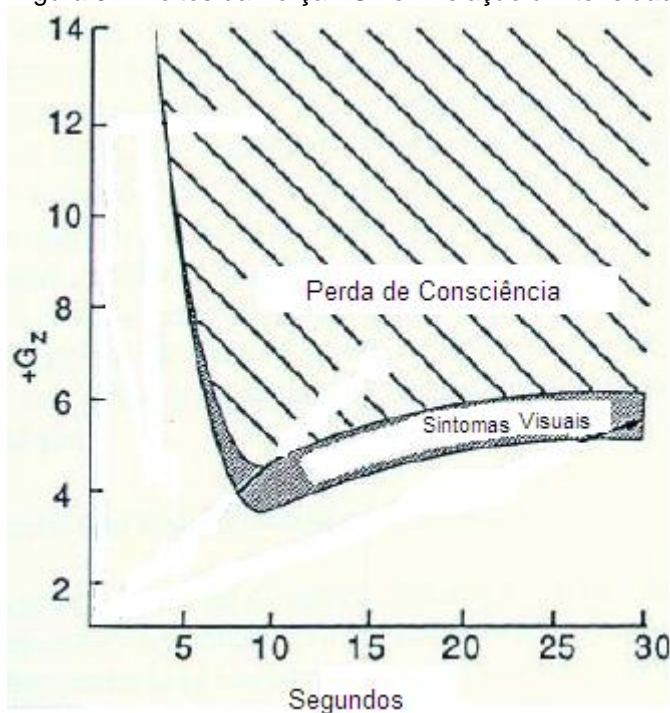
2.2.1 Efeitos da Força +Gz

Quando se tem uma força aplicada no eixo +Gz, o ser humano tem a sensação de aumento de peso e perda de mobilidade. Porém as principais consequências fisiológicas dessa aceleração acontece com acelerações a partir dos +3Gz.

Em acelerações entre o 3 e 4 +Gz o indivíduo sofre o *Grayout*, que é quando a visão periférica fica reduzida, existe a perda da percepção de cores e visão se torna em túnel. Quando a aceleração aumenta para até aproximadamente 4.5 +Gz, acontece o *Blackout*, que é a perda total da visão. E para acelerações maiores que 5 +Gz acontece o G-LOC, que é a perda de consciência (GOMES, 2007). Essas medidas dependem também dos outros três fatores descritos anteriormente, a

Figura 3 mostra um gráfico com a intensidade da Força +Gz em relação ao tempo de exposição.

Figura 3 - Efeitos da Força +Gz em relação à intensidade e tempo



Fonte: Adaptado de NORTH ATLANTIC TREATY ORGANIZATION, 1990 apud GOMES, 2007

Esses efeitos são ocasionados pela falta de sangue na cabeça, ocorrendo a falta de irrigação no globo ocular e baixa oxigenação das células cerebrais. A força +Gz ocorre normalmente em voos aeroespaciais, dessa forma pilotos e astronautas estão sujeitos a diferentes tipos de estresses.

2.2.2 Efeitos da Força -Gz

Na aceleração -Gz o sangue vai dos pés para a cabeça, ao contrário da força +Gz, fazendo com que a pressão arterial aumente e a frequência cardíaca diminua. Essa força é menos tolerada pelo ser humano do que a +Gz, pois o sangue se desloca para a cabeça e o ser humano não possui mecanismos fisiológicos para compensar esse acúmulo de sangue e podendo causar derrames e aneurismas cerebrais (ALBUQUERQUE, 2012).

2.2.3 Efeitos da Força Gx

Essa força tanto positiva quanto negativa é bem suportada pelo corpo humano, onde seu principal sintoma é um desconforto durante a respiração, causado pelo aumento do peso do tórax. Normalmente essa força ocorre no lançamento de naves espaciais.

2.2.4 Efeitos da Força Gy

O Gy é o eixo a qual a força é a mais inofensiva ao corpo humano, onde não ocorrem mudanças fisiológicas significativas. Essa força positiva ou negativa age no ser humano quando se faz uma curva de forma muito rápida, normalmente sentida por pilotos de corrida.

2.3 CENTRÍFUGA

Centrífuga é uma máquina que exerce uma aceleração sobre um corpo, através de movimentos circulares em torno de um eixo. Com isso, uma força centrípeta puxará o corpo em questão para dentro da curva, e uma força centrífuga, puxará o corpo para fora da mesma. Em meados do século XIX, começou a ser feito o estudo do efeito provocado pela centrífuga em seres vivos. Atualmente as centrífugas são utilizadas por agências espaciais como parte do treinamento de astronautas (GOMES, 2007).

Quando utilizada em seres humanos é denominada de centrífuga humana.

2.3.1 Centrífuga Humana

As centrífugas humanas são utilizadas para criar uma maior resistência do corpo humano à força G, pois em hipergravidade os reflexos e o controle da força, podem afetar o controle da aeronave. Com o treinamento em centrífugas, os pilotos conseguem aprender a como se comportar melhor com o reflexo e o controle da

força alterada, aumentando assim sua segurança em manobras e operações em hipergravidade. As centrífugas humanas também são utilizadas para estudos, onde são analisados os comportamentos dos diversos sistemas do corpo humano, como por exemplo, vestibular, muscular e cardiovascular. (COELHO, 2005; ALBUQUERQUE, 2012; BROILO, 2008). Na Figura 4 apresenta-se um exemplo de centrífuga humana utilizada para treinamentos.

Figura 4 – Exemplo de uma Centrífuga humana usada pela aviação militar



Fonte: WYLE, 2005

2.4 ELETROCARDIOGRAMA

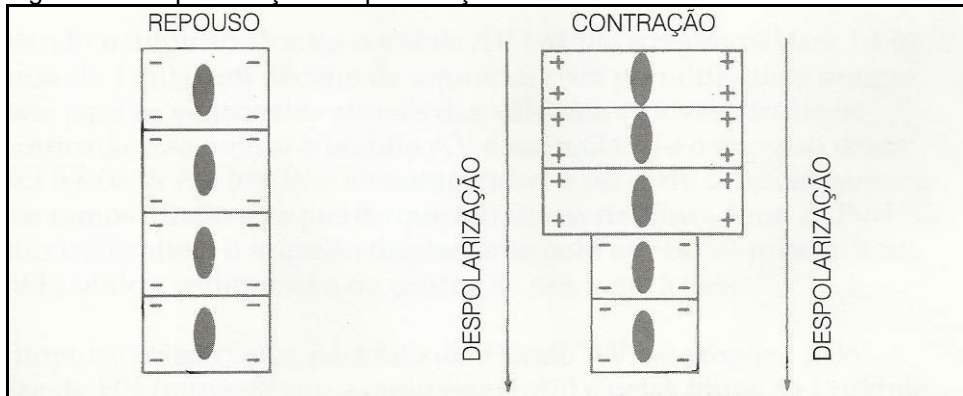
O eletrocardiograma (ECG) representa o registro do funcionamento cárdico (DUBIN, 1996).

O coração gera um impulso que cria uma corrente elétrica que percorre pelo corpo em diversas direções, correspondendo ao conjunto da atividade elétrica cardíaca (GONÇALVES, 1995). Uma pequena fração dessas correntes atinge a superfície do corpo, podendo assim registrar o potencial elétrico gerado por essas correntes. Esse potencial elétrico pode ser registrado através de eletrodos, correspondendo ao eletrocardiograma, que é o gráfico da atividade elétrica produzida pelo músculo cardíaco (RIBEIRO, 2003).

2.4.1 Despolarização e Repolarização

Com o coração em repouso, as células cardíacas têm cargas negativas (polarizadas). A estimulação elétrica dessas células cardíacas é chamada de despolarização, pois elas se contraem e despolarizam (cargas positivas) (GONÇALVES, 1995). Esse fenômeno pode ser visto na Figura 5.

Figura 5 - Despolarização e repolarização das células cardíacas

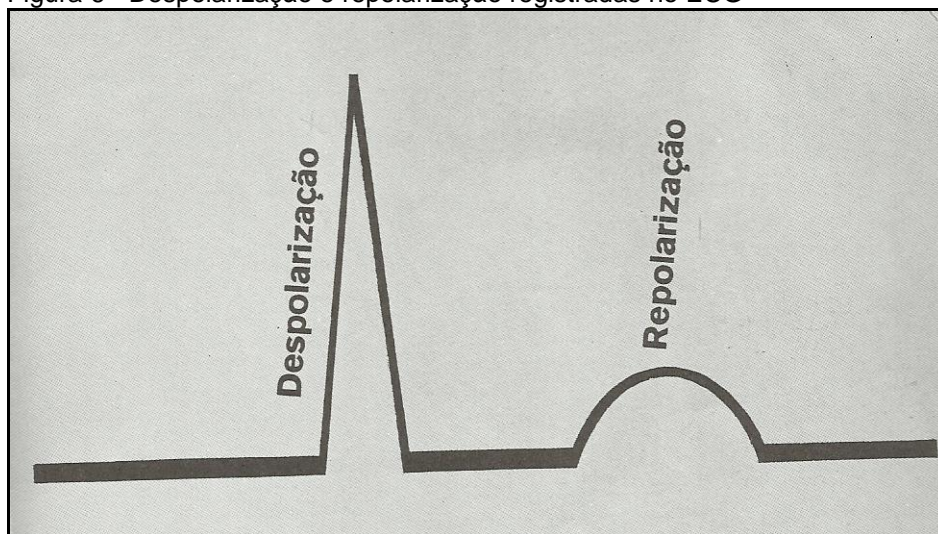


Fonte: GONÇALVES, 1995

Depois que acontece a despolarização, o músculo cardíaco entra em repouso, fazendo com que as células recuperem a energia, tornando-se polarizadas novamente. Esse fenômeno é chamado de repolarização, que é estritamente elétrico mantendo o coração em repouso (DUBIN, 1996).

Esses dois fenômenos são representados no eletrocardiograma conforme a Figura 6.

Figura 6 - Despolarização e repolarização registradas no ECG

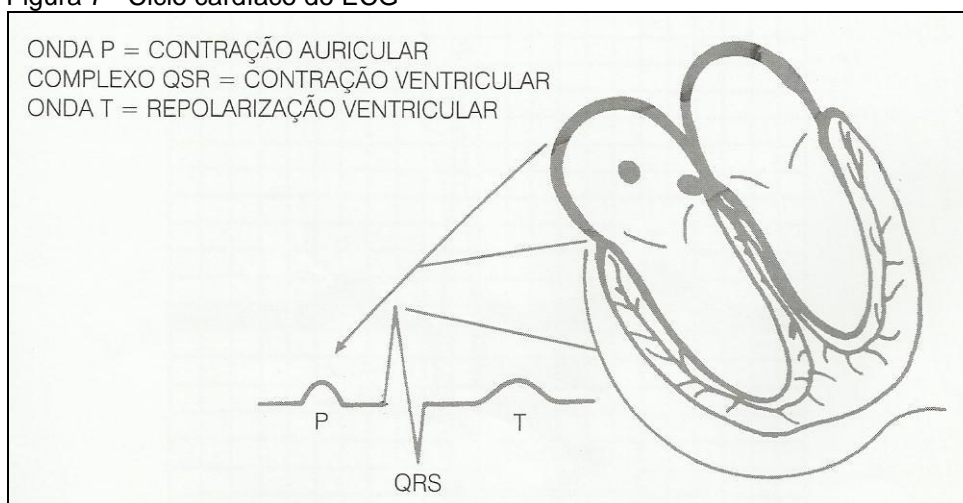


Fonte: DUBIN, 1996

2.4.2 Ciclo cardíaco

Ciclo cardíaco, Figura 7, é a combinação das atividades de despolarização e repolarização cardíacas. Esse ciclo é composto por uma onda P, pelo complexo QRS e pela onda T. A onda P representa a atividade elétrica da contração das aurículas, o complexo QRS representa o impulso elétrico que caminha do nódulo atrioventricular (AV) para as células miocárdicas e para as fibras de *Purkinje*, e a onda T representa a recuperação ventricular após uma contração cardíaca (GONÇALVES, 1995; DUBIN 1996).

Figura 7 - Ciclo cardíaco do ECG

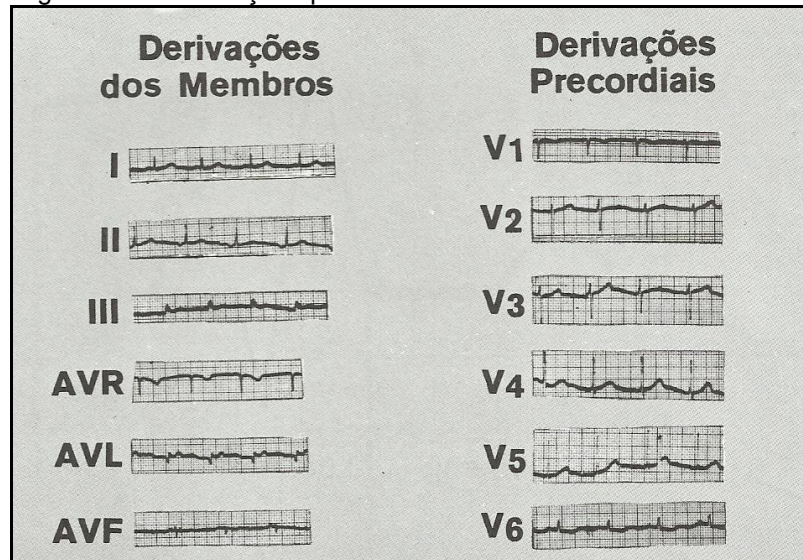


Fonte: GONÇALVES, 1995

2.4.3 Derivações cardíacas

Derivações cardíacas, Figura 8, são os registros das ondas cardíacas em diferentes pontos. Existem as derivações dos membros (periféricas) e as derivações precordiais.

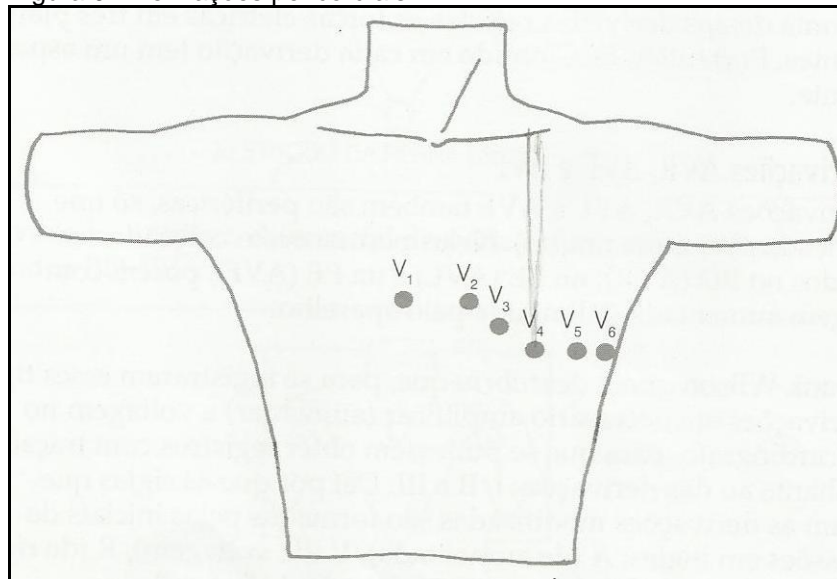
Figura 8 - 12 derivações padrões do ECG



Fonte: DUBIN, 1996

A localização das derivações V1 à V6 pode ser visto através da Figura 9.

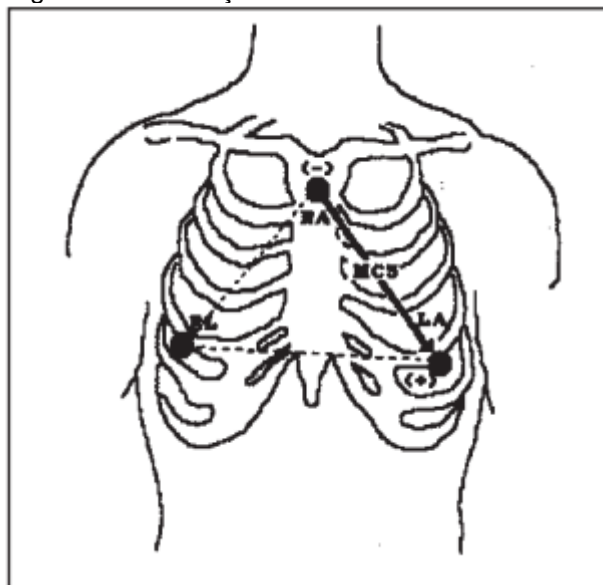
Figura 9 - Derivações pericordiais



Fonte: GONÇALVES, 1995

Uma derivação bipolar é muito utilizada para um ECG que é a CM5, Figura 10. Esta derivação consiste em um eletrodo negativo próximo à fúrcula (manúbrio) e um eletrodo positivo na localização da derivação V5 (CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995).

Figura 10 - Derivação CM5



Fonte: CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2003), os ECGs mais utilizados podem possuir as seguintes combinações de derivação:

- uma derivação (CM5);
- três derivações (CM5, D2M e V2M);
- doze derivações (DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF, V1 a V6);
- treze derivações, composta por doze derivações clássicas mais a derivação CM5;
- dezesseis derivações, em que são utilizadas as treze derivações anteriores mais três precordiais direitas.

2.5 LINGUAGEM DE PROGRAMAÇÃO

Linguagem de programação é um conjunto de convenções empregadas para a codificação de algoritmos (LORENZI, 2000). As linguagens são utilizadas para a escrita de programas que executam instruções para um computador. Duas das principais linguagens disponíveis são o C e o C++.

2.5.1 Linguagem C

É uma das linguagens de programação mais utilizadas no mundo, isso se deve ao fato de ser adequada para uma ampla variedade de aplicações. Ela possui instruções de controle e um rico conjunto de operadores que permitem um grau elevado de expressividade (SEBESTA, 2000). Dessa forma, esta linguagem pode ser utilizada em todos os tipos imagináveis de problemas de programação, desde sistemas operacionais, planilhas de textos até jogos. A grande vantagem dessa linguagem é sua característica de “alto nível” e “baixo nível” ao mesmo tempo, permitindo o controle total da máquina (*hardware* e *software*) por parte do programador (COCIAN, 2004).

2.5.2 Linguagem C++

C++ é uma linguagem que evoluiu a partir do C e passou por diversas modificações, melhorando seus recursos imperativos e de adições, podendo assim suportar a linguagem orientada a objeto. Por ser utilizada a objeto, proporciona a utilização de classes pré-definidas que podem ser instanciadas qualquer número de vezes, permitindo declarações de objetos ou de dados (SEBESTA, 2002).

Essa abrangência a tornou uma das mais poderosas linguagens de programação disponíveis, facilitando para o programador escrever grandes programas de modo eficiente e estruturado (HUBBARD, c2000).

2.6 COMUNICAÇÃO SEM FIO

A comunicação sem fio é uma das tecnologias que mais tem crescido nos últimos anos. Esse crescimento acontece devido à grande demanda pela conexão de dispositivos sem a utilização de cabos (FOROUZAN, c2004).

Esse crescimento gerou diversos problemas de incompatibilidade entre os dispositivos de fabricantes diferentes, com isso o *Institute of Electrical and Electronic Engineers* (IEEE) e o *European Telecommunications Standardisation Institute* (ETSI) desenvolveram vários padrões para redes locais sem fio (DORNAN, 2001).

Atualmente existem diversos padrões de comunicação sem fio, alguns particulares e outros abertos. Entre as tecnologias de comunicações que usam o padrão aberto estão o *Bluetooth* e o *Zigbee*.

2.6.1 Bluetooth

Essa tecnologia foi desenvolvida com o foco na comunicação sem fio de baixo custo. Pelo fato de ter um padrão aberto para comunicação sem fio e também o uso da tecnologia por meio de licenças sem o pagamento de taxas e direitos autorais, garantiu o seu sucesso imediato (MILLER, 2001).

O principal objetivo para a sua criação é ter um dispositivo de rádio em um único chip, com alcance de 10 metros e transferência de dados em torno de 720 kilobit por segundo (kbps), podendo ser utilizado principalmente para equipamentos portáteis (MONTEBELLER, 2006).

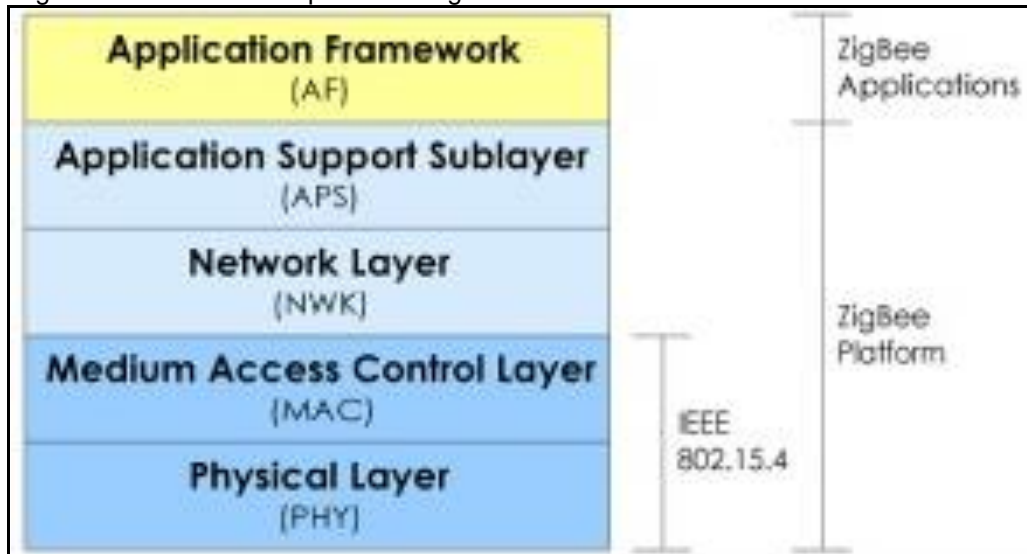
O dispositivo *Bluetooth* permite que até oito dispositivos sejam conectados diretamente entre si, criando uma rede muito pequena chamada de *piconet*. Outra característica importante dessa tecnologia é possuir uma transmissão de dados bidirecional, através de uma técnica chamada TDD (*Time Division Duplexing*) que divide a comunicação em intervalos de tempo, uma para a transmissão e outra para a recepção (MONTEBELLER, 2006; MILLER, 2001).

2.6.2 ZigBee

O *ZigBee* é uma tecnologia que visa aplicações sem fio para equipamentos que não precisem de alta taxa de dados e alcance, mas que necessite de um baixo consumo de energia (ANGGELU, 2008).

Essa tecnologia foi desenvolvida para utilizar as funcionalidades do padrão IEEE 802.15.4, que se concentra principalmente em baixa transmissão de dados com baixo consumo de energia. O padrão *ZigBee* foi desenvolvido com base nas camadas de acesso e física do padrão 802.15.4, conforme Figura 11 (SANTOS, 2009).

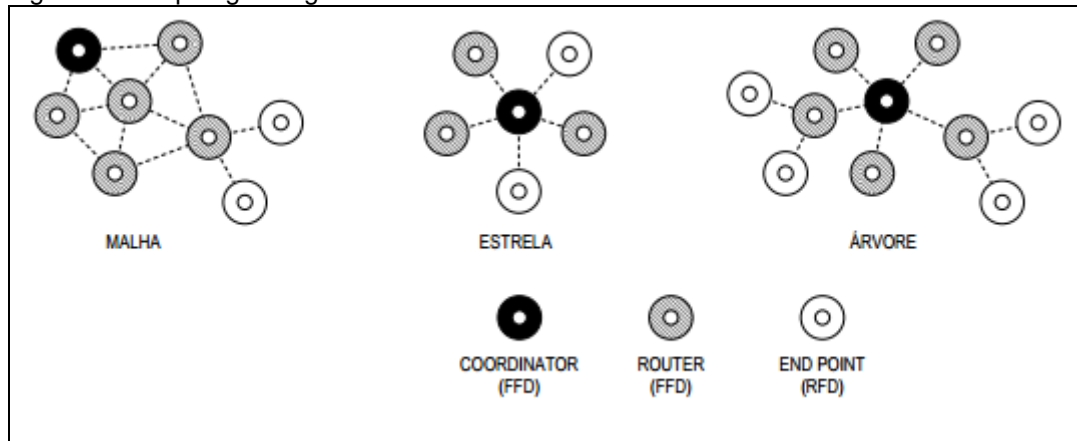
Figura 11 - Camadas do protocolo ZigBee



Fonte: SANTOS [2009]

Diferentemente do *Bluetooth*, o *ZigBee* possui até 65.535 nós por dispositivo mestre, ou seja, ele pode se conectar a esse número de dispositivos. Para fazer a conexão entre os dispositivos são utilizadas alguns tipos de topologias diferentes, Figura 12. As topologias podem ser compostas por três classes de dispositivos lógicos: mestre (coordenador), roteador e escravo (*endpoint*) (MALAFAYA, 2008).

Figura 12 - Topologias ZigBee



Fonte: MALAFAYA, 2008

2.6.3 Comparação *Bluetooth* – *ZigBee*

Essas duas tecnologias não são concorrentes, o *ZigBee* foi desenvolvido com o objetivo de realizar a monitorização de sistemas, já a outra para aplicações que requerem uma maior transferência, como por exemplo sistemas para transmissão de

áudio ou de dados ponto a ponto. No Quadro 1 apresenta-se uma pequena comparação entre estas duas tecnologias.

Quadro 1 - Comparação entre as tecnologias *Zigbee-Bluetooth*

Especificação	Camada física	Débito	Duração das baterias	Recursos	Nós	Alcance
Bluetooth	802.15.1	1Mbps	1 a 7 dias	≈250KB	7	1 a 10m
ZigBee	802.15.4	250Kbps	100 a 1000 dias	4 a 32KB	65535	100m

Fonte: MALAFAYA, 2008

3 PROPOSTA PARA O DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS DE MENSURAÇÃO E AQUISIÇÃO DE DADOS DE UMA CENTRÍFUGA HUMANA

Neste tópico, será apresentado os métodos e procedimentos adotados para o desenvolvimento do sistema de mensuração e aquisição de dados da centrífuga humana.

3.1 CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE

A Centrífuga Humana que foi desenvolvida no Centro de Microgravidade da Faculdade de Engenharia da PUCRS tem como os principais objetivos a realização de estudos fisiológicos e o estudo do efeito de uma gravidade simulada com a aplicação de exercícios. O equipamento foi denominado Centrífuga Albuquerque e foi construído dentro de um orçamento de baixo custo, possuindo boa mobilidade comparada a outros modelos convencionais de centrífugas. A Centrífuga Albuquerque é constituída por quatro partes, sendo elas: uma base, um disco, rodas e um braço, conforme Figura 13.

Figura 13 - Centrífuga Albuquerque



Fonte: ALBUQUERQUE, 2012

A base possui um formato piramidal e serve para sustentar a estrutura do braço. Para ligá-la com o braço, existe um eixo central, Figura 14, centralizado na estrutura da centrífuga que permite o movimento rotatório do braço.

Figura 14 - Eixo central da Centrífuga Albuquerque



Fonte: ALBUQUERQUE, 2012

O disco encontra-se ao redor da base e serve para o apoio das rodas, que distribuem as cargas sobre o eixo.

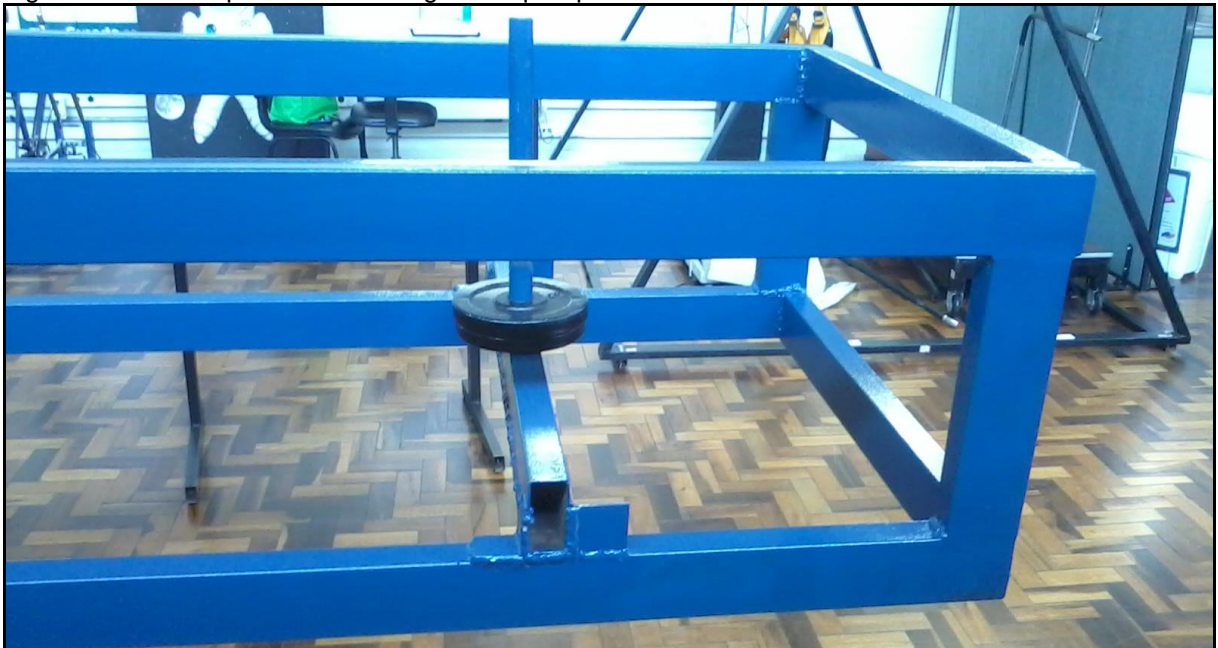
Cada lado do braço apresenta uma funcionalidade, para que o voluntário fique alocado na cadeira fixada em um dos lados do braço, Figura 15, o outro lado equilibra as cargas do equipamento através de contra pesos, Figura 16.

Figura 15 - Braço da Centrífuga Albuquerque



Fonte: ALBUQUERQUE, 2012

Figura 16 - Contra peso da Centrífuga Albuquerque



Fonte: AUTOR, 2012

A centrífuga apresenta uma capacidade de 120 kg e um peso aproximado de 300 kg.

Para iniciar o funcionamento da Centrífuga Albuquerque não se faz necessário a utilização de nenhum tipo de motor, pois ela é movida a tração humana. Para gerar a tração são utilizados dois dispositivos que simulam as pedaladas de uma bicicleta, um localizado na parte externa e o outro na parte interna da centrífuga, Figura 17.

O sistema de tração externa é composto por uma bicicleta adaptada fixada ao solo, enquanto que o sistema de tração interno é composto por pedais de bicicleta, localizados nos pés do voluntario dentro da centrífuga, permitindo assim, que o voluntário que se encontra sob o efeito de uma gravidade simulada, também realize exercícios físicos.

Figura 17 - Sistema de tração da Centrífuga Albuquerque



Fonte: ALBUQUERQUE, 2012

De acordo com Albuquerque, 2012, após testes de funcionamento da Centrífuga utilizando apenas a tração externa, conclui-se que o equipamento é capaz de alcançar acelerações próximas à +3 Gz.

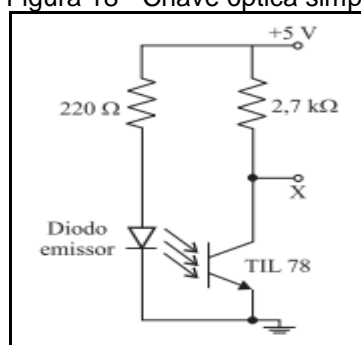
3.2 SISTEMA DE CAPTAÇÃO DE RPM

Dois sistemas foram propostos para fazer a aquisição do número de rotações por minuto da Centrífuga Albuquerque, sendo eles: sistema com chave óptica e com *reed switch*.

3.2.1 Sistema com chave óptica

As chaves ópticas são dispositivos eletrônicos compostos apenas por um foto transistor e um diodo emissor (LED) de radiação infravermelha, conforme pode-se observar na Figura 18, que representa um esquemático de uma chave óptica simples (Hessel, 2007).

Figura 18 - Chave óptica simples



Fonte: Hessel (2007)

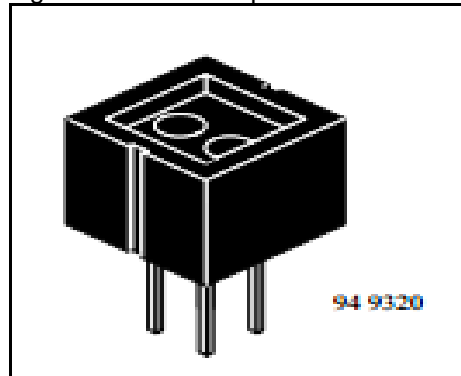
A corrente do circuito acima depende da intensidade da radiação incidente, crescendo até o limite máximo do circuito. Quando seu valor máximo é alcançado, o foto transistor está funcionando como chave fechada ou saturado. Com isso, o feixe de radiação no circuito faz o papel de um botão, quando o feixe incide na base do foto transistor a corrente surge na carga, e cessa quando o feixe é bloqueado (Hessel, 2007).

Com base nesse funcionamento é possível medir a quantidade de vezes em que é gerado corrente, ou seja, é possível controlar o número de vezes que passa por um feixe de luz, dentro de um intervalo de um minuto.

Dessa forma, foi proposto um sistema composto por um sensor óptico e fitas refletivas coladas nas engrenagens dos sistemas de tração da centrífuga. O sensor óptico seria controlado por um processador, que enviaria para o sistema de transmissão o número de voltas dadas pela centrífuga em um intervalo de um minuto.

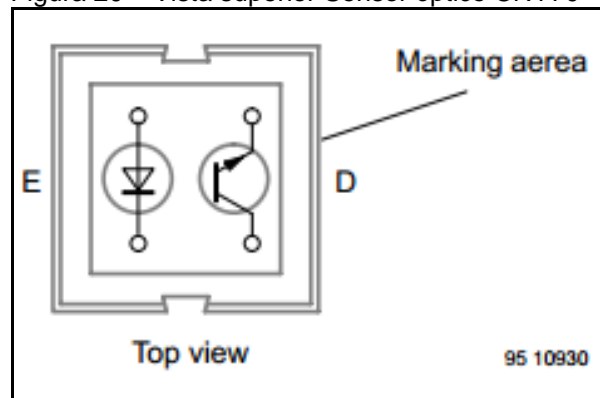
O sensor óptico utilizado seria o CNY70, Figura 19, que consiste em um equipamento compacto, composto por um foto transistor e um diodo LED, Figura 20, para fazer a emissão e detecção de luz no objeto refletor (VISHAY, 2000).

Figura 19 - Sensor óptico CNY70



Fonte: VISHAY, 2000

Figura 20 – Vista superior Sensor óptico CNY70



Fonte: VISHAY, 2000

3.2.2 Sistema com Reed Switch

O outro sistema proposto é um sistema utilizando *reed-switches*, Figura 21, que funcionam como chaves magnéticas. Esses sensores contêm em seu interior duas lâminas, de material ferromagnéticos, bem próximas entre si. Quando é aproximado um ímã, as duas lâminas se encostam e os contatos se fecham, funcionando como uma chave ativada por campos magnéticos (LAUDARES,2004).

Figura 21 - Reed-switchs



Fonte: LAUDARES, 2004

O sistema proposto é composto por *reed-switchs* e imãs agrupados nas engrenagens da centrífuga. O sensor magnético é fixado próximo ao imã e sempre que o imã passar por ele, os terminais do sensor vão fechar e vai ser contado um pulso. Esse controle de pulsos é realizado através de um *software* embarcado no processador, que vai realizar todo o controle e transmissão dos dados para fora da centrífuga.

3.3 SISTEMA DE CAPTAÇÃO DA FORÇA G

Para realizar a aquisição da Força G, normalmente é utilizado um acelerômetro, que é um transdutor que converte uma aceleração aplicada sobre ele em uma grandeza elétrica. Existem acelerômetros em que a aceleração é medida por meio de elementos capacitivos construídos na forma de diversas placas de silício móveis em seu interior.

Dentro de cada acelerômetro existe um circuito de controle que desempenha as funções de medição, calibração, filtragem e amplificação do sinal produzido, fazendo com que a interface com o microcontrolador seja simples (MASCHARENHAS, [2000]).

O sistema de aquisição da força gravitacional gerada pela centrífuga é composto por três acelerômetros, um para medir a Força G na cabeça do indivíduo, outro para medir a força aplicada perto do coração e o último para medir a força na ponta da centrífuga.

3.4 PLACA DE CAPTAÇÃO DOS DADOS DOS SISTEMAS RPM E FORÇA G

Para suportar os dois sistemas de aquisição de dados acima, foi utilizado um kit de desenvolvimento projetado na PUCRS, que utiliza o microcontrolador MSP430F2619 da *Texas Instruments*.

3.5 SISTEMA DE CAPTAÇÃO DE DADOS ECGS

Para realizar a captura do eletrocardiograma do voluntário é necessária a utilização de um sistema para processar os sinais analógicos e transformá-los em digitais. Para fazer essa captura, o sistema de aquisição com e sem fio foram estudados.

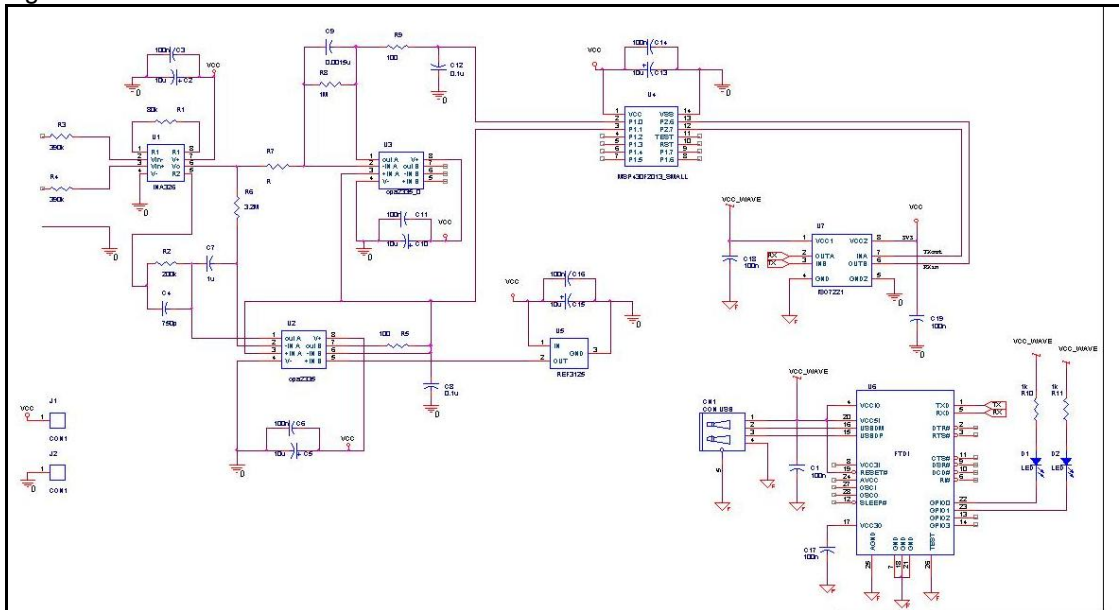
3.5.1 Sistema de aquisição com fio

No primeiro sistema estudado foi proposto um eletrocardiograma de 12 derivações USB, um *software* de armazenamento de dados e filtros digitais que garantem maior qualidade para o traçado.

3.5.2 Sistema de aquisição sem fio

Para se obter um sistema totalmente flexível em sua utilização, foi projetado um circuito próprio. Para desenvolver o circuito de ECG foi utilizado como base um circuito que faz a aquisição do eletrocardiograma de uma derivação utilizando cabo USB, Figura 22.

Figura 22 - Circuito de ECG utilizado como base



Fonte: AUTOR, 2012

Esse circuito base é composto por um microcontrolador MSP430F2013, um circuito USB e um circuito para adquirir e converter os dados cardíacos. O circuito USB é utilizado para servir como fonte de alimentação do sistema e como interface para transmissão dos dados capturados. Para fazer a aquisição da diferença de potencial adquiridas nas duas saídas do sistema, são utilizados amplificadores operacionais de precisão.

3.6 SISTEMA DE TRANSMISSÃO DE DADOS

Todos os dados capturados dentro da centrífuga precisam ser transmitidos para um dispositivo externo. Essa transmissão pode ser feita de diferentes maneiras, através de dispositivos de comunicação com ou sem fio.

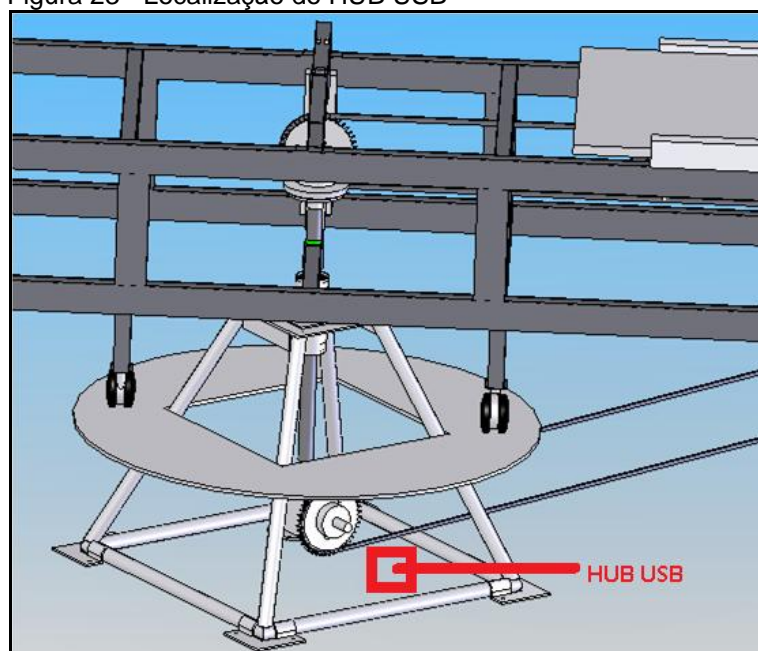
3.6.1 Transmissão de dados com fio

Entre os métodos de transmissão de dados com fio, o mais conhecido é o via USB (*Universal Serial Bus*). O USB surgiu em 1995 com a versão 1.0 que possuía uma velocidade de tráfego de dados de 1,5 Mbps, e com o passar do tempo essa tecnologia foi sendo aperfeiçoada, e hoje atinge uma velocidade de mais de 480 Mbps. Um barramento USB permite a conexão de até 127 dispositivos em uma

porta. Essa conexão é feita através da utilização de HUBs conectados em cascata, onde cada HUB USB normalmente possui de 4 a 8 portas (SILVA, 2006).

Com base nisso, foi projetado o sistema de transmissão de informações, que consiste na utilização de conexões USB alimentando os sistemas de captação de dados conectados em um HUB USB, localizado dentro da centrífuga, Figura 23, conectado ao PC que está na parte externa da centrífuga.

Figura 23 - Localização do HUB USB



Fonte: ALBUQUERQUE, 2012

3.6.2 Transmissão de dados sem fio

Outro sistema para fazer a transmissão de dados para o projeto é um que não utiliza cabos para sua comunicação. Esse sistema de transmissão proposto contém três módulos *ZigBees*, um para o sistema de aquisição de dados da centrífuga, outro para o sistema de transmissão do ECG e o último para receber os dados enviados pelos dois anteriores.

3.7 SOFTWARE DO SISTEMA DE CAPTURA E TRANSMISSÃO DOS DADOS DA CENTRÍFUGA (RPM, FORÇA G) E DE TEMPERATURA

Para fazer a aquisição e transmissão dos dados adquiridos na centrífuga foi necessário o desenvolvimento de um programa que forneça todas as instruções ao microprocessador. Esse programa é responsável por tratar todos os dados adquiridos, fazendo seu controle, conversões necessárias e envio.

Para desenvolver o programa, foi utilizado a linguagem de programação C, o *software* de desenvolvimento JFE e o compilador MSPGCC.

3.8 SOFTWARE DO SISTEMA DE CAPTURA E TRANSMISSÃO DOS DADOS DO ECG

No desenvolvimento do *software* também foram utilizados o programa JFE e o compilador MSPGCC, consistindo na leitura dos valores adquiridos pela placa de captura do eletrocardiograma.

3.9 SOFTWARE DE RECEPÇÃO E ARMAZENAMENTO DE DADOS (RPM, FORÇA G), DE TEMPERATURA E DE ECG

Para desenvolver o *software* de recepção e armazenamento de dados foi necessária a utilização de uma ferramenta visual, para ser possível mostrar em uma tela os dados recebidos. Com isso, é preciso escolher um programa que possa ser executado em todos os sistemas operacionais, não impondo requisitos para a recepção e visualização dos dados. A partir dessa necessidade, foi escolhida a utilização do *software* visual multiplataforma Qt, que utiliza a linguagem de programação C++. A utilização do C++ facilita o desenvolvimento do projeto, pois possui diversas classes instanciadas prontas para uso, como por exemplo, a leitura *serial* (*WSerial*) e *plot* de gráficos (*Qwt*).

3.10 SISTEMA DE EXIBIÇÃO DE IMAGEM

O sistema de aquisição de imagem consiste na captura da imagem de vídeo da pessoa que estiver na centrífuga na hora do experimento. Essa transmissão é

necessária para observar o comportamento do voluntário sob o efeito da força gravitacional, observando principalmente se ainda permanece consciente.

A transmissão desses dados é independente dos outros sistemas, o vídeo terá um sistema de transmissão próprio. Para fazer essa aquisição e transmissão de vídeo, três sistemas foram propostos.

3.10.1 Sistema de imagem utilizando placa de captura

O primeiro sistema proposto consiste na utilização de uma câmera filmadora, ligada a uma placa de captura de vídeo, que ficará conectada ao computador.

3.10.2 Sistema de imagem utilizando webcam com fio

O segundo método consiste na utilização de uma *webcam* USB, que estará ligada no computador, através de um HUB.

3.10.3 Sistema de imagem utilizando webcam sem fio

O último sistema proposto é parecido com o anterior, porém é utilizado uma *webcam wireless*, que fará a transmissão dos dados direto para um dispositivo USB conectado ao computador.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para escolher e validar os circuitos foram estudadas as centrífugas já existentes pelo mundo, porém seus fabricantes não liberam qualquer informação dos sistemas utilizados. Com isso, cada sistema proposto por esse trabalho, foi pensado individualmente, priorizando o baixo custo, a fácil reposição, a qualidade e a adição de outros circuitos independentes.

Para escolher e validar cada um dos sistemas propostos anteriormente, foram realizados testes e implementações desses sistemas na centrífuga. Esses resultados e escolhas podem ser vistos no decorrer deste tópico.

4.1 SISTEMA DE CAPTAÇÃO DO RPM

Para o sistema de captação do RPM, primeiramente foi verificada a viabilidade de utilizar um sistema com sensores óticos. Foi visto que o principal problema desse sistema é a pequena distância entre a fita refletora e o sensor ótico (0,6mm aproximadamente). E através de medições na centrífuga, verificou-se que não teria como fixar os sensores óticos para ficarem tão perto da engrenagem, com isso impossibilitando a utilização desse sistema.

Dessa forma, foram realizados estudos e o desenvolvimento do sistema utilizando chaves magnéticas. Com os estudos foi possível definir os tipos de materiais a serem utilizados:

Os ímãs, Figura 24, foram retirados do HD (*Hard Disk*) de computadores, Figura 25, os quais são conhecidos por apresentar uma forte força magnética. Este tipo de ímã foi escolhido para que se possa ter uma distância relativamente grande (10 cm) entre ele e o *reed-switch*, além de ser de fácil obtenção e de baixo custo.

Figura 24 - Ímã utilizado



Fonte: AUTOR, 2012

Figura 25 - HD utilizado para retirada do imã



Fonte: AUTOR, 2012

Já os *reed-switches* do projeto, Figura 26, são simples e de pequeno porte, suficientes para os requisitos do projeto.

Figura 26 - Reed-Switches do projeto



Fonte: AUTOR, 2012

Na Figura 27 pode-se observar o circuito utilizado no sensor magnético do primeiro protótipo construído para testes.

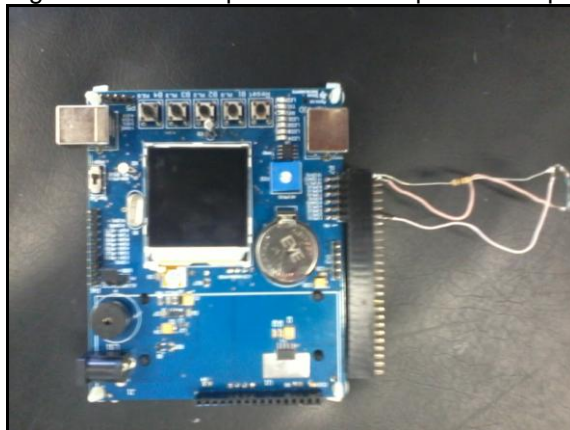
Figura 27 - Circuito do primeiro protótipo do sensor magnético



Fonte: AUTOR, 2012

Esse circuito foi conectado nos pinos P5.0, no GND e no VCC (3V3) da placa do MSP430F2619, Figura 28.

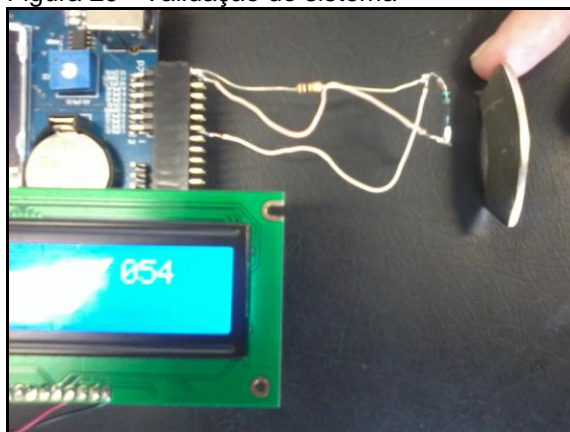
Figura 28 – Protótipo conectado à placa de aquisição



Fonte: AUTOR, 2012

Foram realizados apenas testes de pulsos com a aproximação do imã ao circuito magnético para validar o sistema. Cada vez que o imã é aproximado ao sensor, um pulso é acrescentado no sistema, Figura 29.

Figura 29 - Validação do sistema

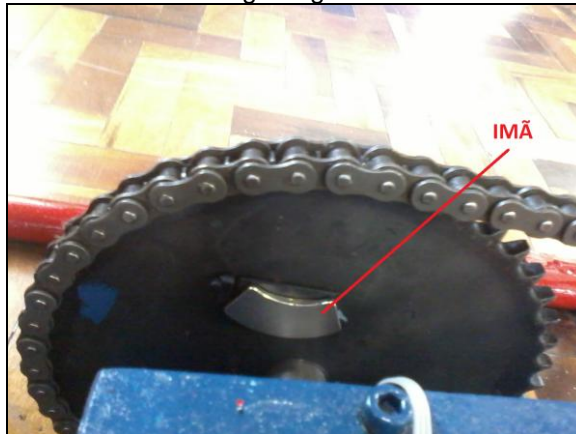


Fonte: AUTOR, 2012

Depois da validação desse sistema, foi construído o sistema final. Neste momento são utilizados três pares de *reed-switches* e imãs, um para cada engrenagem do equipamento, medindo assim a rotação por minuto gerada pelo sistema de tração externo, pelo sistema de tração interno e pelo sistema de tração central que mede a rotação dos dois sistemas simultaneamente.

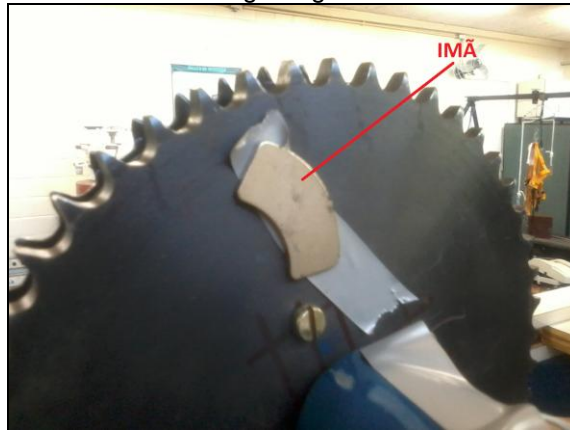
Os imãs foram anexados em cada uma das suas engrenagens, conforme pode se observado nas Figuras 30, 31 e 32.

Figura 30 - Imã anexado na engrenagem do sistema de tração externo



Fonte: AUTOR, 2012

Figura 31 - Imã anexado na engrenagem do sistema de tração interno



Fonte: AUTOR, 2012

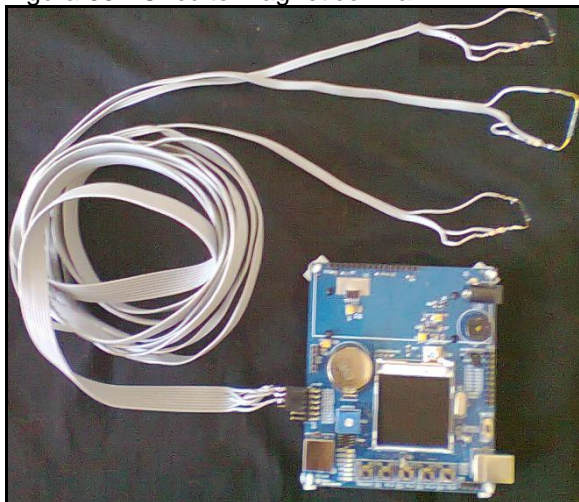
Figura 32 - Imã anexado na engrenagem do sistema de tração central



Fonte: AUTOR, 2012

Os *reed-switches* foram conectados nos pinos P5.0, P5.1, P5.2, GND E VCC(3V3) da placa de aquisição de dados composta pelo processador MSP430F2619, Figura 33.

Figura 33 - Circuito magnético final



Fonte: AUTOR, 2012

Para poder ter uma distância de aproximadamente 2 metros dos circuitos magnéticos para a placa de dados, foi utilizado *flat-cables* para conectar os *reed-switches* aos pinos da placa, Figura 34. Utilizou-se também esse tipo de cabo por apresentar flexibilidade, resistência e de baixo custo.

Figura 34 - Flat - Cables



Fonte: AUTOR, 2012

Os *reed-switches* foram anexados na centrífuga entre distâncias de 2 a 5 cm dos ímãs para ficar na faixa de atuação do circuito (até 10 cm). Dessa maneira é formado o sistema de aquisição da rotação por minuto (rpm) da centrífuga, Figura 35.

Figura 35 - Sistema de aquisição de rpm da Centrífuga

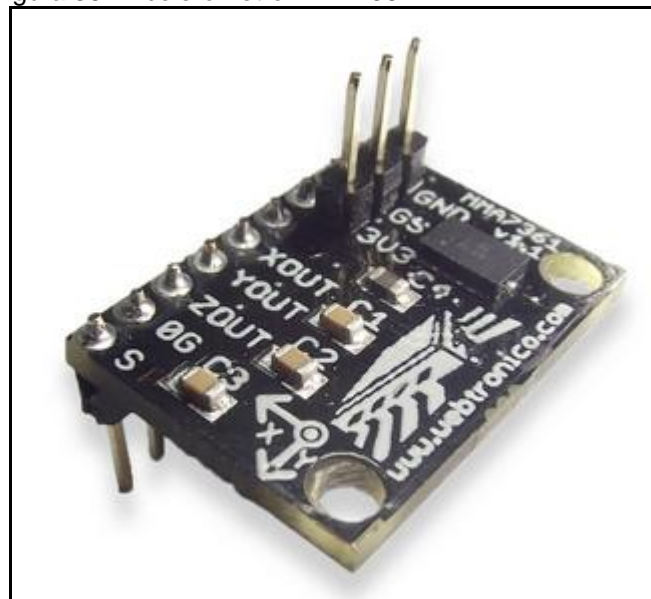


Fonte: AUTOR, 2012

4.2 SISTEMA DE CAPTAÇÃO DA FORÇA G

Depois de estudar os acelerômetros disponíveis no mercado para utilizar no projeto, foram utilizados acelerômetros MMA7361 de três eixos, Figura 36, medindo uma força de até 6G em cada eixo, considerado o suficiente para a centrífuga do estudo, que atinge até 5G.

Figura 36 - Acelerômetro MMA7361



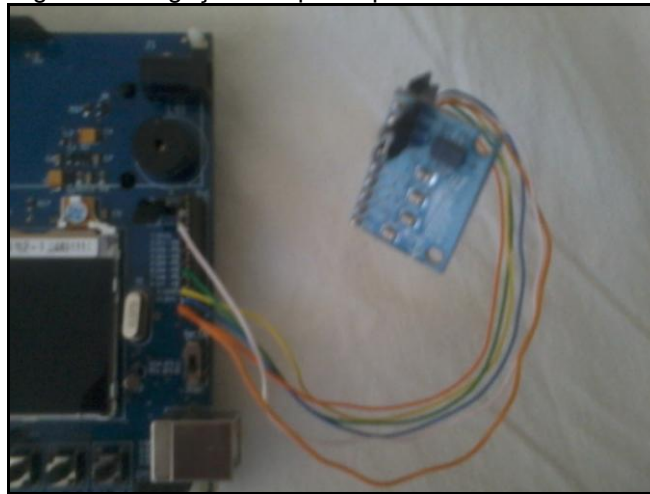
Fonte: WEBTRONICO, c2011

Foi escolhido esse acelerômetro pelo fato de possuir a tensão adequada para o

circuito (3.3V), ter fácil utilização, possuir 3 eixos, possuir saídas analógicas e de ter um alcance de até 6G.

O protótipo construído para testes é composto pelo acelerômetro conectado com seus três eixos nos pinos analógicos do microcontrolador (P6.1, P6.2 e P6.3) e com seus pinos de terra e VCC ligados no pino terra da placa e na tensão de 3.3V respectivamente, Figura 37.

Figura 37 - Ligações do protótipo



Fonte: AUTOR, 2012

Os valores obtidos pelo acelerômetro foram mostrados na tela de um *display* conectado na placa de aquisição, ainda sem serem convertidos em Força Gravitacional, Figura 38.

Figura 38 – Leitura dos valores dos eixos do acelerômetro

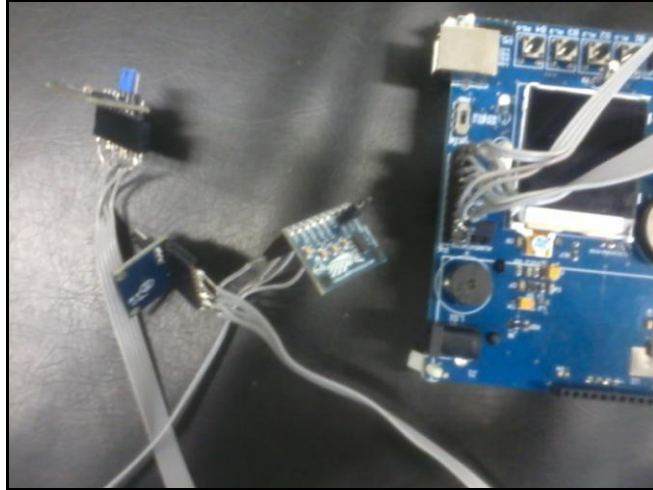


Fonte: AUTOR, 2012

Com a validação desse sistema foi construído o sistema final, que é composto

por três acelerômetros MMA7361 ligados nos pinos analógicos P6.1, P6.2, P6.3, P6.4, P6.5, P6.6, P6.7 GND e 3V3 do micro controlador, Figura 39.

Figura 39 - Circuito final de aquisição da Força G da Centrífuga

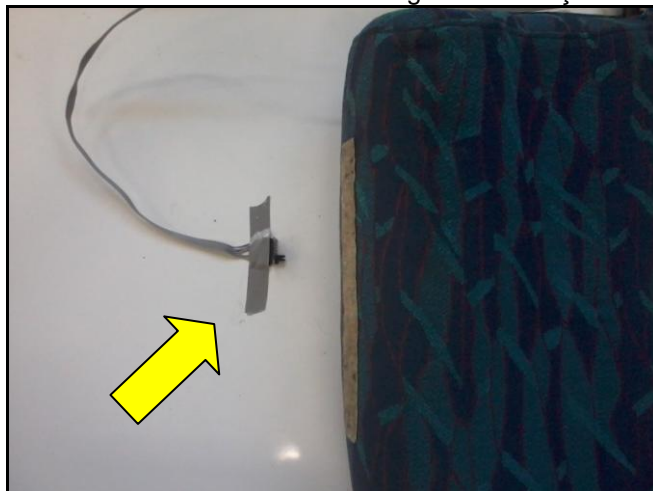


Fonte: AUTOR, 2012

Devido à distância necessária entre os módulos de aceleração e a placa de aquisição, a ligação entre eles foi realizada através de *flat cables*.

Os acelerômetros foram fixados no suporte da cadeira em que fica o indivíduo durante os testes na centrífuga, um na região da cabeça, o outro na região do peito e o último perto do sistema de tração interno, Figuras 40, 41 e 42 respectivamente.

Figura 40 - Acelerômetro localizado na região da cabeça do voluntário



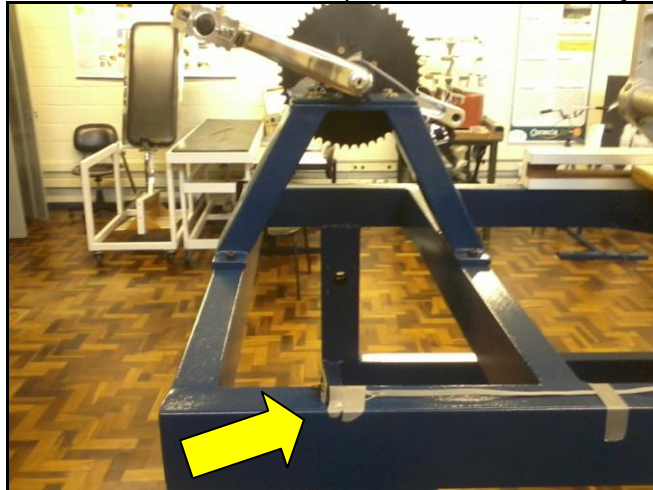
Fonte: AUTOR, 2012

Figura 41 - Acelerômetro localizado na região do coração do voluntário



Fonte: AUTOR, 2012

Figura 42 - Acelerômetro localizado perto do sistema de tração interno



Fonte: AUTOR, 2012

4.3 PLACA DE CAPTAÇÃO DOS DADOS DOS SISTEMAS RPM E FORÇA G

Para poder adaptar o kit escolhido no projeto, foi estudado cada um de seus componentes e o que poderia ser aproveitado para os sistemas de aquisição.

Primeiramente, foi verificado que o microcontrolador pertence à família do MSP430, os quais são muito utilizados para projetos por possuírem um baixo consumo, capacidade de processamento e uma rápida comunicação com periféricos externos. As principais características desse processador são:

- Arquitetura de 16bits;
- Frequência de até 16MHz;
- Memória RAM de 4kB;

- Memória FLASH de 120kB;
- Alimentação de 1.8V a 3.3V;
- Protocolos internos para comunicação serial UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*), SPI (*Serial Peripheral Interface*) e I2C (*Inter-Integrated Circuit*);

O kit de desenvolvimento utilizado, Figura 43, contém os seguintes componentes:

- Microcontrolador MSP430F2619;
- Grava e alimenta pela USB via FT232;
- Display gráfico colorido de celular;
- Display alfanumérico com *Backlight* azul 16X2;
- Sensor de temperatura;
- Relógio calendário (RTC) com bateria inclusa;
- *Smart Card* com um cartão incluso;
- 4 LEDS para uso geral;
- Teclado com 4 botões para uso;
- Cabo USB incluso.

Figura 43 – Kit para desenvolvimento da placa de aquisição de dados

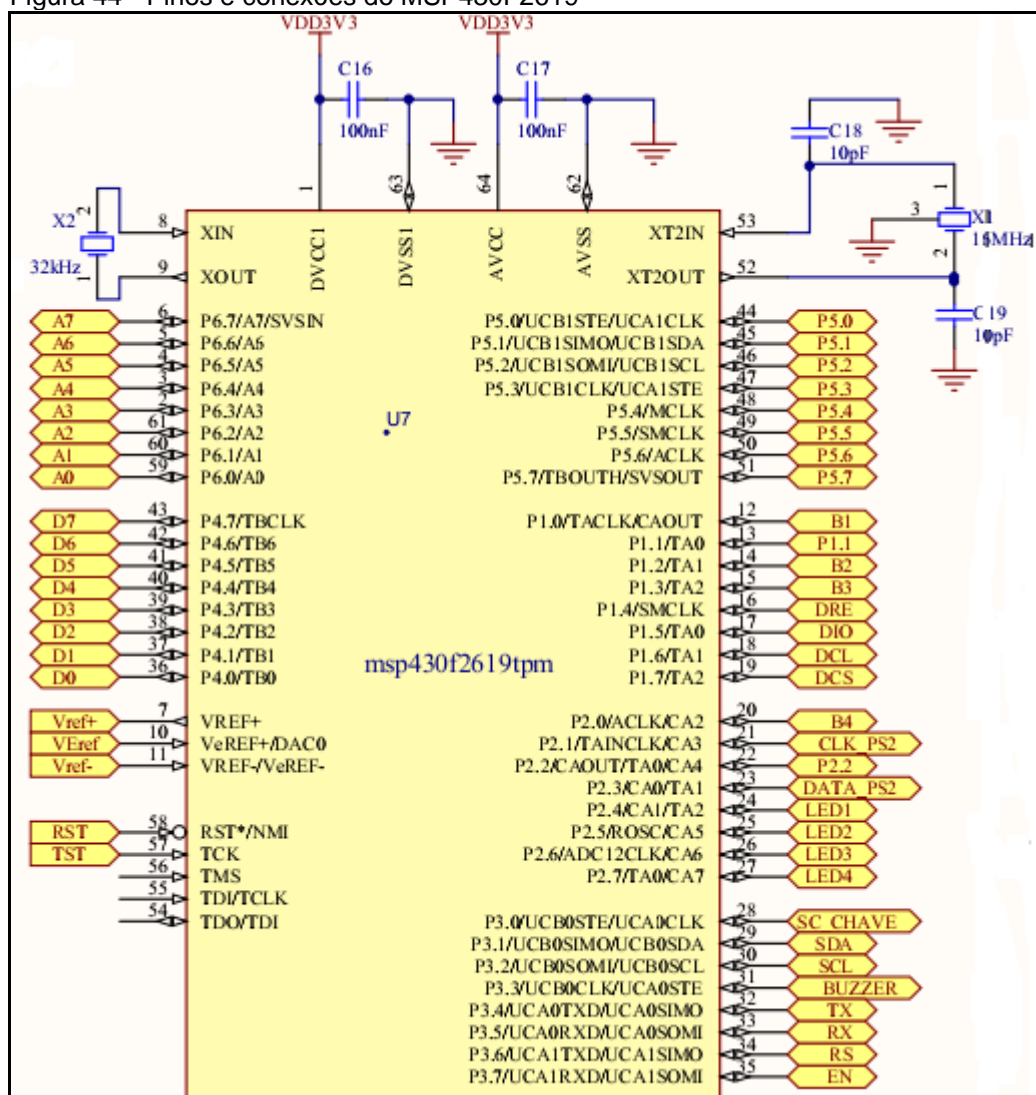


Fonte: FENGPUCRS, 2012

Alguns desses itens não foram necessários para o projeto, como os botões, *leds*, *smart card* e o relógio calendário. Os dois *displays* foram utilizados somente para testes dos sistemas de aquisição, o cabo USB foi necessário para programar o microcontrolador e o sensor de temperatura é utilizado para medir a temperatura na hora da coleta dos dados.

Na Figura 44 pode-se observar os pinos e as conexões do utilizados pelo MSP430F2619.

Figura 44 - Pinos e conexões do MSP430F2619

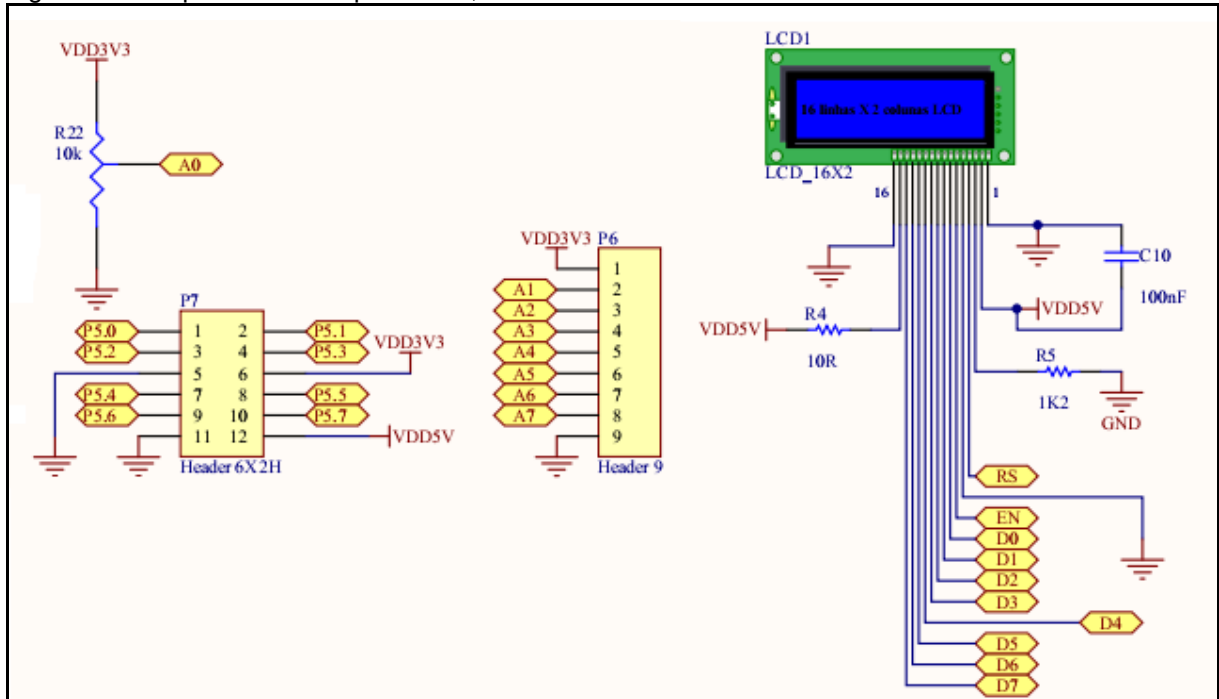


Fonte: FENGPUCRS, 2012

Os pinos P3s são destinados para o *display* LCD de texto, porém para o protótipo do projeto foram conectados com o sistema de transmissão. O sistema de aquisição da força G foi conectado nos pinos P6s e o sistema de aquisição das

rotações da centrífuga foi ligado nos pinos P5s. Abaixo, na Figura 45, o esquemático desses pinos no kit de desenvolvimento.

Figura 45 - Esquemático dos pinos P3s, P6s e P5s

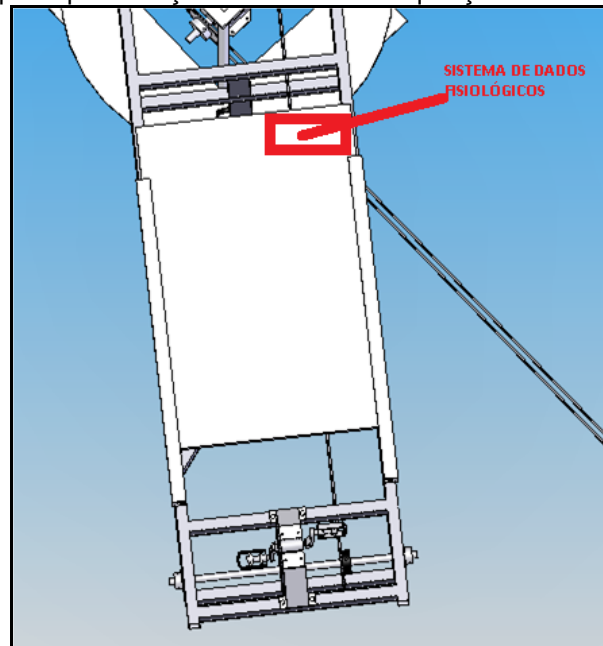


Fonte: FENGPUCRS, 2012

4.4 SISTEMA DE CAPTAÇÃO DE DADOS ECGS

O primeiro sistema de aquisição do ECG estudado foi o que utiliza fios, esse sistema ficaria em um suporte, localizado atrás do voluntario em experimento, Figura 46. Ele ficaria ligado a um HUB USB, que é o responsável por passar as informações para fora da centrífuga, sem que haja interferência dos cabos no desempenho do experimento.

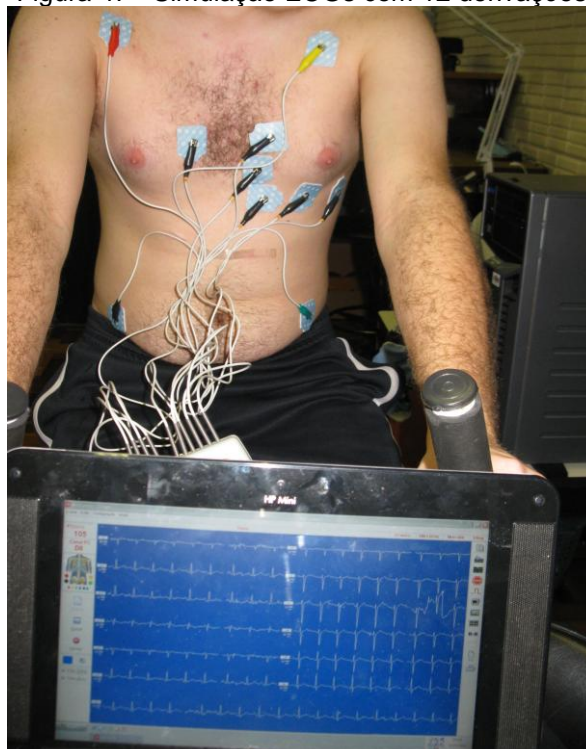
Figura 46 - Suporte para fixação do sistema de aquisição de dados da proposta 1



Fonte: ALBUQUERQUE, 2012

Esse sistema possui um *software* de recepção próprio que salva imagens dos ECGs realizados. Para testar esse sistema, foi realizada a sua aquisição sobre um voluntário em movimento em uma bicicleta ergométrica, simulando a pior ocasião de ruídos com o movimento do voluntário dentro centrífuga, Figura 47.

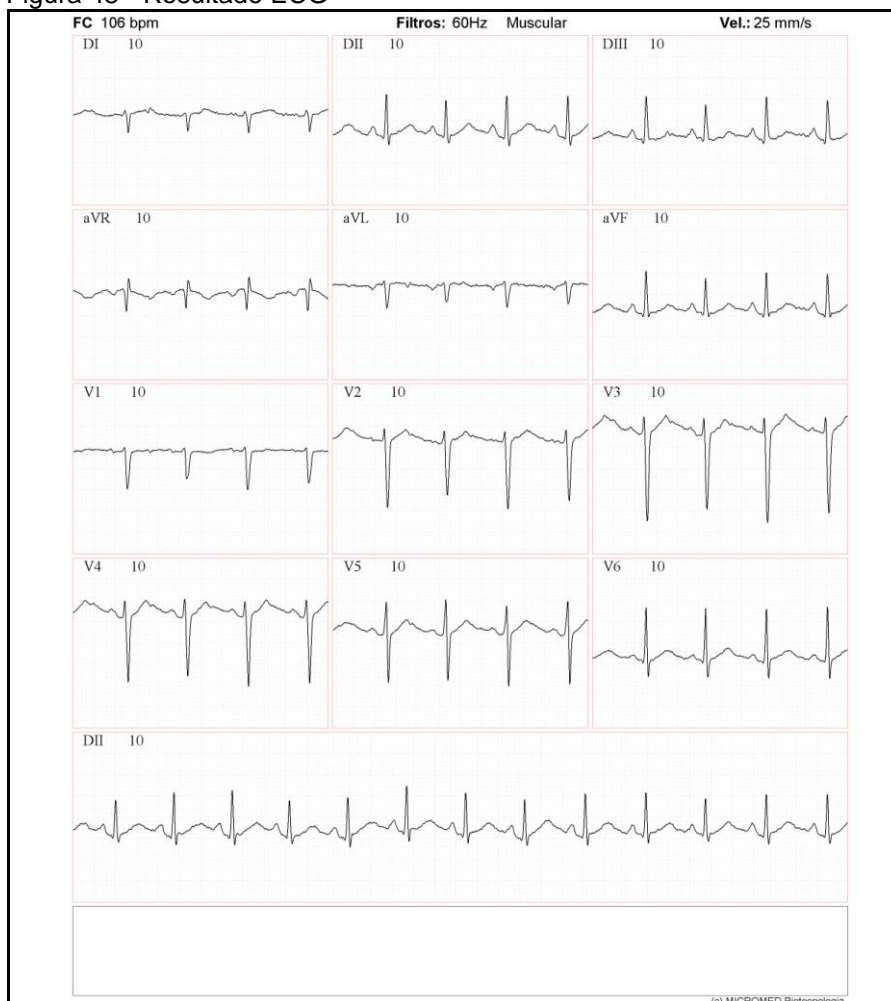
Figura 47 - Simulação ECGs com 12 derivações



Fonte: AUTOR, 2012

Esse sistema obteve resultados satisfatórios, Figura 48, porém, a utilização de *software* próprio e a utilização de cabos, dificultam sua utilização na centrífuga. Os principais problemas do sistema são a dificuldade de reproduzir todo o ECG adquirido, não podendo ser visualizado na mesma tela dos outros sistemas da centrífuga, além de necessitar de cabos para a sua utilização.

Figura 48 - Resultado ECG



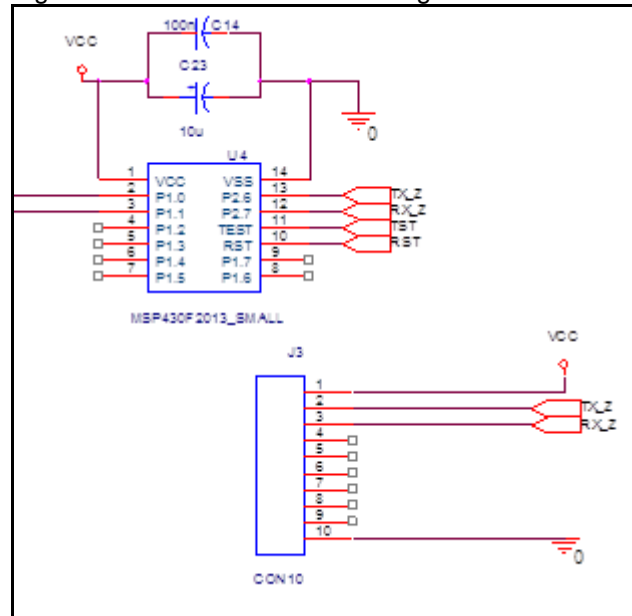
Fonte: AUTOR, 2012

Devido a esses problemas foi projetado o circuito de aquisição do eletrocardiograma sem fio. Porém, o primeiro circuito proposto não consegue atender todas as necessidades para o sistema projetado, pois não possui circuitos de transmissão sem fio, interface para programar o microcontrolador e de utilização de bateria.

Com isso, é utilizado um *software* de criação e simulação de circuitos eletrônicos, denominado *Orcad*, para complementar o circuito base com as mudanças necessárias. Primeiramente, para fazer a transmissão dos dados, foi

adicionado um módulo *ZigBee* ao circuito, conectando-o a aos pinos P2.6 e P2.7 do microcontrolador, Figura 49.

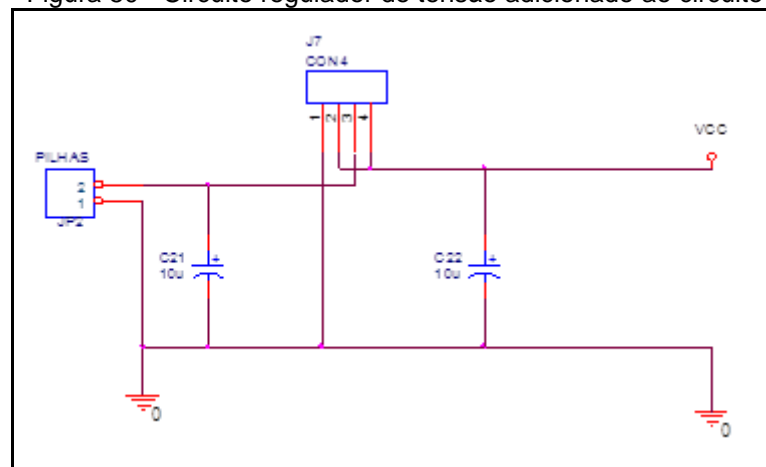
Figura 49 - Conexão do módulo ZigBee no circuito



Fonte: AUTOR, 2012

Depois, para fazer a conexão de uma bateria no sistema foi necessário desenvolver um circuito regulador de tensão. Isso se deve ao fato do sistema ser alimentado por 3,3 V e da bateria ser uma fonte de 4,5 V, queimando assim o circuito se for diretamente conectada. Sendo assim, foi projetado o circuito regulador de tensão da Figura 50.

Figura 50 - Circuito regulador de tensão adicionado ao circuito

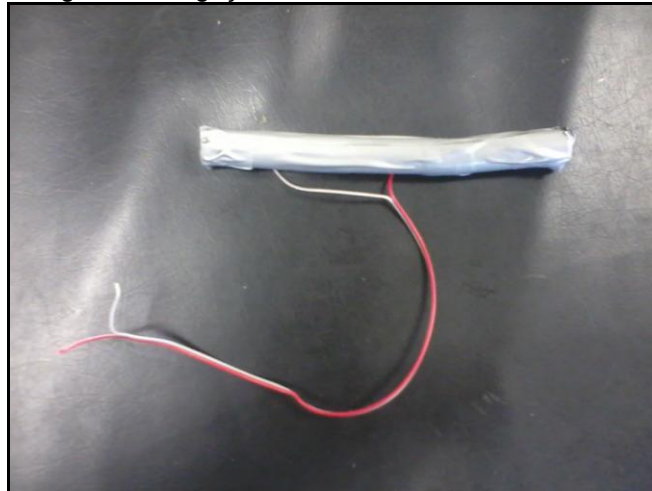


Fonte: AUTOR, 2012

O regulador de tensão utilizado é o TLV1117 , que é um regulador ajustável, isto é, possui cinco valores diferentes de tensões de saída (1.5 V, 1.8 V, 2.5 V, 3.3 V e 5 V).

Para gerar uma bateria de 4.5 V foi utilizado três baterias de 1.5 V ligadas em série, Figura 51.

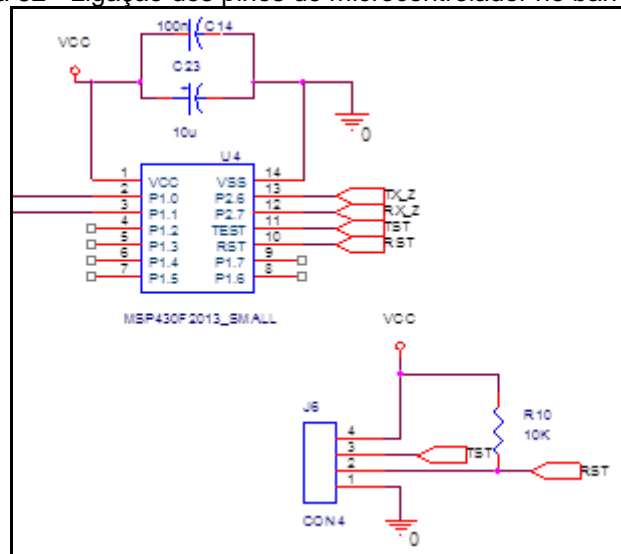
Figura 51 - Ligação em série das baterias de 1.5V



Fonte: AUTOR, 2012

Foi adicionado um barramento de quatro pinos no circuito que foram conectados aos pinos de *test*, *reset*, *Vcc* e *GND* do MSP430, Figura 52.

Figura 52 - Ligação dos pinos do microcontrolador no barramento



Fonte: AUTOR, 2012

Esse barramento foi adicionado no circuito, para conectar um gravador do MSP430F2013, onde o *software* gerado foi enviado para o controlador através desse dispositivo, Figura 53.

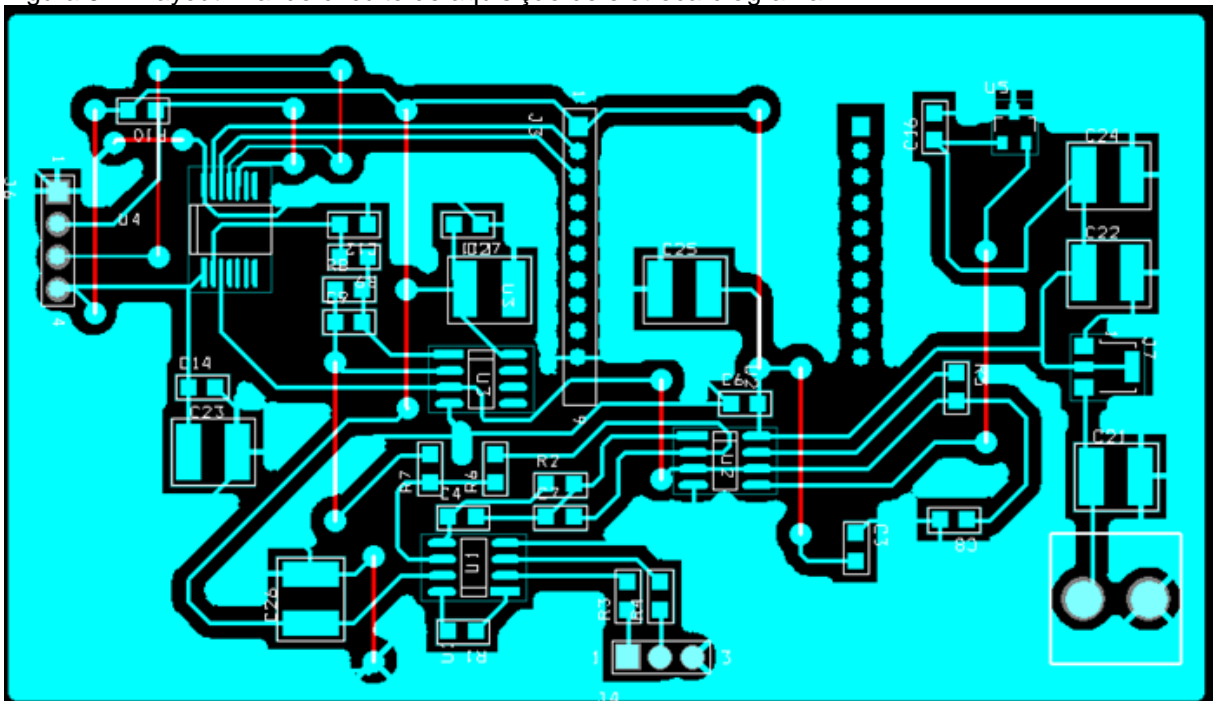
Figura 53 - Gravador do MSP430



Fonte: AUTOR, 2012

Com a adição dos três circuitos propostos, foi gerado o *layout* de todo o sistema, Figura 54.

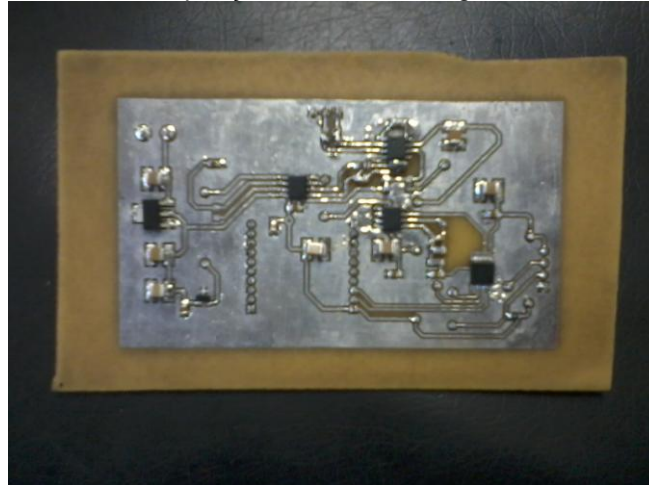
Figura 54 - Layout final do circuito de aquisição de eletrocardiograma



Fonte: AUTOR, 2012

Com o *layout* finalizado, foi desenvolvida a placa final do sistema de aquisição do eletrocardiograma, Figura 55.

Figura 55 - Placa de aquisição do eletrocardiograma de uma derivação

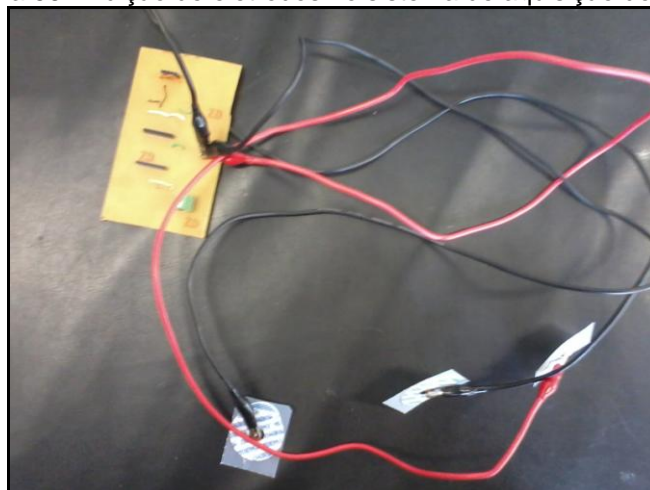


Fonte: Autor, 2012

Na construção da placa do circuito, foram utilizados componentes smd, que ajudam na diminuição de ruídos e maus contatos no sistema. Isso se deve ao fato de não precisar furar a placa para fixa-los, pois são soldados direto na placa.

Para fazer a aquisição desses dados, foram inseridos eletrodos nas saídas da placa, Figura 56, sendo os responsáveis por fazer o registro do potencial elétrico gerado.

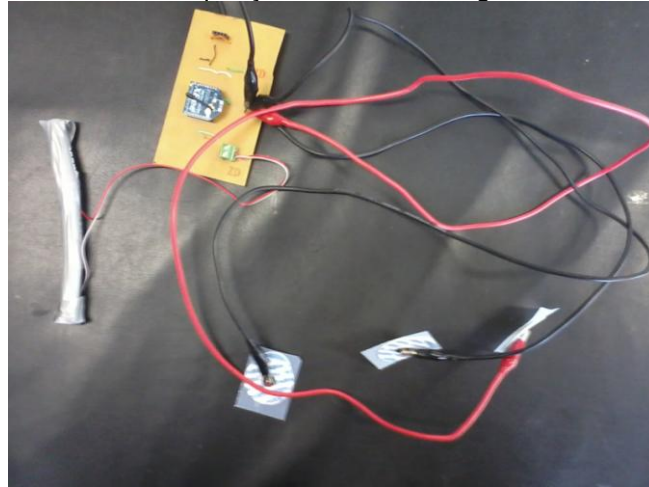
Figura 56 - Adição de eletrodos no sistema de aquisição do ECG



Fonte: Autor, 2012

Com o sistema completamente desenvolvido, foi anexado na centrífuga humana, Figura 57.

Figura 57 - Sistema final de aquisição do eletrocardiograma na centrífuga humana



Fonte: Autor, 2012

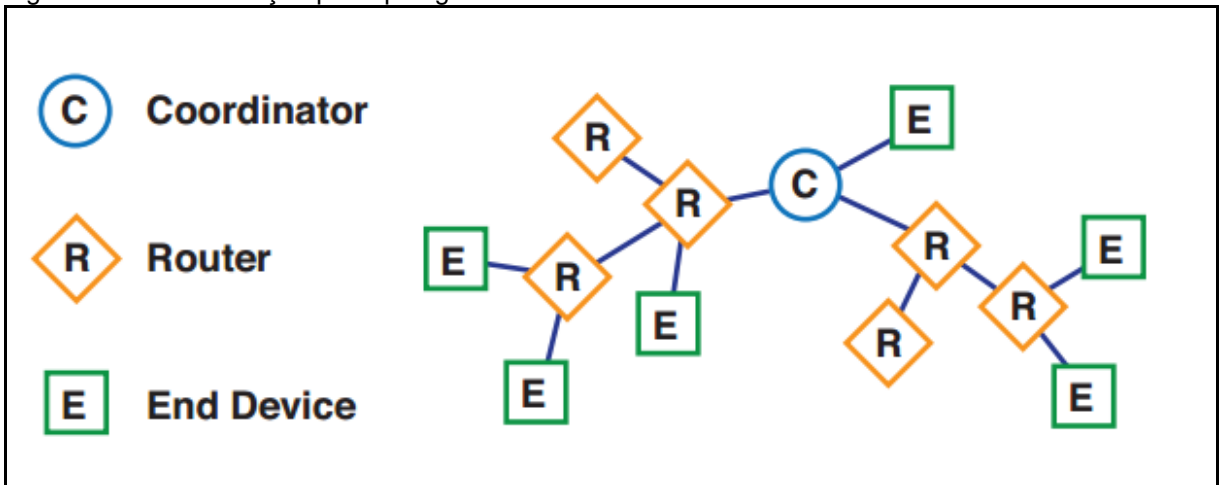
4.5 SISTEMA DE TRANSMISSÃO DE DADOS

O primeiro protótipo para fazer a aquisição de dados foi o circuito que utiliza fios. Todos os circuitos presentes na centrífuga (dados da centrífuga que engloba RPM, Força G e temperatura; fisiológicos; e vídeo) ficariam conectados no HUB, e ele seria o responsável para transmitir os dados para fora. Porém, devido ao fato da centrífuga possuir um comprimento de 5 metros (braço a braço) e estar em movimentado, foi verificado que os cabos poderiam atrapalhar na movimentação da mesma.

Dessa forma, foi necessário estudar um método mais prático para a transmissão dos dados. Depois de estudar as tecnologias *wireless*, foi decidido utilizar a comunicação com módulos *ZigBees* para fazer a transmissão de dados. Isso se deve ao fato de ser uma tecnologia que tem uma boa taxa de transmissão para pequenas distâncias, além de ser de fácil utilização e implementação.

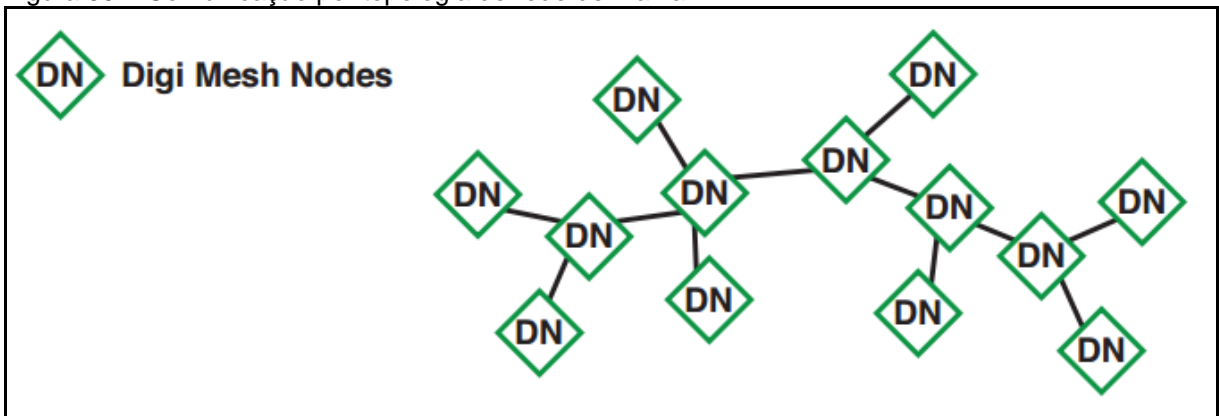
Para escolher o modelo dos módulos utilizados, ficou-se em dúvida entre os modelos XBEE S1 e XBEE S2. A principal diferença entre os dois modelos é que o primeiro utiliza comunicação por topologia ponto a ponto ou estrela, Figura 58, e o segundo usa uma rede de malhas, Figura 59, (DIGI, c2012).

Figura 58 – Comunicação por topologia estrela



Fonte: DIGI, c2012

Figura 59 – Comunicação por topologia de rede de malha



Fonte: DIGI, c2012

Os dois módulos foram adquiridos para testes, Figura 60:

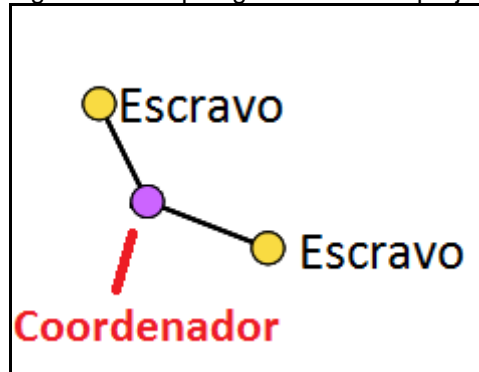
Figura 60 - Módulos ZigBee XBEE S1 e S2



Fonte: AUTOR, 2012

Foram escolhidos os módulos S1, pois seu *firmware* foi desenvolvido para suportar a comunicação estrela, que é a comunicação que mais se adequa ao sistema proposto, Figura 61.

Figura 61 – Topologia utilizada no projeto



Fonte: Autor, 2012

Os dois módulos escravos permanecem enviando os dados coletados para o coordenador, que controla quando essa transmissão deve começar e terminar. Os módulos escravos são os conectados aos sistemas de aquisição e o coordenador é o módulo de recepção conectado ao computador.

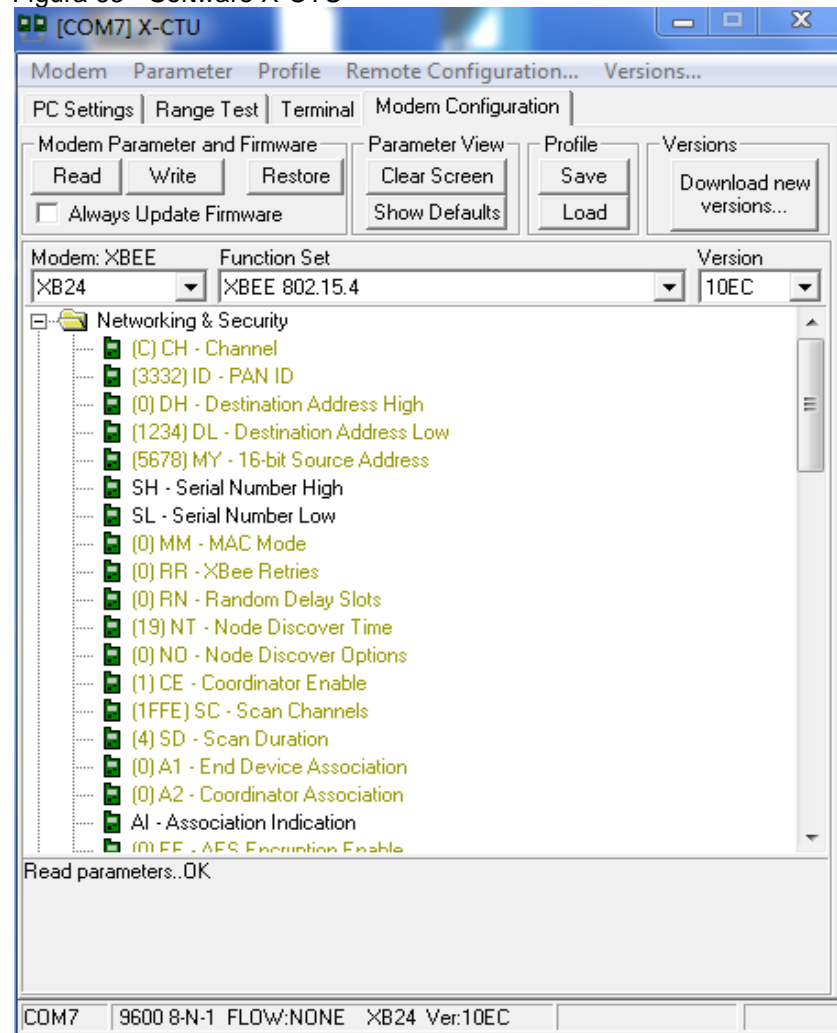
Para configurar cada módulo é utilizado um adaptador USB, Figura 62, que através do *software* X-CTU, permite que sejam programados diversos parâmetros dos módulos, como: endereço do módulo, classe do módulo (coordenador, roteador e escravo) e portas de entrada e saída, Figura 63.

Figura 62 - Adaptador USB



Fonte: AUTOR, 2012

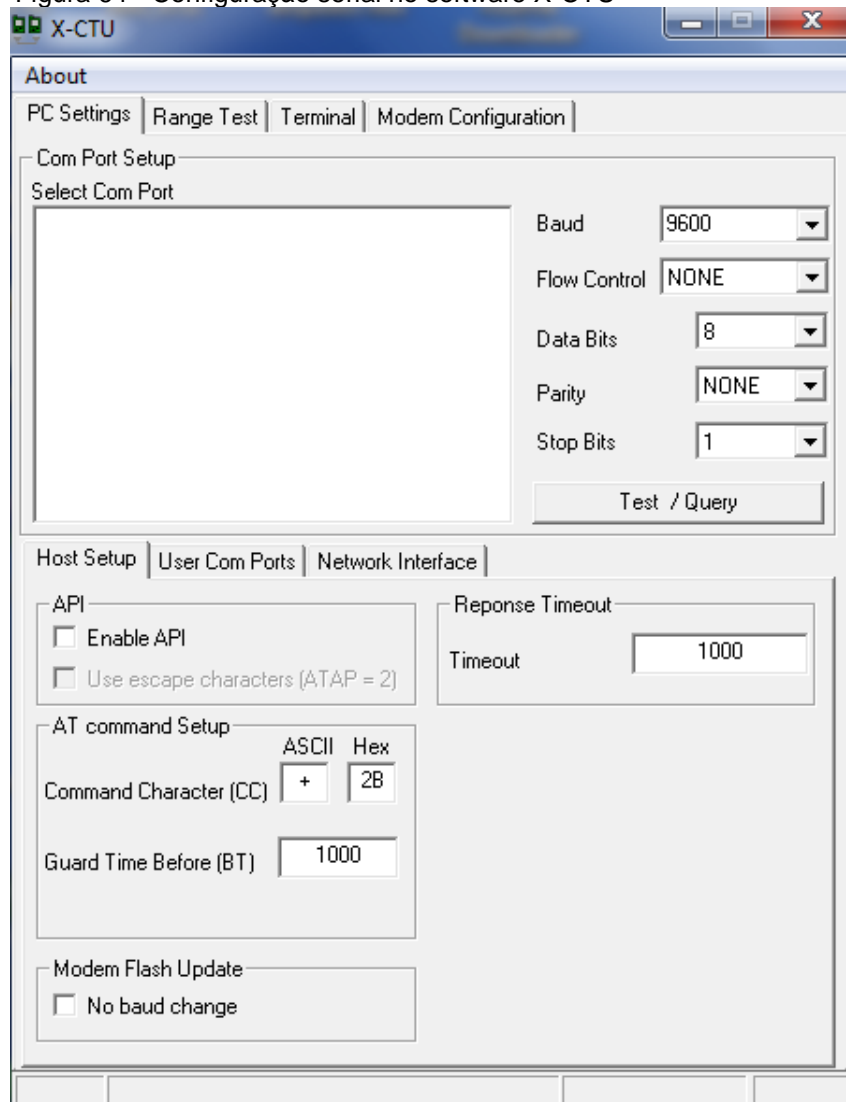
Figura 63 - Software X-CTU



Fonte: AUTOR, 2012

Nesse programa também é selecionado as configurações seriais de cada módulo, utilizando os seguintes parâmetros: 8 bits de dados, sem paridade, taxa de 9600bps e 1 *stop bit*, Figura 64.

Figura 64 - Configuração serial no software X-CTU

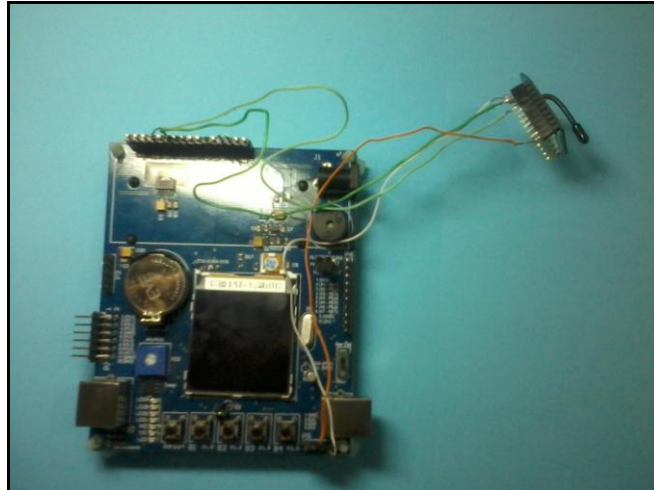


Fonte: AUTOR, 2012

Depois de configurados, os módulos foram conectados em seus respectivos sistemas.

Para conectar o primeiro módulo no sistema de dados da centrífuga, foram utilizados os pinos 1 (Vcc), 2 (Tx), 3 (Rx) e 10 (GND) do *ZigBee*, ligados nos pinos 3V3, P3.6, P3.7 e GND respectivamente, Figura 65.

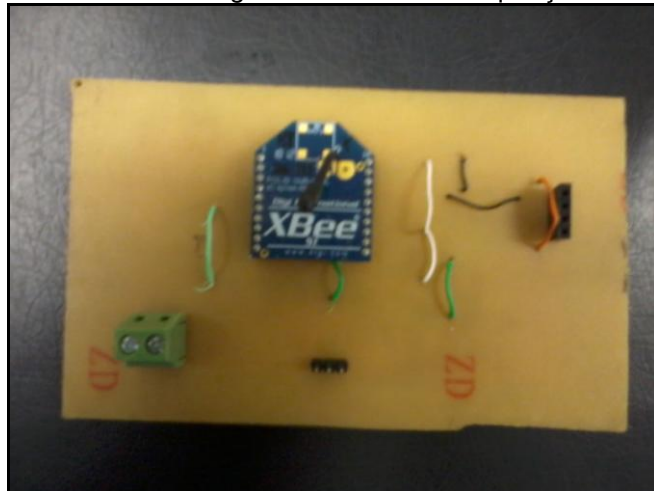
Figura 65 - Conexão do módulo *ZigBee* no sistema de aquisição de dados da Centrífuga



Fonte: AUTOR, 2012

No sistema de aquisição dos dados fisiológicos, o *ZigBee* foi conectado no seu soquete, disponível na placa desenvolvida para o sistema, Figura 66.

Figura 66 - Conexão do módulo *ZigBee* no sistema de aquisição de dados fisiológicos



Fonte: AUTOR, 2012

E o módulo de recepção é conectado no conversor USB, confeccionado especialmente para módulos *ZigBees*.

4.6 SOFTWARE DO SISTEMA DE CAPTURA E TRANSMISSÃO DOS DADOS DA CENTRÍFUGA (RPM, FORÇA G E TEMPERATURA)

O *software* desenvolvido foi feito por partes, fazendo uma etapa de cada vez e testando, sempre verificando se uma etapa não interferiu na outra ocasionando uma regressão do sistema.

Primeiramente foi necessário fazer todas as configurações no código para se comunicar com o controlador. Para isso foi utilizado funções e bibliotecas prontas disponíveis nos materiais dos professores da disciplina de Laboratório de Processadores da PUCRS, Figura 67.

Figura 67 - Configurações das bibliotecas iniciais do software

```
#include <stdio.h>
#include <string.h>
#include <io.h>
#include <signal.h>
#include "lcd-nokia.c"
#include "lab2011.h"
#include "config_2619.h"
#include "delay.h"
#include "serial_lib.h"
#include "lcd_n6100.h"
#include "i2csw.c"

#define no_lcd      0
#define na_serial  1
int escreve_i2c(int addr, void *buf, int n);
int le_i2c(int addr, void *buf, int n);

char aonde = no_lcd;

int putchar(int c);
```

Fonte: AUTOR, 2012

Com a comunicação juntamente com o processador pronta, foi realizado a aquisição da temperatura do sistema. Essa aquisição é adquirida através da leitura da interface i2c da placa, conectada ao sensor de temperatura, Figura 68.

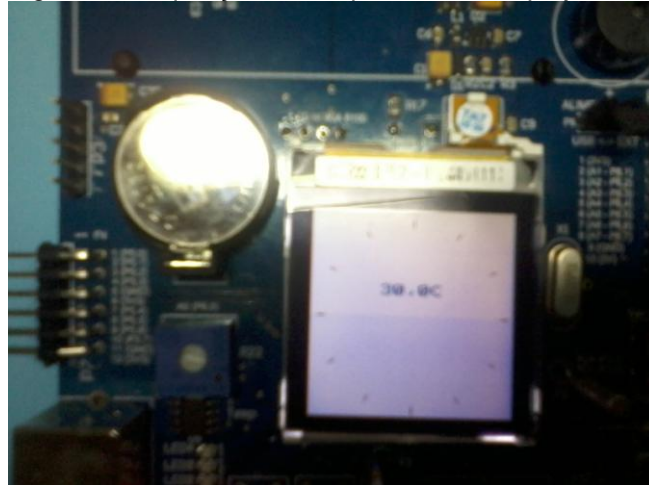
Figura 68 - Leitura do sensor de temperatura

```
buf2[4]=0;
if(!escreve_i2c(0x90, buf2+4, 1)){
    le_i2c(0x91, buf2+4, 2); // Le a temperatura no IM75
    buf2[9]=' '; // Escreve a temperatura como caracteres a partir de buf[9]
    if(buf2[4] & 0x80) { // Temperatura negativa
        buf2[4] = ~buf2[4]; // Inverte bits
        buf2[5] ^= 0xe0;
        buf2[9] = '-'; // Sinal negativo
    }
    if(buf2[4] > 9) buf2[9] = (buf2[4]/10)+'0'; // Dezena de grau
    buf2[10]=(buf2[4]%10)+'0'; // unidade
    buf2[12]=(digitos[(buf2[5] >> 5) & 7]); // Decimo
}
```

Fonte: AUTOR, 2012

O teste da aquisição da temperatura foi realizado com a utilização dos *displays* no kit de desenvolvimento, Figura 69.

Figura 69 - Aquisição da temperatura no *display*



Fonte: AUTOR, 2012

Depois disso, foi desenvolvida a comunicação com os acelerômetros. Como os acelerômetros possuem uma saída analógica, sua aquisição foi feita em dois passos, um para aquisição e outro para conversão.

Primeiro foi desenvolvida uma função de leitura dos dados adquiridos nos pinos analógicos P6s, Figura 70.

Figura 70 - Leitura dos pinos analógicos P6.1 e P6.2

```

ADC12CTL0 &= ~ENC;
ADC12CTL0 = REFON + ADC12ON;
ADC12CTL1 = SHP;
ADC12MCTL0 = 0x01; // canal de entrada1
ADC12CTL0 |= ENC;

ADC12CTL0 |= ADC12SC;
while(ADC12CTL1 & ADC12BUSY);
v1 = ADC12MEM0;
buf[0] = v1;

ADC12CTL0 &= ~ENC;
ADC12CTL0 = REFON + ADC12ON;
ADC12CTL1 = SHP;
ADC12MCTL0 = 0x02; // canal de entrada2
ADC12CTL0 |= ENC;
|
ADC12CTL0 |= ADC12SC;
while(ADC12CTL1 & ADC12BUSY);
v2 = ADC12MEM0;
buf[1] = v2;

```

Fonte: AUTOR, 2012

Porém, os valores obtidos pelo código são analógicos, e para medir a força gravitacional aplicada no acelerômetro foi necessário fazer uma conversão. Para fazer essa conversão, foi medido o valor máximo e o mínimo lido pelo acelerômetro: Valor mínimo 1712, valor máximo 2312. O valor mínimo representa -1G e o valor máximo +1G. Tendo o valor de 1G e -1G foi adquirido o valor de 0G através da Equação 01:

$$0G = \frac{2312 - 1712}{2} = 2012 \quad \text{Eq. 01}$$

Com o valor de zero G obtido, foi desenvolvida a Equação 02:

$$G_{medido} = \frac{x - 2012}{300} \quad \text{Eq. 02}$$

Essa Equação foi inserida no código, conforme Figura 71.

Figura 71 - Código do sistema de aquisição da Força G, convertido para unidade G

```
buf3[3] = "+";
l4 = ((v4-2012)%300);
v4 = (v4-2012)/300;
l4 = ((l4*100)/300);
```

Fonte: AUTOR, 2012

Depois de desenvolver o conversor de dados analógicos para força G, foi desenvolvido o código para aquisição do numero de rotações por minuto, Figura 72.

Figura 72 - Código do sistema de aquisição de RPM.

```
if (P5IN & 0x01) {
    i = i;
    e = 1;
}
else {
    if (f != e) {
        i++;
        g = 1;
        e = 0;
    }
}

if (g==1) b++;
a3 = a3 + (i*60);
i = 0;
if (b == 0)
    d = 0;
else d = a/b;
if (b == 60) {
    b = 0;
    a3 = d;
}
```

Fonte: AUTOR, 2012

O código consiste em um contador, que acrescenta um na variável cada vez que o imã passa pelo *reed-switch*. Esse valor é verificado a cada 0.2 segundos, como cada volta da centrífuga representa uma vez que o imã passa pelo sensor magnético, foi criada a Equação 03:

$$RPM = \frac{(i \times a)}{b}, \text{ onde:} \quad \text{Eq. 03}$$

i = número de vezes que o sensor passa pelo imã

b = número de vezes que é verificada a leitura do sistema

a = 60 segundos * o numero de vezes que é feita a leitura por segundo = 5*60 = 300

E por último é realizada a comunicação entre os módulos *ZigBees*, Figura 73.

Figura 73 - Código do sistema transmissão de dados pela serial

```
#define taman 51
unsigned char tam[1];
tam[0] = taman;
if (a == 1){
aonde = na_serial;
printf("z%c%s%d,%02d%s%d,%02d%s%d,%02d%s%d,%02d%s%d,%02d%03d%03d%03d%c%c%c", tam[0],buf3[0],
buf[0],buf[1],buf3[1],buf[3],buf[4],buf3[2],buf[6],buf[7],buf3[3],buf[9],buf[10],buf3[4],
buf[12],buf[13],buf3[5],buf[14],buf[15],d,d1,d2,buf2[9],buf2[10],buf2[11],buf2[12]);
}
delayms(200);
```

Fonte: AUTOR, 2012

Essa comunicação entre os módulos é realizada da seguinte forma: Todos os dados adquiridos são alocados em um vetor de caracteres. Com isso o sistema espera receber um caractere 'o' do sistema de recepção, que significa que os dados podem ser enviados. Quando os dados enviados são recebidos pelo sistema conectado ao computador, ele envia um caractere 'f' avisando que os dados foram recebidos. Essa comunicação entre os dois módulos é feita de maneira infinita, até que essa conexão seja cortada pelo *ZigBee* receptor.

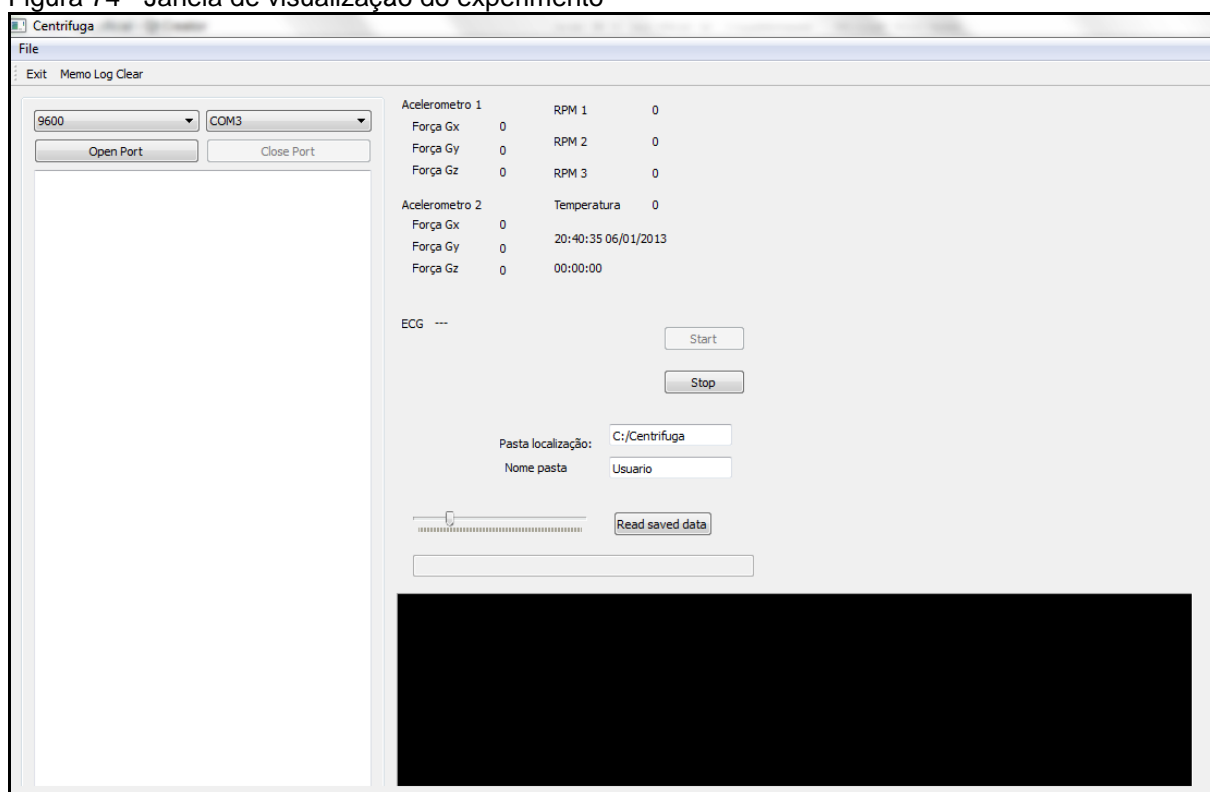
4.7 SOFTWARE DO SISTEMA DE CAPTURA E TRANSMISSÃO DOS DADOS DO ECG

Esse *software* consiste em adquirir os valores lidos nos eletrodos, através da leitura dos pinos P1.0 e P1.1 do microcontrolador, e guarda-los em uma *string* de tamanho sessenta e cinco. Porém, essa leitura só é realizada quando o *ZigBee* do sistema receber um caractere 'k', e logo que ela é realizada os sessenta e seis valores da *string* são enviados para o *ZigBee* receptor. O sistema para de fazer a leitura quando recebe o caractere 'g'.

4.8 SOFTWARE DE RECEPÇÃO E ARMAZENAMENTO DE DADOS (RPM, FORÇA G, TEMPERATURA) E DE ECG

No desenvolvimento desse software em C++, primeiramente foi construída uma janela que contém todos os dados necessários para a visualização do experimento. Para desenvolver essa janela, primeiro foram adicionados campos para todos os dados recebidos pelo ZigBee, e depois os necessários para o acompanhamento do experimento, Figura 75.

Figura 74 - Janela de visualização do experimento



Fonte: AUTOR, 2013

Os campos 9600, COM3, *Open Port* e *Close Port* são os campos de configuração da porta *serial* que o *ZigBee* está conectado. O botão *Start* é para iniciar os testes, porém ele só pode ser pressionado depois que a porta *serial* for aberta, já o botão *Stop* termina com o teste.

Para controlar o tempo de teste, foi criado um cronômetro que é iniciado quando o botão *Start* é pressionado, Figura 75.

Figura 75 - Código para iniciar o cronometro

```

void MainWindow::on_StartButton_clicked()
{
    ui->Cronometro->setText("00:00:00");
    cronometro->resetar();
    cronometro->start();
    porta->mudaStatusTesteSendoRealizado(true);
}

```

Fonte: AUTOR, 2012

O cronômetro foi desenvolvido com a criação de um objeto, ele possui um parâmetro *timer* que vai incrementando um valor unitário a cada segundo, quando o valor da variável segundo atingir sessenta, incrementa um no minuto, e assim por diante, Figura 76.

Figura 76 - Código de funcionamento do cronômetro

```

Cronometro::Cronometro(QObject *parent) :
    QObject(parent)
{
    hora = 0;
    minuto = 0;
    segundo = 0;

    timer = new QTimer(this);
    connect(timer, SIGNAL(timeout()), this, SLOT(setCronometro()));
}

void Cronometro::start()
{
    timer->start(1000);
}

void Cronometro::setCronometro()
{
    segundo++;
    if (segundo == 60)
    {
        minuto++;
        segundo = 0;
    }
    if (minuto == 60)
    {
        hora++;
        minuto = 0;
    }
    if (hora == 24)
    {
        hora = 0;
    }

    emit setValue(QString::number(hora) + "h:" + QString::number(minuto)
        + "m:" + QString::number(segundo) + "s");
}

```

Fonte: AUTOR, 2012

Depois disso, foi desenvolvido o código para configurar a porta serial. Esse código utilizou como base algumas funções da classe *WSerial* para fazer sua comunicação, Figura 77.

Figura 77 - Código de leitura da porta serial

```
void command::readyRead()
{
    if (serial_pode_ler == true)
    {
        QByteArray bytesReceived;

        //Receive data from the serial
        while (port1->bytesAvailable() > 0)
        {
            Sem.acquire(1);
            QByteArray temp = port1->read(1);
            Sem.release(1);

            if (temp != "-1")
                bytesReceived.append(temp);
            else emit sendMessage("An error ocurred during serial reading.",Qt::red);
        }

        //Id data received, print in mainwindow and call test function
        if (!bytesReceived.isEmpty() && bytesReceived != "\n" && bytesReceived != "\r")
            processador(bytesReceived);
    }
}
```

Fonte: AUTOR, 2012

Depois de ter o controle sobre a porta *serial*, começou a ser desenvolvido o protocolo de comunicação do sistema. Como são recebidos dados de dois transmissores diferentes, foi necessário criar definições para a comunicação, Figura 78.

Figura 78 - Valores definidos para o protocolo de comunicação

```
#ifndef PROTOCOLOCENTRIFUGA_H
#define PROTOCOLOCENTRIFUGA_H

#define ZIGBEE_ECG_ON          0x4F    //'o'
#define ZIGBEE_ECG_OFF        0x46    //'f'
#define ZIGBEE_CENTRIFUGA_ON  0x4B    //'k'
#define ZIGBEE_CENTRIFUGA_OFF 0x47    //'g'
#define ZIGBEE_ECG_DATA        0x04
#define ZIGBEE_CENTRIFUGA_DATA 'z' //0x5A    //'z'
#define ZIGBEE_ECG_DATA_SIZE   65    //5 + (3n)
#define ZIGBEE_CENTRIFUGA_DATA_SIZE 39

#endif // PROTOCOLOCENTRIFUGA_H
```

Fonte: AUTOR, 2012

Os *defines* terminados em *ON* e *OFF* são enviados para os módulos transmissores para avisá-los quando podem começar ou encerrar a transmissão dos dados. Os *defines* terminados em *DATA*, servem para identificar qual módulo que está enviando os dados. E os *defines* terminados em *SIZE*, são utilizados para saber quando todo o pacote foi recebido.

Dependendo do primeiro caractere recebido pelo *software*, os dados são guardados em certo parâmetro, Figura 79.

Figura 79 - Código de armazenamento dos valores da centrífuga recebido

```

case ZIGBEE_CENTRIFUGA_DATA:
{
    if (trataStatus(structure,"R: ZIGBEE_CENTRIFUGA_DATA Ok","R: ZIGBEE_CENTRIFUGA_DATA problem"))
    {
        QByteArray acelerometro1x, acelerometro1y, acelerometro1z, acelerometro2x, acelerometro2y, acelerometro2z,
        for (int aaa = 2; aaa < 6; aaa++)
            acelerometro1x.push_back(structure[aaa]);

        for (int aaa = 6; aaa < 10; aaa++)
            acelerometro1y.push_back(structure[aaa]);

        for (int aaa = 10; aaa < 14; aaa++)
            acelerometro1z.push_back(structure[aaa]);
    }
}

```

Fonte: AUTOR, 2012

Depois que é feito esse armazenamento, os dados são mostrados na janela de exibição através do código, Figura 80.

Figura 80 - Código para mostrar os dados recebidos na janela de exibição

```

ui->Acelerometro2x->setText(QString::fromAscii(acelerometro2x));
ui->Acelerometro2y->setText(QString::fromAscii(acelerometro2y));
ui->Acelerometro2z->setText(QString::fromAscii(acelerometro2z));
ui->RPM1->setText(QString::fromAscii(rpm1));
ui->RPM2->setText(QString::fromAscii(rpm2));
ui->RPM3->setText(QString::fromAscii(rpm3));
ui->Temperatura->setText(QString::fromAscii(temp));

```

Fonte: AUTOR, 2012

Esse controle é feito tanto para os dados da centrífuga, como para os valores lidos dos eletrodos. A única diferença é que os valores do eletrocardiograma são mostrados em forma de gráfico, Figura 81, utilizando as funções da classe Qwt.

Figura 81 - Código para gravar valores recebidos no gráfico

```

QByteArray ECG;

for (int aaa = 2; aaa < 63; aaa++)
    ECG.push_back(structure[aaa]);

showInWindow(ECG);

```

Fonte: AUTOR, 2012

Esses dados mostrados na janela de visualização, durante o teste, são gravados em arquivos com formato de texto (.txt), Figura 82, podendo ser visualizados nos próprios arquivos salvos, depois que o experimento foi realizado.

Figura 82 - Código para gravação dos dados recebidos em um arquivo

```
MReadWrite *escreve = new MReadWrite(this);

if (escreve->openWrite(nome_pasta + "/ECG.txt",QIODevice::Append))
{
    escreve->Write(ui->Relogio->text() + ";" + ui->Cronometro->text() + ";");

    for (int aaa = 0; aaa < ECG.size(); aaa++)
    {
        escreve->Write(QString::fromAscii(ECG));

        if ((aaa + 1)%3 == 0)
        {
            escreve->Write("\n");
            escreve->Write(ui->Relogio->text() + ";" + ui->Cronometro->text() + ";");
        }
    }

    escreve->closeFile();
}
```

Fonte: AUTOR, 2012

O nome do voluntário do experimento é utilizado para nomear a pasta em que os arquivos são salvos, conforme o preenchimento da caixa de texto da Figura 83.

Figura 83 - Campo do nome do voluntario

Pasta localização:	C:/Centrifuga
Nome pasta	Usuario

Fonte: AUTOR, 2012

Tendo esses arquivos salvos, é possível visualiza-los, da mesma maneira que foram exibidos, a qualquer momento e em qualquer computador, precisando apenas clicar no botão "Read saved data" localizado na janela de visualização, Figura 84.

Figura 84 - Botão de leitura dos arquivos salvos, com a barra de velocidade



Fonte: AUTOR, 2012

A barra controla a velocidade com que os valores são mostrados na tela, essa leitura e controle dos valores lidos, pode ser verificada através do código mostrado na Figura 85.

Figura 85 - Código para ler o arquivo salvo e reproduzir na tela

```

if (!fileNameECG.isEmpty())
{
    //Sensores
    QString dir2;
    const QString fileNameSensores = QFileDialog::getOpenFileName( NULL,
        "Load the Sensor file",
        dir2, "Text files (*.txt)");

    //Ativa tudo

    if (!fileNameSensores.isEmpty())
    {
        connect(plotfromtxt, SIGNAL(sendSensorData(QString,QString,QString,QString,QString,QString,QString,QString,QString,QString))
            ,this,SLOT(slotDataFromSavedFileSensor(QString,QString,QString,QString,QString,QString,QString,QString,QString,QString)));

        connect(plotfromtxt, SIGNAL(sendGrafData(QString,QString,QString))
            ,this,SLOT(slotDataFromSavedFileECG(QString,QString,QString)));

        plotfromtxt->setAndStart(fileNameECG, fileNameSensores, 200);
    }
    else
        qDebug() << "FAILURE! Empty string";
}

```

Fonte: AUTOR, 2012

4.9 SISTEMA DE EXIBIÇÃO DE IMAGEM

O primeiro sistema que foi proposto é utilizando a placa de captura que é feita para que se possa transmitir a imagem filmada ao computador em tempo real. A utilização deste sistema tem uma boa resolução de vídeo, devido ao uso de uma câmera específica para filmagem. Porém, as partes negativas deste método é o uso da placa de captura, que dependendo do espaço disposto para o sistema, poderá prejudicar o funcionamento da centrífuga, e a utilização de fios que também pode prejudicar o funcionamento da centrífuga.

Por esses problemas, foi estudado um segundo sistema, que utiliza uma webcam. Com o uso da *webcam* não é necessário a placa de captura, pelo fato de que a webcam já faz a própria captura da filmagem e a transmite para o computador, assim não necessita de um novo dispositivo. Porém, a *webcam* não tem a mesma qualidade de imagem do que a de uma câmera filmadora. Outro ponto negativo desse sistema é a utilização de fios que podem atrapalhar o funcionamento da centrífuga.

Para evitar a utilização de fios, o último sistema proposto é utilizando uma webcam sem fio. A qualidade da imagem desse sistema é menor que a do primeiro sistema, porém já é suficiente para que se possam observar as características da

face do voluntário sobe estudo. E o principal ponto positivo do sistema é a não utilização de cabos, o que torna o sistema mais prático.

Com isso, esse sistema foi escolhido para fazer a transmissão de dados de vídeo, devido a sua praticidade e de não ter um custo mais elevado que o dos outros dois.

A *webcam* utilizada é a C-100A da marca Hamy, pois aceita a conexão de uma bateria, possui uma resolução razoável para visualização (510x492 pixels), pesa 20 gramas e suas dimensões são 23 x 23 x 23 mm, Figura 86.

Figura 86 - Webcam utilizada na Centrífuga



Fonte: AUTOR, 2012

Para efetuar a transmissão dos dados da câmera foi utilizado o dispositivo *WIRELESS USB DVR – 601*, Figura 87, que transmite até 30 frames por segundo e possui 4 canais de 2.4Ghz para vídeo e áudio.

Figura 87 - Dispositivo Wireless USB DVR-601



Fonte: AUTOR, 2012

Foi construído um cabo para conectar uma bateria de 9V na câmera, evitando a utilização de fios para energizá-la, Figura 88.

Figura 88 - Cabo de conexão entre bateria e câmera

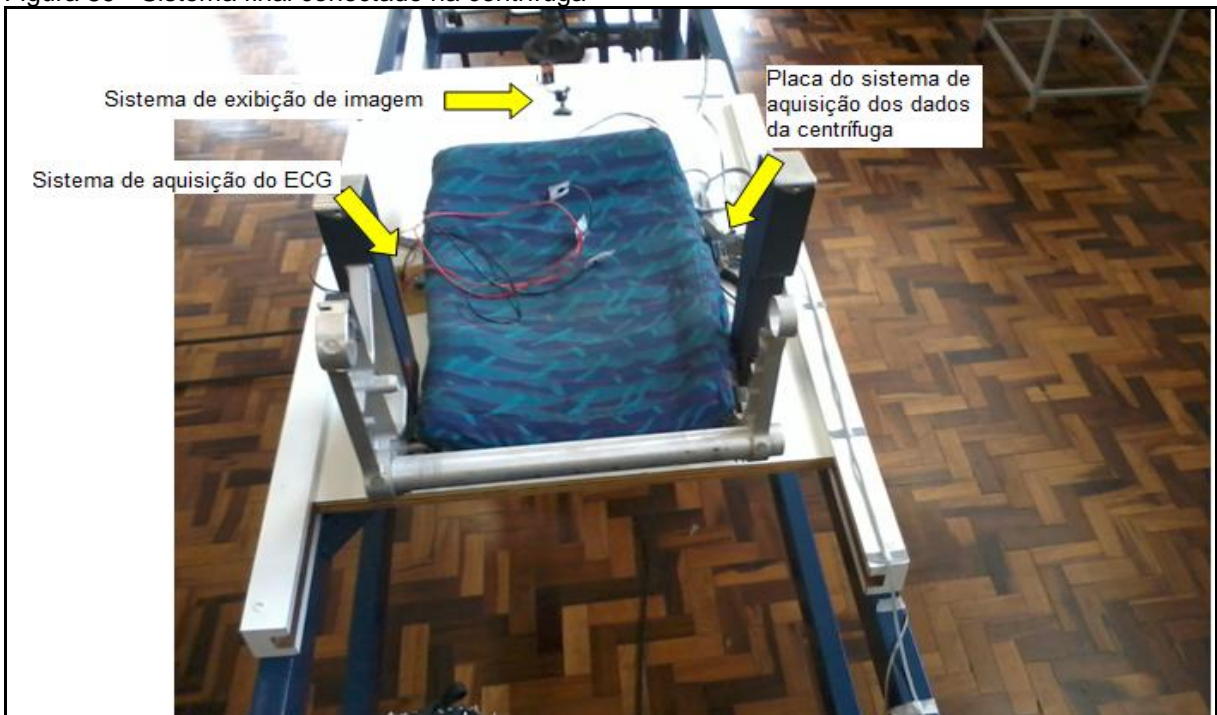


Fonte: AUTOR, 2012

4.10 SISTEMA FINAL

Para cumprir o objetivo geral desse trabalho, foi feita a utilização de todos os sistemas propostos juntos. Primeiramente todos os sistemas de aquisição foram fixados na centrífuga, Figura 89.

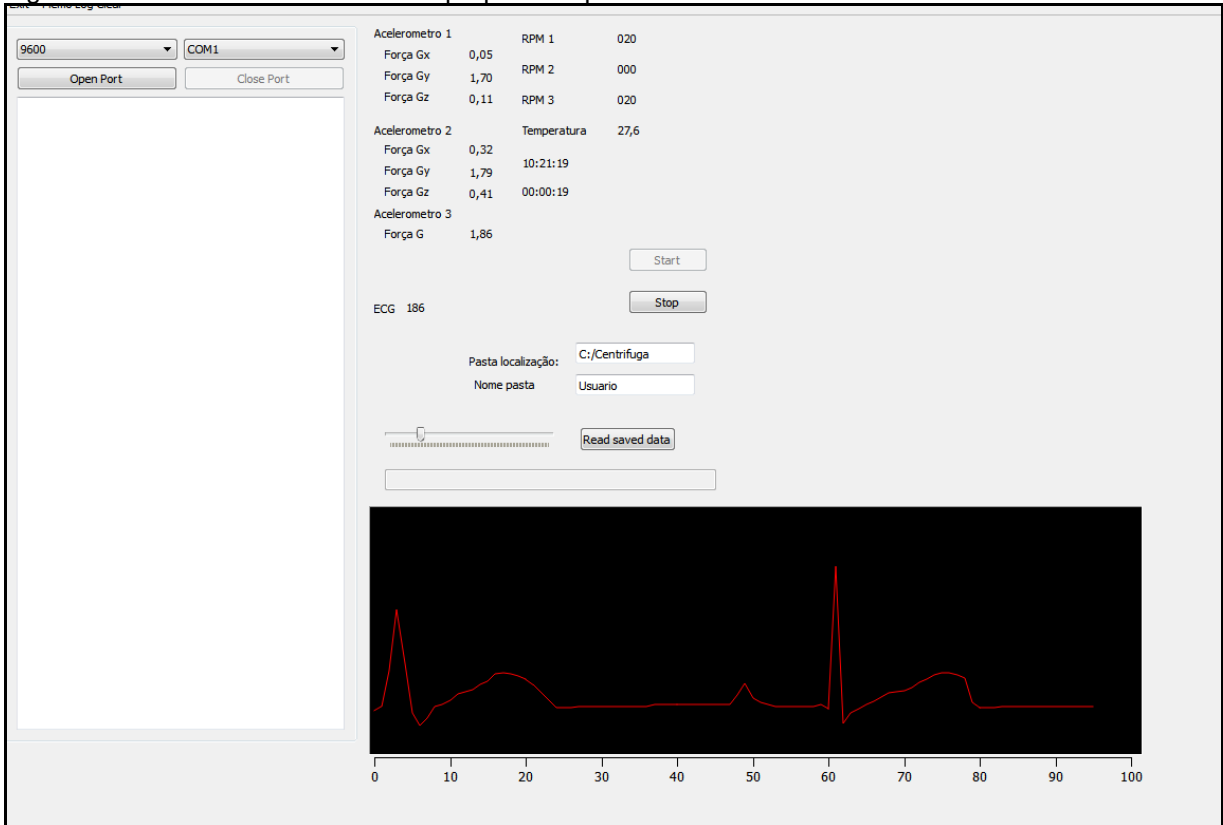
Figura 89 - Sistema final conectado na centrífuga



Fonte: AUTOR, 2013

Depois disso, com a centrífuga em movimento, foram adquiridos todos os dados propostos no objetivo, Figura 90.

Figura 90 - Tela com todos os dados proposto capturados



Fonte: AUTOR, 2012

5 CONCLUSÃO

Com a realização desse trabalho já é possível começar os estudos na centrífuga humana desenvolvida no Centro de Microgravidade, pois já se tem o controle da aceleração gerada pela centrífuga e pelo número de rotações que ela faz. Isso se deve ao desenvolvimento dos objetivos propostos no início do trabalho.

Depois de estudos e tentativa de diferentes técnicas, o sistema para medir o número de rotações por minuto da centrífuga se mostrou de fácil utilização, de baixo custo (aproximadamente dois reais) e apresentou uma precisão suficiente para o controle do experimento.

Já o sistema que mede a força G gerada pelo equipamento possibilitará a realização de estudos mais precisos de um voluntário em exposição à força +Gz, podendo medir a força gerada em diversos lugares do braço da centrífuga.

O software para captura e transmissão dos dados adquiridos da centrífuga proporcionará que esses dois sistemas anteriores se tornem mais precisos e eficazes para serem utilizados como referência em estudos e treinamentos.

A aquisição de temperatura interna da centrífuga permitirá se ter um melhor controle sobre as condições em que o voluntário se encontra no interior da centrífuga, sendo eficaz para o experimento.

O sistema para aquisição do eletrocardiograma, juntamente com seu software de captura e transmissão, proporcionará um melhor controle da saúde do voluntário em estudo, possibilitando uma adequada análise da resposta cardiovascular durante a exposição à hipergravidade.

O sistema para transmissão dos dados adquiridos pelos outros sistemas se mostrou eficaz e eficiente, conseguindo atingir uma velocidade de transmissão satisfatória, permitindo que se tenha uma transmissão em tempo real. Isso se deu devido ao sistema de comunicação dos dispositivos sem fio projetado, que possui uma comunicação simples e uma distância suficiente para os estudos na centrífuga.

Outro sistema que possibilitará se ter um melhor controle sobre a situação do voluntário sob o efeito da força da gravidade foi o de aquisição do vídeo de dentro da centrífuga, permitindo visualizar a fisionomia do indivíduo, possuindo uma resolução suficiente para qualquer análise necessária.

O *software* de recebimento, visualização e armazenamento dos dados adquiridos se mostrou eficaz e essencial para a realização dos estudos na

centrífuga, sendo de simples utilização pelo usuário. Através desse software, todos os dados recebidos serão armazenados e salvos no computador, o que permitirá que todos os estudos realizados possam ser visualizados novamente.

Isso se tornou possível através do sistema de visualização dos experimentos armazenados no computador, que lê esses dados salvos no computador e os mostra na tela, como se fosse em tempo real. Esse sistema também permitirá se visualizar os experimentos depois de esses terem sido realizados, em qualquer máquina que tenha o arquivo gravado durante o teste junto com o software de exibição, proporcionando uma melhor análise sobre os resultados obtidos.

REFERÊNCIAS

- ALBUQUERQUE, M. P. **Desenvolvimento de uma centrífuga humana movida a exercício para treinamento de pilotos e pesquisa aeroespacial**. 2012. 131 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)–Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.
- ANGGELOU, G., **Wireless Mesh Networking**: With 802.16, 802.11, and ZigBEE. USA: McGraw-Hill Professional, c2009. 524 p.
- BROILO, Thiago Leonardo. **Implementação de uma centrífuga humana**. 2008. 133 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)–Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.
- COCIAN, L. F. E. **Manual da linguagem C**. Canoas: ULBRA, 2004. 500 p.
- COELHO, R. P. **Desenvolvimento de centrífugas para experimentos em hipergravidade**. 2005. 121 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)- Faculdade de Engenharia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.
- COLEGIOWEB. Disponível em: <<http://www.colegioweb.com.br/fisica/movimento-circular-uniforme-mcu.html>>. Acesso em: 10 de out. 2012.
- CONSELHO NACIONAL DE ERGOMETRIA, Arquivo Brasileiro de Cardiologia 195 - Volume 65, (nº 2), 1995.
- DIGI. The major differences in the XBEE series 1 vs. the XBEE series 2. Disponível em: < <http://www.digi.com/support/kbase/kbaseresultdet?id=2213>>. Acesso em: 6 de dez. 2012.
- DORNAN, A. **Wireless communication**: o guia essencial de comunicação sem fio. Rio de Janeiro: Campus Ltda., 2001. 320 p.
- DUBIN, D. M. D.. **Interpretação rápida do ECG**: ...um curso programado. 3 ed. Rio de Janeiro: Publicações Científicas Ltda., 1996. 295 p.
- FENGPUCRS. **Projeto e planejamento de experimentos para eletrônica**. Disponível em: <<http://www.feng.pucrs.br/~stemmer/ppee/index.html>>. Acesso em: 6 de dez. 2012.
- FOROUZAN, B. A. **Comunicação de dados e redes de computadores**. 3 ed., São Paulo: Bookman, c2004. 841 p.
- GOMES, M. dos S., **Desenvolvimento de uma gôndola para realização de experimentos em uma centrífuga**. 2007. Porto Alegre: PUCRS, 2008.108 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)–Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2008.

GONÇALVES, M. A. B. **Noções básicas de eletrocardiograma e arritmias**. São Paulo: SENAC, 1995. 115 p.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de física 1: Mecânica**. Tradução de Gerson Bazo Costamilan et al. 4. ed. Rio de Janeiro: LTC, c1996. 330 p.

_____. **Fundamentos de física 2: Gravitação, Ondas e Termodinâmica**. Tradução de Amy Bello Barbosa de Oliveira et al. 4. ed. Rio de Janeiro: LTC, 1995. 292 p.

HESSEL, R.; et al. Contadores eletrônicos no laboratório didático. Parte I. Montagem e aplicações. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, São Paulo, v. 30, n. 1, 2008. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1806-11172008000100012&script=sci_arttext>. Acesso em: 06 de nov.. 2012.

HUBBARD, J. R. **Programação em C++**. 2 ed. São Paulo: Bookman, c2000. 395p.

LALANDE, S.; BUICK, F. Physiologic +Gz Tolerance Responses Over Successive +Gz Exposures in Simulated Air Combat Maneuvers. **Aviation, Space, and Environmental Medicine**. Vol.80, N° 12(2009), pp. 1032-1038.

LAUDARES, F.; LOPES, M. C. S. M.; CRUZ, F. A. O. Usando sensores magnéticos em um trilho de ar. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, Rio de Janeiro, v. 26, n. 3, 2004. Disponível em:< <http://www.scielo.br/pdf/rbef/v26n3/a07v26n3.pdf>>. Acesso em: 2 de dez. 2012.

LORENZI, F.; LOPES A. V. **Linguagem de Programação Pascal**. Canoas: ULBRA, 2000. 127 p.

MALAFAYA, H. TOMÁS, L. SOUSA, J. P. **Sensorização sem fios sobre ZigBee e IEEE 802.15.4**. Porto, 2008.

MASCHARENHAS, A. W., LIMA, A. M. N., JACOBINA, C. B., **Sensor integrado de posição, velocidade e vibração para máquinas rotativas**. Pernambuco: Centro Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco, 2000.

MILLER, M. **Descobrimos o Bluetooth**, Rio de Janeiro, Campus Ltda., 2001, 289p.

MODAK, L., KRISHNAMURTHY, A., DOGRA, M. M., Human Centrifuge in aero medical evaluation, **Ind J Aerospace Med**. Vol. 47 N°2(2003), pp. 6-13.

MONTEBELLER, S. J. **Estudo sobre o emprego de dispositivo sem fio: wireless na automação do ar condicionado e de outros sistemas prediais**. 2006. 130 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)—Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

NUSSENZVEIG, H. M. **Física básica: Mecânica**. 4 ed. São Paulo: Blucher, c2002.

PINA, J. **As quatro forças fundamentais da física**. Disponível em:

<<http://www.slideshare.net/JPina/a-natureza-das-foras-presentation>>. Acesso em 11 de nov. 2012.

RIBEIRO, L. L. **Desenvolvimento de um ambiente para controle e comunicação de um monitor de sinais vitais com ambiente Windows/PC**. 2003. 102 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)–Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.

ROSA, M. M. da. **Desenvolvimento de um sistema de comunicação e monitoramento de centrífugas**. 2005. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)–Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.

RUDNJANIN, S., ARSIC-KOMJJENOVIC, G., PAVLOVIC, M., VUJNOVIC, J., Loss of consciousness as criterion of +Gz tolerance at Institute of Aviation Medicine MMA during +Gz acceleration selective test. **Acta Physiologica Hungarica**. Vol. 93, N° 4(2006), pp. 371-376.

SANTOS, J. A. **Sistema Domótico baseado em redes Zigbee**. 2009. 77 f. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores) –Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, 2009.

SEBESTA, R. W., **Conceito de linguagens de programação**. 5 ed., São Paulo: Bookman, 2002. 643 p.

SERWAY, R. A. **Física 1: para Cientistas e Engenheiros com Física Moderna**. Tradução de Horacio Macedo. 3. ed. Rio de Janeiro: LTC, c1996. 394 p.

SERWAY, R. A; JEWETT, J. W. Jr. **Princípios de Física: Mecânica Clássica**. Tradução de André Koch Torres Assis. São Paulo: Thomson Learning, 2007. Vol. 1.

SILVA, T. R. da. **Desenvolvimento de uma placa para aquisição de sinais biomédicos com interface USB**. 2006. 54 f. Trabalho de Conclusão (Graduação em Engenharia Elétrica)–Centro Tecnológico, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2006.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA. Normatização de técnicas e Equipamentos para Realização de Exames em Ergometria e Ergoespirometria, **Arq Bras Cardiol**. Vol. 80, N°4(2003), pp. 457-464.

TIPLER, P. A. **Física**. Tradução de Horacio Macedo. 2. ed. Rio de Janeiro:Guanabara Dois, 1985. Vol. 1.

VERGHESE, C. A., BIOMEDICAL PROBLEMS IN ORBITAL AND SUBORBITAL MANNED SPACE FLIGHTS. **Ind J Aerospace Med**. Vol. Special Commemorative Volume (2007), pp. 9-16

VISHAY. **Reflective Optical Sensor with Transistor Output**. Disponível em:< <http://www.vishay.com/docs/83751/cny70.pdf>>. Acesso em: 9 de dez. 2012.

WEBTRONICO. Disponível em:

<<http://www.webtronico.com/catalogsearch/result/?q=acelerometro>>. Acesso em: 3 de nov. 2012.

WUBBELS, R. et al. Effects of hypergravity on the morphological properties of the vestibular sensory epithelium. I. long-term exposure of rats after full maturation of the labyrinths. **Brain Research Bulletin**, v. 57, n. 5, p. 677–682, 2002.

WYLE. **Human Centrifuge**. Disponível em:

<<http://www.wyle.com/ServicesSolutions/science/CommercialSpaceflightSvcs/Pages/hc-T4.aspx>>. Acesso em: 25 de fev. 2012.