

MAGDO BÔRTOLE

**DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR HÍBRIDO - INCLINAÇÃO +
EMG - PARA APLICAÇÕES EM ROBÓTICA E FISIOTERAPIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho.

VITÓRIA

2011

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Central da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

B739d Bôrtole, Magdo, 1980-
Desenvolvimento de um sensor híbrido - inclinação + EMG -
para aplicações em robótica e fisioterapia / Magdo Bôrtole. –
2011.
127 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade
Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

1. Eletromiografia. 2. Acelerômetros. 3. Tecnologia bluetooth.
4. Microcontroladores. 5. Robótica. 6. Fisioterapia. I. Bastos Filho,
Teodiano Freire. II. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro
Tecnológico. III. Título.

CDU: 621.3

MAGDO BÔRTOLE

**DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR HÍBRIDO - INCLINAÇÃO +
EMG - PARA APLICAÇÕES EM ROBÓTICA E FISIOTERAPIA**

Dissertação submetida ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 17 de março de 2011.

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho - Orientador

Universidade Federal do Espírito Santo

Prof^a. Dr^a. Raquel Frizera Vassallo

Universidade Federal do Espírito Santo

Prof. Dr. Humberto Ferasoli Filho

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” Bauru

“Quando nada parece dar certo, vou ver o cortador de pedras martelar sua rocha. Talvez cem vezes, sem que uma única rachadura apareça. Mas na centésima primeira martelada a pedra se abre em duas, e eu sei que não foi aquela que conseguiu isso, mas todas as outras que vieram antes.”

Jacob A. Riis.

Dedico esta conquista aos meus pais, que me ensinaram que nada se consegue sem educação e trabalho.

Agradecimentos

Agradeço em primeiro lugar a Deus, sem o qual nada é possível. Agradeço a Ele por me permitir alcançar mais esta conquista.

Agradeço aos meus pais, Geraldo e Maria do Carmo, por seu amor incondicional, pelo carinho e por tudo que fizeram por mim. Por sempre me acolherem quando o desespero batia, e eu corria para casa. Sem vocês dois nada disso seria possível.

Aos meus três irmãos, Andressa, Max e Adair, sou grato pelo carinho e apoio. Principalmente por me encorajarem nas horas de maior desânimo.

À minha pequena sobrinha Amanda, por alegrar nossas vidas.

À minha avó Amélia, por me apoiar e me alegrar sempre.

Ao meu orientador, Professor Dr. Teodiano, pela ajuda neste e em tantos outros trabalhos, e por sua amizade de sempre.

Aos demais professores, pelas aulas e lições de vida que contribuíram para minha formação.

Ao meu amigo Victor Perim e toda sua família agradeço pelo amor, carinho e toda a ajuda que me prestaram.

Aos colegas do LAI, pela ajuda nos trabalhos e pelos momentos de angústia e diversão que juntos passamos.

Aos colegas da Faculdade Estácio de Sá, pela ajuda nos experimentos de Fisioterapia.

Aos demais amigos, colegas e familiares, e todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao CNPq pelo apoio financeiro concedido, colaborando com esta pesquisa.

Resumo

Os equipamentos usados para captura de sinais eletromiográficos são, em geral, caros e difíceis de serem usados em ambientes fora de laboratórios.

Este trabalho descreve o desenvolvimento de um sensor híbrido capaz de capturar sinais mioelétricos e sinais de inclinação, contando para isso com um par de eletrodos diferenciais e um acelerômetro de três eixos como dispositivos sensores.

As informações capturadas pelo sensor híbrido podem ser usadas para análise biomecânica do movimento humano, e todas elas são transmitidas via comunicação Bluetooth, deixando o sensor livre de fios e cabos.

O sensor híbrido apresenta aplicações tanto na área de Robótica como Fisioterapia. Na área de Robótica foi usado como um sistema autônomo para comando de uma cadeira de rodas robótica por pessoas com deficiência, através dos movimentos da cabeça do usuário, apresentando bons resultados.

Ainda na área de Robótica, foi usado para comandar um pequeno robô com garra, em um projeto de assistência a crianças com deficiências motoras severas.

Na área de Fisioterapia apresenta diversas aplicações onde a coleta de sinais mioelétricos é necessária, sendo usado também para detectar a inclinação de membros do corpo em trabalhos fisioterapêuticos.

Em seu estado final o sensor híbrido constitui-se de um dispositivo eletrônico portátil, sem fios, pequeno, leve, de grande autonomia, com grande capacidade de cálculo e alta taxa de transmissão de dados. Isso possibilita seu uso fora de laboratórios, ampliando a área de aplicação.

Palavras chave: Sensor, EMG, Acelerômetro, Bluetooth, Microcontrolador, Robótica, Fisioterapia.

Abstract

Equipments used to capture EMG signals are usually expensive and difficult to use in environments outside laboratories.

This paper describes the development of a hybrid sensor capable of capturing myoelectric and inclination signals, provided by a pair of differential electrodes and a three-axis accelerometer as sensor devices.

The information captured by the hybrid sensor can be used for biomechanical analysis of human movement, and is transmitted via Bluetooth communication, leaving the sensor free of wires and cables.

The hybrid sensor has applications both in Robotics as Physiotherapy. In Robotics it has been used as a standalone system for controlling a robotic wheelchair for disabled people, through the user's head movements, achieving good results.

Also in Robotics, it was used to control a small robot with a gripper, in a project to assist children with severe physical disabilities.

In the area of Physical Therapy it has many applications where the collection of EMG signals is required, and was used to detect tilting of body parts in Physiotherapy.

In its final state, the hybrid sensor consists of a portable electronic device, wireless, small, lightweight, highly autonomous, with high calculation capacity and high rate of data transmission. These features allow its use outside laboratories, expanding the application area.

Keywords: Sensor, EMG, Accelerometer, Bluetooth, Microcontroller, Robotics, Physiotherapy.

Sumário

Lista de Figuras	12
Lista de Tabelas	14
Nomenclatura.....	15
1 Introdução	18
1.1 Objetivos do Trabalho	21
1.2 Estrutura da Dissertação	22
2 Principais Componentes do Sensor Híbrido	24
2.1 Acelerômetro	24
2.1.1 Princípio de Funcionamento	25
2.1.2 Acelerômetro Usado no Sensor Híbrido.....	27
2.2 Sensor Mioelétrico (EMG)	31
2.2.1 Amplificador de Instrumentação	32
2.2.2 Amplificador Usado no Sensor.....	33
2.3 Bluetooth	35
2.3.1 Princípio de Funcionamento	36
2.3.2 Conexão Entre Dispositivos Bluetooth.....	39
2.3.3 Versões do Bluetooth.....	40
2.3.4 Módulo Bluetooth Usado no Sensor.....	41
2.4 Microcontrolador	42
2.5 Bateria.....	43
3 Desenvolvimento do Sensor	45
3.1 Hardware	45
3.1.1 Montagem dos Componentes	51
3.1.2 Carregador de Bateria.....	53
3.2 Software.....	54
3.2.1 Firmware do Microcontrolador	54
3.2.2 Software do Computador.....	57
3.3 Especificações Técnicas	60
4 Experimentos e Avaliações	62

4.1	Cadeira de Rodas Robótica.....	62
4.2	Robô Móvel Dotado de Manipulador.....	70
4.3	Fisioterapia	75
5	Conclusão e Trabalhos Futuros.....	79
5.1	Conclusão	79
5.2	Trabalhos Futuros.....	81
	Apêndice A: Esquemático do Sensor	82
	Apêndice B: Firmware do Microcontrolador	83
	Apêndice C: Documentos do Comitê de Ética	86
	Referências Bibliográficas	124

Lista de Figuras

Figura 1.1 - Diagrama de blocos do sensor.	20
Figura 2.1 - Sistema massa-mola [6].	26
Figura 2.2 - Sistema de capacitores [6].	26
Figura 2.3 - Sistema massa-mola em conjunto com os capacitores [6].	27
Figura 2.4 - Acelerômetro ADXL330.	27
Figura 2.5 - Diagrama de blocos do acelerômetro ADXL330 [7].	29
Figura 2.6 - Eixos de sensibilidade de aceleração [7].	29
Figura 2.7 - Resposta de saída <i>versus</i> orientação [7].	30
Figura 2.8 - Pinagem do acelerômetro ADXL330 [7].	30
Figura 2.9 - Eletrodos de superfície utilizados neste trabalho.	32
Figura 2.10 - Esquemático do amplificador INA126 [10].	33
Figura 2.11 - Pinagem do amplificador INA126 MSOP [10].	34
Figura 2.12 - Amplificador INA126 MSOP.	35
Figura 2.13 - Origem do logotipo Bluetooth [13].	36
Figura 2.14 - Pacotes de dados separados em <i>slots</i> de tempo [12].	37
Figura 2.15 - Dispositivos Bluetooth formando uma <i>piconet</i> [12].	38
Figura 2.16 - Módulo Bluetooth RN41.	41
Figura 2.17 - Microcontrolador DsPIC30F3012 SMD.	42
Figura 2.18 - Pinagem do Microcontrolador DsPIC30F3012 SMD [15].	43
Figura 2.19 - Bateria <i>Li-ion</i> recarregável [17].	44
Figura 3.1 - Parte do esquemático: bateria e regulador de tensão.	46
Figura 3.2 - Parte do esquemático: conversor de tensão.	47
Figura 3.3 - Parte do esquemático: amplificador de instrumentação e filtro.	48
Figura 3.4 - Parte do esquemático: acelerômetro.	48

Figura 3.5 - Parte do esquemático: módulo Bluetooth.	49
Figura 3.6 - Parte do esquemático: microcontrolador e conector de gravação.....	50
Figura 3.7 - <i>Layout</i> da placa de circuito impresso.....	50
Figura 3.8 - Placa montada com componentes SMD.	51
Figura 3.9 - Detalhe dos componentes no lado do topo da placa.	52
Figura 3.10 - Detalhe dos componentes no lado do fundo da placa.....	52
Figura 3.11 - Esquemático do carregador de bateria.	53
Figura 3.12 - Carregador da bateria.....	53
Figura 3.13 - Fluxograma do firmware do microcontrolador.....	55
Figura 3.14 - Interface gráfica desenvolvida.	58
Figura 3.15 - Obtenção do ângulo de inclinação θ	59
Figura 4.1 - Hardware adicional embarcado na cadeira de rodas elétrica [19].	63
Figura 4.2 - Descrição dos efeitos cinemáticos e dinâmicos da Cadeira de Rodas [24].	64
Figura 4.3 - Fluxo de dados no controle da Cadeira de Rodas.....	66
Figura 4.4 - Sensor híbrido colocado sobre um boné (esquerda) e sobre uma tiara (direita)...	67
Figura 4.5 - Ângulos de rotação da cabeça [24].	67
Figura 4.6 - Pessoa tetraplégica usando o sistema proposto.....	68
Figura 4.7 - Pessoa com distrofia muscular de Duchenne usando o sistema proposto.	69
Figura 4.8 - Sensor controlando a cadeira.	70
Figura 4.9 - Robô com a caneta de desenho presa à garra.....	72
Figura 4.10 - Sinal de sEMG capturado sendo mostrado pela interface.	73
Figura 4.11 - Robô desenhando sobre uma cartolina.	74
Figura 4.12 - Sensor híbrido e eletrogoniômetro na perna do paciente.....	77

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Seleção dos capacitores de filtro.	28
Tabela 2.2 - Classes de dispositivos Bluetooth.	38
Tabela 2.3 - Dados da bateria de <i>Li-ion</i> CR2450 [17].....	44
Tabela 3.1 - Especificações técnicas do sensor.	61
Tabela 4.1 - Comparação: acelerômetro <i>versus</i> eletrogoniômetro.	78

Nomenclatura

Siglas

AD: *Analog to Digital* (Analogico para Digital);

ASCII: *American Standard Code for Information Interchange* (Codigo Padrão Americano para o Intercâmbio de Informação);

CC: Corrente Contínua;

CI: Circuito integrado;

DSP: *Digital Signal Processing* (Processador Digital de Sinais);

EEPROM: *Electrically Erasable Programmable Read Only Memory* (Memória Programável Somente Leitura Apagável Eletricamente);

EMG: Eletromiografia;

FH-CDMA: *Frequency Hopping - Code Division Multiple Access* (Acesso Múltiplo por Divisão de Código com Salto em Frequência);

IEEE: *Institute of Electrical and Electronics Engineers* (Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos);

ISM: *Industrial, Scientific and Medical* (Industrial, Científico e Médico);

Li-ion: *Lithium ion* (Íon de Lítio);

MAC: Media Access Control (Controle de Acesso ao Meio);

MEMs: *Microelectronic Machine* (Máquinas Microeletrônicas);

NiCd: *Nickel Cadmium* (Níquel Cádmio);

NiMH: *Nickel Metal Hydride* (Hidreto Metálico de Níquel);

PDA: *Personal Digital Assistant* (Assistente Digital Pessoal);

PWM: *Pulse Width Modulation* (Modulação por Largura de Pulso);

RFID: *Radio Frequency IDentification* (Identificação por Rádio Frequência);

RAM: *Random Access Memory* (Memória de Acesso Aleatório);

RMS: *Root Mean Square* (Valor Quadrático Médio);

RRMC: Razão de Rejeição em Modo Comum;

sEMG: Eletromiografia de Superfície;

SIG: *Special Interest Group*;

SMD: *Surface Mounted Devices* (Dispositivos Montados em Superfície);

UHF: *Ultra High Frequency* (Ultra Alta Frequência);

USART: *Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter* (Receptor/Transmissor Síncrono/Assíncrono Universal);

USB: *Universal Serial Bus* (Barramento Serial Universal);

Glossário

Bluetooth *Address*: Endereço de um dispositivo Bluetooth. Cada dispositivo apresenta um endereço físico único de 48 bits representado no formato hexadecimal.

Bluetooth *SIG*: Grupo especial de empresas interessadas em difundir o uso da tecnologia Bluetooth.

Eletrogoniômetro: Equipamento que permite mensurar, eletronicamente, a variação angular das articulações do corpo humano durante o movimento.

Gravidade: Unidade de medida de aceleração utilizada em acelerômetros, representada pela letra g. Na terra, próximo à linha do Equador, 1,0 g corresponde a aproximadamente $9,8 \text{ m/s}^2$.

***In-circuit*:** Tecnologia para gravação de microcontroladores sem a necessidade da retirada deste do circuito eletrônico.

Memória *Flash*: Memória do tipo EEPROM que permite que múltiplos endereços sejam apagados ou escritos numa só operação e que preserva seu conteúdo sem a necessidade de alimentação.

***MEMs*:** Máquinas microeletrônicas. São projetos mecânicos que apresentam uma concepção microeletrônica. Usados para diversas aplicações, tais como micro sensores.

***Slot*:** Determinada quantidade de bits que representam uma mensagem ou parte dela.

***Wireless*:** Tecnologia de comunicação entre dispositivos eletrônicos sem uso de fios.

1 Introdução

“A sabedoria é resplandecente e não murcha; quem por ela madruga não terá grande trabalho, pois a encontrará assentada a sua porta.”

Sb 6, 14.

A evolução tecnológica e seu impacto na área de reabilitação humana tem alavancado um grande número de pesquisas multidisciplinares, resultando no desenvolvimento de diversos mecanismos e técnicas com o intuito de melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência, tornando-as menos dependentes e colaborando para a integração desses indivíduos de forma mais produtiva à sociedade.

Pequenos sensores são muito úteis nesta área, pois podem muitas vezes detectar contrações musculares, inclinações de membros, intenções de movimentos, etc., e com isso gerar comandos para atuar em dispositivos robóticos como próteses, cadeiras de rodas e outros mecanismos que facilitam em muito a vida de pessoas com deficiência.

O fato dos sensores apresentarem pequeno tamanho é importante pela necessidade de serem colocados no corpo do usuário, muitas vezes nos braços ou na cabeça, e se possuírem um tamanho excessivo podem causar dor ou desconforto ao usuário, interferir nas atividades cotidianas, etc., deixando de ajudar e causando mais problemas ao usuários.

A detecção de contrações musculares pode ser realizada através de sinais mioelétricos, pois existem diferenças de potencial elétrico nas membranas de praticamente todas as células do corpo, e algumas, como as nervosas e musculares, são excitáveis. O sinal mioelétrico, ou simplesmente sinal EMG, é a manifestação de uma atividade neuromuscular associada a uma contração muscular.

A contração do músculo gera um sinal EMG, e o fato de a contração nunca ter apenas um único músculo envolvido, faz com que o sinal EMG possa ser descrito como sendo um processo estocástico [32]. Sua amplitude, quando o sinal é capturado na superfície do músculo (chamado sinal sEMG), é da ordem de micro volts, podendo atingir até alguns mili volts dependendo do músculo. A maior parte da energia útil do sinal é limitada na faixa de frequência entre 0 e 500 Hz, com energia dominante entre 50 e 150 Hz [1].

A eletromiografia tem sido muito utilizada atualmente por possibilitar a observação da atividade muscular global durante atividades específicas, além de possibilitar a quantificação do sinal desejável para a descrição e comparação das alterações na magnitude e padrão de resposta muscular.

Juntamente com o sinal mioelétrico é interessante muitas vezes detectar o ângulo de inclinação de determinado membro, para verificar a magnitude da contração muscular em função da posição do membro.

Um dispositivo eletrônico pequeno e muito prático para a detecção de inclinação é o acelerômetro. Esses acelerômetros fazem parte de uma categoria de sensores denominados *MEMs* (*Microelectronic Machine*; em português: Máquinas Microeletrônicas). Sensores inerciais, constituídos de micromáquinas internas, estão revolucionando certos setores industriais no mundo, desde produtos de consumo até a comunidade científica [2]. A medida da aceleração, e conseqüentemente da velocidade e do movimento, mediante a utilização de sensores inerciais *MEMs*, pode ser utilizada em uma ampla faixa de produtos de consumo: computadores portáteis, telefones celulares, computadores de mão (*PDA*s, *PalmTops* e *Handhelds*), câmeras de vídeo, sistemas de entretenimento, entre outros. Outra indústria enormemente favorecida pelos sensores inerciais é a indústria automobilística. Sistema de *airbags*, segurança, conforto do passageiro, rendimento do carro e navegação estão gerando uma grande demanda pelos sensores inerciais.

A área médica é também bastante favorecida pelos sensores inerciais. Nesta área existe a necessidade do desenvolvimento de sensores de tamanho reduzido para a medida das variáveis cinemáticas do corpo humano [3]. O monitoramento e aquisição em tempo real das atividades rotineiras dos pacientes em ambientes externos é uma das reclamações encontradas na área médica, principalmente devido ao aumento das pesquisas na área de cuidado de pessoas idosas e para avaliação do rendimento de esportistas. Este tipo de sensor possui inúmeras aplicações no campo da Biomecânica. Como exemplos podem ser citados ergonomia, pesquisas em esportes, reabilitação, entre outros.

Um desafio tecnológico é o desenvolvimento de uma rede capaz de realizar a gestão de toda a informação gerada pelos sensores. Vários sensores trabalhando em rede, dispostos em diferentes posições no corpo do usuário, podem gerar a informação necessária para aplicações Biomecânicas, nas quais devam ser medidos os movimentos de diferentes segmentos do corpo

humano. Isto pode resultar em um conjunto muito grande de fios e cabos, interferindo nos movimentos naturais do usuário.

Para solucionar este problema, desenvolveu-se uma rede de sensores sem fio com a utilização da tecnologia de comunicação Bluetooth. Esta tecnologia mostrou-se ideal para tal fim, uma vez que foi projetada para possuir baixo consumo de energia, ter alta taxa de transmissão de dados e permitir a formação de pequenas redes [4]. É importante ressaltar que os componentes da rede de comunicação sem fios que foi desenvolvida neste trabalho não resultaram em um aumento significativo do tamanho final do sensor híbrido.

O sensor desenvolvido tem a capacidade de captar informações de inclinação em três eixos, e de captar sinais de sEMG (eletromiografia de superfície) através de um par de eletrodos diferenciais. O diagrama de blocos do sensor desenvolvido é mostrado na Figura 1.1.

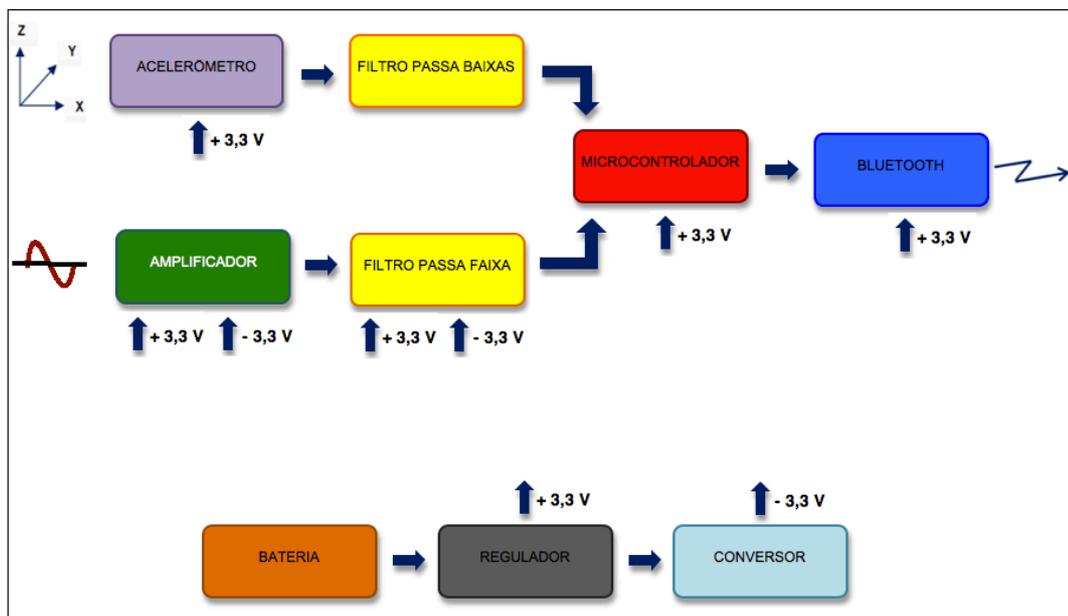


Figura 1.1 - Diagrama de blocos do sensor.

O sinal de inclinação detectado pelo acelerômetro passa por um filtro passa baixas, antes de ser digitalizado pelo microcontrolador. Por outro lado, o sinal de sEMG captado pelo par de eletrodos é amplificado e filtrado, para também ser digitalizado. Um pacote de dados contendo ambas as informações segue do microcontrolador ao módulo Bluetooth, para ser transmitido a uma interface coletora de dados.

Uma primeira versão deste sensor foi desenvolvida pelo autor em um trabalho anterior. Nesta primeira versão só era possível a coleta de sinais de inclinação, baseado em acelerômetro, não sendo possível a captura de sinais sEMG. O sensor anterior também não dispunha de um DSP (*Digital Signal Processing*, em português: Processador Digital de Sinais), o que limitava sua capacidade de processamento de sinais.

Muitas melhorias e implementações foram realizadas no novo sensor desenvolvido. Este pode agora ser considerado um sensor híbrido porque trabalha com dois sinais distintos, obtidos de duas fontes diferentes, e une estas para produzir uma informação única usada para comandar dispositivos robóticos e/ou ajudar no tratamento fisioterapêutico de pacientes.

A principal implementação no novo sensor foi a capacidade de captura de sinais sEMG sincronizados com os sinais de inclinação. Isto permitiu ampliar muito a área de aplicação do sensor, como trabalhos de Fisioterapia e ajuda no desenvolvimento cognitivo de crianças com deficiências severas, o que antes não era possível.

Também foram feitas melhorias, entre elas a substituição do microcontrolador por um com DSP integrado. Isso permitiu aumentar a capacidade de processamento do sensor, sem contudo aumentar o consumo. O tamanho físico do sensor também foi diminuído, ficando este ainda mais compacto, e a linearidade dos sinais capturados foram melhoradas com o uso de um regulador de tensão de baixa queda entre entrada e saída.

Finalmente, um melhor gerenciamento da energia da bateria foi implementado de modo que, mesmo com todas as características de melhoria citadas, o sensor consumisse menos. Isso aumentou a autonomia em mais de 30% em relação ao anterior.

1.1 Objetivos do Trabalho

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de um sensor pequeno e leve, portátil e de grande autonomia, que possa captar sinais de sEMG e de inclinação sincronizados, e enviá-los de forma *wireless* até um dispositivo coletor próximo, como um computador, telefone celular, etc.

Os objetivos específicos desta pesquisa são os seguintes:

- Investigação e escolha da melhor tecnologia e dos melhores componentes a serem empregados no sensor, de forma a torná-lo o mais compacto e ainda assim o mais eficiente possível;
- Desenvolver um sensor híbrido pequeno e leve que possa captar sinais de sEMG e de inclinação, e montar algumas unidades para testes;
- Desenvolver uma interface gráfica para coleta, exibição e armazenamento dos sinais capturados;
- Realizar o comando de uma Cadeira de Rodas Robótica e comandar os movimentos de um robô móvel;
- Realizar testes com adultos e crianças com deficiência para validação do trabalho;
- Realizar testes com pacientes em tratamento de Fisioterapia;
- Sugerir estudos futuros que possam ser realizados a partir do desenvolvimento deste trabalho.

1.2 Estrutura da Dissertação

A metodologia utilizada para alcançar os objetivos citados anteriormente está descrita nos capítulos deste trabalho, que se encontra estruturado da seguinte forma:

No Capítulo 2 descrevem-se os principais componentes utilizados na construção do sensor, especificando suas principais características e os motivos de sua escolha. Também é dada uma breve introdução sobre a tecnologia em questão, no caso do acelerômetro e Bluetooth.

No Capítulo 3 detalha-se o desenvolvimento do sensor. É explicado o projeto do hardware, confecção e montagem das placas de circuito impresso. São também mostrados os softwares desenvolvidos, tanto o firmware embarcado como a interface de coleta dos dados. No fim, uma tabela resume as características técnicas do sensor.

No Capítulo 4 são feitas avaliações do sensor, apresentando-se os principais experimentos realizados. São detalhadas três aplicações: o comando de uma Cadeira de Rodas Robótica por pessoas com deficiência (tetraplégicas e com distrofia muscular de Duchenne), o controle de

um pequeno robô móvel com garras por crianças com deficiência motora severa, e um trabalho de pesquisa na área de Fisioterapia.

Por fim, no Capítulo 5 são analisadas as contribuições deste trabalho e feitas sugestões para trabalhos futuros, que poderão ser realizados a partir desta Dissertação de Mestrado.

2 Principais Componentes do Sensor Híbrido

“O futuro não é um lugar para o qual estamos indo, mas um lugar que estamos criando. Os caminhos não são para serem encontrados, e a atividade de construí-los muda tanto quem os faz quanto o destino.”

Deborah James.

Este capítulo detalha os principais componentes que foram investigados e escolhidos na construção do sensor. São descritos suas principais características e os motivos da pesquisa ter levado a sua escolha, considerando que o sensor deveria ser pequeno, leve, portátil, *wireless*, com alta taxa de transmissão de dados, de grande autonomia e com possibilidade de formação de pequenas redes. Sobre alguns componentes, como o acelerômetro e o módulo Bluetooth, é dada também uma breve introdução sobre a tecnologia em questão.

2.1 Acelerômetro

Acelerômetros são sensores capazes de converter a aceleração da gravidade ou de movimentos em sinais elétricos. Existem vários modelos do mesmo, os quais medem aceleração em um ou mais eixos para detectar magnitude e o sentido da aceleração, podendo assim ser usados como sensores de inclinação, orientação, vibração e impacto [5].

Acelerômetros do tipo *MEMs* estão cada vez mais presentes em dispositivos eletrônicos portáteis. Alguns *smartphones* e *PDA*s contêm acelerômetros para controle da interface com o usuário. Controles de vídeo game também incluem acelerômetros para um controle mais realístico do jogo. Muitos laptops também incluem um sensor deste tipo para detectar quedas, recolhendo o leitor do disco rígido para evitar danos no mesmo e consequente perda de dados devido ao impacto da queda. Nos *laptops*, *iPads* e *iPhones* eles também são usados para o alinhamento automático da tela, dependendo da inclinação na qual o dispositivo é mantido, isto é, a tela muda automaticamente para modo retrato ou paisagem. Nos telefones celulares os acelerômetros são usados para uma interface simplificada com o usuário, como trocar de música balançando o aparelho, controlar jogos, etc. Filmadoras usam acelerômetros para

estabilização de imagens, e câmeras digitais determinam a orientação da foto que está sendo tirada para rotacionar corretamente a foto no momento de visualização da mesma [5].

Muitas outras aplicações de medidas de inclinação, movimento, vibração e impacto utilizam e/ou podem utilizar acelerômetros para sua detecção, tais como: excesso de vibração em máquinas, detector de colisão em veículos, detecção de explosões, etc.

Para saber qual acelerômetro é indicado para uma dada aplicação é preciso conhecer a ordem de grandeza da aceleração que se deseja medir, visto que estes sensores são fabricados dentro de faixas de valores específicos. Além da faixa de aceleração que se pode medir, informações como a tolerância, formato de saída do sinal (analógico, PWM, etc.), nível de ruído, encapsulamento e outros, também são levados em consideração na hora de especificar qual componente se aplica a cada projeto [36]. A quantidade de eixos é outra característica que deve ser observada para especificar um acelerômetro. O modo de construção do dispositivo permite que ele forneça informações em até três eixos simultaneamente, geralmente chamados pelos fabricantes de eixos X, Y e Z. Alguns modelos medem apenas um ou dois eixos. A faixa de medição informa qual é a capacidade de medição do sensor, na maioria das vezes usando a unidade de medida g (gravidade. 1 g corresponde a aproximadamente $9,8 \text{ m/s}^2$).

2.1.1 Princípio de Funcionamento

A tecnologia utilizada na construção dos acelerômetros da família ADXL da empresa *Analog Devices*, que foi usado neste trabalho, é baseada numa arquitetura de micromáquinas independentes. Através deste sistema são construídos o sistema massa-mola, o sistema de medição de deslocamento e o circuito de condicionamento de sinal. O sistema massa-mola é implementado utilizando uma barra de silício e quatro âncoras conectadas a cada canto dessa barra, como representado na Figura 2.1. Quando esta massa sofre uma aceleração, ela se desloca em relação às âncoras que a sustentam [6].

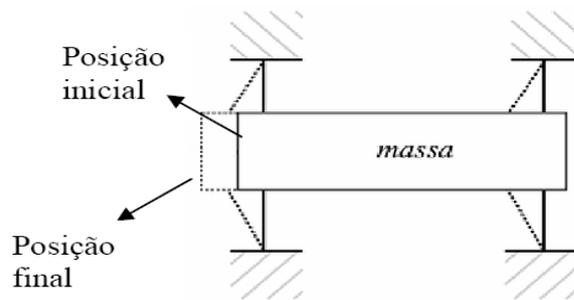


Figura 2.1 - Sistema massa-mola [6].

Para medir o deslocamento da barra é utilizado um sistema com capacitores. A capacitância de um capacitor (em Farads) é dada por:

$$C = \frac{k}{x}$$

onde x (em metros) é a distância entre as placas que formam o capacitor e k (em Farads vezes metro) é uma propriedade do material colocado entre as placas. Portanto, se a capacitância C e a constante k forem conhecidas, pode-se determinar a distância entre as placas. Os acelerômetros da família ADXL utilizam um sistema formado por dois capacitores, como mostrado na Figura 2.2, onde as duas placas externas estão fixas e a placa interna está conectada à massa do sistema massa-mola.

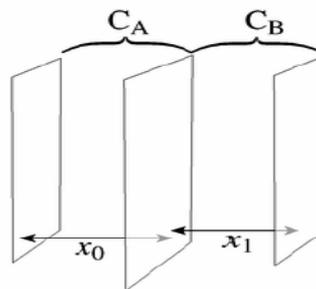


Figura 2.2 - Sistema de capacitores [6].

Quando a massa está em repouso as distâncias entre as placas são iguais ($x_0 = x_1$), e ambos os capacitores possuem a mesma capacitância. Quando o sistema acelera, a distância entre as placas varia e, conseqüentemente, a capacitância de cada capacitor. Um circuito

condicionador de sinal converte esta variação de capacitância em um sinal de saída proporcional à aceleração experimentada pelo sistema. O sistema massa-mola em conjunto com o sistema de capacitores têm o aspecto apresentado na Figura 2.3. O sensor real é composto por 42 micromáquinas como esta [6].

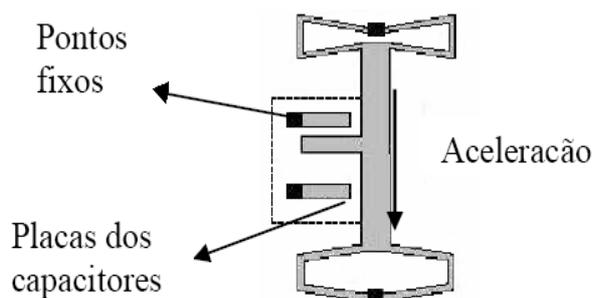


Figura 2.3 - Sistema massa-mola em conjunto com os capacitores [6].

2.1.2 Acelerômetro Usado no Sensor Híbrido

Para este trabalho optou-se por um acelerômetro de três eixos, modelo ADXL330 (Figura 2.4), fabricado pela empresa *Analog Devices*. Este pode ser alimentado com tensões de 2,0 a 3,6 V e possui dimensões de apenas 4 x 4 mm. Possui também baixo consumo de energia, drenando uma corrente média de apenas 300 μ A quando em operação. Este sensor pode medir acelerações da gravidade, de movimentos, vibrações ou impactos, dentro de uma escala de até ± 3 g [7].



Figura 2.4 - Acelerômetro ADXL330.

A seleção da frequência de corte do sinal de saída do sensor é feita através da escolha dos valores dos capacitores C_X , C_Y e C_Z , colocados nos respectivos pinos de saída. Internamente o sensor traz um resistor de 32 k Ω que, em conjunto com os capacitores externos, formam um filtro RC (Figura 2.5). A frequência de corte pode ser selecionada de acordo com a aplicação, variando de 0,5 Hz até um máximo de 1600 Hz para o eixo X e Y, e 550 Hz para o eixo Z. Para o cálculo da frequência de corte de -3 dB usamos:

$$F_{-3dB} = \frac{1}{2\pi RC}$$

Como o resistor interno tem valor fixo igual a 32 k Ω , podemos simplificar a fórmula acima para:

$$F_{-3dB} = \frac{5 \mu F}{C_{X,Y,Z}}$$

Um capacitor com valor mínimo de 4,7 nF é recomendado em todas as aplicações [7]. A Tabela 2.1 mostra a seleção de capacitores para os valores típicos de frequência de corte do sinal de saída.

Tabela 2.1 - Seleção dos capacitores de filtro.

Frequência de Corte [Hz]	Capacitor [nF]
1	4700
10	470
50	100
100	50
200	27
500	10

A Figura 2.5 mostra o diagrama funcional interno do sensor, bem como a ligação com os capacitores de filtro nos pinos de saída.

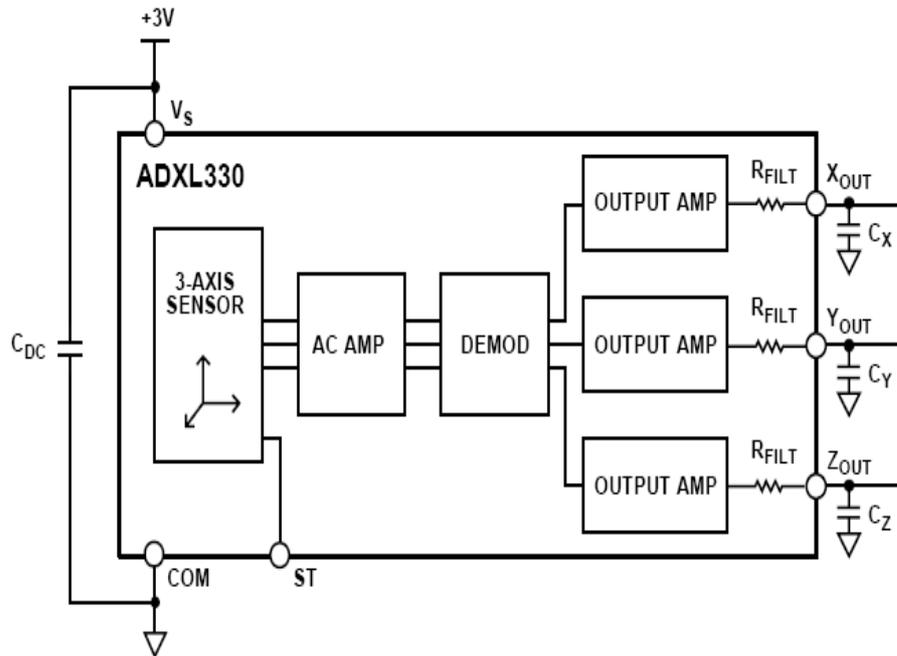


Figura 2.5 - Diagrama de blocos do acelerômetro ADXL330 [7].

Este sensor ADXL330 possui três saídas analógicas, uma para cada eixo de sensibilidade (Figura 2.6), apresentando uma variação de tensão de aproximadamente 300 mV/g em cada saída.

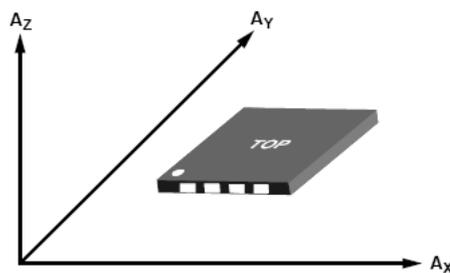


Figura 2.6 - Eixos de sensibilidade de aceleração [7].

Quando o sensor encontra-se parado e nivelado com a superfície terrestre, tem-se em cada uma de suas saídas um nível de tensão igual à metade da tensão de alimentação do sensor. À medida que o sensor é submetido a uma aceleração em qualquer dos eixos, o nível de tensão da saída aumenta se o sensor sofre aceleração ou diminui se o sensor sofre desaceleração.

Quando o sensor não é movimentado ele fica submetido somente à aceleração da gravidade, sendo então possível detectar a inclinação do mesmo.

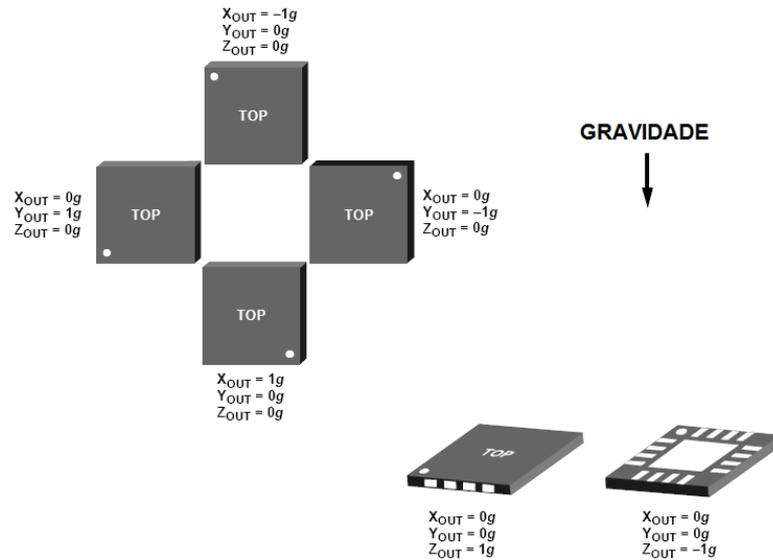


Figura 2.7 - Resposta de saída *versus* orientação [7].

Assim obtêm-se três saídas de tensão analógica, uma para o eixo X, outra para o eixo Y e uma terceira para o eixo Z, que variam linearmente com a aceleração ou inclinação do sensor, de acordo com a Figura 2.7. A Figura 2.8 mostra o esquema de distribuição da pinagem do acelerômetro ADXL330.

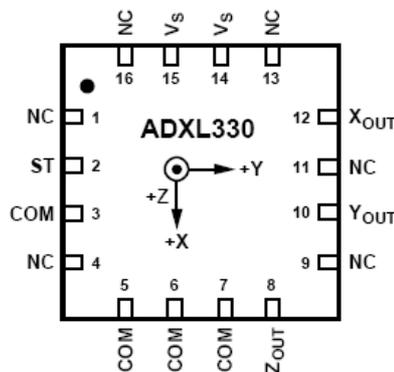


Figura 2.8 - Pinagem do acelerômetro ADXL330 [7].

2.2 Sensor Mioelétrico (EMG)

O sinal mioelétrico é a soma algébrica de vários sinais detectados em certa área do corpo, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, como também pelo controle do sistema nervoso periférico [8]. Um outro fator importante que influencia o sinal mioelétrico é a própria instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais.

A aquisição dos sinais mioelétricos é o método que visa o registro gráfico ou sonoro das correntes elétricas musculares. Estas correntes elétricas são os chamados fenômenos bioelétricos e são gerados nas membranas celulares de um músculo esquelético [9].

Para a aquisição destes sinais são necessários sensores mioelétricos. Estes sensores são dotados de eletrodos para a captação do sinal muscular. Existem dois tipos básicos de eletrodos: os eletrodos de inserção e os eletrodos de superfície [35].

Os eletrodos de inserção são eletrodos em forma de agulhas que são inseridos na musculatura esquelética. Tem como vantagem a possibilidade de aquisição de sinais EMG (eletromiográficos) de um único músculo, obtenção de sinais com amplitude maiores e sofrem menos interferência de ruídos externos. Em contrapartida necessitam ser utilizados por profissionais especializados da área médica, causam dor e desconforto ao paciente e dificilmente podem ser realizados experimentos repetidos.

Já os eletrodos de superfície são colocados sobre a pele do paciente, não sendo assim um método invasivo. Não causam dor ou qualquer outro problema ao paciente e podem ser colocados e retirados facilmente por qualquer pessoa. Como desvantagem, estes eletrodos captam a atividade muscular de forma mais generalizada, os sinais sEMG (eletromiográficos de superfície) captados possuem amplitudes menores e estão mais sujeitos a ruídos e interferências externas.

Para o sensor desenvolvido foram utilizados eletrodos de superfície, como os mostrados na Figura 2.9. O sistema adquire os sinais de forma diferencial, para se tornar mais imune a ruídos e interferências. Para isso são utilizados três eletrodos, sendo que o par de eletrodos diferenciais deve estar situado sobre a região a ser estudada, e um eletrodo de referência deve ser colocado sobre um grupo muscular distinto do estudado [35]. O sinal captado será então a diferença entre os dois níveis de tensão do par de eletrodos diferenciais em relação ao eletrodo de referência.



Figura 2.9 - Eletrodos de superfície utilizados neste trabalho.

Os potenciais elétricos captados pelos eletrodos são levados até um amplificador, pois tratam-se de sinais com níveis de tensão muito reduzidos. Sinais típicos de sEMG são da ordem de micro volts, chegando até alguns mili volts. Para ser digitalizado, este sinal necessita antes ser amplificado, o que é conseguido através de amplificadores de instrumentação.

2.2.1 Amplificador de Instrumentação

O amplificador de instrumentação é um componente muito importante na aquisição de sinais EMG. É ele o responsável por amplificar o sinal de entrada, por se tratar de sinais com níveis de tensão muito baixos, e deve possuir algumas características fundamentais.

Uma alta RRMC (Razão de Rejeição de Modo Comum) é desejável, uma vez que potenciais elétricos externos induzidos no corpo podem ser algumas centenas de vezes maior que o próprio sinal EMG.

A RRMC de um amplificador é a capacidade que este amplificador tem de eliminar sinais comuns. Um perfeito subtrator deve possuir RRMC infinita. Porém, como na prática isto é obviamente impossível, consideram-se equipamentos comerciais com RRMC da ordem de 90 dB, o que é suficiente para suprimir ruídos elétricos não desejáveis.

Para evitar atenuações de tensão indesejáveis é também requerida do amplificador uma alta impedância de entrada. A impedância recomendada é da ordem de 100 a 1000 vezes a impedância máxima esperada entre a junção pele eletrodo. Impedâncias de entrada típicas do amplificador estão na ordem de 100 M Ω a 1000 M Ω .

Outra característica requerida do amplificador é o baixo ruído. Existem diversas fontes de ruídos elétricos dentro dos amplificadores operacionais, e estes ruídos em geral sofrem forte influência da temperatura, estando distribuídos em uma faixa de frequências relativamente ampla. Assim, componentes com baixo nível de ruído são requisitos obrigatórios para o amplificador de instrumentação.

Outras características importantes foram buscadas no amplificador a ser escolhido. A tensão de alimentação deveria ser baixa o suficiente para que ele pudesse ser alimentado pelos 3,7 V da bateria. O consumo deveria ser reduzido, também pelo motivo da alimentação provir de uma bateria de pequeno porte, e o encapsulamento deveria ser o mais simples e compacto possível, proporcionando um hardware de tamanho reduzido.

2.2.2 Amplificador Usado no Sensor

O amplificador de instrumentação escolhido para o sensor foi o INA126 (Figura 2.10). Este modelo, fabricado pela empresa *Texas Instruments*, é especialmente desenvolvido para sistemas de aquisição de micro sinais e dedicado a sistemas portáteis alimentados por bateria [10]. Estas características foram essenciais para a escolha.

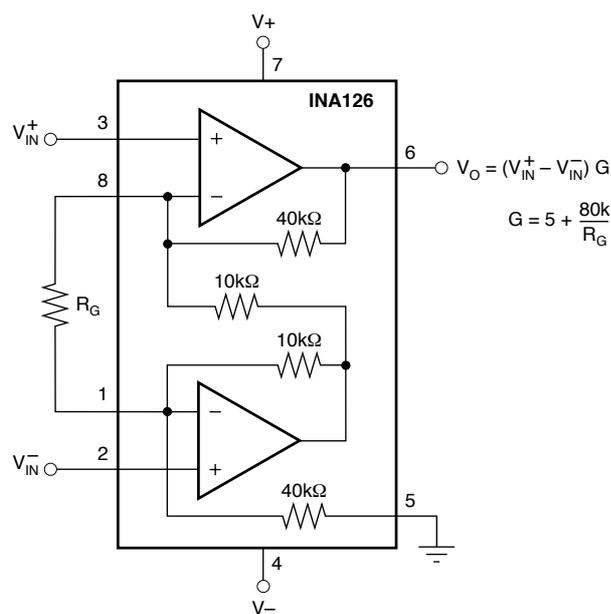


Figura 2.10 - Esquemático do amplificador INA126 [10].

O INA126 é um amplificador de instrumentação de precisão e baixo ruído, próprio para aquisição de sinais diferenciais. Os dois amplificadores operacionais internos (Figura 2.10) proporcionam excelente performance, com uma corrente quiescente muito baixa, da ordem de 175 μA [10]. Isto, aliado ao fato de ele poder ser alimentado com tensões de $\pm 1,35$ até ± 18 V, e estar disponível em encapsulamento MSOP (*Mini Small Outline Package*) de 8 pinos (Figura 2.11 e 2.12), o torna ideal para o desenvolvimento do sistema portátil de aquisição de sinais.

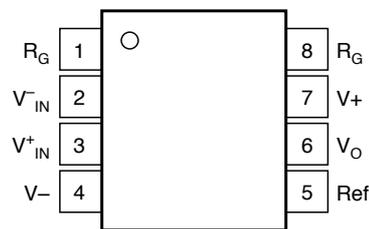


Figura 2.11 - Pinagem do amplificador INA126 MSOP [10].

As entradas do circuito são calibradas a laser, proporcionando uma tensão de offset típica de 100 μV , e uma excelente impedância de entrada, da ordem de 1000 M Ω . A razão de rejeição de modo comum (RRMC) é também excelente, da ordem de 94 dB. Mais ainda, o amplificador suporta trabalhar em temperaturas entre -55 até 125 $^{\circ}\text{C}$, com baixo ruído térmico, tipicamente 0,5 $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ [10].

O ganho do amplificador pode ser ajustado entre 5 e 10000 V/V, com um simples resistor externo colocado entre os pinos 1 e 8 do CI. A fórmula para o cálculo do ganho é simples:

$$G = 5 + \frac{80000}{R_G}$$

onde R_G é o resistor colocado externamente. Um resistor de 82 Ohms foi utilizado, proporcionando um ganho de aproximadamente 980 vezes. Como o sinal de sEMG é da ordem de micro volts, atingindo máximos de alguns mili volts [32], com uma amplificação de 980 vezes é possível capturar sinais entre -1,68 até 1,68 mV sem que haja saturação na saída do amplificador usado, que é alimentado com 3,3 V. Ganhos maiores apresentariam uma

saturação mais rápida do sinal, diminuindo a faixa de captura. Ganhos menores aumentariam a faixa, porém diminuiriam a resolução do sinal quando digitalizado.

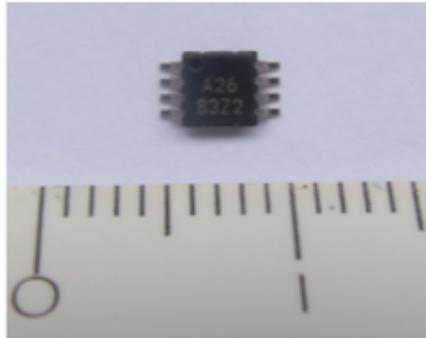


Figura 2.12 - Amplificador INA126 MSOP.

2.3 Bluetooth

Bluetooth é uma especificação industrial para comunicação de redes pessoais sem fio [11]. A tecnologia Bluetooth provê uma maneira de conectar e trocar informações entre dispositivos como telefones celulares, *laptops*, computadores, impressoras, câmeras digitais, consoles de *video game*, etc., através de sinais de rádio de alta frequência e curto alcance. Utiliza uma faixa de frequência segura, e permite a interligação de dispositivos de forma automática, com o objetivo de facilitar as transmissões em tempo real de dados e voz entre aparelhos fixos e móveis.

Antes de 1997 a empresa *Ericsson* iniciou estudos para investigar a viabilidade de uma interface de rádio de baixo consumo e baixo custo entre telefones celulares e seus acessórios [4]. A ideia principal do estudo era eliminar a necessidade de cabos na conexão entre dispositivos. Em 1997 a empresa aproximou-se de outros fabricantes tentando vender a ideia, pois para que o sistema fosse um sucesso seria necessário que os aparelhos portáteis de várias empresas usassem um link de curto alcance obedecendo a um padrão comum.

Em 1998, *Ericsson*, *Nokia*, *IBM*, *Toshiba* e *Intel* patrocinaram o Bluetooth *SIG* (*Special Interest Group*), uma empresa privada sem fins comerciais. Em dezembro de 1999, *3Com*, *Lucent Technologies*, *Microsoft* e *Motorola* se juntaram aos fundadores iniciais como os

divulgadores do Bluetooth SIG. Em setembro de 2007 o SIG já era composto de mais de 9000 companhias membros que são líderes em telecomunicações, computação, música, automação industrial e indústrias de rede. O próprio SIG não cria, produz ou vende produtos ativados com a tecnologia Bluetooth [4]. Os membros do SIG desenvolvem a tecnologia Bluetooth sem fios, implementam e vendem a tecnologia em seus produtos, variando de telefones celulares a impressoras.

O nome Bluetooth é uma homenagem ao rei viking da Dinamarca e Noruega, *Harald Blåtand* [13]. Hábil em comunicação, este rei ficou conhecido por unificar as tribos norueguesas, suecas e dinamarquesas. Da mesma forma, o protocolo procura ser hábil em unir diferentes tecnologias, como telefones móveis e computadores. O nome *Harald Blåtand* foi traduzido para o inglês como *Harold Bluetooth*, e seu sobrenome escolhido como o nome da nova tecnologia. O logotipo do Bluetooth é a união das runas (antigo alfabeto substituído posteriormente pelo alfabeto latino) nórdicas *Hagall* e *Berkanan* (Figura 2.13), as iniciais do nome do rei *Harald Blåtand*, correspondentes às letras H e B do alfabeto latino [13].

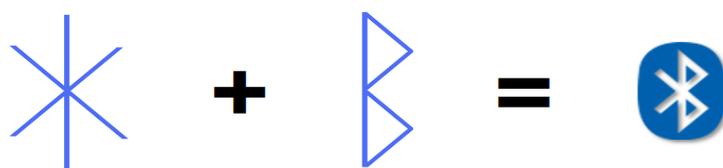


Figura 2.13 - Origem do logotipo Bluetooth [13].

2.3.1 Princípio de Funcionamento

Bluetooth é um protocolo de comunicação primariamente projetado para baixo consumo de energia com baixo alcance (de 1 a 100 metros dependendo da potência), baseado em um microchip *transceiver* de baixo custo em cada dispositivo. Este chip contém todo o hardware e software necessário para recepção e transmissão de dados, implementando todo o protocolo Bluetooth [12].

Dispositivos Bluetooth operam na faixa *ISM* (*Industrial, Scientific, Medical*; em português: Industrial, Científica, Médica) centrada em 2,45 GHz, pois sendo uma tecnologia concebida para funcionar no mundo todo necessitava de uma faixa de frequência aberta. Mais

precisamente a faixa vai de 2,402 a 2,480 GHz [33], subdividida em 79 portadoras espaçadas de 1 MHz cada, fazendo parte da banda *UHF* (*Ultra High Frequency*; em português: Ultra Alta Frequência). Portanto, cada dispositivo pode transmitir em até 79 frequências diferentes.

O funcionamento do protocolo está baseado no *FH-CDMA* (*Frequency Hopping - Code Division Multiple Access*; em português: Acesso Múltiplo por Divisão de Código com Salto em Frequência), que ocorre da seguinte forma [12]: o dispositivo mestre, depois de sincronizado com o dispositivo escravo, pode mudar a frequência de transmissão de seus escravos por até 1600 vezes por segundo, saltando entre os 79 canais disponíveis. Cada intervalo de tempo deste, chamado de *slot*, dura então 625 μ s. A transmissão é feita através destes *slots*, que nada mais são do que pacotes de dados. Após o envio de um pacote, o mestre salta para outro canal aleatoriamente, e avisa o seu escravo para qual canal ele deve saltar, de forma a segui-lo. Desta forma somente os dois dispositivos que estão participando daquela transmissão específica sabem a sequência de canais. Isso evita interferências, de modo que duas ou mais transmissões podem ocorrer ao mesmo tempo. Caso haja a coincidência de dispositivos distintos tentarem transmitir ao mesmo tempo usando o mesmo canal, haverá interferência, mas somente neste *slot*. Ao receber o pacote com erro, o destinatário solicita ao remetente o reenvio deste pacote no *slot* de tempo seguinte.

Esta técnica também facilita a segurança nas transmissões, uma vez que somente os dispositivos que participam ativamente da transmissão conhecem a correta sequência dos canais. A Figura 2.14 mostra a divisão do tempo em *slots*, e cada quadrinho simboliza um pacote de dados enviado em uma frequência distinta.

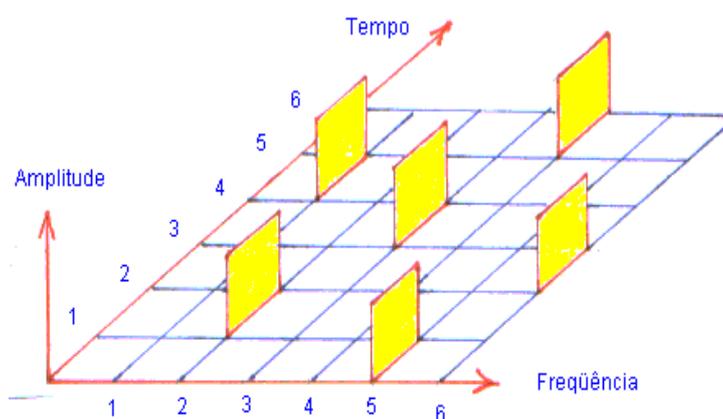


Figura 2.14 - Pacotes de dados separados em *slots* de tempo [12].

Os dispositivos Bluetooth são classificados em três níveis [4], de acordo com sua potência e alcance: classe 1, classe 2 e classe 3, detalhados na Tabela 2.2. Deve-se ressaltar que, na maioria dos casos, o alcance efetivo dos dispositivos de classe 2 é estendido se eles se conectam a dispositivos de classe 1, se comparados com redes puras de classe 2. Isso pode ser obtido pela alta sensibilidade do receptor e potência de transmissão do dispositivo de classe 1. Existem também antenas altamente otimizadas que normalmente alcançam distâncias de até 1 km usando o padrão Bluetooth classe 1.

Tabela 2.2 - Classes de dispositivos Bluetooth.

Classe	Potência Máxima	Alcance Máximo
Classe 1	100 mW (20 dBm)	100 m
Classe 2	2,5 mW (4 dBm)	10 m
Classe 3	1 mW (0 dBm)	1 m

Um dispositivo mestre Bluetooth pode se comunicar com até mais sete dispositivos escravos simultaneamente. Esse grupo com até oito dispositivos é chamado *piconet* [34]. Uma *piconet* (Figura 2.15) é uma pequena rede usando protocolo Bluetooth para permitir um dispositivo mestre de se interconectar com até sete dispositivos ativos. Até 255 dispositivos podem estar inativos, "estacionados", com os quais o dispositivo mestre pode se comunicar e trazer de volta ao status de ativo a qualquer momento.

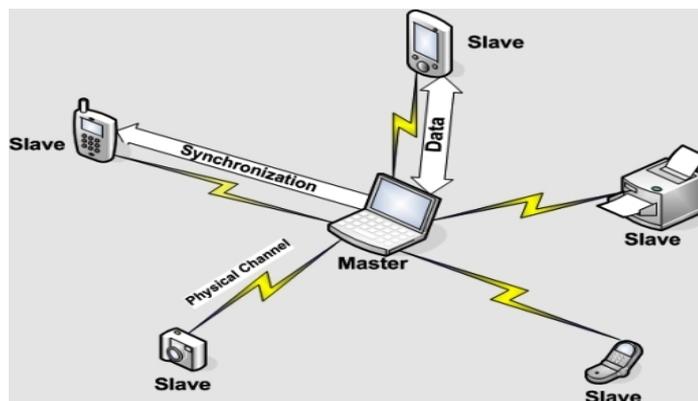


Figura 2.15 - Dispositivos Bluetooth formando uma *piconet* [12].

Em qualquer momento, dados podem ser transferidos entre o mestre e outro dispositivo escravo, porém os dispositivos podem trocar de posição e o escravo pode se tornar o mestre a qualquer momento. O mestre troca rapidamente de um dispositivo para outro, e transmissões simultâneas do mestre para vários outros dispositivos são possíveis, porém não muito utilizadas. Especificações Bluetooth permitem conexão de duas ou mais *piconets* juntas para formar uma *scatternet*, com alguns dispositivos agindo como ponte para simultaneamente trabalhar como o mestre e o escravo em uma *piconet*.

2.3.2 Conexão Entre Dispositivos Bluetooth

Qualquer dispositivo pode realizar uma varredura para encontrar outros dispositivos disponíveis para conexão, e qualquer dispositivo pode ser configurado para responder ou não a essas requisições. Porém, se o dispositivo que estiver tentando conectar souber o endereço do outro dispositivo, o mesmo vai sempre responder a requisições de conexões diretas e transmitir suas informações se requisitado. O uso dos dispositivos, porém, requer pareamento (conhecido também como "emparelhamento") ou aceitação do proprietário. A conexão em si ficará ativa e aguardando autorização até que seja finalizada ou até que saia do alcance. Alguns dispositivos podem se conectar apenas com um dispositivo por vez, e a conexão a esses dispositivos impede que eles possam receber requisições de outros ou que fiquem visíveis para outros aparelhos que estiverem realizando varredura.

Cada dispositivo é dotado de um número único de 48 bits que serve de identificação, no formato 00:00:00:00:00:00 (hexadecimal). Esse número é denominado *Bluetooth Address* (Endereço Bluetooth) e é único e exclusivo para cada dispositivo fabricado [12], assim como o endereço *MAC* das placas de rede. Os endereços geralmente não são mostrados, e no seu lugar aparecerá o nome do dispositivo, que pode ser configurado pelo proprietário. Esse é o nome que aparecerá na lista de dispositivos disponíveis de qualquer aparelho que efetuar uma varredura.

O usuário tem a opção de deixar seu aparelho no modo "visível" (o aparelho pode ser encontrado pelos demais) ou não, e em caso afirmativo o dispositivo Bluetooth irá transmitir os seguintes pacotes de informações quando requisitado: nome do dispositivo, classe, lista de

serviços disponíveis e informações técnicas, como por exemplo, características, fabricante, especificação Bluetooth e configuração de clock [12].

2.3.3 Versões do Bluetooth

O Bluetooth é uma tecnologia em constante evolução, o que faz com que suas especificações mudem e novas versões surjam com o tempo [11]. As versões existentes atualmente são:

→ Bluetooth 1.0: representa as primeiras especificações do Bluetooth. Por ser a primeira, os fabricantes encontravam problemas que dificultavam a implementação e a interoperabilidade entre dispositivos com Bluetooth.

→ Bluetooth 1.1: lançada em fevereiro de 2001, esta versão representa o estabelecimento do Bluetooth como um padrão IEEE 802.15. Nela, muitos problemas encontrados na versão anterior foram solucionados. Apresenta taxa de 1 Mbps.

→ Bluetooth 1.2: lançada em novembro de 2003, a versão 1.2 tem como principais novidades conexões mais rápidas, melhor proteção contra interferências, suporte aperfeiçoado a *scatternets* e processamento de voz mais avançado.

→ Bluetooth 2.0: lançada em novembro de 2004, trouxe importantes aperfeiçoamentos: diminuição do consumo de energia, aumento na velocidade de transmissão de dados para 3 Mbps, correção às falhas existentes na versão 1.2 e melhor comunicação entre os dispositivos.

→ Bluetooth 2.1: lançada em agosto de 2007, a versão 2.1 tem como principais destaques uma seleção melhorada de dispositivos antes de estabelecer uma conexão, melhorias nos procedimentos de criptografia e melhor gerenciamento do consumo de energia.

→ Bluetooth 3.0: versão lançada em abril de 2009, tem como principal atrativo taxas altas de velocidade de transferência de dados. Dispositivos compatíveis podem atingir a marca de 24 Mbps de transferência.

→ Bluetooth 4.0: especificações desta versão foram anunciadas em dezembro de 2009, e seu principal diferencial não é a velocidade, mas sim a economia de energia. Este novo padrão exige muito menos energia quando o dispositivo está ocioso.

O fato de haver várias versões não significa que um dispositivo com uma versão atual não funcione com outro de uma versão inferior, embora a velocidade da transmissão de dados seja limitada pela taxa do dispositivo mais lento.

2.3.4 Módulo Bluetooth Usado no Sensor

A escolha da tecnologia Bluetooth para o presente trabalho foi em função das características já citadas: apresenta pequeno tamanho, baixo custo, baixo consumo, alta taxa de transmissão de dados, facilidade de comunicação com outros dispositivos móveis, como celulares e *laptops*, e possibilidade de formação de pequenas redes.

O módulo de comunicação utilizado é o RN41 (Figura 2.16), fabricado pela empresa *Roving Networks*. Este módulo de comunicação pode ser alimentado com tensões de 3,0 a 3,6 V e consome em média 20 mA quando recebendo ou transmitindo dados [14]. Por se tratar de um dispositivo classe 1, possui alcance máximo de 100 metros. Este alcance é conseguido com a ajuda de uma pequena antena cerâmica soldada na própria placa (Figura 2.16).

O módulo trabalha com a versão Bluetooth 2.0, possuindo taxa de transmissão de dados de 2 Mbps via ar. É um link de comunicação robusto e seguro, possui encriptação de dados de 128 bits e tem esquemas de correção de erros que garantem a entrega dos pacotes de dados [14]. O módulo possui interface serial padrão RS232, e está configurado para se comunicar com o microcontrolador DsPIC30F3012 a uma taxa de 115200 bps. Como a taxa de dados wireless é muito superior a taxa de dados recebidos do microcontrolador, não corre-se o risco da perda de pacotes, pois há tempo hábil para o reenvio se um erro de transmissão acontece. Estes reenvios são automáticos, gerenciados pelo protocolo Bluetooth. Isto garante uma comunicação de dados segura mesmo trabalhando em tempo real.



Figura 2.16 - Módulo Bluetooth RN41.

2.4 Microcontrolador

Para a leitura das saídas analógicas do acelerômetro, do sinal de sEMG e da transmissão serial dos dados para o módulo de comunicação Bluetooth, foi necessário utilizar um microcontrolador, tornando o trabalho mais simples por incorporar dentro de si módulos de conversão AD, comunicação serial e outros recursos de hardware e processamento de sinais dentro de um único CI. E todo este conjunto pode ser controlado via software, tornando o hardware menor e mais simples.

Foi utilizado um microcontrolador com um DSP integrado, o DsPIC30F3012 (figura 2.17), fabricado pela empresa *Microchip*, que neste projeto está configurado para trabalhar com um clock (frequência de operação) de 30 MHz. Embora este microcontrolador possa trabalhar com clock de até 120 MHz, o clock de 30 MHz foi escolhido porque atende as necessidades de projeto do sensor e ao mesmo reduz em muito o consumo do mesmo.

O DsPIC30F3012 pode ser alimentado com tensões de 2,0 a 5,5 V e possui oito entradas de conversão AD de 12 bits. Este microcontrolador é da família dos processadores digitais de sinais de 16 bits, possui memória FLASH de programação com 24 kB, memória RAM com 2 kB e memória EEPROM com 1 kB.



Figura 2.17 - Microcontrolador DsPIC30F3012 SMD.

Este microcontrolador realiza a leitura das saídas analógicas do acelerômetro e do sinal de sEMG, faz a conversão digital de cada canal e transmite os dados serialmente para o módulo de comunicação Bluetooth. A Figura 2.18 mostra a pinagem do DsPIC30F3012 no formato SMD.

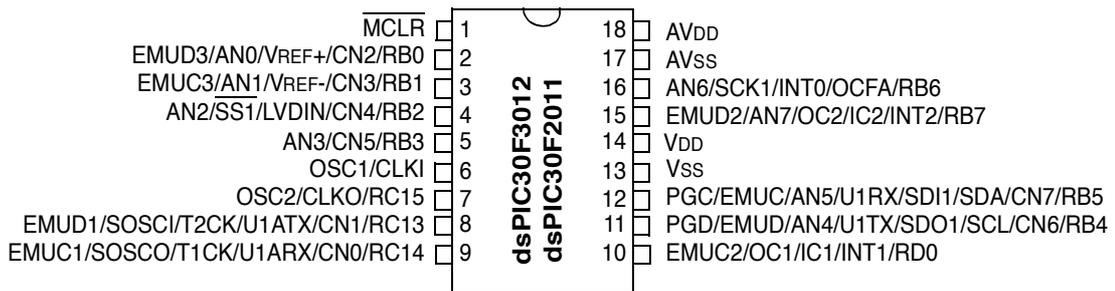


Figura 2.18 - Pinagem do Microcontrolador DsPIC30F3012 SMD [15].

2.5 Bateria

Bateria de íons lítio (*Li-ion*) é um tipo de bateria recarregável muito utilizada em equipamentos eletrônicos portáteis, devido sua alta densidade de energia [16]. A densidade de energia, medida em Wh/kg, reflete o quanto de energia a bateria pode armazenar em função de seu peso. Baterias de *Li-ion* armazenam o dobro de energia de uma bateria de Hidreto Metálico de Níquel (*NiMH*) e três vezes mais que uma bateria de Níquel Cádmio (*NiCd*).

Outra diferença da bateria de *Li-ion* é a ausência do efeito memória (popularmente conhecido como vício da bateria). Assim não é preciso carregar a bateria até o total de sua capacidade e nem descarregar até o mínimo, ao contrário, por exemplo, de uma bateria de *NiCd* [16]. Mais uma vantagem desta bateria é o fato de ela já vir pronta para usar. Diferentemente de outros tipos de baterias recarregáveis, não é preciso passar horas carregando antes de usar pela primeira vez.

A baixa densidade do lítio possibilita a criação de baterias com alta capacidade e bem mais leves, o que facilita o seu uso em equipamentos portáteis. Devido a todas estas vantagens, foi escolhida uma bateria de *Li-ion* para o projeto. A bateria utilizada tem uma densidade de energia da ordem de 120 Wh/kg, e seus dados estão descritos na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 - Dados da bateria de *Li-ion* CR2450 [17].

Tensão Nominal	3,7 V
Capacidade Nominal	200 mAh
Dimensão (Altura x Diâmetro)	5,2 x 24,5 mm
Peso	6,5 g
Corrente de Descarga Máxima	400 mA

Trata-se de uma bateria tipo moeda, padrão CR2450, que apresenta uma tensão nominal de 3,7 V, suficiente para os circuitos integrados utilizados.

O fato de a bateria ser recarregável também foi primordial para sua escolha. Assim se evita geração de excesso de lixo tóxico e diminui o custo de manutenção do sensor depois de pronto. A Figura 2.19 mostra uma foto da bateria escolhida e suas dimensões.

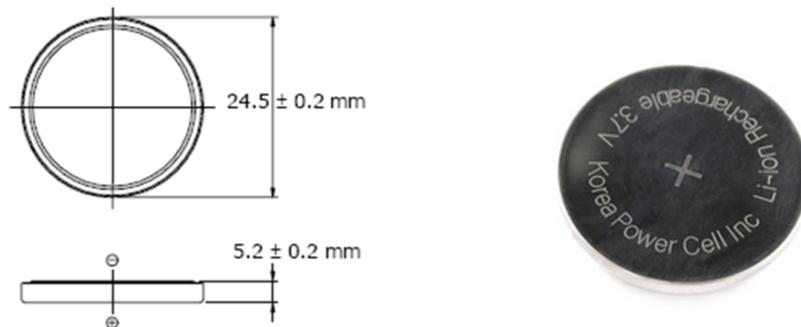


Figura 2.19 - Bateria *Li-ion* recarregável [17].

3 Desenvolvimento do Sensor

*“Se eu falar as línguas de homens e de anjos, conhecer todos os mistérios e toda a ciência,
mas não tiver amor, nada sou.”*

1 Cor 13,1-2.

Este capítulo detalha as etapas do desenvolvimento do sensor híbrido para a aquisição de sinais de aceleração e eletromiografia. Primeiramente são detalhadas as etapas de desenvolvimento do hardware, em seguida as do software e por fim são mostradas as especificações técnicas do sensor desenvolvido.

Foram feitos testes inicialmente em protoboard com um acelerômetro de dois eixos. Com o sucesso na aquisição dos sinais no sistema protótipo, passou-se a utilizar um acelerômetro de três eixos no sensor final, pois os movimentos humanos são em geral espaciais.

Para o sinal de sEMG foi gasto um tempo maior na escolha dos melhores componentes para a integração do hardware. Os componentes escolhidos deveriam ter algumas características desejadas: possuir um baixo consumo para uma maior autonomia da bateria; serem de pequeno tamanho físico para que sensor final fosse de baixo peso e possuir alta imunidade a ruídos.

Depois de vários testes em protoboard e em placas protótipos, os componentes finais foram escolhidos de forma a atender o máximo possível aos requisitos desejados. Os principais componentes do projeto foram detalhados no Capítulo 2. Neste capítulo detalha-se a integração dos componentes, a confecção da placa de circuito impresso, a montagem final e os softwares desenvolvidos, tanto o firmware embarcado no microcontrolador como o software de aquisição de dados usados no computador.

3.1 Hardware

Com o sucesso dos testes no protoboard, passou-se à escolha do encapsulamento dos componentes definitivos que integrariam o hardware. Escolheram-se componentes *SMD* para

minimizar o tamanho final do sensor, incluindo os resistores, capacitores, amplificadores, reguladores e o próprio microcontrolador.

Mas somente pequenos componentes não bastam para um projeto final pequeno. É preciso também que a placa confeccionada seja de pequeno tamanho. Com um programa apropriado para desenho de placas de circuito impresso da empresa *Cadsoft*, chamado *Eagle*, foi dado início à etapa de elaboração da placa de circuito impresso. Na sequência são detalhadas as partes integrantes de todo o hardware. O esquemático completo do sensor encontra-se no Apêndice A.

A tensão da bateria, nominalmente 3,7 V, passa por um regulador de forma a ser mantida em 3,3 V e poder alimentar todo o circuito (Figura 3.1). O regulador de tensão utilizado apresenta baixa queda de tensão entre entrada e saída (*low dropout voltage*). Assim, mesmo quando a bateria está quase totalmente descarregada, e atinge níveis de tensão em torno de 3,4 V, a tensão na saída do regulador se mantém estável em 3,3 V. Um divisor de tensão formado por dois resistores de 10 k Ω é utilizado como um sensor de medição do nível de carga restante na bateria. Desta forma o microcontrolador pode obter esta informação através de uma entrada de conversão AD e transmiti-la ao usuário para informá-lo da necessidade de recarga da bateria.

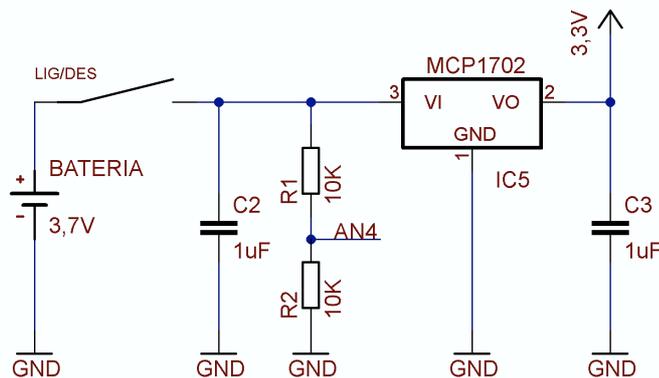


Figura 3.1 - Parte do esquemático: bateria e regulador de tensão.

Os amplificadores operacionais utilizados para amplificar e filtrar o sinal de sEMG precisam ser alimentados com tensão simétrica. Com a finalidade de obter uma tensão de -3,3 V foi utilizado um CI (Circuito Integrado) conversor de tensão (Figura 3.2). Com o auxílio de dois

capacitores externos este CI gera uma alimentação simétrica a partir de uma alimentação simples. É possível ter então uma alimentação de 3,3 V, 0 V e -3,3 V no circuito.

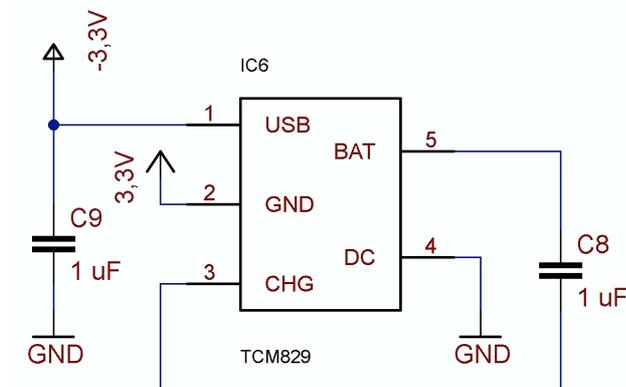


Figura 3.2 - Parte do esquemático: conversor de tensão.

Esta alimentação simétrica alimenta o amplificador de instrumentação, responsável por receber o sinal sEMG e amplificá-lo 980 vezes. Em seguida o sinal passa por um filtro ativo tipo passa faixa de primeira ordem, construído com um amplificador operacional (Figura 3.3). As frequências de corte do filtro foram ajustadas para 15 Hz e 200 Hz, faixa onde está a maior parte do sinal sEMG de interesse.

Este sinal pode assumir valores positivos e negativos, mas o microcontrolador que vai converter este sinal para o formato digital só pode trabalhar com valores de tensão positivos. Assim, o sinal sEMG teve que ser deslocado de um nível CC, de forma a se tornar sempre positivo. O mesmo amplificador operacional responsável pela filtragem do sinal, o desloca de 1,65 V tornando o sempre positivo. O software responsável pela leitura dos dados digitais advindos do sensor se encarregará de descontar o nível CC do sinal, apresentando-o em sua forma original ao usuário. Estes e outros detalhes da parte de conversão AD do sinal serão detalhados na seção sobre o software.

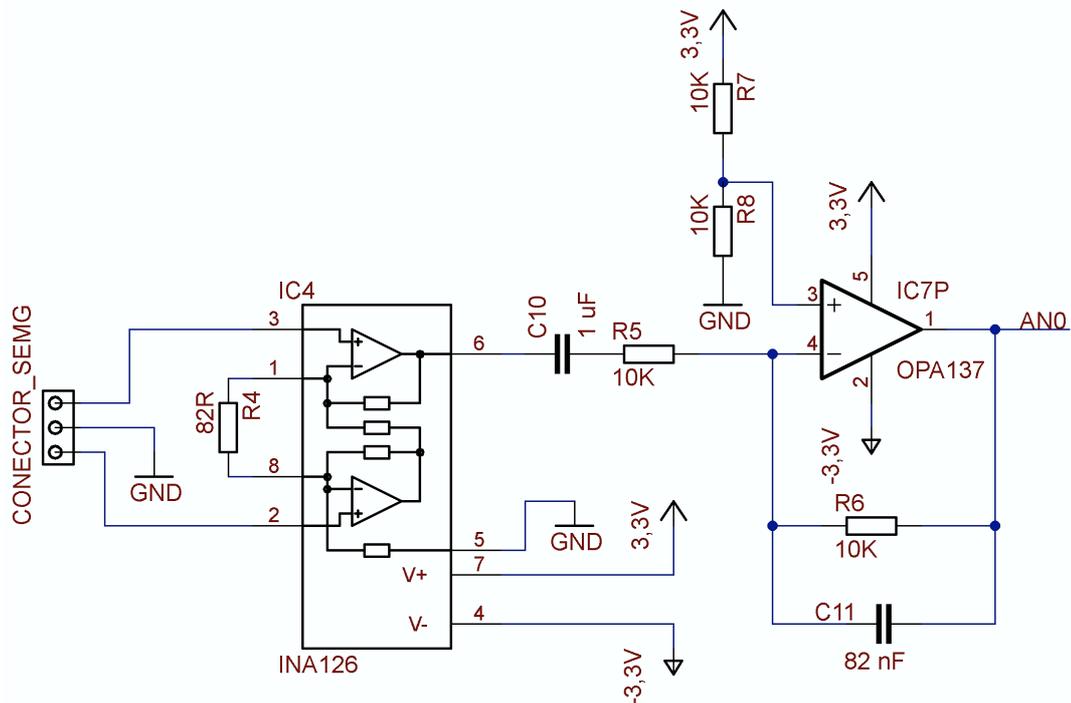


Figura 3.3 - Parte do esquemático: amplificador de instrumentação e filtro.

O acelerômetro ADXL330 necessita apenas de alimentação simples. Os capacitores C5, C6 e C7 mostrados na Figura 3.4 formam o filtro passa baixas passivo na saída do acelerômetro, de acordo com o explicado na Seção 2.1.2. Para $C = 100 \text{ nF}$ a frequência de corte do sinal é de 50 Hz, de acordo com a Tabela 2.1.

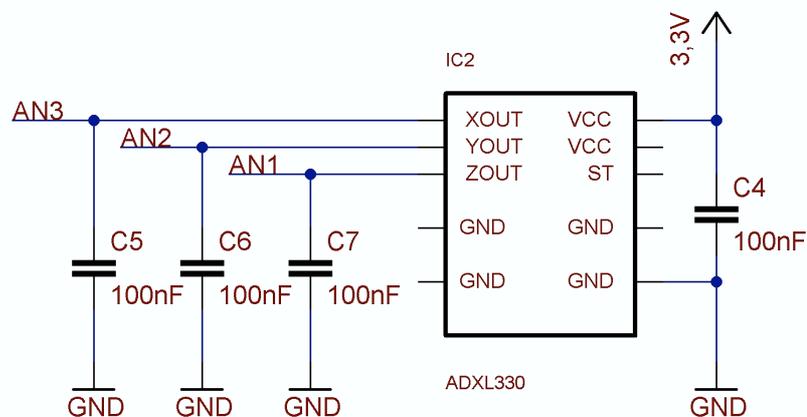


Figura 3.4 - Parte do esquemático: acelerômetro.

O módulo Bluetooth (Figura 3.5) recebe também alimentação simples. Ele está conectado ao microcontrolador através de uma comunicação serial RS232 bidirecional, através da qual recebe os dados digitais vindos do microcontrolador, e os transmite no padrão Bluetooth, permitindo transmissões a uma distância de até 100 metros.

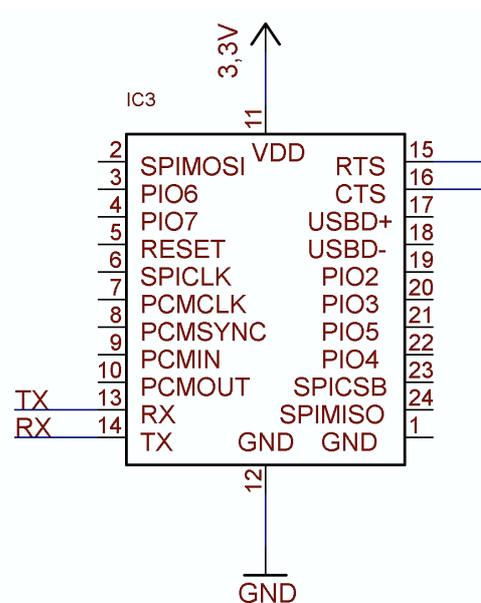


Figura 3.5 - Parte do esquemático: módulo Bluetooth.

O led conectado ao pino RC15 do microcontrolador serve para sinalizações, como por exemplo, indicar que o dispositivo foi ligado. Por questões de economia de bateria, não deverá ficar o tempo todo aceso.

O conector de gravação colocado na placa permite a atualização ou alteração no firmware do microcontrolador *in-circuit* (Figura 3.6).

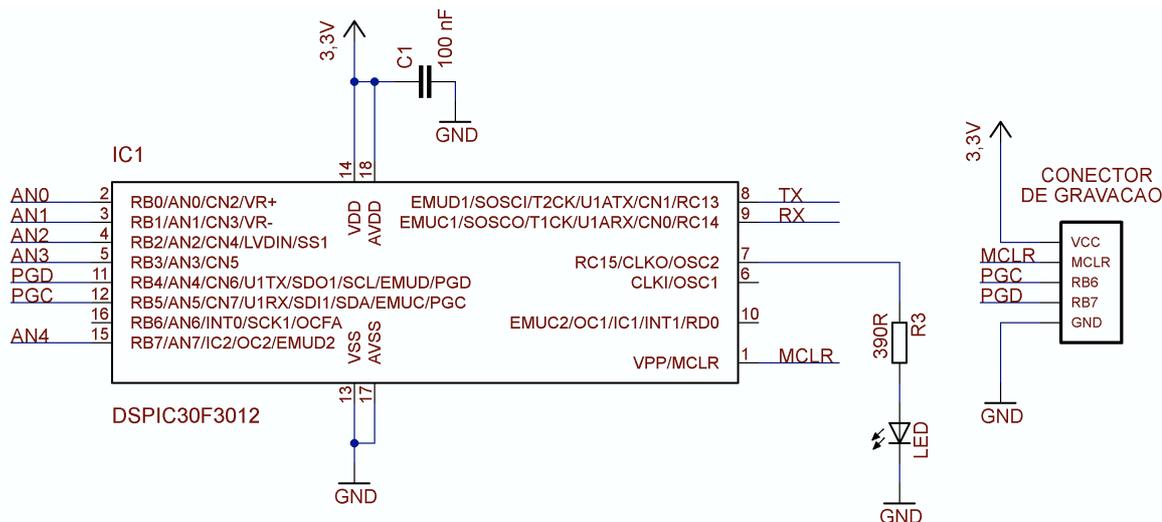


Figura 3.6 - Parte do esquemático: microcontrolador e conector de gravação.

Para a geração do *layout* da placa, um cuidado especial foi tomado com relação ao posicionamento dos componentes, tal que o circuito pudesse ser totalmente roteado e apresentasse dimensões reduzidas. Para este propósito foi projetada uma placa de circuito impresso com dupla face, de modo a ser possível colocar componentes tanto de um lado da placa como do outro, obtendo-se o menor tamanho possível. O *layout* da placa (Figura 3.7) foi enviado a uma empresa especializada na confecção deste tipo de placa. O resultado final foi uma placa de circuito impresso profissional com apenas 33 x 27 mm.

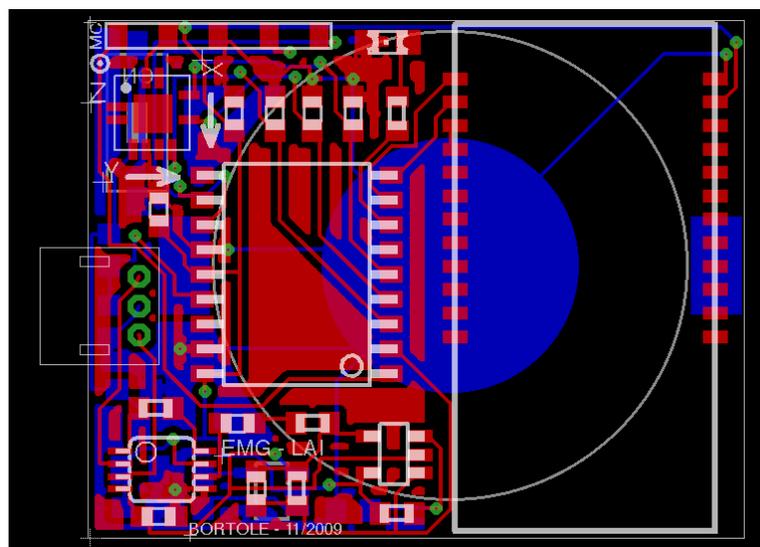


Figura 3.7 - *Layout* da placa de circuito impresso.

3.1.1 Montagem dos Componentes

Com os componentes escolhidos e a placa confeccionada, deu-se sequência à etapa de montagem da mesma. A tarefa exigiu relativa experiência, bastante cuidado e ferramentas apropriadas, como estação de soldagem *SMD*. O fato de a placa conter componentes nas duas faces também dificultou um pouco o trabalho de montagem, pois o calor empregado na soldagem dos componentes de um lado da placa afeta a soldagem do lado oposto. A Figura 3.8 mostra o trabalho final pronto.

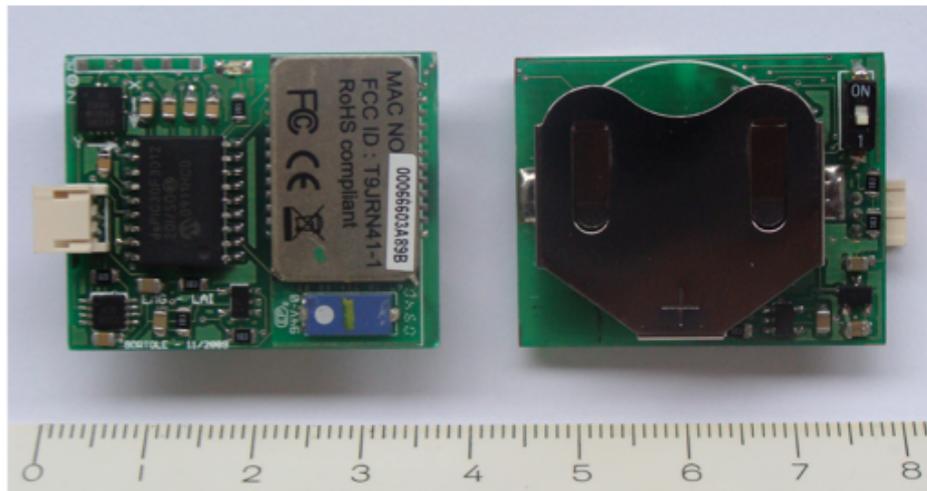


Figura 3.8 - Placa montada com componentes SMD.

A placa contém um conector para que o DsPIC30F3012 possa ser conectado a um gravador de microcontroladores. Este gravador por sua vez é conectado a um computador por meio de conexão USB. A Figura 3.9 e a Figura 3.10 mostram detalhes do conector de gravação e dos demais componentes da placa.

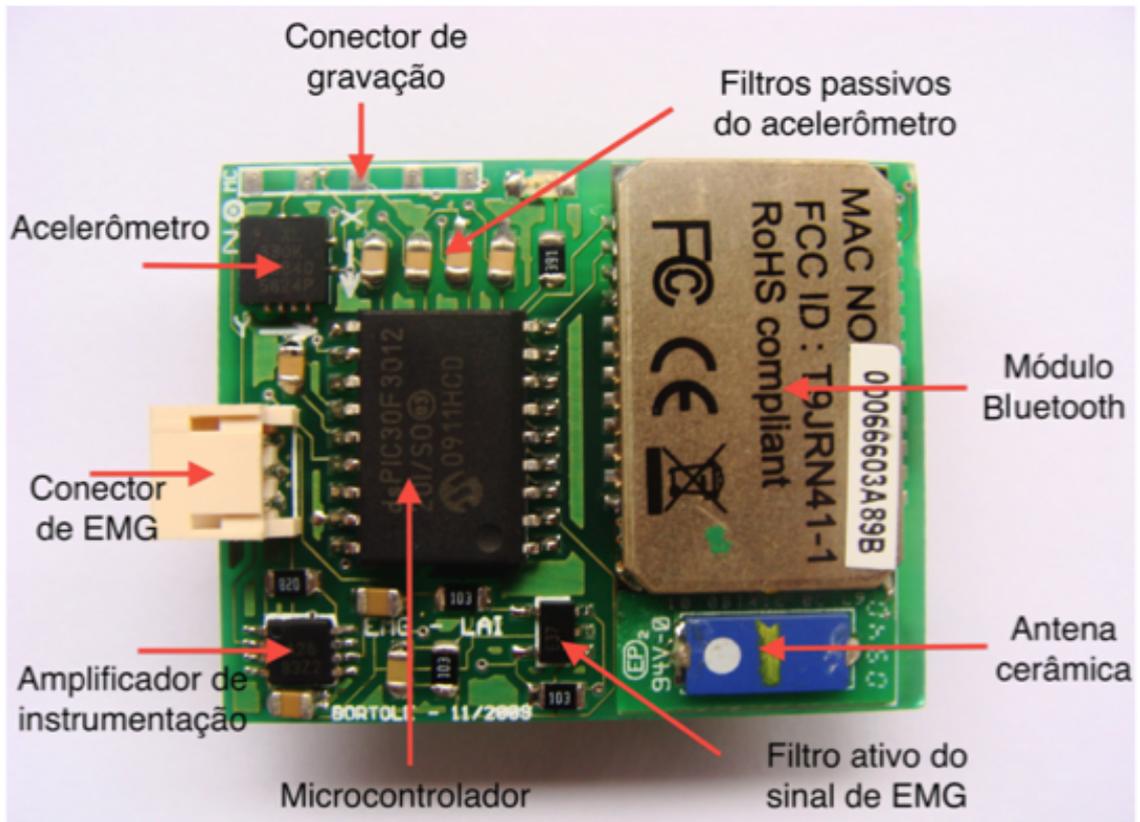


Figura 3.9 - Detalhe dos componentes no lado do topo da placa.

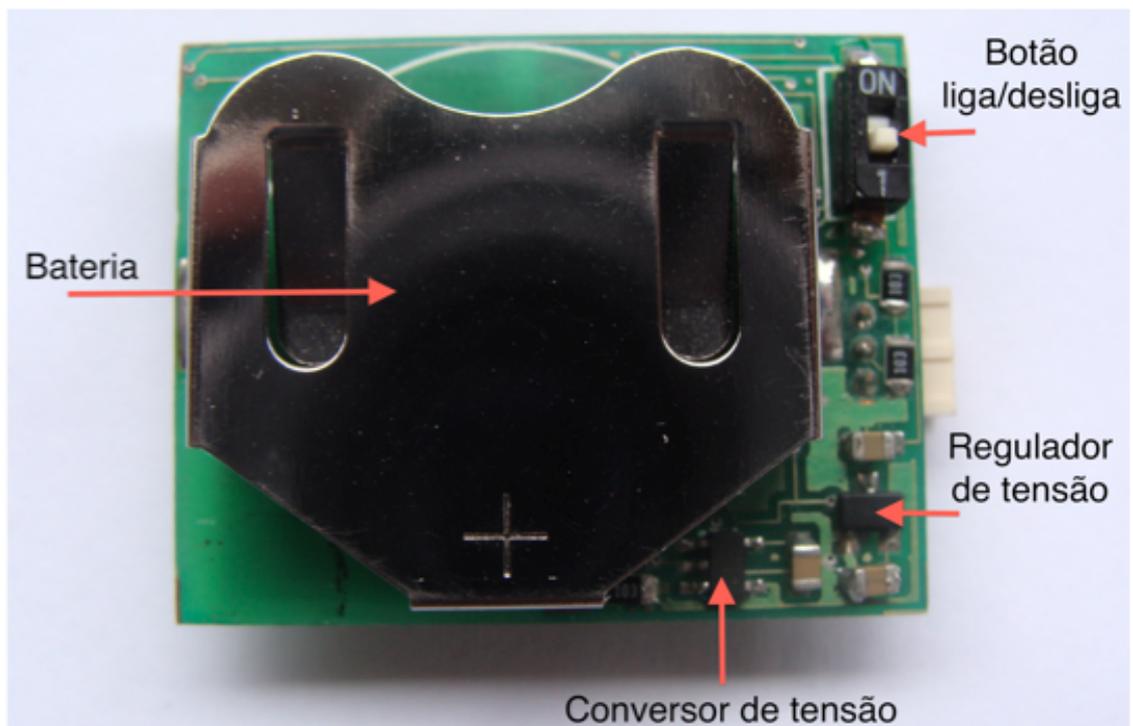


Figura 3.10 - Detalhe dos componentes no lado do fundo da placa.

3.1.2 Carregador de Bateria

Além da placa de circuito impresso do sensor, foi projetada também uma placa de circuito impresso para a tarefa de recarga da bateria de *Li-ion*. O esquemático do circuito é mostrado na Figura 3.11.

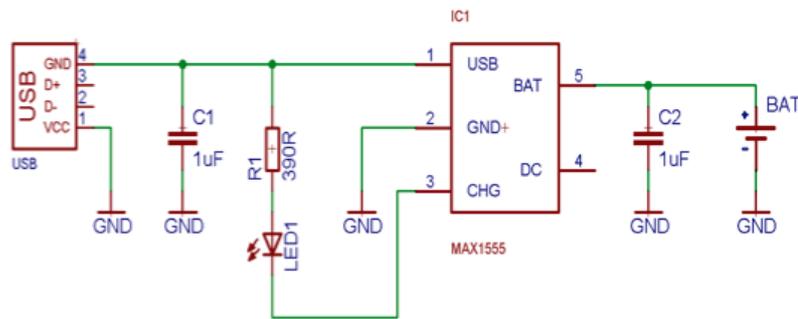


Figura 3.11 - Esquemático do carregador de bateria.

A placa de circuito impresso construída é artesanal, mostrada na Figura 3.12.

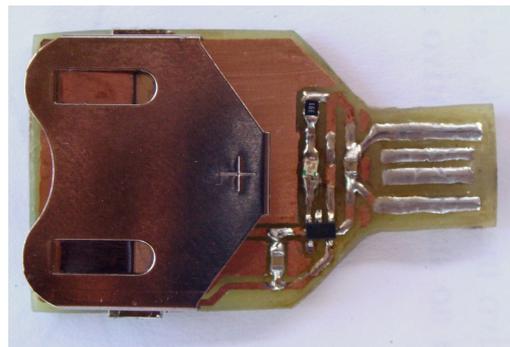


Figura 3.12 - Carregador da bateria.

Este circuito de recarga da bateria está baseado no circuito integrado MAX1555, um circuito próprio para o controle de carga de baterias de *Li-ion* [18]. O carregador possui um conector USB integrado para ser conectado a uma porta USB de qualquer computador ou laptop. O circuito MAX1555 se encarrega do controle da carga da bateria, que é totalmente carregada

em aproximadamente uma hora. Quando a bateria está sendo carregada, um led vermelho fica aceso indicando a carga, e se apaga quando a bateria está totalmente carregada.

3.2 Software

Esta seção descreve detalhadamente o algoritmo do firmware embarcado no microcontrolador para leitura e transmissão do pacote de dados. Também descreve a interface gráfica criada para receber os dados, que inclusive possibilita o armazenamento destes.

3.2.1 Firmware do Microcontrolador

O firmware gravado no microcontrolador torna o projeto final bem flexível, de forma que o microcontrolador pode ter o programa alterado de acordo com as necessidades de uso, ou ainda quando da necessidade de uma correção ou upgrade do firmware.

A programação do microcontrolador foi feita em linguagem C, e é executado a uma frequência interna de 7,37 MHz, correspondendo a uma instrução a cada 135 ns. A Figura 3.13 mostra o fluxograma do firmware.

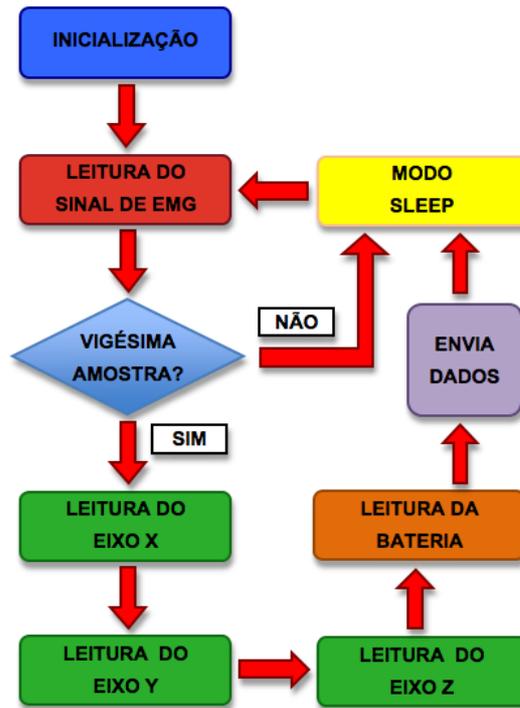


Figura 3.13 - Fluxograma do firmware do microcontrolador.

Ao ser ligado, o microcontrolador faz uma inicialização de todas as variáveis do programa, bem como a configuração inicial dos módulos de conversão AD e USART. Segue então um loop infinito, no qual o microcontrolador realiza a leitura do sinal de sEMG, de cada um dos três eixos do acelerômetro e da tensão da bateria, enviando os dados em seguida.

O sinal de sEMG é amostrado em uma taxa bem maior que o sinal do acelerômetro e da tensão da bateria. Como o filtro passa alta do sinal de sEMG tem frequência de corte de 200 Hz, o sinal deve ser amostrado no mínimo a 400 Hz, baseado no critério de *Nyquist*. A frequência de amostragem escolhida foi de 500 Hz, um pouco acima da mínima para melhorar a reconstrução do sinal posteriormente. O sinal do acelerômetro é amostrado a 25 Hz, pois tem por objetivo medir a inclinação de membros do corpo humano, cujas oscilações dificilmente excedem 10 Hz. Baseado nisso o microcontrolador realiza vinte amostras de sEMG, para então amostrar cada um dos eixos do acelerômetro. Após cada amostra o microcontrolador entra no modo *sleep*, de forma a economizar energia da bateria. O *watchdog timer*, programado para “estourar” a cada 2 ms aproximadamente, se encarrega de tirar o microcontrolador do modo *sleep*, voltando ao loop. Quando o pacote de amostras está completo, é enviado ao módulo Bluetooth, que se encarrega de transmiti-lo ao meio.

O sinal de sEMG é amostrado a cada 2 ms aproximadamente. O valor da conversão AD de 12 bits vai de 0 a 4095, e este resultado é convertido nos correspondentes caracteres ASCII, sendo armazenado num vetor de memória temporária. Como o sinal foi anteriormente deslocado de um nível CC pelo hardware, o valor 2048 corresponde a um sinal igual a 0 V. Sinais com valores abaixo de 2048 correspondem a níveis de tensão negativos, e acima positivos.

Como o sinal é amplificado 980 vezes, o valor digital zero corresponde a um nível de tensão real de aproximadamente -1,68 mV, enquanto o valor digital 2048 correspondente a 0 V, e o valor digital 4095 corresponde ao valor 1,68 mV. Assim, o sinal de sEMG que pode ser captado pelo sensor vai de -1,68 até 1,68 mV, e sendo digitalizado em 12 bits tem resolução de aproximadamente 822 nV.

Para o acelerômetro, se não houver qualquer aceleração no eixo em questão, o valor de tensão analógica lida será de aproximadamente 1,65 V, correspondendo à metade da tensão de alimentação. Com o módulo de conversão AD de 12 bits, este valor de tensão será convertido para um valor numérico igual a 2048. Com uma inclinação positiva no eixo em questão, o valor de tensão decresce de aproximadamente 300 mV/g. Com uma inclinação negativa o valor de tensão aumenta na mesma taxa. Os valores analógicos lidos em cada um dos eixos e convertidos em um valor digital são armazenados em uma variável temporária, depois de serem convertidos nos correspondentes caracteres ASCII.

Na sequência o valor de tensão da bateria é lido e codificado para ser transmitido também, para que o usuário possa ser alertado quando da necessidade de recarga da mesma. O valor do nível de tensão da bateria é convertido em um caractere ASCII de '0' a '9', sendo que o caractere '0' indica uma bateria totalmente descarregada, enquanto o caractere '9' indica uma bateria com carga completa.

Na sequência o programa vai realizar o envio do pacote de dados. O caractere ASCII 'i' é enviado para delimitar o início do frame de dados. Na sequência seguem 80 bytes representando as 20 amostras de sinal sEMG e mais 12 bytes representando a aceleração nos três eixos do acelerômetro, X, Y e Z, respectivamente. E por último o byte de indicação de carga da bateria. Com o término do envio de dados o processador entra novamente no modo *sleep*, e quando for acordado pelo *watchdog timer* recomeça o loop.

O envio do pacote de dados é feito serialmente. A taxa de envio é de 115200 bps, utilizando o padrão RS232 da USART interna do microcontrolador. Este pacote é enviado ao módulo Bluetooth, que, caso esteja conectado ao dispositivo coletor de dados (um computador, *laptop*, telefone celular, etc.), vai transmiti-lo no padrão Bluetooth.

O firmware completo do microcontrolador, programado em linguagem C, encontra-se no Apêndice B. Havendo necessidade da mudança de algum parâmetro ou alteração no firmware, este pode ser alterado e o microcontrolador gravado novamente.

3.2.2 Software do Computador

Os sinais adquiridos com o sensor, digitalizados e enviados ao meio necessitam ser coletados por um dispositivo para exibição e/ou armazenamento. Tanto em um caso como outro uma interface com o usuário é necessária, a fim de que os dados coletados possam ser analisados e utilizados.

Foi desenvolvida uma interface gráfica para ambiente *Windows*, que permite ao usuário a visualização gráfica dos sinais na tela do computador, bem como o armazenamento dos dados em arquivos, para que possam ser processados e usados posteriormente. A tela da interface é mostrada na Figura 3.14.

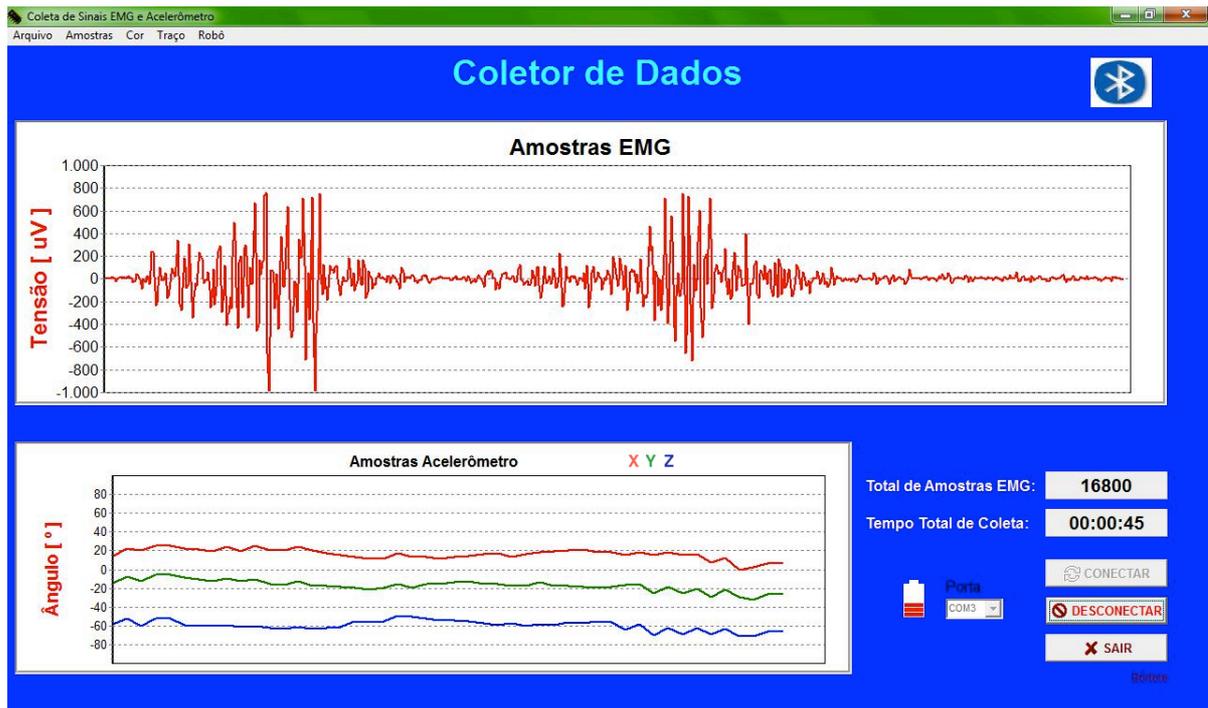


Figura 3.14 - Interface gráfica desenvolvida.

Este programa se comunica com o sensor híbrido através de uma porta serial virtual, criada quando o módulo Bluetooth do sensor é emparelhado com o do sistema operacional do computador. Ao abrir o programa, o usuário deve escolher corretamente qual a porta serial do sensor antes de conectá-lo remotamente.

A maior parte da tela de interface é ocupada por um gráfico do sinal de sEMG. Este sinal é exibido num gráfico de amplitude de tensão *versus* tempo, facilitando a visualização do comportamento temporal. A interface permite que o usuário ajuste alguns itens, como cor e espessura do traçado e o valor do eixo do tempo, de forma a facilitar a visualização.

Um contador informa a quantidade de amostras do sinal de sEMG que foi capturada, e a quanto tempo o sinal está sendo coletado.

Um outro gráfico mostra a inclinação dos três eixos do sensor em função do tempo. Um traço vermelho corresponde ao eixo X, um verde ao eixo Y e um azul ao eixo Z.

O sensor conta um acelerômetro para o propósito de medir inclinação. Isto é possível porque com o sensor parado ou em movimento retilíneo uniforme o acelerômetro estará sujeito somente à aceleração da gravidade local. O ângulo de inclinação é obtido através das

componentes da aceleração da gravidade em cada eixo. A Figura 3.15 mostra a obtenção do ângulo de inclinação θ de um dos eixos, dado por:

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{G_a}{G}\right)$$

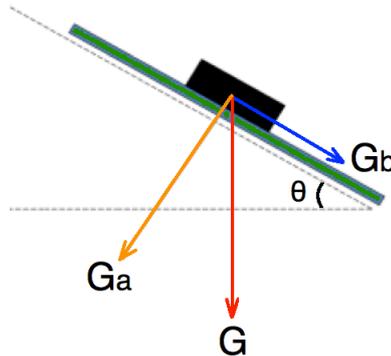


Figura 3.15 - Obtenção do ângulo de inclinação θ .

Este cálculo de inclinação para cada um dos três eixos é feito pela interface de coleta do sinal. As amostras recebidas referem-se à aceleração sofrida em cada eixo do sensor. A interface converte a aceleração em uma inclinação que vai de -90 a 90 graus, com resolução de 1 grau.

Caso o sensor apresente desvios nas medições de ângulos (*offset*), este problema pode ser corrigido através de uma calibração. Esta pode ser realizada a partir de uma opção do menu de calibração na interface. Para tal, deve-se colocar o sensor em três posições distintas, com cada eixo coincidindo com a direção do campo gravitacional, um por vez. A cada posição, deve-se clicar em um campo apropriado, mostrado no menu. Após este procedimento, os desvios estarão corrigidos.

Uma outra opção do menu de itens permite ao usuário salvar todas as informações coletadas, tanto do sinal de sEMG como de inclinação. O usuário escolhe qual dos dois sinais quer salvar e onde. Os arquivos são salvos em formato de texto, com a extensão “.txt”, com uma amostra por linha. Desta forma fica fácil a leitura e processamento do sinal posteriormente por um software especializado, como por exemplo Matlab.

Uma outra informação disponibilizada pela interface é a quantidade de energia restante na bateria do sensor, alertando o usuário da necessidade de recarga. Quando o valor atingir um nível crítico, o indicador muda da cor verde para vermelho, indicando que a bateria deve ser recarregada assim que possível.

Para mostrar a possibilidade de aquisição dos dados com dispositivos portáteis, foi desenvolvido também uma interface simples para telefones celulares. Como a maioria dos telefones móveis hoje em dia possui comunicação Bluetooth, eles podem ser também usados como uma interface de aquisição dos sinais advindos do sensor. Assim como a interface criada para o computador, esta interface cria uma porta serial virtual, por onde recebe os dados, assim que conectada via Bluetooth.

A interface para telefones celulares foi programada em Java, especialmente escrito para dispositivos portáteis. Este fato a torna multiplataforma, podendo ser utilizado em vários modelos distintos de aparelhos.

3.3 Especificações Técnicas

Esta seção apresenta as principais especificações técnicas do sensor desenvolvido. A Tabela 3.1 faz um resumo de tais especificações. Estas se referem a um sensor conectado à interface de coleta transmitindo dados continuamente.

Tabela 3.1 - Especificações técnicas do sensor.

PARÂMETRO	VALOR	OBSERVAÇÃO
Dimensões	33 x 27 x 10 mm	Comprimento x largura x altura aproximados
Peso	10 gramas	Valor aproximado incluindo bateria
Consumo	130 mWh	Consumo médio transmitindo dados
Duração da Bateria	5 horas	Tempo aproximado transmitindo dados continuamente
Capacidade Nominal da Bateria	200 mAh	
Tipo de Bateria	Li-ion	Padrão CR2450 recarregável
Tensão Nominal da Bateria	3,7 V	
Tensão Regulada de Trabalho	3,3 V	
Indicação do Estado da Bateria	Sim	Mostrada graficamente na interface, numa escala de 0 a 9
Tempo de Carga da Bateria	1 hora	Tempo aproximado para bateria totalmente descarregada
Transmissão de Dados	Bluetooth	Classe 1 compatível com versões 2.0, 1.2 e 1.1
Frequencia de Rádio	2,402 a 2,480 GHz	79 canais espaçados de 1 MHz
Taxa de Transmissão Wireless	2 Mbps	Com criptografia de 128 bits e correção de erros
Potência Máxima de Transmissão	15 dBm	
Alcance	100 metros	Ambientes externos
Range do Sinal EMG	± 1,68 mV	
Ganho no Sinal de EMG	980 vezes	
Amostragem do Sinal EMG	500 Hz	
Conversão AD do Sinal EMG	12 bits	
Resolução do Sinal de EMG	822 nV	
Largura de Banda do Sinal EMG	15 a 200 Hz	
Range da Aceleração	± 3 g	Em cada um dos 3 eixos
Amostragem da Aceleração	25 Hz	
Conversão AD da Aceleração	12 bits	
Largura de Banda da Aceleração	0 a 50 Hz	
Não Linearidade da Aceleração	± 0,3 %	Porcentagem da escala completa de -3 a 3 g
Erro de Alinhamento Entre Eixos	± 0,1 grau	
Sensibilidade Devido a Temperatura	± 0,015 %/°C	
Range da Inclinação	± 90 graus	Calculado pela interface de coleta a partir da aceleração
Resolução da Inclinação	1 grau	
Quantidade Máxima de Sensores	7	Quantidade máxima conectada simultaneamente à interface

4 Experimentos e Avaliações

“A vida não é medida pela quantidade de vezes que respiramos, mas pelos momentos que nos tiraram o fôlego.”

Pablo Picasso.

Foram realizados vários experimentos e testes com o sensor híbrido, tanto na área de Robótica como na área de Fisioterapia. Três experimentos principais são detalhados aqui: uso do sensor para controle da Cadeira de Rodas Robótica da UFES, controle de um robô móvel dotado de manipulador para auxílio no desenvolvimento cognitivo de crianças com deficiência motora severa, e um experimento na área de Fisioterapia, para avaliação do senso posicional do joelho.

Os experimentos mostram o uso prático do sensor na área de Robótica aplicada na reabilitação de pessoas com deficiência e na área de Fisioterapia. Os procedimentos e resultados obtidos são detalhados na sequência.

4.1 Cadeira de Rodas Robótica

Cadeiras de rodas elétricas vêm sendo utilizadas há bastante tempo para ajudar no deslocamento de pessoas com deficiência. Com o avanço da tecnologia e a criação dos microcontroladores foi conseguido um grande avanço no sistema de controle destas cadeiras, permitindo uma maior facilidade e segurança no uso.

Estas cadeiras contam normalmente com dois motores internos alimentados por uma bateria, e um *joystick* de comando, utilizado pelo usuário para realizar o controle do movimento da cadeira. Muitos usuários têm dificuldade de controlar a velocidade da cadeira, e muitos ainda não tem condições de controlar a cadeira usando o *joystick*, o que causa a impossibilidade destas pessoas se deslocarem autonomamente.

O Laboratório de Automação Inteligente da UFES desenvolveu uma Cadeira de Rodas Robótica, com o intuito de auxiliar a locomoção de pessoas com deficiências severas. Foi

adquirida uma cadeira de rodas elétrica convencional, e foram embarcados nela todo um sistema eletrônico de controle e sensoriamento [19], como mostra a Figura 4.1.

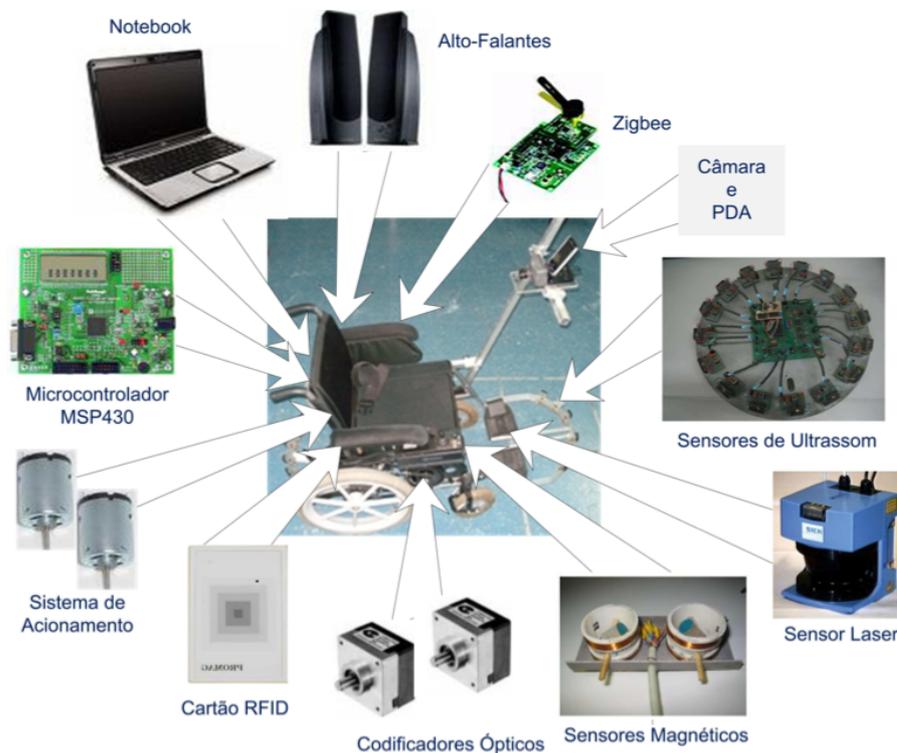


Figura 4.1 - Hardware adicional embarcado na cadeira de rodas elétrica [19].

O hardware embarcado consiste de codificadores ópticos (um para cada roda de tração) para medição de postura e velocidades linear e angular, sensores de ultrassom e sensor *laser* para detecção de obstáculos, sensores magnéticos para detecção de trilhas metálicas adequadamente fixadas no ambiente de navegação, como detalhado em [20], e sensor de *RFID* (*Radio Frequency IDentification*; em português: Identificação por Rádio Frequência), que permite ao sistema saber quando ocorre uma transição entre um e outro ambiente [20]. Para o sistema de acionamento dos motores CC e controle de baixo nível, foi desenvolvido e implementado um controlador digital [21], que está baseado em um microcontrolador MSP430 realimentado com a velocidade das rodas através dos codificadores ópticos.

A Cadeira de Rodas conta ainda com um *PDA*, contendo uma interface gráfica que exhibe comandos e permite uma realimentação audiovisual [22], e dois alto-falantes para

amplificação do sinal de áudio enviado pelo *PDA*, permitindo uma interação entre o usuário e as pessoas ao redor da Cadeira de Rodas.

Para o controle de alto nível, que é processado em um computador embarcado, foi desenvolvido um controlador robusto baseado na teoria de *Lyapunov* [23]. Os pesquisadores examinaram as influências das perturbações externas na condução da Cadeira e desenvolveram um algoritmo de controle moderno robusto adaptável, para melhorar a segurança e a eficácia ante perturbações externas.

O controle de velocidade é a função básica de controle da Cadeira, cujo objetivo é regular a velocidades das rodas, garantindo a segurança do usuário [24]. Neste trabalho a arquitetura de controle contempla tanto o modelo cinemático como o dinâmico (Figura 4.2).

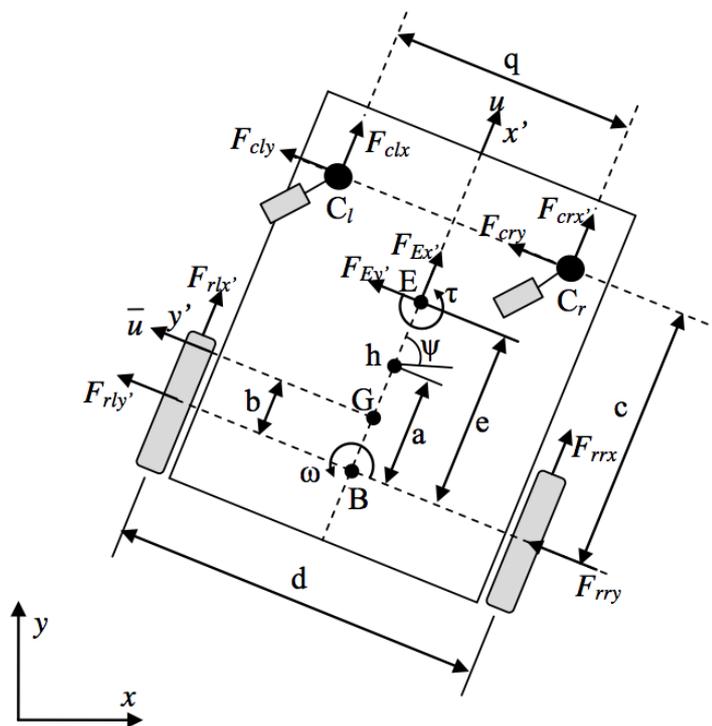


Figura 4.2 - Descrição dos efeitos cinemáticos e dinâmicos da Cadeira de Rodas [24].

No esquema da Figura 4.2, u e ω são as velocidades linear e angular, respectivamente, desenvolvidas pela Cadeira, G é o centro de massa da Cadeira de Rodas, c é a posição do ponto médio entre as duas rodas dianteiras, E é a localização do centro de massa do usuário, h é o ponto de interesse com coordenadas (x,y) no plano XY , ψ é a orientação da Cadeira, a é a

distância entre o ponto de interesse e o ponto central das rodas traseiras, que são as rodas de tração da Cadeira.

Para o modelo cinemático tem-se [24]:

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -a \operatorname{sen} \psi \\ \operatorname{sen} \psi & a \cos \psi \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \delta_x \\ \delta_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

E para o modelo dinâmico [24]:

$$\begin{bmatrix} \dot{u} \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\bar{\theta}_3}{\bar{\theta}_1} \omega^2 & -\frac{\bar{\theta}_4}{\bar{\theta}_1} u \\ -\frac{\bar{\theta}_5}{\bar{\theta}_2} u \omega & -\frac{\bar{\theta}_6}{\bar{\theta}_2} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{\bar{\theta}_1} & 0 \\ 0 & \frac{1}{\bar{\theta}_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_{ref} \\ \omega_{ref} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \bar{\delta}_u \\ \bar{\delta}_\omega \end{bmatrix}$$

O vetor de parâmetros a identificar, e o vetor de perturbações associados à Cadeira de Rodas são, respectivamente:

$$\theta = \left[\theta_1 \quad \theta_2 \quad \theta_3 \quad \theta_4 \quad \theta_5 \quad \theta_6 \right]^T$$

$$\delta = \left[\delta_x \quad \delta_y \quad 0 \quad \bar{\delta}_x \quad \bar{\delta}_\omega \right]$$

O vetor θ foi obtido através de identificação de parâmetros [24]:

$$\theta = \left[0,4087 \quad 0,1925 \quad 0,0047 \quad 1,0042 \quad 0,0044 \quad 0,8744 \right]$$

Como se observa, foram implementados dois controladores [24], um para controlar a parte cinemática e outro para controlar a parte dinâmica, com suas respectivas leis de controle regidas pelos modelos cinemáticos e dinâmicos.

A lei de controle não linear (comando de velocidade angular), proposta para mudar a orientação da Cadeira de Rodas, está dada por [24]:

$$\omega_{ref} = -k \tanh(\beta - \psi)$$

Onde k é uma constante positiva, ψ é a orientação da Cadeira e β é o ângulo de referência. A tangente hiperbólica é utilizada para prevenir a saturação dos comandos. A prova de estabilidade deste controlador pode ser encontrada em [23].

A outra variável que se deseja controlar é a velocidade linear, a qual deve diminuir quando a Cadeira está girando para orientar-se na direção correta (quando o erro de orientação ($\beta - \psi$) não é nulo). A lei de controle para este caso é a seguinte [24]:

$$\begin{aligned} v_{cadeira} &= V \cos(\beta - \psi) & \text{se } \alpha > 0 \\ v_{cadeira} &= 0 & \text{se } \alpha < 0 \end{aligned}$$

Desta maneira, a velocidade linear máxima enviada à Cadeira é V . Esta velocidade máxima deve ser definida tendo em conta os limites físicos da Cadeira de Rodas, evitando a saturação dos atuadores [24]. Deve ser levado em conta ainda um valor de V que proporcione segurança e conforto ao usuário.

O controlador cinemático gera as velocidades linear e angular de referência, que são as entradas para o controlador dinâmico, o qual gera outro par de comandos de velocidades linear e angular, que são enviados ao microcontrolador da Cadeira, como mostra a Figura 4.3.

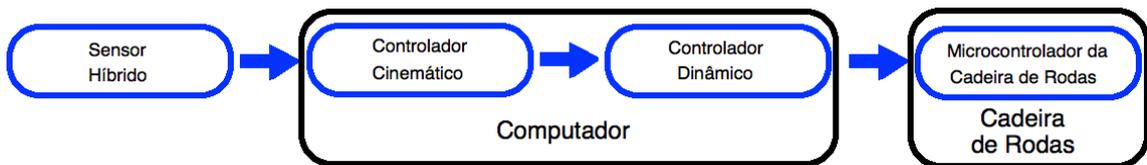


Figura 4.3 - Fluxo de dados no controle da Cadeira de Rodas.

O sensor híbrido desenvolvido foi usado para gerar os comandos de entrada do controlador cinemático. Por se tratar de um sensor pequeno, leve e sem fios, este pode ser colocado sobre a cabeça do usuário sem causar qualquer desconforto, podendo ser feito o uso de um boné ou uma tiara para facilitar sua utilização, como mostra a Figura 4.4.

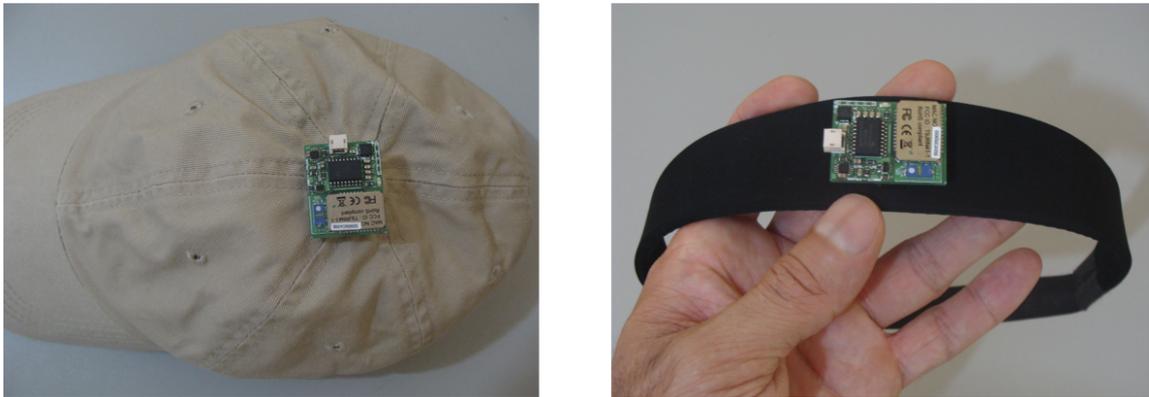


Figura 4.4 - Sensor híbrido colocado sobre um boné (esquerda) e sobre uma tiara (direita).

Com a inclinação da cabeça o sensor gera os ângulos de orientação espaciais, o ângulo α em torno do eixo X e o ângulo γ em torno do eixo Z (Figura 4.5). Estes ângulos de orientação são enviados ao controlador cinemático da Cadeira, que os converte em comandos de velocidade. Rotações da cabeça em torno do eixo Z são detectadas e transformadas em comandos de velocidade angular, para a esquerda e para a direita, dependendo se γ for positivo ou negativo, respectivamente. Rotações em torno do eixo X geram os comandos de velocidades linear. Se α for positivo (cabeça inclinada para frente) são gerados comandos de velocidade para frente. Por outro lado, se α for nulo ou negativo, são gerados comandos que cessam o movimento da Cadeira.

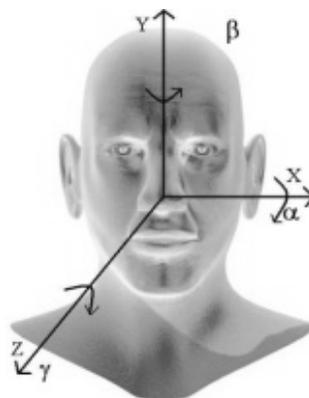


Figura 4.5 - Ângulos de rotação da cabeça [24].

Desta forma o usuário pode facilmente comandar a Cadeira de Rodas Robótica usando apenas os movimentos de cabeça. Isto torna possível o uso autônomo da cadeira por pessoas com deficiências severas, como pessoas tetraplégicas (Figura 4.6), que não podem realizar nenhum movimento a não ser o da cabeça, e pessoas com distrofia muscular de Duchenne (Figura 4.7).

Ressalta-se que os experimentos com humanos foram autorizados pelo Comitê de Ética da UFES, de acordo com os documentos em anexo no Apêndice C.



Figura 4.6 - Pessoa tetraplégica usando o sistema proposto.

Outra característica do sensor é a facilidade no uso. O sensor não requer praticamente nenhum tempo de treino prévio, tornando rápido o uso por um novo usuário.

O controlador de alto nível implementado para a Cadeira se encarrega de limitar a velocidade final, permitindo a condução segura do usuário. Também se encarrega de criar uma “zona morta”, com a qual o usuário pode manter a cabeça com uma inclinação de até 10 graus para qualquer dos lados sem que nenhum comando de velocidade seja gerado. Desta forma cria-se um limiar para garantir que a inclinação detectada é realmente com o interesse de mover a Cadeira para uma determinada direção.

Mais uma medida de segurança tomada é o fato de que se o usuário gira a cabeça para trás, a Cadeira cessa o movimento imediatamente. Para que a movimentação da Cadeira reinicie, o usuário precisa gerar uma espécie de código, como mover a cabeça duas vezes para frente e, em seguida, uma vez a direita. Isso permite a possibilidade de manter a Cadeira parada e realizar movimentos com a cabeça com outras finalidades, como observar o ambiente ao redor.

Na Figura 4.7 uma criança com distrofia muscular de Duchenne controla a Cadeira utilizando o sensor híbrido.



Figura 4.7 - Pessoa com distrofia muscular de Duchenne usando o sistema proposto.

Na Figura 4.8 uma foto do sensor controlando a Cadeira de Rodas Robótica, depois de ser colocado sobre uma tiara.



Figura 4.8 - Sensor controlando a cadeira.

O sensor se mostrou bastante eficiente no controle da Cadeira de Rodas. O fato de o sensor ser *wireless* o torna bem mais prático para o uso, dando uma maior liberdade e mais conforto ao usuário. A autonomia da bateria é bem grande, cerca de cinco horas de transmissão de dados. O software controlador pode informar ao usuário a necessidade de recarga da mesma, sendo que o carregador consegue recarregar uma bateria totalmente descarregada em aproximadamente uma hora.

4.2 Robô Móvel Dotado de Manipulador

Várias crianças com deficiência motora severa têm dificuldades de explorar o mundo ao seu redor. Elas, em geral, têm poucas experiências sociais devido a falta de interação e independência, o que pode trazer a ideia de que elas são incapazes de fazer algo por conta própria. Este cenário é muito negativo para estas crianças e seu aprendizado, como também para sua convivência social [29]. Um dos objetivos deste trabalho foi usar o sensor híbrido em um projeto com o intuito de ajudar estas crianças, dando a elas um certo grau de independência e liberdade na exploração do mundo ao seu redor.

A manipulação de objetos espaciais e a interação com o ambiente são fundamentais para o desenvolvimento cognitivo da criança. Aquelas que apresentam deficiência motora severa são muitas vezes impedidas de realizarem estas experiências com o mundo ao seu redor, ao contrário das demais crianças [31].

Estas crianças são muito dependentes de seus pais ou tutores, que em geral são quem escolhem os meios de interação com o mundo ao seu redor, o que pode causar um certo desinteresse dessas crianças, atrapalhando o seu desenvolvimento cognitivo. As crianças acabam adquirindo a ideia de que não são capazes de fazerem algo por conta própria [30].

A tecnologia assistiva e os robôs podem dar a estas crianças uma oportunidade única de elas próprias poderem escolher como interagir com o meio em que vivem [31]. E mais ainda, sistemas robóticos podem dar a elas a oportunidade de manipulação de objetos reais em um espaço tridimensional, sendo muito mais realístico do que softwares gráficos bidimensionais de simulação computacional.

Com este intuito foi desenvolvido um sistema utilizando o sensor híbrido, que permite à criança controlar um robô móvel a esteiras dotado de garras, para brincar com objetos ou realizar tarefas simples, como desenhar. A criança pode usá-lo para pegar objetos e trazê-los para si, agarrar objetos escondidos entre outros demais, ou mesmo desenhar numa folha de cartolina presa ao chão sob o robô.

Para o sucesso desta técnica, é importante que o robô tenha uma boa aparência, e que a criança o encare como um brinquedo, e não como uma máquina. Isso facilita sua interação com o brinquedo e com o mundo ao seu redor.

O robô usado nos experimentos foi um *POB-EYE* (Figura 4.9), fabricado pela empresa *Pob Technology*. Trata-se de um robô móvel a esteiras dotado de uma garra para manipular objetos, tornando-o bem atrativo para crianças. Para a tarefa de desenhar sobre uma cartolina presa ao chão, uma caneta de desenho foi presa à garra do robô (Figura 4.9).

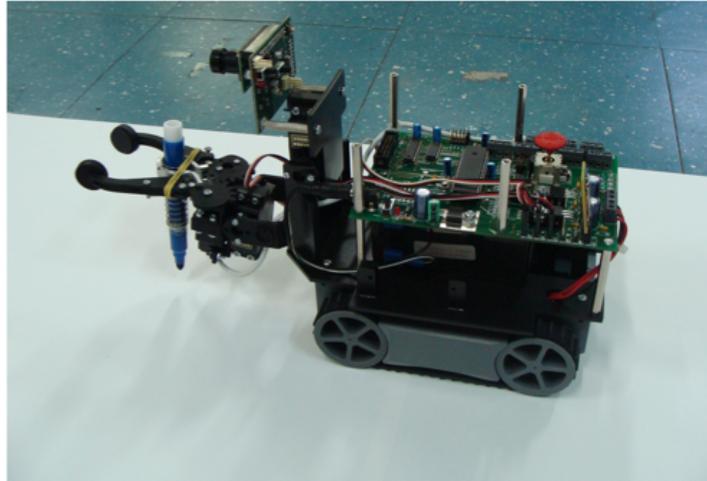


Figura 4.9 - Robô com a caneta de desenho presa à garra.

Para que o robô pudesse ser comandado a distância, foi adaptado ao mesmo um módulo de comunicação Bluetooth. Desta forma o robô recebe comandos remotos para deslocar-se em qualquer direção, como também obedece comandos de acionar a garra. Os sinais voluntários gerados pela criança são captados pelo sensor e enviados ao computador. A interface de computador desenvolvida se encarrega de codificar os sinais em comandos de movimentos e enviá-los ao robô.

O sensor híbrido pode ser colocado em um boné sobre a cabeça da criança, ou no seu antebraço, por exemplo. Os eletrodos de captação do sinal de sEMG podem ser colocados na testa, por exemplo, para captar piscadas de olhos, ou em outras partes do corpo, como braços, para captura de contrações voluntárias. Quando a criança movimenta a cabeça em uma direção, o sensor detecta a inclinação naquele sentido. Esta inclinação é recebida pelo computador e convertida pela interface em um comando, codificado em um caractere ASCII, e então enviado ao robô.

O robô conta com um sistema de tração diferencial, com um motor CC para o acionamento de cada uma das esteiras. Os caracteres de comando enviados pela interface são recebidos pelo módulo Bluetooth instalado no robô, e decodificados pelo microcontrolador embarcado, que controla o acionamento dos dois motores, fazendo o robô deslocar-se na direção desejada. Quando a criança mantém a cabeça (ou a parte do corpo onde está o sensor) com uma inclinação menor que 10 graus é enviado ao robô um comando para cessar os movimentos.

Para a tarefa de desenhar, o robô é colocado sobre uma grande folha de cartolina presa ao chão. Na garra do robô é fixada uma caneta para desenho. O movimento da cabeça pode controlar o movimento do robô, através do sinal de inclinação obtido com o acelerômetro. O sinal de sEMG, obtido através da contração de um músculo (Figura 4.10), ou de uma piscada de olhos, é usado para abaixar ou levantar a caneta de desenho, colocando-a em contato com o papel ou não. Quando uma contração muscular é realizada, o valor RMS (*Root Mean Square*; em português: Valor Quadrático Médio) do sinal de sEMG aumenta significativamente. A envoltória do sinal é extraída e, através da imposição de um limiar, a interface detecta uma contração muscular e gera um comando (um caractere ASCII), que é enviado ao robô para que a caneta seja colocada ou não em contato com a cartolina no chão.

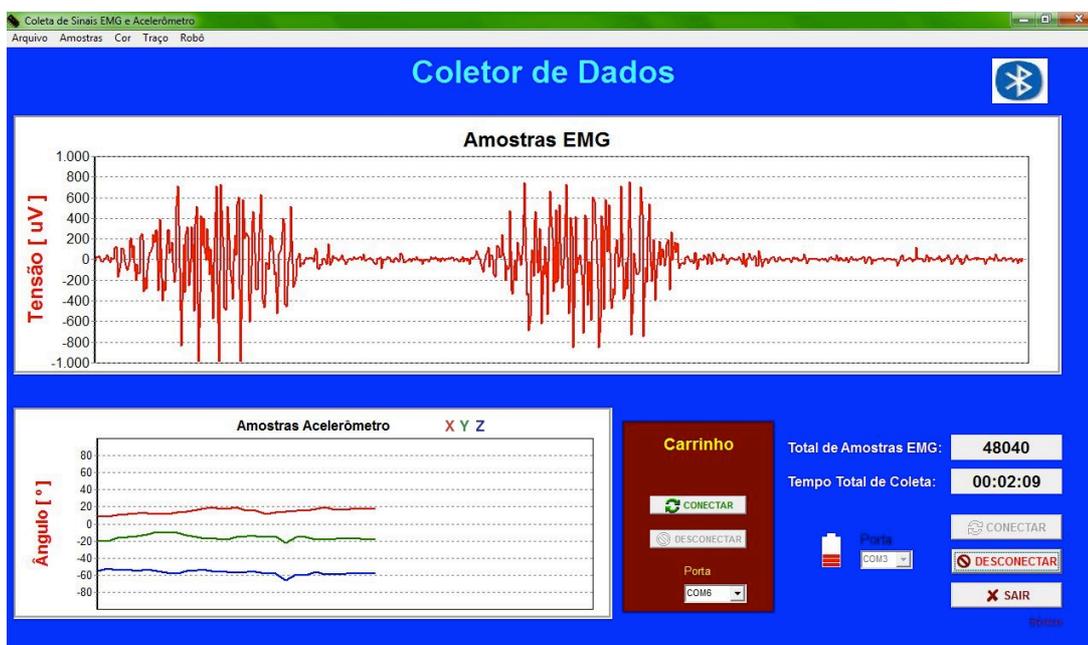


Figura 4.10 - Sinal de sEMG capturado sendo mostrado pela interface.

Com a caneta em contato com a cartolina, o movimento do robô gera um desenho em grande escala no chão (Figura 4.11). Isso pode ser usado para desenvolver as habilidades motoras da criança com deficiência.

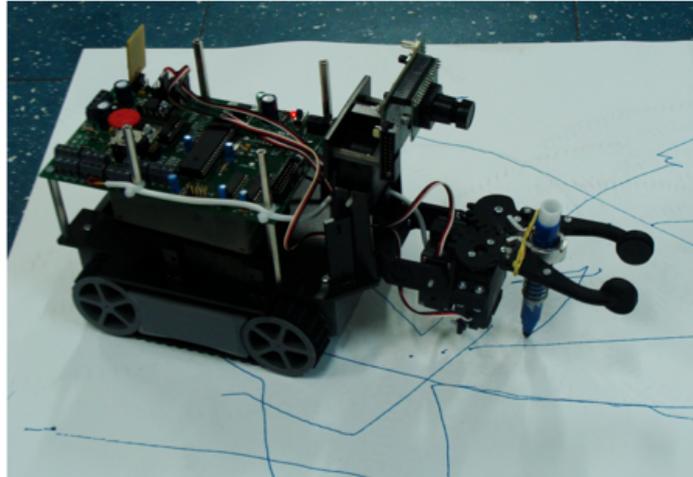


Figura 4.11 - Robô desenhando sobre uma cartolina.

Além da tarefa de desenhar, o robô também pode ser comandado para pegar objetos, quando não estiver com a caneta presa a sua garra. Agora o sinal de sEMG é usado como uma forma de chavear o comando dos movimentos do robô para o movimento da garra. Quando a contração de um músculo é realizada, o valor RMS do sinal de sEMG aumenta significativamente. Assim, uma vez que a envoltória do sinal supere um limiar, é possível detectar a contração. Ao detectá-la, o movimento da cabeça da criança passa agora a comandar a garra, e não mais o movimento do robô. Desta forma a criança pode pegar objetos com a garra ou realizar outras tarefas de interesse.

Após agarrar o objeto, se for necessário novamente o movimento do robô, uma nova contração muscular deve ser realizada. Assim, o comando de inclinação da cabeça retorna para o comando do robô. Este esquema torna possível a realização de tarefas simples por uma criança, de forma a interagi-la com o meio no qual está inserida.

Os sinais do sensor híbrido poderiam ser convertidos em comandos pelo próprio sensor e enviados diretamente para o robô. A interface do computador foi utilizada para facilitar o trabalho de codificação dos comandos e conexão entre os módulos Bluetooth do sensor e do robô. Além disso o programa pode realizar outras tarefas de interesse, como mostrar um gráfico dos sinais de inclinação e do sinal de sEMG, permitir a filtragem digital destes sinais, mostrar ao usuário a quantidade de carga restante na bateria do sensor, e até mesmo gravar os dados adquiridos pelo sensor para serem estudados posteriormente.

O uso do sensor para o comando do robô mostrou-se bastante eficiente. Seu uso para crianças com deficiências severas pode aumentar o desenvolvimento cognitivo, além de melhorar a interação das crianças com o mundo ao seu redor, que são elementos importantes para o desenvolvimento humano.

4.3 Fisioterapia

A eletromiografia tem sido largamente usada para o estudo do movimento humano. Este estudo da função dos músculos baseia-se num princípio estabelecido pelo Engenheiro Eletricista Luigi Galvani, segundo o qual um músculo esquelético se contrai quando estimulado eletricamente e, por outro lado, produz corrente elétrica quando contraído voluntariamente [1].

Fisioterapeutas, Médicos, Odontólogos e Profissionais Esportivos a usam cada vez mais, pois ela oferece um bom diagnóstico das contrações musculares. Devido ao grande número de lesões musculares surge a necessidade da criação de novos métodos de avaliação para direcionamento da melhor intervenção fisioterapêutica.

Os equipamentos existentes hoje no mercado são, em geral, caros, complexos, não permitem seu uso fora de laboratórios e necessitam de pessoal altamente qualificado para seu manuseio. Essas características impedem, muitas vezes, seu uso em determinadas tarefas.

Assim, o sensor híbrido desenvolvido também é bem aplicável para uso na área de Fisioterapia. Por ser um sensor de baixo custo e manuseio simples, não necessita de profissionais altamente qualificados. Por ser pequeno, leve e portátil, permite seu uso fora de laboratórios. Assim pode ser utilizado para avaliação da marcha de pessoas com deficiências, avaliação do rendimento de esportistas e cuidado de pessoas idosas.

O sensor de sEMG pode ser usado para captar a atividade muscular em determinado membro, e, através da interface desenvolvida, esta atividade pode ser analisada em tempo real, ou então gravada para ser processada e usada mais tarde. Desejando-se coletar a atividade em vários músculos distintos, mais de um sensor pode ser usado. Cada sensor capta a informação em um músculo e envia os sinais a um computador, que pode processá-los, unificando as informações.

A acelerometria é um método de análise da cinemática do movimento através de sensores conversores destes movimento em sinais elétricos. Como a maioria dos movimentos do corpo humano ocorre em mais de um eixo de movimento, um acelerômetro que meça inclinação nos três eixos, como o sensor desenvolvido, é o mais indicado. Os sinais de acelerometria obtidos através do sensor podem ser usados para medir a inclinação de determinados membros, ou ainda para estimar a aceleração de determinados movimentos.

O estudo da atividade muscular na área fisioterapêutica exige muitas vezes determinar o esforço muscular realizado em certo membro do corpo em função do ângulo de deslocamento de tal membro. Por exemplo, o esforço muscular sendo realizado pelos músculos da perna em função do ângulo de deslocamento do joelho, como o realizado por *Jennings* [37].

Para tal função o sensor híbrido se torna bem aplicável. Através do sensor de sEMG a atividade muscular pode ser captada e, através do acelerômetro capta-se a inclinação do membro. Desta forma estes dados podem ser coletados de forma sincronizada, facilitando o estudo terapêutico.

Com o objetivo de avaliar o sensor desenvolvido foi realizado um trabalho de avaliação do senso posicional do joelho em indivíduos saudáveis, utilizando o sensor para mensurar o ângulo de elevação do joelho de um paciente. O senso posicional determina a capacidade de um indivíduo compreender um determinado ângulo ativa ou passivamente, e posteriormente reproduzi-lo.

A articulação do joelho é a articulação que está mais sujeita a sofrer lesões, pois sofre grande sobrecarga devido a sua posição intermediária no membro inferior, suportando praticamente toda a massa corporal. E ainda, estando situada entre o quadril e o tornozelo, é formada por dois ossos longos, possuindo grande braço de alavanca [25]. A ocorrência de lesões no joelho vem aumentando com o passar do tempo, e alguns dos fatores que levam a isto são a obesidade, traumas diretos ou indiretos, uso excessivo, movimentos repetitivos, prática de atividade física de forma irregular, entre outros [26].

O objetivo do estudo terapêutico usando o sensor híbrido é a necessidade da criação de novos métodos de avaliação para direcionamento da melhor intervenção fisioterapêutica. Com a avaliação do senso posicional, é possível quantificar a evolução do paciente, e com isso a certeza de que a conduta adotada pelo fisioterapeuta foi correta. Sendo assim, há uma grande

necessidade de métodos de avaliação das alterações que tenham especificidade e ao mesmo tempo sejam de baixo custo.

Os equipamentos usados ultimamente para a medida das articulações do corpo, e conseqüentemente, para avaliação do senso posicional são sistemas optoeletrônicos com câmeras de alta velocidade (fotogrametria), possuindo custo muito elevado. Devido a isso torna-se necessário o desenvolvimento de novos equipamentos com valores acessíveis [27], para que possam ser empregados na prática da clínica diária, objetivando melhores métodos de avaliação e tratamento.

Nesta avaliação do senso posicional do joelho, as medidas de inclinação obtidas com o sensor híbrido foram comparadas com medidas obtidas com um eletrogoniômetro. A goniometria é um método cinemático de mensuração dos ângulos articulares do corpo. Segundo [28], a eletrogoniometria é uma variação deste método e permite, com o uso do eletrogoniômetro, mensurar, eletronicamente, a variação angular das articulações durante o movimento. Para tal, os dois sensores foram colocados na perna do paciente (Figura 4.12), de modo a se obter ambas as medidas para comparação.

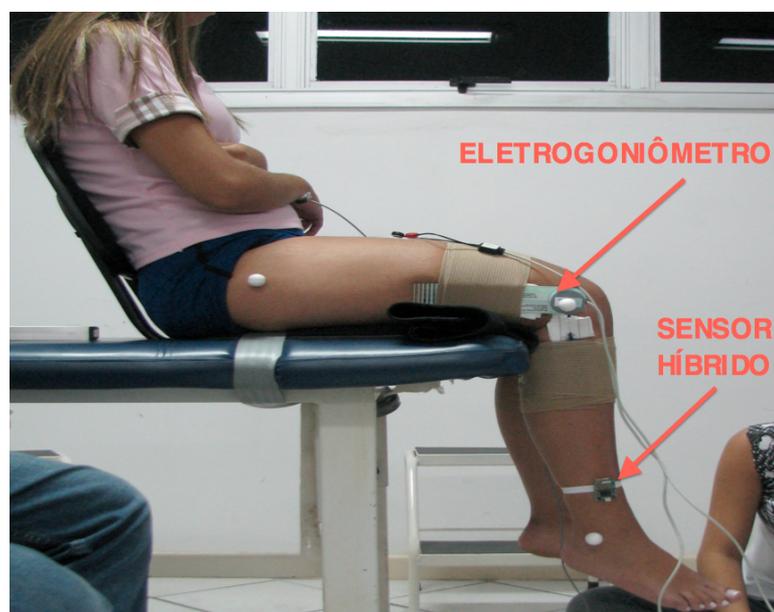


Figura 4.12 - Sensor híbrido e eletrogoniômetro na perna do paciente.

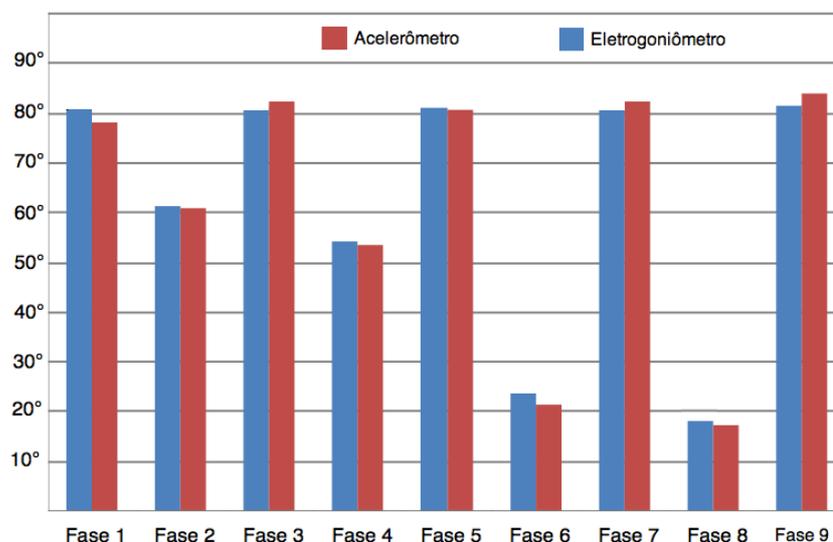
A inclinação da perna do paciente foi detectada através do acelerômetro usando o eixo X. O experimento consta de nove fases, onde o paciente deve primeiro ter sua perna elevada a um certo ângulo passivamente e depois deve repetir o movimento até o mesmo ângulo de elevação, desta vez ativamente.

A cada etapa os ângulos registrados pelos dois sensores são armazenados para posterior comparação. A Tabela 4.1 mostra os resultados obtidos, sendo que o sensor híbrido apresenta desempenho bastante satisfatório quando comparado ao eletrogoniômetro, o que o valida para este tipo de aplicação.

Uma das dificuldades na realização do experimento é o correto posicionamento do eletrogoniômetro na perna do paciente, pois ele acaba se deslocando com as movimentações. Isso causa algumas diferenças nas medidas, prejudicando em certo ponto a comparação.

Comparado ao eletrogoniômetro, a correta colocação do sensor híbrido no paciente é muito mais rápida e fácil, além de não apresentar o inconveniente de deslocar-se durante o tempo de coleta dos sinais.

Tabela 4.1 - Comparação: acelerômetro *versus* eletrogoniômetro.



5 Conclusão e Trabalhos Futuros

“Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”

Chico Xavier.

Neste último capítulo são apresentadas as conclusões deste trabalho, e feitas algumas sugestões de trabalhos futuros, que poderão ser realizados a partir desta Dissertação de Mestrado.

5.1 Conclusão

Neste trabalho foi desenvolvido um sensor híbrido, capaz de captar sinais de inclinação e de sEMG. As principais aplicações do sensor são nas áreas de Robótica e Fisioterapia, para auxílio e reabilitação de pessoas com deficiências severas. O sensor também permite a medição das variáveis biomecânicas do movimento humano, inclusive fora de laboratórios especializados.

Foram pesquisados os melhores componentes para a construção do sensor, de forma que ele apresentasse dimensões reduzidas sem perda de eficácia, permitindo inclusive a criação de uma pequena rede sem fios.

Foram desenvolvidos sensores *wireless* pequenos e leves, com alta taxa de transmissão de dados, capaz de captar sinais e transmiti-los a uma distância de até 100 metros. A tecnologia de transmissão sem fios utilizada foi a Bluetooth, pois apresenta baixo consumo aliada a alta taxa de transmissão de dados, além de permitir ao sensor ser interligado remotamente a computadores, *laptops*, telefones celulares, etc., facilitando muito a coleta dos dados.

O sensor tem uma grande vantagem em relação aos demais eletromiógrafos convencionais, pois é alimentado por bateria. Desta forma não sofre tanta interferência da rede elétrica de alimentação, não fica próximo a cabos energizados e também representa uma segurança a mais para o paciente. Os riscos de choques elétricos, mesmo em caso de falhas, são mínimos

devido à baixa tensão de alimentação. O fato de o sensor ficar posicionado próximo ao local de coleta do sinal de sEMG também elimina a necessidade de longos cabos, reduzindo a interferência gerada por estes.

Mais uma vantagem apresentada pelo sensor foi o fato de a coleta dos sinais de inclinação serem capturados de forma sincronizada com o sinal de sEMG. Isto permite, por exemplo, fazer estudos nos sinais de sEMG em momentos de subidas ou descidas de um movimento cíclico.

Uma bateria de *Li-ion* alimenta o sensor. Esta bateria é recarregável, reduzindo o custo de manutenção do sensor, além de evitar a geração de excesso de lixo tóxico. A bateria conta com uma capacidade de 200 mAh. O sensor, projetado para baixo consumo, drena em média 35 mA de corrente. Isto permite uma autonomia de aproximadamente cinco horas de transmissão contínua de dados.

Foi projetado também um carregador para as baterias. Pequeno e portátil, pode ser conectado a qualquer porta USB, sendo bastante eficiente na recarga da bateria. Uma bateria completamente descarregada pode ser carregada em aproximadamente uma hora. O carregador possui um led de sinalização de carga completa.

Outro trabalho desenvolvido foi a criação de uma interface de coleta de dados para ambiente *Windows*. Este programa permite ao usuário a visualização de gráficos dos sinais de inclinação e sEMG em tempo real, além de possuir a opção de salvar os dados em arquivos, permitindo um posterior processamento e uso dos dados.

Os resultados obtidos com o sensor foram considerados bastante satisfatórios. Foram realizados experimentos em pelo menos três aplicações do sensor. Na área de Robótica o sensor foi utilizado para o comando de uma Cadeiras de Rodas Robótica. Com o pequeno sensor colocado sobre a cabeça do usuário, os sinais de inclinação obtidos com o movimento de cabeça do usuário foram enviados ao controlador de velocidade da Cadeira. Desta forma uma pessoa com deficiência pode deslocar-se de forma autônoma, bastando o movimento da cabeça.

Ainda na área de Robótica foi realizado um experimento de ajuda no desenvolvimento cognitivo de crianças com deficiências severas. Um pequeno robô com garra foi comandado pela criança, através dos sinais de inclinação e sEMG gerados voluntariamente. As crianças

usam o pequeno robô como um brinquedo, para desenhar sobre uma cartolina no chão ou apanhar objetos específicos em determinados ambientes.

Na área de Fisioterapia o sensor foi utilizado para captação de ângulos de deslocamento do joelho, em um experimento de avaliação do senso posicional do joelho.

5.2 Trabalhos Futuros

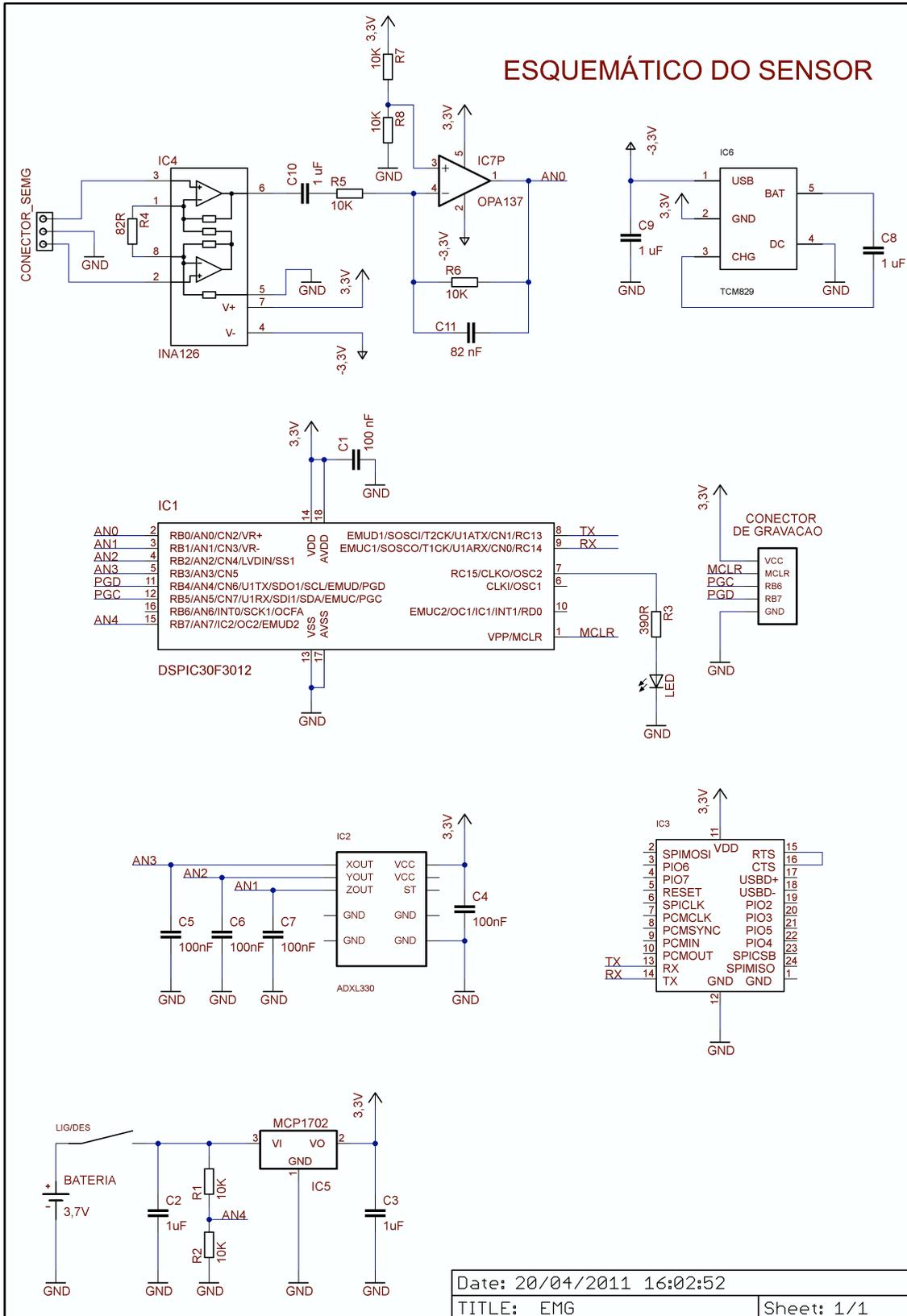
O sensor desenvolvido apresenta muitas aplicações na área de Fisioterapia. Os dados coletados pelo sensor podem ser usados para facilitar o trabalho de fisioterapeutas, fornecendo informações importantes sobre a musculatura e o movimento do corpo.

Para auxiliar o trabalho destes profissionais é importante uma boa interface gráfica, para apresentar os dados de forma útil e mais simples possível.

Na evolução deste trabalho, além de outros futuros, o desenvolvimento de uma interface gráfica que permita a reconstrução do movimento de membros do corpo, a partir dos dados coletados por vários destes sensores, pode ajudar muito fisioterapeutas e até mesmo médicos.

A geração de gráficos e reconstrução dos movimentos pode ser usado para avaliação motora de esportistas e pessoas com deficiência, auxiliando no desempenho ou tratamento destas pessoas.

Apêndice A: Esquemático do Sensor



Date: 20/04/2011 16:02:52

TITLE: EMG

Sheet: 1/1

Apêndice B: Firmware do Microcontrolador

```
//*****  
//                                         Programa Para Captura de Sinal EMG e Inclinação      *  
//                                                                                   *  
// Autor: Bôrtole                                                                *  
//                                                                                   *  
// Data: 12/2009                                                                  *  
//*****  
  
#include <30F3012.h>                   // DsPIC utilizado  
  
#FUSES NOWDT                          // No Watch Dog Timer  
#FUSES FRC_PLL4                       // Primary Oscillator with PLL  
#FUSES NOCKSFSM                       // Clock Switching and clock monitor disabled  
#FUSES WPSB1                           // Watch Dog Timer PreScalar B 1:1  
#FUSES WPSA1                           // Watch Dog Timer PreScalar A 1:1  
#FUSES NOPUT                           // No Power On Reset  
#FUSES BROWNOUT                       // Brownout reset  
#FUSES BORV20                          // Brownout reset at 2.0V  
#FUSES LPOL_HIGH                      // Low-Side Transistors Polarity is Active-High  
#FUSES HPOL_HIGH                      // High-Side Transistors Polarity is Active-High  
#FUSES NOPWMPIN                       // PWM outputs drive active state upon Reset  
#FUSES NOMCLR                         // Master Clear pin used for I/O  
#FUSES NOPROTECT                      // Code not protected from reading  
#FUSES NOWRT                          // Program memory not write protected  
#FUSES NODEBUG                        // No Debug mode for ICD  
#FUSES NOCOE                          // Device will reset into operational mode  
#FUSES RESERVED                       // Used to set the reserved FUSE bits  
  
#DEVICE ADC=12                        // Conversão A/D de 12 bits => 0 a 4095  
  
#use delay(clock=2948000)             // Clock interno de 7,37 MHz x PLLx4  
  
#use rs232(UART1A,baud=115200,parity=N,bits=8) // RS232 via Bluetooth  
  
//*****  
// Definição de Entradas e Saídas                                               *  
//*****  
//  
// A pinagem do DsPIC30F3012:  
//  
//  
//  
//  
//  
//

|               |   |       |    |                 |
|---------------|---|-------|----|-----------------|
|               |   | 0     | 18 |                 |
|               |   | ----- |    |                 |
| MCLR ==       | 1 |       |    | == AVdd+        |
| RB0 ==        | 2 |       |    | == AVss         |
| RB1 ==        | 3 |       |    | == RB6          |
| RB2 ==        | 4 |       |    | == RB7          |
| RB3 ==        | 5 |       |    | == Vdd+         |
| OSC1 ==       | 6 |       |    | == Vss          |
| RC15 ==       | 7 |       |    | == RB5-PGC-U1RX |
| U1ATX-RC13 == | 8 |       |    | == RB4-PGD-U1TX |
| U1ARX-RC14 == | 9 |       |    | == RD0          |

  
//  
//  
// As entradas e saídas estão conectada da seguinte forma:  
//  
// portb,0 - EMG - AN0  
// portb,1 - Eixo Z - AN1  
// portb,2 - Eixo Y - AN2  
// portb,3 - Eixo X - AN3  
// portb,4 - Não usado  
// portb,5 - Não usado  
// portb,6 - Não usado  
// portb,7 - Bateria - AN7  
// portc,13 - TX  
// portc,14 - RX  
// portc,15 - Led  
// portd,0 - Não usado
```

```

#define lig    output_high
#define des    output_low
#define esp    delay_ms
#define esn    delay_us
#define ena    enable_interrupts
#define dis    disable_interrupts
#define cli    clear_interrupt

#define led    PIN_C15

/*****
// Rotina Principal
*****/

void main()
{
    char carac[100], bat;
    unsigned int i, x, cont, b[12], j;

    dis (INTR_GLOBAL);

    set_tris_b (0b1111111111111111);
    set_tris_c (0b0101111111111111);
    set_tris_d (0b1111111111111111);

    setup_adc (ADC_CLOCK_INTERNAL | ADC_TAD_MUL_31);
    setup_adc_ports (sAN0 | sAN1 | sAN2 | sAN3 | sAN7 | VSS_VDD);
    set_adc_channel (7);
    setup_wdt (WDT_OFF);

    for (i=0; i<3; i++)                // Boas vindas
    {
        lig (led);
        esp (100);
        des (led);
        esp (100);
    }

    x = read_adc();                    // Bateria inicial
    set_adc_channel (0);
    for (j=0; j<10; j++) b[j] = x;

    setup_wdt (WDT_ON);
    i = 0;

/*****
// Loop Infinito
*****/

    while (TRUE)
    {
        x = read_adc();

        carac[i+3] = (x % 10) + 0x30;    // Conversão ASCII do EMG
        x /= 10;
        carac[i+2] = (x % 10) + 0x30;
        x /= 10;
        carac[i+1] = (x % 10) + 0x30;
        x /= 10;
        carac[i] = (x % 10) + 0x30;

        i+=4;

        if (i > 77)
        {
            setup_wdt (WDT_OFF);

            set_adc_channel (3);
            esn (10);
            x = read_adc();

            set_adc_channel (2);

            carac[i+3] = (x % 10) + 0x30; // Conversão ASCII do eixo X

```

```

x /= 10;
carac[i+2] = (x % 10) + 0x30;
x /= 10;
carac[i+1] = (x % 10) + 0x30;
x /= 10;
carac[i] = (x % 10) + 0x30;

i+=4;

esn (3);
x = read_adc();

set_adc_channel (1);

carac[i+3] = (x % 10) + 0x30; // Conversão ASCII do eixo Y
x /= 10;
carac[i+2] = (x % 10) + 0x30;
x /= 10;
carac[i+1] = (x % 10) + 0x30;
x /= 10;
carac[i] = (x % 10) + 0x30;

i+=4;

esn (3);
x = read_adc();

set_adc_channel (7);

carac[i+3] = (x % 10) + 0x30; // Conversão ASCII do eixo Z
x /= 10;
carac[i+2] = (x % 10) + 0x30;
x /= 10;
carac[i+1] = (x % 10) + 0x30;
x /= 10;
carac[i] = (x % 10) + 0x30;

i+=4;

if (cont > 20) // Leitura da bateria a cada 1 seg
{
    cont = 0;

    for (j=0; j<9; j++) b[j] = b[j+1];
    b[9] = read_adc();

    x = 0;
    for (j=0; j<10; j++) x += b[j]; // Média dos 10 últimos valores
    x /= 10;

    if (x > 2528) bat = '9'; // Conversão ASCII da bateria
    else if (x > 2464) bat = '8';
    else if (x > 2400) bat = '7';
    else if (x > 2336) bat = '6';
    else if (x > 2272) bat = '5';
    else if (x > 2208) bat = '4';
    else if (x > 2144) bat = '3';
    else if (x > 2080) bat = '2';
    else if (x > 2016) bat = '1';
    else bat = '0';
}

putc ('i'); // Caracter de sincronismo
for (i=0; i<92; i++) putc (carac[i]); // Envio de dados
putc (bat); // Tensão da bateria
setup_wdt (WDT_ON);
i = 0;
cont++;
set_adc_channel (0);
esn (500);
}
sleep();
}
}
//***** Fim do Programa *****

```

Apêndice C: Documentos do Comitê de Ética



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 09 de dezembro de 2010.

Da: Profa. Dr^a. Ethel Leonor Noia Maciel
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

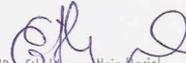
Para: Prof. (a) Teodiano Freire Bastos Filho
Pesquisador (a) Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado: **“Uso da robótica para exploração e descoberta do ambiente para crianças com deficiências físicas severas”**.

Senhor (a) Pesquisador (a),

Informamos a Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa nº. 213/10 intitulado: **“Uso da robótica para exploração e descoberta do ambiente para crianças com deficiências físicas severas”** e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 27 de outubro de 2010.

Gostaríamos de lembrar que cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra “c”.

Atenciosamente,


Prof^a Dr^a Ethel Leonor Noia Maciel
COORDENADORA
Comitê de Ética em Pesquisa
Centro de Ciências da Saúde/UFES

Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde
Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe – Vitória – ES – CEP 29.040-091.
Telefax: (27) 3335 7504

**Documentação para o Comitê de Ética da Universidade
Federal do Espírito Santo para Utilização de Pessoas em
Pesquisas**

**Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para
Crianças com Deficiências Físicas Severas**

Introdução

Este documento contém os dados relativos à pesquisa sobre o **“Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiências Físicas Severas”**. Tal Pesquisa possui o mesmo nome e possui uma fase em que é necessária a utilização do sistema desenvolvido em humanos e, para isso, necessita-se a aprovação do Comitê de Ética.

Esta documentação possui quatro sessões:

- 1) Carta para o Comitê de Ética, explicando em detalhes gerais como funcionará todo o processo de apoio dos voluntários para a pesquisa, os riscos (que são inexistentes) e quais aparelhos serão utilizados;
- 2) A versão do formulário de consentimento dos responsáveis pelas crianças que serão voluntárias dos testes, explicando todos os riscos e os direitos dos mesmos com relação aos dados gerados nos testes;
- 3) O convite que será oferecido aos pais das crianças para que permitam que sejam voluntárias;
- 4) O documento relativo ao Conselho Nacional de Saúde e a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

**Carta para o Comitê de Ética da
Universidade Federal do Espírito
Santo**

Vitória, 29 de Outubro de 2010.

Ao
Comitê de Ética da UFES
Vitória-ES

Prezados Senhores,

O Departamento de Engenharia Elétrica da UFES está desenvolvendo um Projeto de Pesquisa intitulado **“Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiências Físicas Severas”**, financiado pelo FACITEC/PMV, que tem por objetivo investigar o uso da robótica para possibilitar que crianças com deficiências físicas severas sejam capazes de utilizar robôs para exploração e interação com o mundo.

No estágio atual da pesquisa, serão realizados experimentos com crianças com deficiência física, que serão os beneficiários do sistema desenvolvido. Assim, necessitamos da autorização do Comitê de Ética da UFES para a realização dos referidos experimentos com seres humanos.

Ressalto que os voluntários desta pesquisa participarão de sessões de experimentos, em que será pedida a realização de várias tarefas como desenhar e mover objetos utilizando um robô controlado pelos movimentos de cabeça e sinais miográficos captados por eletrodos na face ou no braço. Ressalto também os experimentos não representam qualquer tipo de risco para os voluntários, posto que nos experimentos será utilizado um eletromiógrafo (modelo EMG800, da empresa EMG Systems do Brasil Ltda.), que atende a todos os requerimentos de segurança, além de dispositivos portáteis de captura de sinais mioelétricos, ambos utilizando eletrodos de superfície. Além disso, é importante citar que em todo o processo não há nenhum procedimento invasivo, visto que os eletrodos são colocados diretamente sobre a pele, sem qualquer perfuração na pele.

O cronograma que será seguido para a realização dos testes no CREFES (Centro de Reabilitação e Fisioterapia do Espírito Santo) é o seguinte:

- Entre 16 e 19 de novembro – apresentação para a equipe de funcionários do CREFES sobre o projeto e indicação de quais crianças se encaixam no perfil dos testes;
- Entre 22 e 26 de novembro – Primeira fase dos testes e coleta de dados

- Entre 29 de novembro e 03 de dezembro – Segunda fase dos testes, coleta de resultados e comparação com os primeiros testes com a ajuda de um profissional da área pedagógica.

A seleção das crianças voluntárias (em um total de 10 crianças) será feita com a ajuda de profissionais do CREFES. As idades das crianças voluntárias serão de 6 a 10 anos.

Ressalta-se que não há custos extras associados aos testes, pois todos os equipamentos necessários já foram adquiridos com os recursos da FACITEC/PMV, os quais serão levados no momento de realização dos testes para o CREFES. O projeto como um todo está previsto para ser concluído em março de 2011.

Os detalhes do sistema desenvolvido e dos experimentos que serão realizados encontram-se nas próximas páginas deste documento.

Certos de contar com a autorização do Comitê de Ética da UFES para a realização dos referidos experimentos, despedimo-nos mui atentamente.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Espírito Santo
Tel.: (27) 4009 20 77
Fax: (27) 4009 27 37
E-mail: teodiano@ele.ufes.br

Formulário de Consentimento dos Responsáveis pelos Voluntários

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

INICIAIS DO PACIENTE: _____

DATA DE NASCIMENTO: _____

RESPONSÁVEL: _____

ENDEREÇO: _____

TELEFONE: _____

Eu, _____

portador(a) do registro e identidade número _____, responsável pelo paciente _____,

declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiências Físicas Severas.

2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, Eng. Eletricista Carlos Torturella Valadão (estudante de Mestrado em Engenharia Elétrica) e Eng. Eletricista Magdo Bôrtorle (estudante de Mestrado em Engenharia Elétrica).

3. A Pesquisa consiste na utilização de um robô para auxiliar pessoas com deficiência física a terem uma maior interação com o mundo. Será pedido aos voluntários que façam algumas tarefas com o robô, sendo que este será comandado via sensores colocados em um boné que irá vestir, e também via eletrodos que captarão sinais mioelétricos.

4. Os equipamentos utilizados são sensores localizados em um boné que captam a inclinação da cabeça, bem como um sensor mioelétrico capaz de detectar contração muscular, cujos eletrodos estarão localizados no braço ou na região da face próxima aos olhos. Tais dados captados pelos sensores serão utilizados para comandar a movimentação de um robô móvel a rodas, e,

conseqüentemente, permite a utilização do mesmo para a realização de tarefas, como desenhar e movimentar objetos no espaço.

5. Não existe qualquer risco no uso destes sensores e eletrodos, bem como a pesquisa não apresenta riscos à saúde dos voluntários. É de grande importância ressaltar que os eletrodos não são invasivos e não dão choques.

6. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.

7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.

8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Confirmo que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, ____ de _____ de 2010.

Paciente ou Responsável

Pesquisador Responsável

Convite para Participação do Projeto de Pesquisa

CONVITE PARA PARTICIPAR DE UM PROJETO DE PESQUISA

INFORMAÇÃO SOBRE O PROJETO DE PESQUISA

Título do Projeto de Pesquisa:

- Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiências Físicas Severas

Pesquisadores Envolvidos:

- Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (Coordenador do Projeto de Pesquisa, Tel.: 4009-2077)
- Carlos Valadão, Engenheiro Eletricista (Estudante de Mestrado em Engenharia Elétrica) Tel.: 4009-2661
- Magdo Bôrtole, Engenheiro Eletricista (Estudante de Mestrado em Engenharia Elétrica), Tel.: 4009-2661

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa que será realizada pelo Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da UFES.

Este formulário descreve o Projeto de Pesquisa em uma linguagem direta. Por favor, leia este formulário cuidadosamente e certifique que você entendeu o seu conteúdo antes de decidir participar. Se você tiver qualquer dúvida em relação ao Projeto, por favor, pergunte a um dos pesquisadores do mesmo.

Quem está envolvido neste Projeto de Pesquisa? Por que ele está sendo realizado?

Neste Projeto de Pesquisa estão envolvidos o Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, Coordenador do Projeto, Carlos Torturella Valadão, estudante de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES e Magdo Bôrtole, estudante de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES, todos orientados pelo Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho.

Este Projeto de Pesquisa está sendo realizado para verificar como robôs podem ser utilizados para auxiliar crianças com deficiência física severa a se comunicar com o meio em que vivem e interagir com as pessoas a seu redor.

Por que você foi escolhido?

Você foi escolhido porque atende a todos os critérios necessários para que possa participar deste Projeto de Pesquisa.

Sobre o quê é o Projeto de Pesquisa? Qual o objetivo da pesquisa?

O Projeto de Pesquisa é um estudo sobre a interação de robôs com humanos, bem como seu uso na área educacional, auxiliando pessoas portadoras de deficiência física severa a interagirem com o meio em que vivem e conseguirem ter mais independência em algumas tarefas.

O objetivo da pesquisa é fazer um sistema robótico capaz de auxiliar pessoas com deficiência física severa a interagir com o meio em que vivem, e, em consequência melhorar a capacidade de socialização, bem como aspectos cognitivos, uma vez que o sistema trará mais independência para as crianças agirem por conta própria.

Se eu concordar em participar, o que eu preciso fazer?

A pesquisa consiste em avaliar o uso de robótica para auxiliar pessoas com deficiência física severa a se comunicar e interagir melhor com o meio em que vive. Para isso, primeiramente será colocado na pessoa um boné que possui uma placa eletrônica com sensores de inclinação e sensores miográficos (estes possuem eletrodos, os quais serão ligados no braço ou, se não for possível movimentação dos membros superiores, na região da face próxima ao olho). É importante ressaltar que este equipamento não dá choques elétricos e não é invasivo.

Em seguida será pedido para a pessoa que está com o boné movimentar o robô, utilizando movimentos de cabeça, e movimentar o braço ou realizar uma piscada de olho, dependendo de onde o eletrodo se localiza. Tais movimentos serão transmitidos para o robô que irá se movimentar de acordo com os movimentos feitos pela pessoa.

Este robô pode realizar várias tarefas. Uma vez que é um robô móvel a rodas dotado de uma pinça, o mesmo pode agarrar objetos e colocá-los em outro lugar, andar sobre uma determinada trajetória e

também pode desenhar. Esta última é a principal tarefa, uma vez que permitirá uma melhor comunicação da pessoa com o mundo, comunicação esta feita através do desenho.

Todo o processo será gravado em vídeo e fotografias, porém o mesmo não será utilizado, em momento algum, para identificá-lo.

Quais são os riscos envolvidos na minha participação?

Não existe qualquer risco em utilizar este sistema. Os eletrodos são descartáveis, não machucam, são colocados sobre a pele (não são invasivos) e não dão choques. Os sensores de inclinação também não oferecem qualquer risco, pois apenas captam movimentações da cabeça e também não são invasivos.

Quais são os benefícios associados com a minha participação?

Ao participar deste Projeto de Pesquisa você estará contribuindo para um melhor entendimento de como os robôs podem ser utilizados para auxiliar as pessoas com deficiência física severa a se comunicar com o meio em que vivem, bem como auxiliá-las a terem uma maior independência com o uso destes robôs.

O que acontecerá com a informação que eu fornecerei?

As informações que você fornecer durante a realização das pesquisas não será utilizada para que você seja identificado, a não ser por decisão judicial ou por uma ordem expressa sua. Os vídeos servirão apenas para complementar os dados de pesquisa, e tais imagens não serão divulgadas em momento algum.

Quais são os meus direitos como participante?

Os direitos que você tem como participante desta pesquisa são os seguintes:

- 1) O direito de desistir de participar, em qualquer momento, sem prejuízo para mim.

- 2) O direito de ter qualquer informação sobre a minha participação destruída, se eu considerar que ela pode ser utilizada para me identificar ou se eu considerar que os experimentos representam riscos para mim.

3) O direito de ter todas as minhas dúvidas esclarecidas, em qualquer momento.

Quem eu deveria procurar, se eu tiver qualquer dúvida?

- Teodiano Freire Bastos Filho (Tel.:4009-2077, E-mail: teodiano@ele.ufes.br)
- Carlos Torturella Valadão (Tel.:4009-2661, E-mail: carlostvaladao@uol.com.br)
- Magdo Bôrtole (Tel.:4009-2661, E-mail: mgbortole@yahoo.com.br)

Sobre quais outros aspectos eu deveria ser informado se eu decidir participar?

Esta pesquisa não apresenta qualquer risco para os participantes, pois envolve o uso de eletrodos e sensores não invasivos.

Além disso, os experimentos não envolvem qualquer procedimento invasivo, pois o equipamento que será utilizado para adquirir os sinais eletromiográficos é um equipamento comercial que atende a requerimentos de segurança para os usuários.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos

(Coordenador do Projeto de Pesquisa)

Carlos Torturella Valadão (Estudante de Mestrado)

Magdo Bôrtole (Estudante de Mestrado)

Documentação para o Conselho Nacional de Saúde e CONEP

MINISTÉRIO DA SAÚDE



Conselho Nacional de Saúde

Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS (versão outubro/99)

1. Projeto de Pesquisa: Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiências Físicas Severas				
2. Área do Conhecimento (Ver relação no verso) Engenharia Elétrica		3. Código: 3.04		4. Nível: (Só áreas do conhecimento 4)
5. Área(s) Temática(s) Especial (s) (Ver fluxograma no verso)		6. Código(s):		7. Fase: (Só área temática 3) I () II () III () IV ()
8. Unitermos: (3 opções)				
SUJEITOS DA PESQUISA				
9. Número de sujeitos No Centro : CREFES Total: 10		10. Grupos Especiais : <18 anos () Portador de Deficiência Mental () Embrião /Feto () Relação de Dependência (Estudantes , Militares, Presidiários, etc.) () Outros (X) Não se aplica () Crianças de 06 a 10 anos, todas cadeirantes.		
PESQUISADOR RESPONSÁVEL				
11. Nome: Teodiano Freire Bastos Filho				
12. Identidade: 1.351.567	13. CPF.: 832.812.077-15	19. Endereço (Rua, n.º): Rua Izaltino Marques, 33	Apto. 1303A, Mata da Praia	
14. Nacionalidade: Brasileiro	15. Profissão: Engenheiro Eletricista	20. CEP: 29065-450	21. Cidade: Vitória	22. U.F.: ES
16. Maior Titulação: Doutorado	17. Cargo: Professor Associado III	23. Fone: 3315-1247 / 4009-2077	24. Fax: 4009-2644	
18. Instituição a que pertence: Universidade Federal do Espírito Santo – Departamento de Engenharia Elétrica			25. Email: teodiano@ele.ufes.br	

Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima.

Data: 16/11/2010

Assinatura

INSTITUIÇÃO ONDE SERÁ REALIZADO

26. Nome: CREFES - Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo		29. Endereço (Rua, nº): Rua Gastão Roubach, s/n Praia da Costa	
27. Unidade/Órgão: Secretaria de Estado da Saúde	30. CEP: 29101-020	31. Cidade: Vila Velha	32. U.F.: ES
28. Participação Estrangeira: Sim () Não (X)		33. Fone:	34. Fax.:
35. Projeto Multicêntrico: Sim () Não (X) Nacional () Internacional () (Anexar a lista de todos os Centros Participantes no Brasil)			

Termo de Compromisso (do responsável pela instituição): Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução

Nome: Cargo: Diretor do CREFES

Data: 16/11/2010

Assinatura

PATROCINADOR Não se aplica (X)

36. Nome:		39. Endereço	
37. Responsável:	40. CEP:	41. Cidade:	42. UF
38. Cargo/Função:	43. Fone:	44. Fax:	

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

45. Data de Entrada: ____/____/____	46. Registro no CEP:	47. Conclusão: Aprovado () Data: ____/____/____	48. Não Aprovado () Data: ____/____/____
--	----------------------	---	--

49. Relatório(s) do Pesquisador responsável previsto(s) para:

Data: ____/____/____ Data: ____/____/____

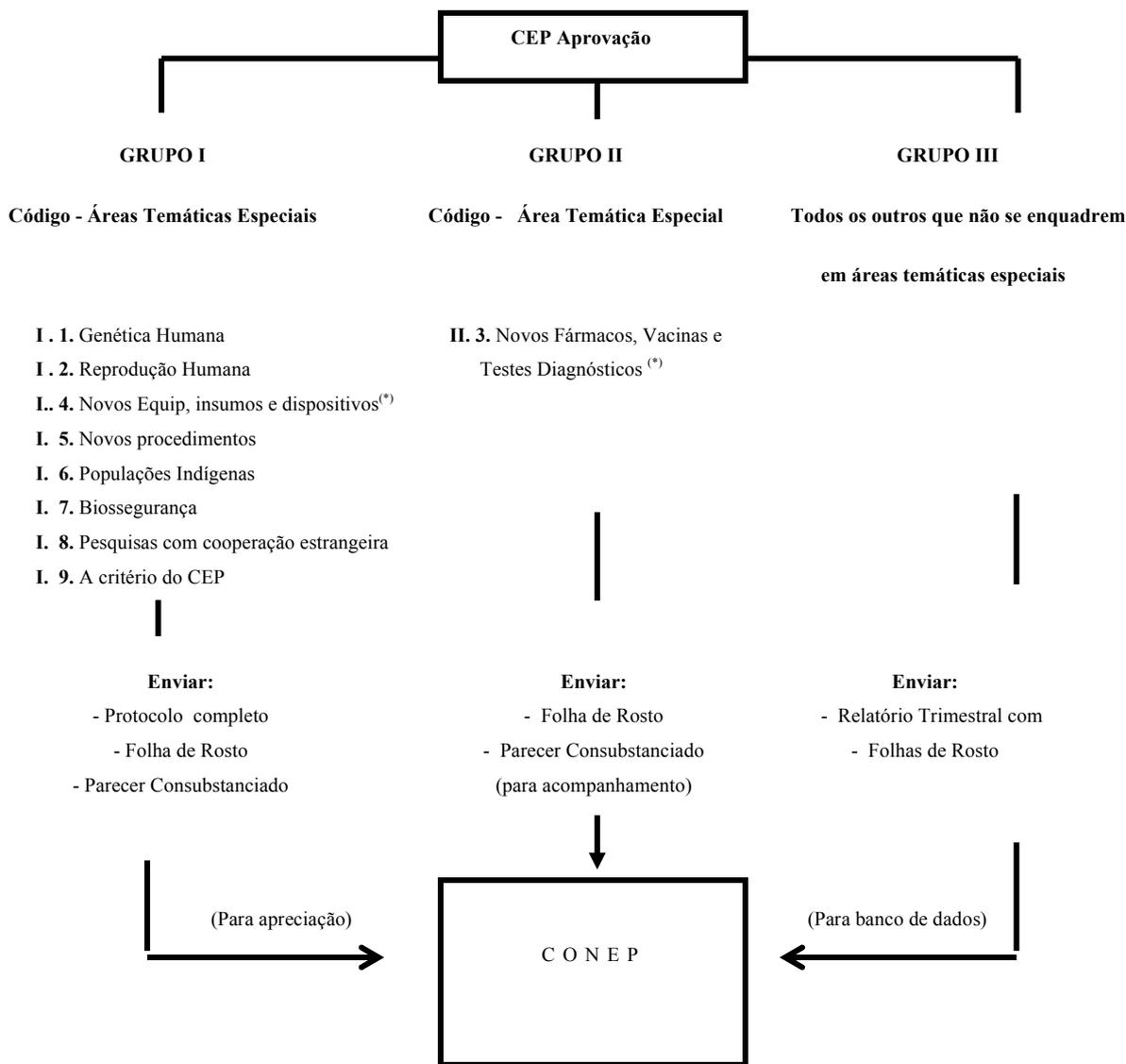
Encaminhado a CONEP: 50. Os dados acima para registro () 51. O projeto para apreciação () 52. Data: ____/____/____	53. Coordenador/Nome Assinatura	Anexar o parecer substanciado
--	--	-------------------------------

COMISSÃO NACIONAL DE ÉTICA EM PESQUISA - CONEP

54. Nº Expediente :	56. Data Recebimento :	57. Registro na CONEP:
55. Processo :		

58. Observações:

FLUXOGRAMA PARA PESQUISAS ENVOLVENDO SERES HUMANOS (JAN/99)



CÓDIGO – ÁREAS DO CONHECIMENTO (Folha de Rosto Campos 2 e 3)

1- CIÊNCIAS EXATAS E DA TERRA	2 - CIÊNCIAS BIOLÓGICAS (*)	3 - ENGENHARIAS
1.01 – MATEMÁTICA	2.01 - BIOLOGIA GERAL	3.01 - ENGENHARIA CIVIL
1.02 – PROBABILIDADE E ESTATÍSTICA	2.02 - GENÉTICA	3.02 - ENGENHARIA DE MINAS
1.03 - CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO	2.03 - BOTANICA	3.03 - ENGENHARIA DE MATERIAIS E METALÚRGICA
1.04 - ASTRONOMIA	2.04 - ZOOLOGIA	3.04 - ENGENHARIA ELÉTRICA
1.05 - FÍSICA	2.05 - ECOLOGIA	3.05 - ENGENHARIA MECÂNICA
1.06 - QUÍMICA	2.06 - MORFOLOGIA	3.06 - ENGENHARIA QUÍMICA
1.07 - GEOCIÊNCIAS	2.07 - FISILOGIA	
1.08 - OCEANOGRAFIA		

2.08 - BIOQUÍMICA
 2.09 - BIOFÍSICA
 2.10 - FARMACOLOGIA
 2.11 - IMUNOLOGIA
 2.12 - MICROBIOLOGIA
 2.13 - PARASITOLOGIA
 2.14 - TOXICOLOGIA

3.07 - ENGENHARIA SANITÁRIA
 3.08 - ENGENHARIA DE PRODUÇÃO
 3.09 - ENGENHARIA NUCLEAR
 3.10 - ENGENHARIA DE TRANSPORTES
 3.11 - ENGENHARIA NAVAL E OCEÂNICA
 3.12 - ENGENHARIA AEROESPACIAL

4 - CIÊNCIAS DA SAÚDE (*)

4.01 – MEDICINA
 4.02 – ODONTOLOGIA
 4.03 – FARMÁCIA
 4.04 – ENFERMAGEM
 4.05 – NUTRIÇÃO
 4.06 - SAÚDE COLETIVA
 4.07 – FONOAUDIOLOGIA
 4.08 – FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
 4.09 – EDUCAÇÃO FÍSICA

5 - CIÊNCIAS AGRÁRIAS

5.01 - AGRONOMIA
 5.02 - RECURSOS FLORESTAIS E ENGENHARIA FLORESTAL
 5.03 - ENGENHARIA AGRÍCOLA
 5.04 - ZOOTECNIA
 5.05 - MEDICINA VETERINÁRIA
 5.06 - RECURSOS PESQUEIROS E ENGENHARIA DE PESCA
 5.07 - CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE ALIMENTOS

6 - CIÊNCIAS SOCIAIS APLICADAS

6.01 - DIREITO
 6.02 - ADMINISTRAÇÃO
 6.03 - ECONOMIA
 6.04 - ARQUITETURA E URBANISMO
 6.05 - PLANEJAMENTO URBANO E REGIONAL
 6.06 - DEMOGRAFIA
 6.07 - CIÊNCIA DA INFORMAÇÃO
 6.08 - MUSEOLOGIA
 6.09 - COMUNICAÇÃO
 6.10 - SERVIÇO SOCIAL
 6.11 - ECONOMIA DOMÉSTICA
 6.12 - DESENHO INDUSTRIAL
 6.13 - TURISMO

7 - CIÊNCIAS HUMANAS

7.01 – FILOSOFIA
 7.02 – SOCIOLOGIA
 7.03 – ANTROPOLOGIA
 7.04 – ARQUEOLOGIA
 7.05 – HISTÓRIA
 7.06 – GEOGRAFIA
 7.07 – PSICOLOGIA
 7.08 – EDUCAÇÃO
 7.09 - CIÊNCIA POLÍTICA
 7.10 – TEOLOGIA

8 - LINGÜÍSTICA, LETRAS E ARTES

8.01 - LINGÜÍSTICA
 8.02 - LETRAS
 8.03 - ARTES

(*) NÍVEL : (Folha de Rosto Campo 4)

(P) Prevenção
(D) Diagnóstico
(T) Terapêutico
(E) Epidemiológico
(N) Não se aplica

(*) OBS: - As pesquisas das áreas temáticas 3 e 4 (novos fármacos e novos equipamentos) que dependem de licença de importação da **ANVS/MS**, devem obedecer ao seguinte fluxo:

- Os projetos da área 3 que se enquadrarem simultaneamente em outras áreas que dependam da aprovação da **CONEP**, e os da área 4 devem ser enviados à **CONEP**, e esta os enviará à **ANVS/MS** com seu parecer.

- Os projetos exclusivos da área 3 aprovados no CEP (Res. CNS 251/97 – item V.2) deverão ser enviados à ANVS pelo patrocinador ou pesquisador.



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 09 de dezembro de 2010.

Da: Profa. Dr^a. Ethel Leonor Noia Maciel
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

Para: Prof. (a) Teodiano Freire Bastos Filho
Pesquisador (a) Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado: "**Sistema de avaliação motora baseado em sensores inerciais e bioelétricos**".

Senhor (a) Pesquisador (a),

Informamos a Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa nº. 214/10 intitulado: "**Sistema de avaliação motora baseado em sensores inerciais e bioelétricos**" e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 27 de outubro de 2010.

Gostaríamos de lembrar que cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra "c".

Atenciosamente,

Prof.ª Dra. Ethel Leonor Noia Maciel
COORDENADORA
Comitê de Ética em Pesquisa
Centro de Ciências da Saúde/UFES

Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde
Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe – Vitória – ES – CEP 29.040-091.
Telefax: (27) 3335 7504

**Documentação para o Comitê de Ética da Universidade
Federal do Espírito Santo para Utilização de Pessoas em
Pesquisas**

**Sistema de Avaliação Motora Baseado em Sensores Inerciais e
Bioelétricos**

Introdução

Este documento contém os dados relativos à pesquisa sobre o “**Sistema de Avaliação Motora Baseado em Sensores Inerciais e Bioelétricos**”. Tal Pesquisa possui o mesmo nome e possui uma fase em que é necessária a utilização do sistema desenvolvido em humanos e, para isso, necessita-se a aprovação do comitê de ética.

Esta documentação possui quatro sessões:

- 1) Carta para o comitê de ética, explicando em detalhes gerais como funcionará todo o processo de apoio dos voluntários para a pesquisa, os riscos (que são inexistentes) e quais aparelhos serão utilizados;
- 2) A versão do formulário de consentimento dos responsáveis pelas crianças que serão voluntárias dos testes, explicando todos os riscos e os direitos dos mesmos com relação aos dados gerados nos testes;
- 3) O convite que será oferecido aos voluntários da pesquisa;
- 4) O documento relativo ao Conselho Nacional de Saúde e a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

**Carta para o Comitê de Ética da
Universidade Federal do Espírito
Santo**



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPIRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROF. TEODIANO FREIRE BASTOS FILHO

Vitória, 10 de Setembro de 2010.

Ao
Comitê de Ética da UFES
Vitória-ES

Prezados Senhores,

O Departamento de Engenharia Elétrica da UFES está desenvolvendo um Projeto de Pesquisa intitulado “**Sistema de Avaliação Motora Baseado em Sensores Inerciais e Bioelétricos**”, financiado pelo CNPq, que tem por objetivo desenvolver um sistema de avaliação motora (biomecânica e bioelétrica) baseado na análise da informação gerada a partir de sensores inerciais do tipo MEMS em combinação com sensores bioelétricos do tipo sEMG.

No estágio atual da pesquisa, serão realizados experimentos com voluntários, assim, necessitamos da autorização do Comitê de Ética da UFES para a realização dos referidos experimentos com seres humanos.

Ressalto que os voluntários desta pesquisa participarão de sessões de experimentos, em que será pedida a realização de várias tarefas motoras, tais como andar e mover os braços (em ritmo lento, moderado e rápido). Ressalto que os experimentos não representam qualquer tipo de risco para os voluntários, posto que nos experimentos será utilizado um eletromiógrafo (modelo EMG800), que atende a todos os requerimentos de segurança, além de dispositivos portáteis de captura de sinais mioelétricos, ambos utilizando eletrodos de superfície. Além disso, é importante citar que em todo o processo não há nenhum procedimento invasivo, visto que os eletrodos são colocados diretamente sobre a pele, sem qualquer perfuração na pele.

O cronograma que será seguido para a realização dos testes é o seguinte:

- Entre 16 e 19 de novembro – apresentação do projeto para os voluntários;
- Entre 22 e 26 de novembro – Primeira fase dos testes e coleta de dados
- Entre 29 de novembro e 03 de dezembro – Segunda fase dos testes, coleta de resultados e comparação com os primeiros testes.

Serão realizados testes com 10 voluntários, sendo que as idades dos voluntários serão de 18 a 40 anos. Ressalta-se que não há custos extras associados aos testes, pois todos os equipamentos necessários já foram adquiridos com os recursos do CNPq. O projeto como um todo está previsto para ser concluído em outubro de 2011.

Os detalhes do sistema desenvolvido e dos experimentos que serão realizados encontram-se nas próximas páginas deste documento.

Certos de contar com a autorização do Comitê de Ética da UFES para a realização dos referidos experimentos, despedimo-nos mui atenciosamente.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Espírito Santo
Tel.: (27) 4009 20 77
Fax: (27) 4009 27 37
E-mail: teodiano@ele.ufes.br

Formulário de Consentimento dos Responsáveis pelos Voluntários

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

INICIAIS DO PACIENTE: _____

DATA DE NASCIMENTO: _____

RESPONSÁVEL: _____

ENDEREÇO: _____

TELEFONE: _____

Eu, _____

portador(a) do registro e identidade número _____, responsável pelo paciente _____,

declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: Sistema de Avaliação Motora Baseado em Sensores Inerciais e Bioelétricos

2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, Biólogo Jhon Freddy Sarmiento Vela (estudante de doutorado em Biotecnologia) e Eng. Eletricista Magdo Bôrtole (estudante de mestrado em Engenharia Elétrica).

3. A Pesquisa consiste na utilização de medição de sinais mioelétricos e de inclinação de segmentos do corpo (braços e pernas). Será pedido aos voluntários que façam algumas tarefas de movimentação de braços e pernas, sobre uma esteira mecânica, em ritmos lento, moderado e rápido, para que sejam capturados os sinais, através do uso de sensores, tais como eletrodos de superfície (sEMG) e acelerômetros (MEMS).

4. Os equipamentos utilizados são sensores localizados nos segmentos do corpo (braços e pernas), capazes de detectar tanto a contração e distensão muscular quanto a inclinação dos segmentos do corpo.

5. Não existe qualquer risco no uso destes sensores e eletrodos, bem como a Pesquisa não apresenta riscos à saúde dos voluntários. É de grande importância ressaltar que os eletrodos não são invasivos e não dão choques.

6. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.

7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.

8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Confirmo que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, ____ de _____ de 2010.

Paciente ou Responsável

Pesquisador Responsável

Comitê de Ética da UFES – Telefone: (27) 3335-7211

Convite para Participação do Projeto de Pesquisa

CONVITE PARA PARTICIPAR DE UM PROJETO DE PESQUISA

INFORMAÇÃO SOBRE O PROJETO DE PESQUISA

Título do Projeto de Pesquisa:

- Sistema de Avaliação Motora Baseado em Sensores Inerciais e Bioelétricos

Pesquisadores Envolvidos:

- Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (Coordenador do Projeto de Pesquisa, Tel.: 4009-2077)
- Jhon Freddy Sarmiento Vela, Biólogo (Estudante de doutorado em Biotecnologia) Tel.: 4009-2661
- Magdo Bôrtole, Engenheiro Eletricista (Estudante de mestrado em Engenharia Elétrica), Tel.: 4009-2661

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa que será realizada pelo Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da UFES.

Este formulário descreve o Projeto de Pesquisa em uma linguagem direta. Por favor, leia este formulário cuidadosamente e certifique que você entendeu o seu conteúdo antes de decidir participar. Se você tiver qualquer dúvida em relação ao Projeto, por favor, pergunte a um dos pesquisadores do mesmo.

Quem está envolvido neste Projeto de Pesquisa? Por que ele está sendo realizado?

Neste Projeto de Pesquisa estão envolvidos o Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, Coordenador do Projeto, Jhon Freddy Sarmiento Vela, estudante de doutorado do Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da UFES e Magdo Bôrtole, estudante de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES, todos orientados pelo Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho.

Este Projeto de Pesquisa está sendo realizado para desenvolver um sistema de avaliação motora (biomecânica e bioelétrica) baseado na análise da informação gerada a partir de sensores inerciais do tipo MEMS em combinação com sensores bioelétricos do tipo sEMG.

Por que você foi escolhido?

Você foi escolhido porque atende a todos os critérios necessários para que possa participar deste Projeto de Pesquisa.

Sobre o quê é o Projeto de Pesquisa? Qual o objetivo da pesquisa?

O Projeto de Pesquisa é um estudo sobre um sistema de avaliação motora (biomecânica e bioelétrica) que está sendo desenvolvido, o qual é baseado na análise de informação gerada a partir de sensores inerciais em combinação com sensores bioelétricos.

O objetivo da pesquisa é desenvolver um dispositivo eletrônico portátil sem fio, com grande capacidade de cálculo e armazenamento, conectado a um grupo de sensores encarregados de medir alguns sinais fisiológicos que possam caracterizar o sistema motor humano.

Este tipo de dispositivo possui inúmeras aplicações no campo da biomecânica. Como exemplos podem-se citar as pesquisas em esportes, ergonomia, reabilitação, entre outros.

Se eu concordar em participar, o que eu preciso fazer?

A Pesquisa consiste em realizar uma avaliação motora (biomecânica e bioelétrica) do voluntário. Para isso, primeiramente serão colocados nos braços e pernas do voluntário sensores de inclinação e sensores mioelétricos. É importante ressaltar que este equipamento não dá choques elétricos e não é invasivo.

Em seguida será pedido para o voluntário realizar, sobre uma esteira mecânica, movimentos de braços e pernas. Tais movimentos serão transmitidos para um computador, onde os dados serão armazenados e analisados.

Todo o processo será gravado em vídeo e fotografias, porém o mesmo não será utilizado, em momento algum, para identificá-lo.

Quais são os riscos envolvidos na minha participação?

Não existe qualquer risco em utilizar este sistema. Os eletrodos são descartáveis, não machucam, são colocados sobre a pele (não são invasivos) e não dão choques. Os sensores de inclinação também não oferecem qualquer risco, pois apenas captam movimentações dos braços e pernas e também não são invasivos.

Quais são os benefícios associados com a minha participação?

Ao participar deste Projeto de Pesquisa você estará contribuindo para a medição de alguns sinais fisiológicos que possam caracterizar o sistema motor humano, o qual possui inúmeras aplicações no campo da biomecânica, tais como em esportes, ergonomia, reabilitação, entre outros.

O que acontecerá com a informação que eu fornecerei?

As informações que você fornecer durante a realização das pesquisas não será utilizada para que você seja identificado, a não ser por decisão judicial ou por uma ordem expressa sua. Os vídeos servirão apenas para complementar os dados de pesquisa e tais imagens não serão divulgadas em momento algum.

Quais são os meus direitos como participante?

Os direitos que você tem como participante desta pesquisa são os seguintes:

- 1) O direito de desistir de participar, em qualquer momento, sem prejuízo para você.

- 2) O direito de ter qualquer informação sobre a minha participação destruída, se eu considerar que ela pode ser utilizada para me identificar ou se eu considerar que os experimentos representam riscos para mim.

- 3) O direito de ter todas as minhas dúvidas esclarecidas, em qualquer momento.

Quem eu deveria procurar, se eu tiver qualquer dúvida?

- Teodiano Freire Bastos Filho (Tel.:4009-2077, E-mail: teodiano@ele.ufes.br)
- Jhon Freddy Sarmiento Vela (Tel.:4009-2661, E-mail: jfsarmi@gmail.com)
- Magdo Bôrtole (Tel.:4009-2661, E-mail: mgbortole@yahoo.com.br)

Sobre quais outros aspectos eu deveria ser informado se eu decidir participar?

Esta pesquisa não apresenta qualquer risco para os participantes, pois envolve o uso de eletrodos e sensores não invasivos.

Além disso, os experimentos não envolvem qualquer procedimento invasivo e o equipamento que será utilizado para adquirir os sinais mioelétricos é um equipamento comercial que atende a requerimentos de segurança para os usuários.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos

(Coordenador do Projeto de Pesquisa)

Jhon Freddy Sarmiento Vela (Estudante de Doutorado)

Magdo Bôrtole (Estudante de Mestrado)

Documentação para o Conselho Nacional de Saúde e CONEP

MINISTÉRIO DA SAÚDE

Conselho Nacional de Saúde

Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP



FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS (versão outubro/99)

1. Projeto de Pesquisa: Sistema de Avaliação Motora Baseado em Sensores Inerciais e Bioelétricos				
2. Área do Conhecimento (Ver relação no verso) Engenharia Elétrica		3. Código: 3.04		4. Nível: (Só áreas do conhecimento 4)
5. Área(s) Temática(s) Especial (s) (Ver fluxograma no verso)		6. Código(s):		7. Fase: (Só área temática 3) I () II () III () IV ()
8. Unitermos: (3 opções)				
SUJEITOS DA PESQUISA				
9. Número de sujeitos no Centro : Laboratório de Automação Inteligente (DEL/UFES) Total: 10		10. Grupos Especiais : <18 anos () Portador de Deficiência Mental () Embrião /Feto () Relação de Dependência (Estudantes , Militares, Presidiários, etc.) () Outros (X) Não se aplica () Crianças de 06 a 10 anos, todas cadeirantes.		
PESQUISADOR RESPONSÁVEL				
11. Nome: Teodiano Freire Bastos Filho				
12. Identidade: 1.351.567	13. CPF.: 832.812.077-15	19. Endereço (Rua, n.º): Rua Izaltino Marques, 33	Apto. 1303A, Mata da Praia	
14. Nacionalidade: Brasileiro	15. Profissão: Engenheiro Eletricista	20. CEP: 29065-450	21. Cidade: Vitória	22. U.F.: ES
16. Maior Titulação: Doutorado	17. Cargo: Professor Associado III	23. Fone: 3315-1247 / 4009-2077	24. Fax: 4009-2644	
18. Instituição a que pertence: Universidade Federal do Espírito Santo – Departamento de Engenharia Elétrica				25. Email: teodiano@ele.ufes.br

Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima.

Data: 16/11/2010

Assinatura

INSTITUIÇÃO ONDE SERÁ REALIZADO

26. Nome: UFES - Universidade Federal do Espírito Santo		29. Endereço (Rua, nº): Av. Fernando Ferrari, 514 UFES (Campus de Goiabeiras)	
27. Unidade/Órgão: Centro Tecnológico	30. CEP: 29075-910	31. Cidade: Vitória	32. U.F.: ES
28. Participação Estrangeira: Sim () Não (X)	33. Fone:	34. Fax.:	
35. Projeto Multicêntrico: Sim () Não (X) Nacional () Internacional () (Anexar a lista de todos os Centros Participantes no Brasil)			

Termo de Compromisso (do responsável pela instituição): Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução

Nome: Rubens Sergio Rasseli Cargo: Reitor da UFES

Data: 16/11/2010

Assinatura

PATROCINADOR Não se aplica (X)

36. Nome:		39. Endereço	
37. Responsável:	40. CEP:	41. Cidade:	42. UF
38. Cargo/Função:	43. Fone:	44. Fax:	

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

45. Data de Entrada: ____/____/____	46. Registro no CEP:	47. Conclusão: Aprovado () Data: ____/____/____	48. Não Aprovado () Data: ____/____/____
--	----------------------	---	--

49. Relatório(s) do Pesquisador responsável previsto(s) para:

Data: ____/____/____ Data: ____/____/____

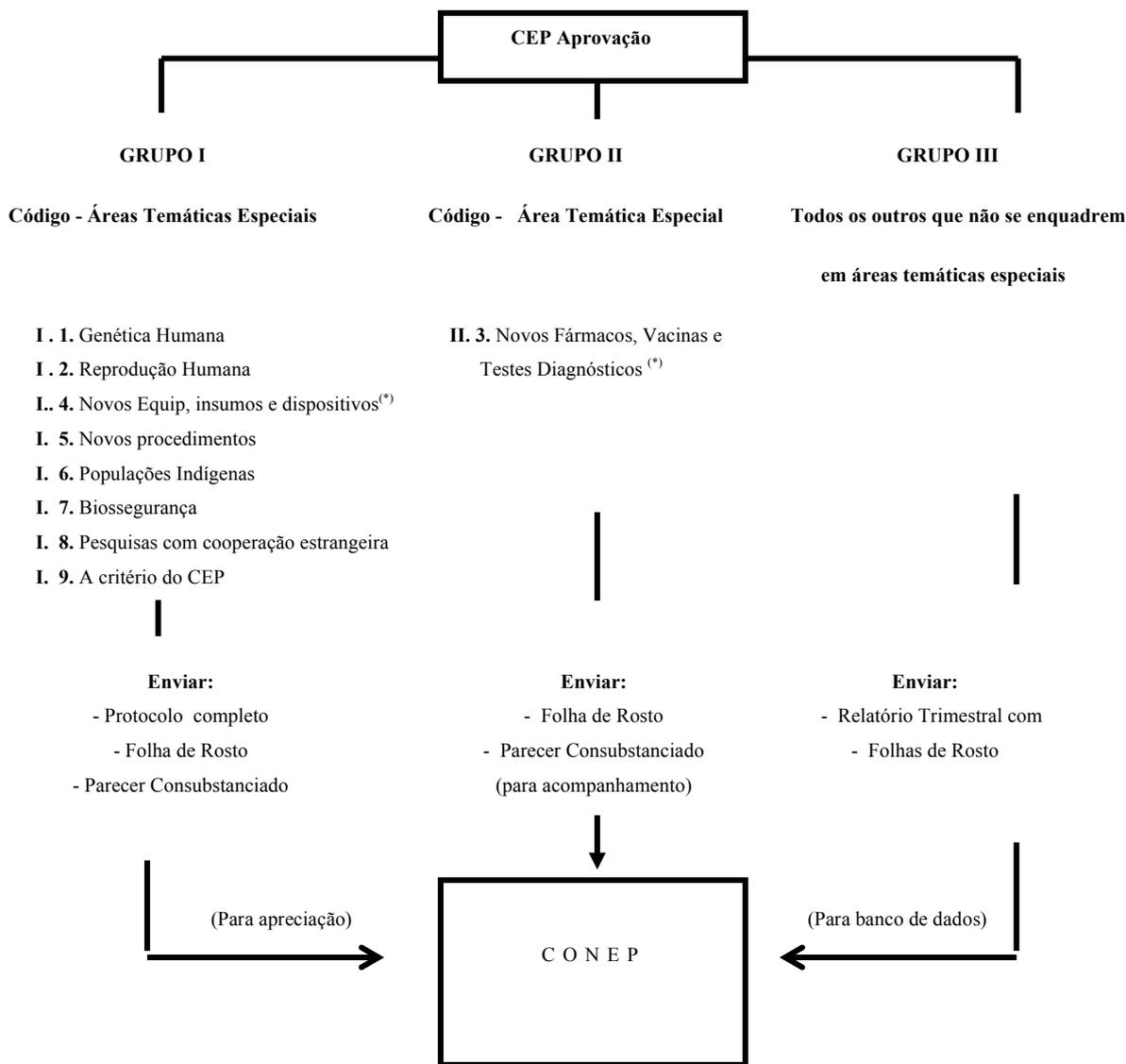
Encaminhado a CONEP: 50. Os dados acima para registro () 51. O projeto para apreciação () 52. Data: ____/____/____	53. Coordenador/Nome Assinatura	Anexar o parecer substanciado
--	--	-------------------------------

COMISSÃO NACIONAL DE ÉTICA EM PESQUISA - CONEP

54. Nº Expediente : 56. Data Recebimento :	57. Registro na CONEP:
55. Processo :	

58. Observações:

FLUXOGRAMA PARA PESQUISAS ENVOLVENDO SERES HUMANOS (JAN/99)



CÓDIGO – ÁREAS DO CONHECIMENTO (Folha de Rosto Campos 2 e 3)

- 2- CIÊNCIAS EXATAS E DA TERRA**
- 1.09 – MATEMÁTICA
 - 1.10 – PROBABILIDADE E ESTATÍSTICA
 - 1.11 - CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO
 - 1.12 - ASTRONOMIA
 - 1.13 - FÍSICA
 - 1.14 - QUÍMICA
 - 1.15 - GEOCIÊNCIAS
 - 1.16 - OCEANOGRAFIA

- 2 - CIÊNCIAS BIOLÓGICAS (*)**
- 2.01 - BIOLOGIA GERAL
 - 2.02 - GENÉTICA
 - 2.03 - BOTANICA
 - 2.04 - ZOOLOGIA
 - 2.05 - ECOLOGIA
 - 2.06 - MORFOLOGIA
 - 2.07 - FISILOGIA

- 3 - ENGENHARIAS**
- 3.01 - ENGENHARIA CIVIL
 - 3.02 - ENGENHARIA DE MINAS
 - 3.03 - ENGENHARIA DE MATERIAIS E METALÚRGICA
 - 3.04 - ENGENHARIA ELÉTRICA
 - 3.05 - ENGENHARIA MECÂNICA
 - 3.06 - ENGENHARIA QUÍMICA

2.08 - BIOQUÍMICA
 2.09 - BIOFÍSICA
 2.10 - FARMACOLOGIA
 2.11 - IMUNOLOGIA
 2.12 - MICROBIOLOGIA
 2.13 - PARASITOLOGIA
 2.14 - TOXICOLOGIA

3.07 - ENGENHARIA SANITÁRIA
 3.08 - ENGENHARIA DE PRODUÇÃO
 3.09 - ENGENHARIA NUCLEAR
 3.10 - ENGENHARIA DE TRANSPORTES
 3.11 - ENGENHARIA NAVAL E OCEÂNICA
 3.12 - ENGENHARIA AEROESPACIAL

4 - CIÊNCIAS DA SAÚDE (*)

4.01 – MEDICINA
 4.02 – ODONTOLOGIA
 4.03 – FARMÁCIA
 4.04 – ENFERMAGEM
 4.05 – NUTRIÇÃO
 4.06 - SAÚDE COLETIVA
 4.07 – FONOAUDIOLOGIA
 4.08 – FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
 4.09 – EDUCAÇÃO FÍSICA

5 - CIÊNCIAS AGRÁRIAS

5.01 - AGRONOMIA
 5.02 - RECURSOS FLORESTAIS E ENGENHARIA FLORESTAL
 5.03 - ENGENHARIA AGRÍCOLA
 5.04 - ZOOTECNIA
 5.05 - MEDICINA VETERINÁRIA
 5.06 - RECURSOS PESQUEIROS E ENGENHARIA DE PESCA
 5.07 - CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE ALIMENTOS

6 - CIÊNCIAS SOCIAIS APLICADAS

6.01 - DIREITO
 6.02 - ADMINISTRAÇÃO
 6.03 - ECONOMIA
 6.04 - ARQUITETURA E URBANISMO
 6.05 - PLANEJAMENTO URBANO E REGIONAL
 6.06 - DEMOGRAFIA
 6.07 - CIÊNCIA DA INFORMAÇÃO
 6.08 - MUSEOLOGIA
 6.09 - COMUNICAÇÃO
 6.10 - SERVIÇO SOCIAL
 6.11 - ECONOMIA DOMÉSTICA
 6.12 - DESENHO INDUSTRIAL
 6.13 - TURISMO

7 - CIÊNCIAS HUMANAS

7.01 – FILOSOFIA
 7.02 – SOCIOLOGIA
 7.03 – ANTROPOLOGIA
 7.04 – ARQUEOLOGIA
 7.05 – HISTÓRIA
 7.06 – GEOGRAFIA
 7.07 – PSICOLOGIA
 7.08 – EDUCAÇÃO
 7.09 - CIÊNCIA POLÍTICA
 7.10 – TEOLOGIA

8 - LINGÜÍSTICA, LETRAS E ARTES

8.01 - LINGÜÍSTICA
 8.02 - LETRAS
 8.03 - ARTES

(*) NÍVEL : (Folha de Rosto Campo 4)

(P) Prevenção
(D) Diagnóstico
(T) Terapêutico
(E) Epidemiológico
(N) Não se aplica

(*) OBS: - As pesquisas das áreas temáticas 3 e 4 (novos fármacos e novos equipamentos) que dependem de licença de importação da **ANVS/MS**, devem obedecer ao seguinte fluxo:

- Os projetos da área 3 que se enquadrarem simultaneamente em outras áreas que dependam da aprovação da **CONEP**, e os da área 4 devem ser enviados à **CONEP**, e esta os enviará à **ANVS/MS** com seu parecer.

- Os projetos exclusivos da área 3 aprovados no CEP (Res. CNS 251/97 – item V.2) deverão ser enviados à ANVS pelo patrocinador ou pesquisador.

Referências Bibliográficas

- [1] DE LUCA, C. J. **Physiology And Mathematics of Myoelectric Signals**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v.29 (6), p.313-325. 1979.
- [2] WALDNER, J. B. **Nanocomputers and Swarm Intelligence**. ISTE John Wiley & Sons. pag. 205, London. ISBN 1848210094. 2008.
- [3] BASTOS FILHO, T. F.; BUENO, L.; FRIZERA NETO, A.; FERREIRA, A.; CELESTE, W. C.; MARTINS, V. R. **Desenvolvimento de Protótipos de Tecnologia Assistiva para Pessoas com Deficiência**. In: I Fórum de Tecnologia Assistiva e Inclusão Social da Pessoa com Deficiência, Belém. 2006.
- [4] MILLER, M. **Descobrimo Bluetooth**. Editora Campus, 1ª Edição. ISBN: 8535208755. 2001.
- [5] FIGUEIREDO, L. J.; GAFANIZ, A. R.; LOPES, G. S.; PEREIRA, R. **Aplicações de Acelerômetros**. Monografia de Mestrado. Instituto Superior Técnico, Lisboa. 2007.
- [6] GOMES, D. W.; Dos SANTOS, R. G.; QUINTINO, M. V.; BRANDÃO, G. W.; ARRUDA, C. **Acelerômetro**. Universidade de Caxias do Sul. Disponível em: <<http://www.ucs.br/ccet/demc/vjbrusam/inst/ace61.pdf>> Acesso em: 17 jul. 2010.
- [7] Analog Devices. **Datasheet Accelerometer ADXL330**. Disponível em: <http://www.sparkfun.com/datasheets/Components/ADXL330_0.pdf> Acesso em: 12 nov. 2010.
- [8] ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 2ª Edição, Manole, São Paulo. 2000.
- [9] BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles Alive - The Functions Revealed by Electromyography**. The Williams & Wilkins Company. Baltimore, 1985.
- [10] Texas Instruments. **Datasheet Amplifier INA126**. Disponível em: <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina126.pdf>> Acesso em: 23 nov. 2010.
- [11] Bluetooth. **Página Oficial**. Disponível em: <<http://www.bluetooth.com/bluetooth>> Acesso em: 12 nov. 2010.

- [12] STALLINGS, W. **Wireless Communications & Networks**. Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall. 2005.
- [13] MONSON, H. **Bluetooth Technology and Implications**. Disponível em: <<http://www.sysopt.com/features/network/article.php/3532506>> Acesso em: 12 nov. 2010.
- [14] Roving Networks. **Datasheet Class 1 Bluetooth Module**. Disponível em: <<http://www.rovingnetworks.com/documents/RN-41.pdf>> Acesso em: 13 ago. 2010.
- [15] Microchip. **Datasheet Microcontroller DsPIC30F3012**. Disponível em: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70139F.pdf>> Acesso em: 5 nov. 2010.
- [16] LINDEN, D.; REDDY, T. B. **Handbook of Batteries**. 3ª Edition. McGraw-Hill, New York. ISBN 0-07-135978-8. 2002.
- [17] Korea PowerCell Inc. **Datasheet Battery PD2450 Individual**. Disponível em: <http://www.sparkfun.com/datasheets/Batteries/Coin_Cell_Battery-PD2450.pdf> Acesso em: 22 ago. 2010.
- [18] Maxim. **Datasheet Battery Chargers MAX1555**. Disponível em: <<http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/MAX1551-MAX1555.pdf>> Acesso em: 22 ago. 2010.
- [19] CELESTE, W. C. **Um Sistema Autônomo Para Navegação de Cadeiras de Rodas Robóticas Orientadas a Pessoas Com Deficiência Motora Severa**. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória. 2009.
- [20] GUIMARÃES, E. B. **Sensores de Indução e RFID Aplicados à Navegação Auto Guiada de Cadeiras de Rodas**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória. 2008.
- [21] FILGUEIRA, P. N. dos S. **Sistema de Controle de Baixo Nível para uma Cadeira de Rodas Robotizada**. Projeto de Graduação. Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória. 2005.
- [22] SILVA, R. L. **Desenvolvimento de uma Interface Homem-Máquina Aplicada a uma Cadeira de Rodas Robótica por Meio de PDA**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória. 2007.

- [23] SORIA, C.; CARELLI, R.; SARCINELLI FILHO, M. **Using Panoramic Images and Optical Flow to Avoid Obstacles in Mobile Robot Navigation.** ISIE International Symposium on Industrial Electronics, Canadá. 2006.
- [24] PEREZ, M. E. **Interfaz Humano-Computadora Basada en Imágen Para Controlar Dispositivos que Faciliten la Asistencia de Personas con Discapacidades Motoras Severas.** Tesis de Doctorado. Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina. 2009.
- [25] SPENCE, A. P. **Anatomia Humana Básica.** 2ª Edição, Manole, São Paulo. 1991.
- [26] CALVETE, S. A. **A Relação entre Alteração Postural e Lesões Esportivas em Crianças e Adolescentes Obesos.** Motriz, vol.10, n.2, p.67-72. 2004.
- [27] ROBERTSON, G.; CALDWELL, G.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. **Research Methods in Biomechanics.** Champaign, IL: Human Kinetics, 2004.
- [28] ALLARD, P.; BLANCHI, J.; AISSAOUI, R. **Bases of Three-dimensional Reconstruction.** Champaign, IL: Human Kinetics, p. 19-40. 1995.
- [29] BRINKER, R. P.; LEWIS, M. **Discovering the Competent Disabled Infant: a Process Approach to Assessment and Intervention.** Topics in Early Childhood Spec. Educ., 2(2), 1-15. 1982.
- [30] SCHERZER, A. L.; TSCHARNUTER, I. **Early Diagnosis and Therapy in Cerebral Palsy.** 2ª Edição. New York: Marcel Dekker. 1990.
- [31] COOK, A. M.; HENG, M. Q.; GU, J. J.; HOWERY, K. **Development of a Robotic Device for Facilitating Learning by Children Who Have Severe Disabilities.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 10, Número 3, Setembro 2002.
- [32] REAZ, M. B. I.; HUSSAIN, M. S.; MOHD-YASIN, F. **Techniques of EMG Signal Analysis: Detection, Processing, Classification and Applications.** Biological Procedures, 8(1), pag. 11-35. 2006.
- [33] GARG, M.; JINDA, M. K. **Bluetooth-Roadmap to Wireless Communication.** International Journal of Recent Trends in Engineering, Vol. 1, Nº 2, May, 2009.
- [34] NEWTON, H. **Newton's Telecom Dictionary.** New York: Flatiron Publishing. 2007.

- [35] CRAM, J. R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. **Introduction to Surface Electromyography**. 2^a Edition. Aspen Publishers Inc. Gaithersburg, Maryland. 1998.
- [36] KARANTONIS, D. M.; NARAYANAM, M. R.; MATHIE, M.; LOVELL, N. H.; CELLER, B. G. **Implementation of a Real-Time Human Movement Classifier Using a Triaxial Accelerometer for Ambulatory Monitoring**. IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed., Vol.10, N° 1, Jan. 2006.
- [37] JENNINGS, A.; SEEDHOM, B. **Proprioception in the Knee and Reflex Hamstring Contraction Latency**. Journal of Bone and Joint Surgery 76-B: 491-494. 1994.