



Universidade Estadual de Campinas

Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação

Departamento de Semicondutores, Instrumentos e Fotônica

Desenvolvimento de um sistema microcontrolado para monitoramento de atividades esportivas baseado em sensores microeletromecânicos de aceleração e giro

Candidato: Yull Heilordt Henao Roa

Orientador: Prof. Dr. Fabiano Fruett

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área de concentração: Eletrônica, Microeletrônica e Optoeletrônica.

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Fabiano Fruett

DSIF — Departamento de Semicondutores, Instrumentos e Fotônica

Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação - UNICAMP

Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha

DCE — Departamento de Ciências do Esporte

Faculdade de Educação Física - UNICAMP

Prof. Dr. Elnatan Chagas Ferreira

DEMIC — Departamento de Eletrônica e Microeletrônica

Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação - UNICAMP

Campinas, SP

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

H38d	<p>Henao Roa, Yull Heilordt</p> <p>Desenvolvimento de um sistema microcontrolado para monitoramento de atividades esportivas baseado em sensores microeletromecânicos de aceleração e giro / Yull Heilordt Henao Roa. --Campinas, SP: [s.n.], 2009.</p> <p>Orientador: Fabiano Fruett. Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.</p> <p>1. Acelerômetros. 2. Giroscópios. 3. Sensoriamento remoto. 4. Instrumentação. 5. Sistemas de comunicação sem fio. I. Fruett, Fabiano. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.</p>
------	--

Título em Inglês: Microcontroller sport activities monitoring system prototype based on acceleration and rotation microelectromechanical sensors

Palavras-chave em Inglês: Accelerometer, Gyroscope, Remote sensing, Instrumentation, Wireless communication systems

Área de concentração: Eletrônica, Optoeletrônica e Microeletrônica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Sergio Augusto Cunha, Elnatan Chagas Ferreira

Data da defesa: 27/08/2009

Programa de Pós Graduação: Engenharia Elétrica

COMISSÃO JULGADORA - TESE DE MESTRADO

Candidato: Yull Heilordt Henao Roa

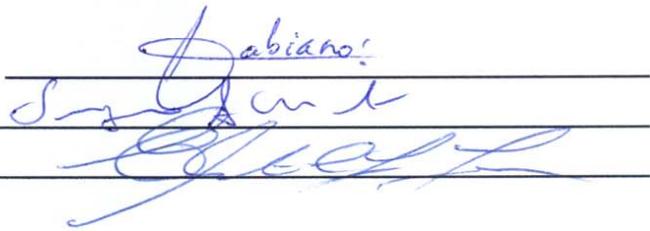
Data da Defesa: 27 de agosto de 2009

Título da Tese: "Desenvolvimento de um Sistema Microcontrolado para Monitoramento de Atividades Esportivas Baseado em Sensores Microeletromecânicos de Aceleração e Giro"

Prof. Dr. Fabiano Fruett (Presidente): _____

Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha: _____

Prof. Dr. Elnatan Chagas Ferreira: _____



The image shows three handwritten signatures in blue ink, each written over a horizontal line. The first signature is 'Fabiano', the second is 'Sergio Augusto Cunha', and the third is 'Elnatan Chagas Ferreira'.

Resumo

Apesar de existirem várias ferramentas tecnológicas para o auxílio do treinamento esportivo, a maioria delas são soluções de alto custo e geralmente específicas para um esporte em particular, o que dificulta a difusão de tais tecnologias no país. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um protótipo eletrônico microcontrolado de baixo custo, baseado no uso de sensores microeletromecânicos (MEMs) de aceleração e rotação que permitam obter informações biomecânicas do esportista e monitorá-lo durante o treinamento, e de maneira não invasiva sem que ele tenha que sair do ambiente natural de sua atividade. O sistema envia as informações dos sensores via RF para serem processadas no computador através de um programa de interface intuitivo e de fácil operação desenvolvido no LabVIEW®. Esta interface salva e apresenta os dados em forma de gráficos em tempo real. Os testes de campo foram feitos em bicicleta estacionária e no velódromo de Americana com a colaboração do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB) da Faculdade de Educação Física (FEF) da UNICAMP. O protótipo é de fácil fixação no atleta e permite o monitoramento no local de treinamento, com um alcance máximo de transmissão de 70 m, com resultados muito satisfatórios quanto a aquisição dos dados, sendo ainda pequeno (37x49x20 mm) e leve (40 g). Tornando-o uma alternativa versátil para o auxílio de atletas e treinadores durante o treinamento, aperfeiçoamento da técnica e como ferramenta de auxílio na pesquisa na área de educação física.

Palavras-chave: Acelerômetros, giroscópios, sensoriamento esportivo, instrumentação virtual, comunicação sem fio, realimentação em tempo real.

Abstract

Although there are several technological tools to aid the training in sports, most of them are high cost solutions and generally very specific to a particular sport, which hinders the diffusion of such technologies. This paper proposes the development of a low cost non-invasive microcontroller Sport Activities Monitoring System (SAMS) prototype, based on acceleration and rotation microelectromechanical sensors (MEMs) for obtaining biomechanical data during training in athletes, without leave the natural environment of their activities. The sensors signals are wireless transmitted from the SAMS to the computer in order to process the data, by an easy and intuitive program interface developed in LabVIEW®. This software saves and displays real time data information in a graphic form. The field tests were made by stationary bike in the laboratory of Instrumentation for Biomechanics, at the Faculty of Physical Education in the Campinas University (UNICAMP) in Brazil, and in a cycle track in Americana city. This prototype is easy to attach to the athlete and allows the training monitoring, with a maximum transmission range of 70 m, with very satisfactory data acquisition results, although small size (37x49x20 mm) and lightweight (40 g). Making it a versatile alternative to aid athletes and coaches during the training, allowing technique refinement. This system is also a suitable tool for physical education research area.

Keywords: Accelerometer, gyroscope, sport monitoring, virtual instrumentation, wireless communication, Real Time Feedback.

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Fabiano Fruett, sou grato pela orientação.

Aos professores Sergio Augusto Cunha e Luiz Eduardo Barreto pela amabilidade, orientação e colaboração durante os testes em campo do protótipo.

À Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP, pela oportunidade da realização do curso.

A minha família e minha namorada pelo apoio durante esta jornada.

Ao Vitor Garcia pelas sugestões, colaboração e amizade, além da doação do celular utilizado como carregador de baterias.

A Fernanda Lattes pelo interesse no projeto e colaboração durante os testes em campo do protótipo.

Aos ciclistas Carlos Eduardo Zunino e Gabriel Pattaro pela sua colaboração nos testes do SM-MAE.

Ao Diego Melo e ao Alvaro Uribe, meus melhores amigos colombianos dentro da UNICAMP.

Aos colegas do laboratório LSM.

A Freescale pelas amostras dos sensores de aceleração e dos microcontroladores.

Ao programa de cooperação com as universidades da InvenSense pelas amostras dos sensores de giro.

Ao Senhor Osmar Ferraz da empresa Tecnoplaca de Campinas, pela amabilidade e colaboração fornecendo o contato da empresa que poderia realizar o serviço de solda especializado.

Ao Senhor Inácio Hercules de Souza da empresa Giezfea de São Paulo, pela soldagem dos circuitos com encapsulamento QFN e LQFP do protótipo.

A todos aqueles que não foram citados, mas que colaboraram para a realização deste trabalho.

O presente trabalho foi realizado com o apoio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq - Brasil, através dos projetos NAMITEC e Universal nº 481412/2008-5.

*Aos meus pais, Duban e Dalila;
a meu irmão, Brandal;
e a minha namorada Carolina.*

Sumário

Lista de Figuras	xiii
Lista de Tabelas	xix
Lista de Símbolos e Grandezas	xxiii
Glossário	xxv
1 Introdução	1
1.1 Apresentação do problema	3
1.2 Objetivos	3
1.3 Abordagem do problema	3
1.4 Estruturação da dissertação	4
2 Revisão de Literatura	5
2.1 Trabalhos relacionados	5
2.1.1 <i>Inertial Measurement Unit</i> - IMU	6
2.1.2 Aplicações no esporte	7
2.1.3 Aplicações no entretenimento	10
2.1.4 Aplicações na reabilitação	11
2.2 Sensores	13
2.2.1 Acelerômetros	15
2.2.2 Acelerômetros comerciais	17
2.2.3 Giroscópios (MEMs)	17
2.2.4 Giroscópios comerciais	19
2.3 Microcontroladores	20
2.4 Comunicação sem fio	21
2.4.1 Aplicações das redes sem fio	22
2.4.2 <i>Zigbee</i> TM	23
2.4.3 <i>Bluetooth</i> [®]	24
2.4.4 Comparação <i>Wi-Fi</i> TM , <i>Bluetooth</i> [®] e <i>Zigbee</i> TM	25
2.4.5 Circuitos e módulos de rádio frequência	25
2.5 Conclusões do capítulo	26

3	Desenvolvimento de <i>Hardware e Software</i>	27
3.1	Microcontrolador	29
3.2	Sensores	31
3.2.1	Acelerômetros MMA7260 e MMA7261	32
3.2.2	Placas de teste para acelerômetros	34
3.2.3	Giroscópios IDG-300 e IDG-1004	36
3.2.4	Placas de teste para giroscópios	38
3.3	Módulos XBee/Xbee-Pro	39
3.4	Fonte de alimentação	43
3.5	SACTAG	46
3.5.1	Configurações	48
3.5.2	Interligação das placas dos acelerômetros com o DAQ	49
3.5.3	Calibração dos acelerômetros	50
3.5.4	Sistema de deslocamento linear	52
3.5.5	Interligação das placas dos giroscópios com o DAQ	53
3.5.6	Sistema de rotação	54
3.6	ZSTAR	56
3.7	SM-MAE	60
3.8	Lista e Material	68
3.9	Conclusões do capítulo	70
4	Resultados Experimentais	73
4.1	SACTAG	73
4.1.1	Calibração	73
4.1.2	Deslocamento	76
4.2	ZSTAR	84
4.3	SM-MAE	86
4.3.1	Testes em bicicleta estacionária	86
4.3.2	Testes no velódromo	92
4.4	Conclusões do capítulo	95
5	Conclusões Finais	99
5.1	Sugestões para trabalhos futuros	100
	Referências bibliográficas	100
	Apêndices	105
A	Sequências de atuação <i>full-step</i> e <i>half-step</i> para motor de passo unipolar	107
B	Programa implementado no LabVIEW® para o SACTAG	109
C	Programa implementado no LabVIEW® para o LSM-ZSTAR	119
D	<i>Firmware</i> no microcontrolador do SM-MAE	125

E Programa implementado no LabVIEW® para o SM-MAE	133
F Artigo publicado na IEEE International Conference on Electronic Measurement and Instruments ICEMI, Agosto, 2009, Beijing - China	137
G Fotos dos testes em campo	143

Lista de Figuras

2.1	Estrutura e módulo sensor desenvolvido por J. Wang [10].	6
2.2	Sistema IMU [12].	6
2.3	Componentes do sistema de aquisição [4].	7
2.4	Aceleração de um atleta correndo a velocidade de 13 km/h [4].	7
2.5	Diagrama de fluxo do processamento [4].	8
2.6	Plataforma de aceleração para remo [13].	8
2.7	Aceleração armazenada durante uma atividade de remo [13].	9
2.8	Sistema de coordenadas do <i>logger device</i> [6].	9
2.9	Acelerações no pulso do nadador nos três eixos para o nado livre e peito [6].	10
2.10	Velocidade angular no pulso do nadador nos três eixos para o nado livre e peito [6].	11
2.11	Sistema de realimentação para tênis de mesa [7].	11
2.12	Diagrama de blocos do sistema [15].	12
2.13	Aplicações do sistema de reconhecimento de movimentos [15].	12
2.14	Sistema multisensor com <i>Bluetooth</i> [®] [17].	12
2.15	Classificação de atividades [17].	13
2.16	Aplicação de IMU em <i>Wearable Robotics</i> [11].	13
2.17	Domínios dos sensores microeletrônicos [18].	14
2.18	O sensor dentro de uma aplicação de medição [13].	14
2.19	Estrutura e esquemático do acelerômetro.	15
2.20	Modelo e estrutura do <i>Comb-Drive</i>	16
2.21	Aplicações dos acelerômetros segundo o range de operação [23].	17
2.22	Esquemático e <i>layout</i> do giroscópio de massa vibratória.	18
2.23	Eixos de rotação dos giroscópios [24].	19
2.24	Exemplo de monitoramento esportivo [5].	22
2.25	Topologias para uma rede <i>Zigbee</i> TM [30].	24
2.26	Logótipos das diferentes tecnologias <i>Wi-Fi</i> TM , <i>Zigbee</i> TM e <i>Bluetooth</i> [®] [26].	25
2.27	Digi XBee <i>Zigbee</i> TM RF Modules [27].	26
3.1	Aplicação com DAQ e LabVIEW [®] baseado em [34].	28
3.2	Família de microcontroladores S08QE [37].	29
3.3	Placa DEMOQE e programa de desenvolvimento <i>CodeWarrior</i> da Freescale.	31
3.4	Resposta do sensor de temperatura [42].	31
3.5	Diagrama funcional simplificado do MMA7260/1 [21].	32
3.6	Aceleração dinâmica e estática medida pelo acelerômetro de forma ideal [21].	33

3.7	PCB e esquemático da placa de teste do acelerômetro.	34
3.8	<i>Layout</i> da placa de teste dos acelerômetros.	35
3.9	“Tic Tac” Sensor MMA7261QT.	35
3.10	Diagrama funcional simplificado do IDG-300 [47].	36
3.11	Orientação dos eixos de rotação dos giroscópios IDG-300/1004 [48] [47].	37
3.12	Orientação dos eixos do giroscópio com relação ao PCB [49].	37
3.13	PCB e esquemático da placa de teste do giroscópio.	38
3.14	<i>Layout</i> da placa de teste do giroscópio.	39
3.15	Módulo Xbee e Xbee-Pro da Digi.	40
3.16	Diagrama de transmissão de dados com módulos RF XBee [52].	41
3.17	<i>Bits</i> a serem transmitidos pela UART através do módulo RF [52].	41
3.18	Placa de interface USB-RogerCom com e sem módulo Xbee.	42
3.19	Programação com comandos AT ou com o programa X-CTU [52].	42
3.20	Baterias de lítio da série CR [54].	43
3.21	Baterias recarregáveis <i>Lithium Prismatic</i>	44
3.22	Fonte de alimentação e carregador SM-MAE.	45
3.23	Diagrama em blocos do SACTAG.	46
3.24	Esquema geral do DAQ [57].	47
3.25	Diagrama de transição de estados do SACTAG.	47
3.26	Imagem do Painel Frontal do SACTAG.	48
3.27	Imagem da aba configuração no Painel Frontal.	49
3.28	Imagem da aba salvar no Painel Frontal.	50
3.29	Esquemático do Acelerômetro.	50
3.30	Orientação dos eixos do acelerômetro para o SACTAG.	51
3.31	Posições para calibração do acelerômetro.	51
3.32	Imagem da aba calibração no painel frontal.	51
3.33	Mesa de deslocamento linear ou <i>Shaker</i>	52
3.34	Circuito esquemático da interligação do motor DC.	52
3.35	Circuito esquemático para leitura da frequência do motor DC.	53
3.36	Imagem do circuito óptico do frequencímetro.	53
3.37	Imagem da aba deslocamento no painel frontal.	54
3.38	Interligação da placa do giroscópio com o DAQ.	54
3.39	Dados do fabricante do motor de passo KTC-HT23-400.	55
3.40	Interligação unipolar do motor de passo KTC-HT23-400.	55
3.41	Esquemático do motor de passo.	56
3.42	Imagem da aba rotação no painel frontal.	56
3.43	Placa ZSTAR DEMO da Freescale.	57
3.44	Imagem do Painel Frontal do VI LSM-ZSTAR.	57
3.45	Diagrama de estados do VI LSM-ZSTAR.	58
3.46	Orientação dos eixos do acelerômetro para o LSM-ZSTAR.	59
3.47	Posições para calibração da placa ZSTAR.	59
3.48	Sistema de fixação da placa ZSTAR.	59
3.49	Diagrama em blocos do protótipo SM-MAE.	60
3.50	Placas do sistema SM-MAE.	60

3.51	Placa móvel SM-MAE.	61
3.52	Esquemático do SM-MAE.	62
3.53	<i>Layout</i> do PCB do SM-MAE.	63
3.54	Circuito para teste e <i>debug</i> do SM-MAE.	63
3.55	Diagrama de fluxo do <i>firmware</i> SM-MAE.	64
3.56	Interface do <i>software</i> do SM-MAE.	65
3.57	Diagrama de estados da interface de usuário do SM-MAE.	66
3.58	Fixação do SM-MAE.	67
3.59	Eixos e rotações do SM-MAE.	67
3.60	Posições para calibração da placa SM-MAE.	67
3.61	Interface gráfica com placa base.	67
4.1	Primeira posição do processo de calibração.	74
4.2	Segunda posição do processo de calibração.	75
4.3	Terceira posição do processo de calibração.	76
4.4	Sensor montado na mesa de deslocamento linear.	76
4.5	Teste nº 1 - Aceleração 3D com <i>range</i> em $\pm 1,5$ G.	77
4.6	Análise do espectro do sinal da aceleração 3D do teste nº 1.	77
4.7	Teste nº 2 - Aceleração 3D com <i>range</i> em ± 6 G.	78
4.8	Aceleração no eixo X dos testes nº 1 e 2, medida com o acelerômetro em <i>ranges</i> diferentes.	78
4.9	Aceleração no eixo X com filtro <i>Smooth</i> de 100 pontos para o teste nº 1 e 2.	79
4.10	Teste nº 3 - Análise do espectro do sinal da aceleração 3D.	79
4.11	Teste nº 3 - Sinal da aceleração 3D sem filtrar.	80
4.12	Teste nº 3 - Sinal da aceleração 3D com filtro passa-baixa em 20 Hz.	80
4.13	Teste nº 3 - Frequência do motor e aceleração centrípeta calculada.	81
4.14	Plataforma de deslocamento com plástico com bolhas em baixo do sensor.	82
4.15	Teste nº 4 - Sinal da aceleração 3D.	82
4.16	Teste nº 4 - Sinal da aceleração 3D com filtro passa-baixa em 20 Hz.	82
4.17	Teste nº 4 - Sinal da aceleração 3D com filtro Savitzky-Golay FIR <i>smoothing</i>	83
4.18	Teste nº 3 - Sinal da aceleração, e informação da velocidade e do deslocamento obtidos através do processamento do sinal de aceleração.	84
4.19	Fixação do sensor ZSTAR nos testes em bicicleta.	85
4.20	Teste nº 1 - Sinal da aceleração 3D da coxa.	85
4.21	Teste nº 2 - Sinal da aceleração 3D do tornozelo.	85
4.22	Bicicleta utilizada para os testes do SM-MAE.	86
4.23	Teste nº 1 - Posicionamento do SM-MAE na coxa.	87
4.24	Teste nº 1 - Aceleração 3D na coxa.	87
4.25	Teste nº 1 - Velocidade angular 3D na coxa.	87
4.26	Teste nº 1 - Temperatura do SM-MAE.	88
4.27	Teste nº 2 - Posicionamento do sensor no tornozelo.	88
4.28	Teste nº 2 - Aceleração 3D no tornozelo.	88
4.29	Teste nº 2 - Velocidade angular 3D no tornozelo.	89
4.30	Teste nº 2 - Temperatura SM-MAE.	89

4.31	Teste nº 3 e 4 - Posicionamento do sensor no tornozelo.	89
4.32	Teste nº 3- Aceleração 3D no tornozelo.	90
4.33	Teste nº 3 - Velocidade angular 3D no tornozelo.	90
4.34	Teste nº 3 - Temperatura do SM-MAE.	90
4.35	Teste nº 4 - Aceleração 3D no tornozelo.	91
4.36	Teste nº 4 - Velocidade angular 3D no tornozelo.	91
4.37	Teste nº 4 - Temperatura do sensor SM-MAE.	91
4.38	Teste nº 4 - Detalhe da aceleração no eixo X e a velocidade angular Z (<i>yaw</i>).	92
4.39	Teste nº 1 - Posicionamento do sensor no tornozelo para os testes do velódromo.	92
4.40	Teste nº 1 - Aceleração 3D.	93
4.41	Teste nº 1 - Velocidade angular 3D.	93
4.42	Teste nº 1 - Temperatura do sensor SM-MAE.	93
4.43	Teste nº 2 - Aceleração 3D.	94
4.44	Teste nº 2 - Velocidade angular 3D.	94
4.45	Teste nº 2 - Temperatura do sensor SM-MAE.	94
4.46	Teste nº 3 - Aceleração 3D no tornozelo.	95
4.47	Teste nº 3 - Velocidade angular 3D no tornozelo.	95
4.48	Teste nº 3 - Temperatura do sensor SM-MAE.	95
4.49	Batimentos cardíacos medidos com um monitor da Polar.	96
4.50	Leitura do GPS.	96
B.1	Estado - Condições Iniciais	110
B.2	Estado - Condições Iniciais - Sequência.	110
B.3	Estado - Stand By	111
B.4	Estado - Configuração de Canais	111
B.5	Estado - Configuração de Amostras.	112
B.6	Estado - Inicialização.	112
B.7	Estado - Leitura dos Controles da Tela.	113
B.8	Estado - Leitura dos Controles da Tela.	113
B.9	Estado: Deslocamento	114
B.10	Estado - Deslocamento	114
B.11	Estado - Calibração	115
B.12	Estado - Processamento.	116
B.13	Estado - Salvar Dados	116
B.14	Estado - Condição de Parada	117
C.1	Estado - Configuração Porta	119
C.2	Estado - Condições iniciais	120
C.3	Estado - Comunicação <i>handshake</i>	120
C.4	Estado - Comunicação extendida <i>handshake</i>	120
C.5	Estado - Sensibilidade.	121
C.6	Estado - Calibração.	121
C.7	Estado - Leitura de dados.	121
C.8	Estado: Processamento	122

C.9	Estado - Salvar dados	122
C.10	Estado - Leitura controles	122
C.11	Estado - Condição de parada.	123
E.1	Estado - Configuração de porta	133
E.2	Estado - Eventos	134
E.3	Estado - Configuração da MCU	134
E.4	Estado - Leitura de dados	134
E.5	Estado - Calibração	135
E.6	Estado - Processamento	135
E.7	Estado - Salvar dados	135
E.8	Estado - Parada	136
G.1	Velódromo Americana.	143
G.2	Velódromo Americana.	144
G.3	Velódromo Americana.	144
G.4	Velódromo Americana.	145
G.5	Velódromo Americana.	145

Lista de Tabelas

2.1	Especificações do <i>data logger device</i> [6].	9
2.2	Comparação entre acelerômetros comerciais.	18
2.3	Comparação entre giroscópios.	20
2.4	Comparação entre microcontroladores.	21
2.5	Características dos padrões de comunicação sem fio [31].	25
3.1	Sensibilidades dos acelerômetros MMA7260QT e MMA7261QT.	33
3.2	Sensibilidade cruzada em relação ao ângulo de desalinhamento [49].	38
3.3	Especificações dos módulos XBee/XBee-PRO.	40
3.4	Parâmetros configurados nos módulos XBee/XBee-PRO.	43
3.5	Características das baterias de lítio de 3V [53] [54].	44
3.6	Características das baterias recarregáveis <i>Lithium Prismatic</i> [54].	44
3.7	Consumos de corrente dos módulos XBee/XBee-Pro.	45
3.8	Consumos de corrente dos circuitos que compõem o SM-MAE.	45
3.9	Especificações da placa móvel do SM-MAE.	61
3.10	Componentes da placa ortogonal de giro do SM-MAE.	68
3.11	Componentes da placa principal do SM-MAE.	69
3.12	Custos dos circuitos que compõem o SM-MAE.	70
4.1	<i>Offsets</i> resultantes do processo de calibração em [m/s ²].	73
4.2	<i>Offsets</i> resultantes do processo de calibração em [G].	74
4.3	Dados estatísticos da primeira posição de calibração em [G].	74
4.4	Dados estatísticos da segunda posição de calibração em [G].	75
4.5	Dados estatísticos da terceira posição de calibração em [G].	75
4.6	Comparação dos eixos Y e Z do teste nº 1 e da primeira posição de calibração.	77
A.1	Atuação <i>full-step</i> com uma bobina para motor de passo unipolar.	107
A.2	Atuação <i>full-step</i> com duas bobinas para motor de passo unipolar.	108
A.3	Atuação <i>half-step</i> para motor de passo unipolar.	108

Lista de Símbolos e Grandezas

$\vec{S}_{A,n}$	- Vetor de deslocamento da massa do acelerômetro
$K_{A,n}$	- Fator de escala do acelerômetro
\vec{a}	- Vetor de aceleração
\vec{g}	- Vetor de aceleração da gravidade
\vec{n}	- Vetor normal
$O_{A,n}$	- <i>Offset</i> do acelerômetro
d_{act}	- Direção da oscilação da massa de prova do giroscópio
d_c	- Deslocamento ortogonal da massa de prova do giroscópio
f_C	- Força de Coriolis
m	- Massa vibratória do giroscópio
\vec{v}	- Vetor de velocidade linear instantânea da massa do giroscópio
$\vec{\omega}$	- Vetor de velocidade angular do do giroscópio
V_T	- Tensão correspondente à temperatura lida pelo canal ADC do microcontrolador
V_{T25}	- Tensão do sensor de temperatura para 25°C @3 V
n	- Parâmetro de ajuste da inclinação da temperatura em V/°C
V_{bat}	- Tensão de alimentação da bateria
B_{gADC}	- Tensão de <i>bandgap</i>
θ	- Erro de orientação
f_s	- Frequência de amostragem
A_c	- Aceleração centrípeta
r	- Raio da haste ao centro de rotação do motor DC
f	- Frequência do motor DC
π	- Razão entre o comprimento e o diâmetro de uma circunferência
A_x	- Aceleração linear no eixo X
A_y	- Aceleração linear no eixo Y
A_z	- Aceleração linear no eixo Z
V_x ou <i>Roll</i>	- Velocidade angular em torno de eixo X
V_y ou <i>Pitch</i>	- Velocidade angular em torno de eixo Y
V_z ou <i>Yaw</i>	- Velocidade angular em torno de eixo Z

s	- Tempo - segundo
h	- Tempo - hora
Hz	- Frequência - hertz
m	- Comprimento - metro
B	- Capacidade de armazenamento - <i>byte</i>
b	- Capacidade de armazenamento - <i>bit</i>
g	- Massa - grama
°C	- Temperatura - grau Celsius
G	- Aceleração da gravidade, aproximadamente constante, igual a $9,806 \text{ m/s}^2$
A	- Corrente elétrica - ampere
V	- Tensão elétrica - volt
Ω	- Resistência elétrica - ohm
F	- Capacitância - farad
°	- Angulo plano - grau ($1^\circ = \pi/180 \text{ rad}$)
W	- Potência - watts
dBm	- Potência - decibéis com relação a uma potência padrão de 1 mW
mAh	- Capacidade - miliampere hora
m/s^2	- Aceleração - metro por segundo ao quadrado
km/h	- Velocidade - quilômetro por hora
m/s	- Velocidade - metro por segundo
°/s	- Velocidade angular - grau por segundo
kbps	- Velocidade de transmissão de dados - quilobit por segundo kbps ou kb/s
kB/s	- Velocidade de transmissão de dados - kilobyte por segundo
Ms/s	- Velocidade de transmissão de dados - <i>megasamples</i> por segundo
mV/G	- Sensibilidade do acelerômetro - milivolt por aceleração da gravidade
$\text{mV}/^\circ/\text{s}$	- Sensibilidade do giroscópio - milivolts por grau por segundo
$\text{mV}/^\circ\text{C}$	- Sensibilidade Sensor de temperatura - milivolts por grau Celsius

Glossário

QFN	- <i>Quad Flat No Leads Package</i>
LQFP	- <i>Low Profile Quad Flat Package</i>
MEMs	- <i>Microelectromechanical Systems</i>
SiP	- <i>System In a Packaging</i>
SoC	- <i>System On a Chip</i>
DAQ	- <i>Data Acquisition</i>
SACTAG	- <i>Sistema de Aquisição, Calibração e Teste de Acelerômetros e Giroscópios</i>
SM-MAE	- <i>Sistema Microcontrolado para Monitoramento de Atividades Esportivas</i>
ZSTAR	- <i>Wireless Sensing Triple Axis Reference Design</i>
IMU	- <i>Inertial Measurement Unit</i>
RF	- <i>Radio Frequency</i>
GUI	- <i>Graphics User Interface</i>
RTD	- <i>Resistance Temperature Detection</i>
CCD	- <i>Charge-Copled Devices</i>
GPS	- <i>Global Positioning System</i>
HDD	- <i>Hard Disk Drive</i>
PCB	- <i>Printed Circuit Board</i>
LFCSP	- <i>Lead Frame Chip Scale Package</i>
LGA	- <i>Land Grid Array Package</i>
BGA	- <i>Ball Grid Array Package</i>
C-QFN	- <i>Ceramic Quad Flat Non-Leaded Package</i>
ADC	- <i>Analog-to-Digital Converter</i>
SCI	- <i>Serial Communications Interface</i>
SPI	- <i>Serial Peripheral Interface</i>
IIC	- <i>Inter-Integrated Circuit</i>
USB	- <i>Universal Serial Bus</i>
WPAN	- <i>Wireless Personal Area Network</i>
WLAN	- <i>Wireless Local Area Network</i>
WMAN	- <i>Wireless Metropolitan Area Networks</i>
WWAN	- <i>Wireless Wide Area Networks</i>
IrDA	- <i>Infrared Data Association</i>

PDA	- <i>Personal Digital Assistant</i>
ISM	- <i>Industrial, Scientific and Medical</i>
O-QPSK	- <i>Offset Quadrature Phase Shift Keying</i>
BPSK	- <i>binary phase shift keying</i>
OSI	- <i>Open Systems Interconnection</i>
FFD	- <i>Full Function Device</i>
RFD	- <i>Reduced Function Device</i>
GPRS	- <i>General Packet Radio Service</i>
GSM	- <i>Global System for Mobile Communications</i>
CDMA	- <i>Code Division Multiple Access</i>
RTT	- <i>Radio Transmission Technology</i>
GPIO	- <i>General Purpose Interface Bus</i>
VI	- <i>Virtual instruments</i>
BDM	- <i>Background Debug Mode</i>
TPM	- <i>Timer/Pulse-Width Modulator</i>
RTC	- <i>Real-time Counter</i>
KBI	- <i>Keyboard Interrupt</i>
ASIC	- <i>Application Specific Integrated Circuit</i>
DIP	- <i>Dual In-Line Packages</i>
SMD	- <i>Superficial Mounting Device</i>
EEPROM	- <i>Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
RoHS	- <i>Restriction of Certain Hazardous Substances</i>
UART	- <i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
API	- <i>Application Programming Interface</i>
PSRR	- <i>Power Supply Rejection Ratio</i>
LDO	- <i>Low Drop Out Regulator</i>
RSE	- <i>Referenced Single-Ended</i>
NRSE	- <i>Non-Referenced Single-Ended</i>
PFI	- <i>Programmable Function Interface</i>
PWM	- <i>Pulse Width Modulation</i>
CW	- <i>Clockwise</i>
CCW	- <i>Counterclockwise</i>
IIR	- <i>Infinite Impulse Response</i>
PP	- <i>Placa Principal</i>
POG	- <i>Placa Ortogonal de Giro</i>

Capítulo 1

Introdução

Não é segredo que a prática do esporte de maneira regular traz inúmeros benefícios à saúde física, como por exemplo, o controle do colesterol e da gordura, o controle mental e o aumento no nível de concentração e de memória; melhorando a qualidade de vida das pessoas. Entretanto, a prática incorreta dos exercícios traz risco à saúde, podendo causar por exemplo lesões musculares [1], [2].

Na atualidade, com o desenvolvimento da eletrônica e em especial dos sensores microeletrônicos e microeletromecânicos, os quais são cada vez menores, com baixo consumo de potência e com custo reduzido, possibilitam a aplicação direta nos esportes, exemplos: células de carga, microfones, câmeras, acelerômetros e giroscópios [3]. Alguns dos parâmetros cinemáticos que podem ser monitorados com o uso de sensores de aceleração e giro são a aceleração linear e a velocidade angular, e através do tratamento destas informações podemos obter além da velocidade e do deslocamento linear, os ângulos de rotação durante a prática esportiva ou treinamento.

O desenvolvimento do *fitness* e a estimação da performance humana em atletas de alto nível requerem o conhecimento de muitos fatores fisiológicos. No qual a grande maioria dos métodos para a estimação destes fatores requerem que o atleta fique restrito ao laboratório ou faça uma interrupção periódica da atividade, para, por exemplo, tirar amostras do sangue [4]. A performance depende do ambiente no qual é monitorada, ou seja, a performance de um atleta estudado em condições de laboratório é ligeiramente diferente da obtida no campo ou local de atuação [5].

Nos últimos anos tem-se começado a utilizar novas tecnologias para tentar obter informações no próprio ambiente onde a atividade esportiva é desenvolvida. Yuji Ohgi [6] desenvolveu um protótipo eletrônico usando acelerômetros e giroscópios para medir a aceleração e a velocidade em nadadores, e relacionou os dados obtidos com as características do movimento.

Arnold Baca e Philipp Kornfeind [7] trabalharam em sistemas de aquisição de dados com realimentação em tempo real, com sensores e dispositivos embutidos dentro do equipamento esportivo, para obter informações biomecânicas, fisiológicas ou cognitivas do exercício.

Os avanços tecnológicos têm possibilitado uma diminuição no tamanho dos dispositivos eletrônicos, além do desenvolvimento de novos padrões na comunicação sem fio, tais como *Bluetooth*[®] e *Zigbee*[™] como plataformas sem fio para redes de sensores, as quais podem ser largamente utilizadas na saúde e nos esportes [5].

Outro fator importante a se levar em conta é que os sistemas com realimentação imediata podem colaborar com o condicionamento da técnica do esportista e prover uma motivação positiva [5]; outro fato é que uma realimentação apropriada melhora significativamente a aquisição e análise das habilidades motoras e conseqüentemente a realimentação é o maior fator na melhoria da performance no esporte [8].

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um protótipo eletrônico de baixo custo, baseado no uso de sensores MEMs (*Microelectromechanical Systems*) de aceleração e rotação, que permitam obter informações cinemáticas do esportista, monitorá-lo durante o treinamento ou na atividade física normal, e realimentar informações quantitativas úteis, tanto para esportistas quanto para treinadores.

A realimentação permitirá a visualização dos dados obtidos na tela de um *laptop*, visando um treinamento mais eficiente, com uma ferramenta portátil que ajude tanto no aprendizado e no aperfeiçoamento da técnica, quanto na melhoria do desempenho do atleta.

Nosso protótipo poderá ser adaptado para diferentes esportes ou atividades, mudando basicamente a programação da interface e mantendo o mesmo *hardware*, o qual o torna altamente versátil e atualizável, podendo chegar a ser utilizado até mesmo para acompanhamento de terapias de reabilitação mediante o desenvolvimento de uma interface dedicada para esta tarefa.

Nosso protótipo será inicialmente adaptado para o ciclismo, onde as informações coletadas pelo protótipo poderão ser processadas mediante algoritmos para extrair as características da pedalada, a partir do posicionamento do sensor em diferentes segmentos corporais, tais como a coxa e o tornozelo.

Já que este projeto de pesquisa baseia-se na aplicação das novas tecnologias presentes nos sensores microeletrônicos, na área dos esportes, em uma abordagem interdisciplinar; a metodologia a ser utilizada será basicamente do tipo experimental com um enfoque quantitativo. Esta abordagem permitirá que os dados obtidos possam ser facilmente comparados entre diferentes indivíduos. O trabalho será desenvolvido no Laboratório de Sensores Microeletrônicos (LSM) da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Para os testes em campo contamos com a cooperação do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB) da Faculdade de Educação Física (FEF) da mesma universidade, na qual o protótipo será testado.

Finalmente, por se tratar de um assunto multidisciplinar com aplicação prática, desejamos que o sistema possa resultar em uma ferramenta de baixo custo para o treinamento e para futuros trabalhos de pesquisa em uma área ainda pouco explorada no país.

1.1 Apresentação do problema

Apesar de existirem várias ferramentas tecnológicas para o auxílio do treinamento esportivo, tais como informação de vídeo, treinamento em ambientes virtuais, plataformas e transdutores de força, plataformas vibratórias, sistemas inerciais, sistemas de acompanhamento dos movimentos dos olhos, monitores cardíacos, entre outros [8], a maioria são soluções de alto custo e geralmente específicas para um esporte em particular o qual dificulta a difusão de tais tecnologias no país.

1.2 Objetivos

Objetivo Geral: Desenvolver um protótipo de um sistema microeletromecânico de baixo custo, baseado em sensores de aceleração e giro para uso em atividades esportivas.

Objetivos específicos:

- Implementar um sistema microeletromecânico com o menor tamanho possível e que possua comunicação sem fio, para não limitar os movimentos naturais do atleta.
- Prover uma realimentação visual imediata dos dados no programa de interface, durante o treinamento.
- Implementar um sistema que possa ser adaptado para uma variedade de esportes ou atividades mudando basicamente a programação da interface e mantendo o mesmo *hardware*.
- Apresentar dados processados que ajudem tanto na aprendizagem e no aperfeiçoamento da técnica, como na melhoria do desempenho.
- Disponibilizar uma ferramenta para treinamento e pesquisa desportiva.
- Adquirir destrezas e conhecimentos necessários para o desenvolvimento de ferramentas de *hardware* e *software*.
- Adquirir conhecimento a partir do desenvolvimento com sensores microeletromecânicos discretos para, em um futuro trabalho, gerar protótipos que integrem sensores e processamento de informação que estejam no mesmo encapsulamento SiP (*System in a Packaging*) ou em um mesmo *chip* SoC (*System on a Chip*).

1.3 Abordagem do problema

O desenvolvimento desta pesquisa utiliza uma metodologia de tipo experimental com uma abordagem quantitativa e pode ser resumida através da abordagem de quatro componentes principais:

1. Revisão contínua de bibliografia da área de interesse assim como estudo e caracterização dos sensores de aceleração e giro.
2. Desenvolvimento do *hardware* e do *software* de um Sistema de Aquisição, Calibração e Teste para Acelerômetros e Giroscópios (SACTAG) utilizando *Data Acquisition* (DAQ) para testes em laboratório.
3. Desenvolvimento do *hardware* e do *software* do Sistema Microcontrolado para Monitoramento de Atividades Esportivas (SM-MAE) baseado em sensores microeletromecânicos de aceleração e giro.
4. Testes em campo do protótipo.

1.4 Estruturação da dissertação

Esta dissertação de mestrado é estruturada em cinco capítulos.

O capítulo I apresenta uma introdução do trabalho junto com os objetivos, apresentação e abordagem do problema de estudo.

O capítulo II apresenta uma revisão de trabalhos relacionados; conceitos básicos sobre os sensores utilizados, comunicação sem fio e dispositivos eletrônicos relacionados com a área de pesquisa, permitindo assim contextualizar ao leitor com o problema em estudo.

O capítulo III apresenta todos os desenvolvimentos tanto de *hardware* quanto de *software*, detalhando os sensores utilizados, o Sistema de Aquisição, Calibração e Teste de Acelerômetros e Giroscópios (SACTAG), o sistema *Wireless Sensing Triple Axis Reference Design* (ZSTAR) da Freescale e o protótipo do Sistema Microcontrolado para Monitoramento de Atividades Esportivas (SM-MAE) baseado em sensores microeletromecânicos de aceleração e giro.

O capítulo IV sintetiza os principais resultados obtidos com o SACTAG no laboratório e com o ZSTAR e o SM-MAE após a realização de testes em laboratório e em campo.

Finalmente, o capítulo V apresenta as conclusões do trabalho, obedecendo à metodologia e aos objetivos propostos inicialmente. Também são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros baseadas na informação e conhecimento adquirido durante o desenvolvimento deste trabalho.

Capítulo 2

Revisão de Literatura

Neste capítulo apresentamos uma revisão bibliográfica dos trabalhos relacionados a instrumentação desportiva. Na sequência apresentamos uma revisão dos sensores utilizados, a comunicação sem fio e os microcontroladores, incluindo algumas comparações entre dispositivos eletrônicos comerciais. No final do capítulo são apresentadas as conclusões da revisão.

2.1 Trabalhos relacionados

Com o objetivo de facilitar a leitura, a revisão dos trabalhos relacionados foi dividida em quatro seções: começando com IMU (*Inertial Measurement Unit*) e captura de movimento, seguido de trabalhos com aplicações dos sensores inerciais (aceleração e giro), em diferentes cenários como o esporte, o entretenimento e a reabilitação.

Os trabalhos que utilizam vídeo de alta velocidade não fazem parte desta revisão pois fogem de nossa área de interesse, contudo é importante citar que a utilização de vídeo de alta velocidade e computadores para o processamento da informação em tempo real vem sendo aplicado à análise das atividades esportivas desde meados da década de 80 como afirma Perry [9] no seu artigo de 1990, no qual ele já afirmava que não há substituto para a ciência e a tecnologia para melhorar a performance atlética, exceto as drogas, mas as drogas não são permitidas.

Chi et al. [3] apresenta algumas tendências interessantes da computação onipresente (*pervasive computing*) na qual os pesquisadores estão trabalhando em três grandes áreas: a performance atlética que abrange a área de reabilitação e prevenção de lesões; o lazer e o entretenimento; e como a tecnologia afeta as regras dos esportes. Segundo o mesmo Chi a questão hoje não é instrumentar tudo no corpo humano, mas entender qual sensor é o mais apropriado e como ele deve ser utilizado.

2.1.1 Inertial Measurement Unit - IMU

As unidades de medição inerciais em 3D IMU (*Inertial Measurement Unit*) contém, três sensores (cada um com três eixos ou 3D): Acelerômetro 3D, Giroscópio 3D e Sensor magnético 3D [10] (Ver Figura 2.1(b)). Sendo comum o seu uso para localização e sistemas de controle como apresentado na Figura 2.1(a). Devido ao grande avanço e popularização da tecnologia MEMs e também nas comunicações sem fio, as IMUs atualmente proporcionam uma alternativa de baixo custo para captura de movimento nos esportes [11].

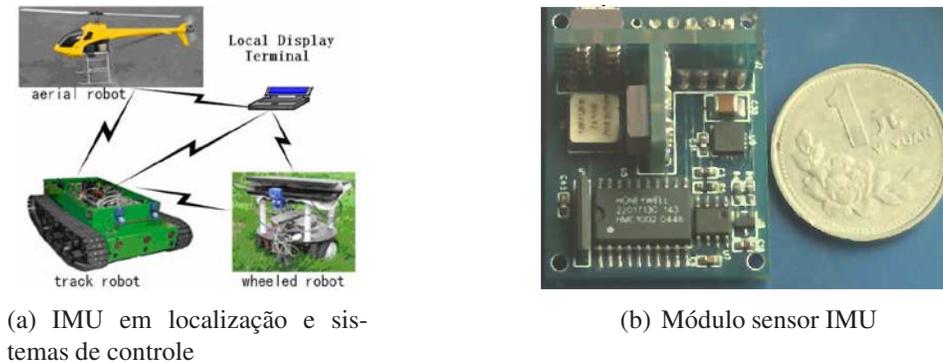


Figura 2.1: Estrutura e módulo sensor desenvolvido por J. Wang [10].

Aylward et al. [12] desenvolveu um sistema IMU para capturar informação expressiva de gestos de dançarinos durante o aquecimento. O sistema captura informação em tempo real e incorpora comunicação RF (*Radio Frequency*). A Figura 2.2 apresenta o *hardware* desenvolvido incluindo a bateria.



Figura 2.2: Sistema IMU [12].

2.1.2 Aplicações no esporte

Wixted et al. [4] utilizou acelerômetros MEMs triaxiais da Analog Device (ADXL202E) para medir o gasto de energia em atletas de elite, proporcionando um método alternativo ao tradicional monitoramento de vídeo. O trabalho de Wixted. baseia-se na relação existente entre a energia gasta na caminhada e o movimento vertical do tronco da pessoa, o qual pode ser obtido mediante o processamento do sinal de aceleração do eixo alinhado com a vertical da pessoa. Nos resultados apresentados neste trabalho, o sensor foi fixado no ponto médio entre a vertebra lombar L4-L5, que corresponde aproximadamente o centro de massa do atleta, e os eixos do acelerômetro foram alinhados com o eixo longitudinal, látero-lateral e ântero-posterior do atleta (ver seção ??). A Figura 2.3 apresenta os componentes do sistema de aquisição utilizado.

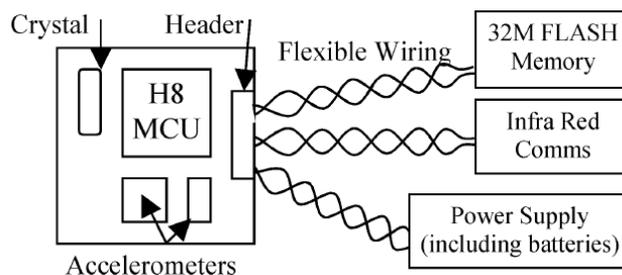


Figura 2.3: Componentes do sistema de aquisição [4].

A Figura 2.4 apresenta o sinal de aceleração triaxial de um atleta correndo a velocidade de 13 km/h, sendo a aceleração vertical predominante. Nota-se que o sinal vertical apresenta alguma assimetria aparente entre a perna direita e a esquerda (observe o primeiro e segundo pico do eixo vertical), produto da característica individual do atleta [4].

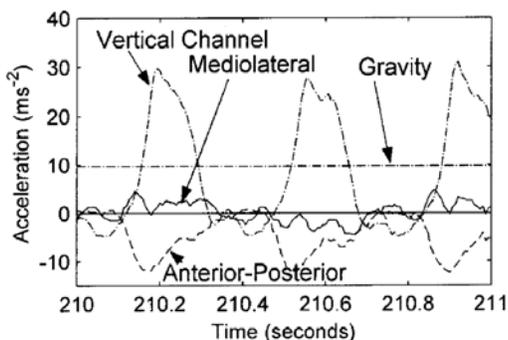


Figura 2.4: Aceleração de um atleta correndo a velocidade de 13 km/h [4].

O artigo conclui que a estimacão da energia com acelerômetros sofre influências mecânicas, biomecânicas e antropométricas, as quais podem ser largamente minimizadas mediante a modifi-

cação do processamento de sinal, combinando o sinal de aceleração e a frequência da caminhada. O diagrama de fluxo do processamento utilizado por Wixted é apresentado na Figura 2.5.

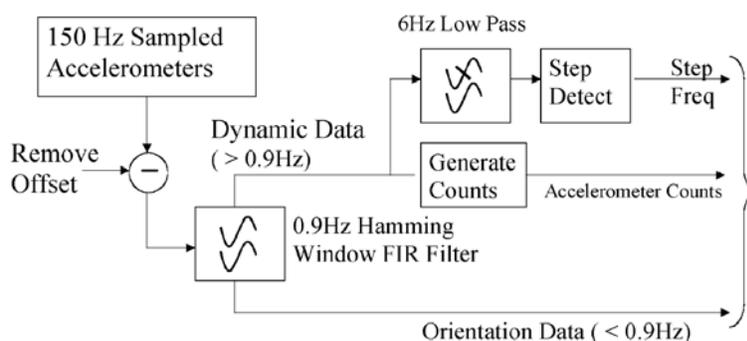


Figura 2.5: Diagrama de fluxo do processamento [4].

James et al. [13] desenvolveu uma plataforma sensora para armazenar dados com uma alta taxa de aquisição (250 Hz) baseada em acelerômetros uniaxiais. O sistema desenvolvido por James, foi empacotado de forma hermética como apresentado na Figura 2.6 sendo que os dados podem ser apresentados em um *display* em uma velocidade próxima do tempo real, realimentando as informações para os treinadores ou atletas. James et al. apresenta dois resultados, o primeiro em remo (Figura 2.7) e o segundo em natação.

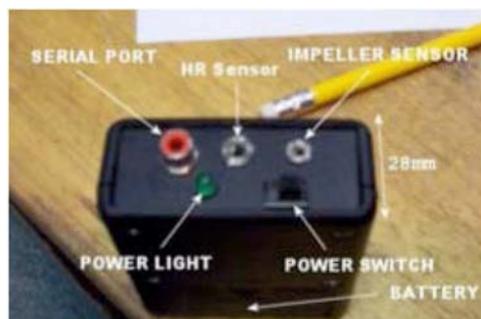


Figura 2.6: Plataforma de aceleração para remo [13].

Neste trabalho, análises posteriores dos dados do remo ajudaram as equipes Australianas a comparar suas diferenças o qual permitiu um melhor planejamento das estratégias de competição. No caso da natação os dados coletados foram processados para extrair o impulso da parede no momento da virada, o tipo de braçada e a contagem do número de braçadas no nado livre (*crawl*).

Ohgi et al. desenvolveu dois sistemas microcontrolados de aquisição e armazenamento de dados (*data logger device*) para monitoramento da braçada na natação. O primeiro sistema é baseado em acelerômetros triaxiais [14] e o segundo incorpora além dos acelerômetros, giroscópios [6]. As especificações dos dois sistemas são apresentadas na Tabela 2.1.

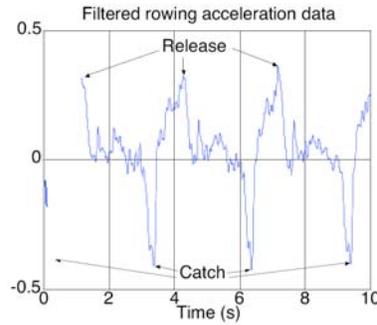


Figura 2.7: Aceleração armazenada durante uma atividade de remo [13].

Tabela 2.1: Especificações do *data logger device* [6].

	Protótipo I	Protótipo II
Dimensão	88x21 mm	141,8x23,2 mm
Peso	50 g	78 g
Acelerômetro	ADXL210	ADXL210
Giroscópio	—	ENC-03J
MCU	PIC17LC44	PIC17LC44
Amostragem	128 Hz	128 Hz
Memória	32 Mb	128 Mb
Bateria	CRJ/3N	CR2
Duração	1,45 h	2,9 h

O sistema de Ohgi et al. foi fixado no punho do nadador alinhando os eixos dos sensores como ilustrado no sistema de coordenadas da Figura 2.8. Este trabalho apresenta resultados muito interessantes, pois relacionou a aceleração em cada eixo com as fases do nado *crawl* e peito (*breaststroke*). Para estabelecer esta relação Ohgi et al. utilizou além do sistema *data logger*, câmeras sub-aquáticas.

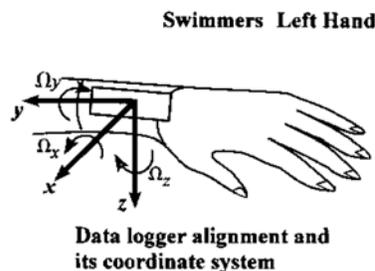


Figura 2.8: Sistema de coordenadas do *logger device* [6].

Na Figura 2.9 são apresentadas as acelerações no pulso do nadador nos três eixos para o nado livre e peito. A Figura 2.9(b) está dividida em quatro segmentos indicados por números em algoritmo romano, os quais correspondem às quatro fases discriminadas no nado livre com o uso de acelerômetros: entrada e alongamento (*entry and stretch* - I), submersa (*downsweep* - II), propulsão (*insweep*

- III), e aérea e recuperação (*upsweep and recovery* - IV). De igual forma a Figura 2.9(a) está dividida em três segmentos os quais correspondem às três fases para o nado peito: varredura para fora (*outsweep* - I), varredura para dentro (*insweep* - II) e recuperação (*recovery* - III). Já a Figura 2.10 apresenta as correspondentes velocidades angulares igualmente medidas no pulso do nadador nos três eixos para o nado livre e peito.

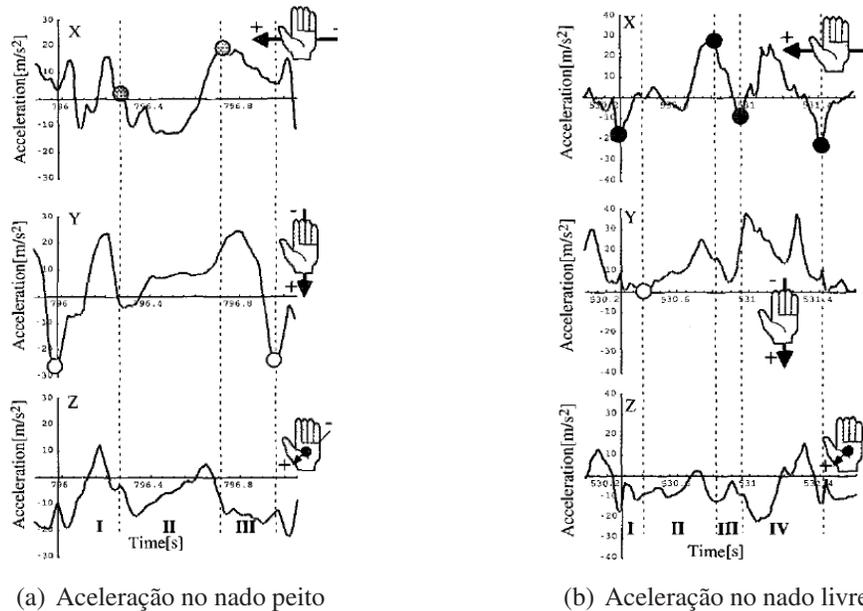
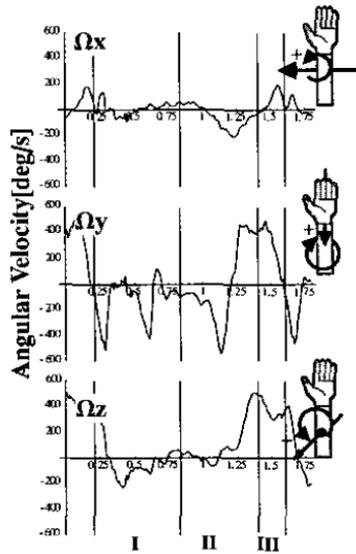


Figura 2.9: Acelerações no pulso do nadador nos três eixos para o nado livre e peito [6].

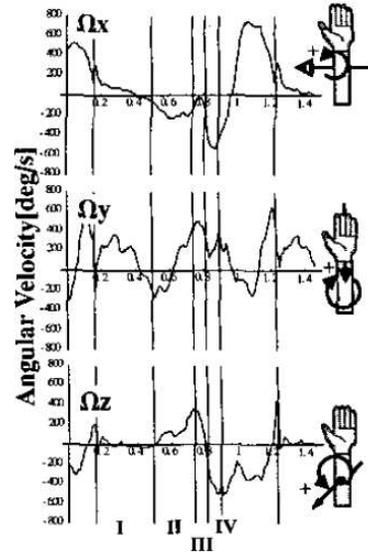
Em relação à realimentação dos dados, a maioria dos protótipos pesquisados apresentam informações analógicas qualitativas (tipo gráfico), as quais nem sempre são apresentadas em tempo real, podendo ser transmitidas por RF ou armazenadas e posteriormente descarregadas. Um dos trabalhos que utilizou uma realimentação instantânea em tempo real foi Baca et al. [7], o qual também trabalhou em uma interface gráfica GUI (*Graphics User Interface*) amigável para a apresentação dos dados. A Figura 2.11 mostra um sistema que detecta o impacto da bola com a mesa e apresenta os dados na tela de um *laptop* em tempo real durante a prática. Baca et al. também desenvolveu um sistema realimentado para biátlon e remo [7].

2.1.3 Aplicações no entretenimento

Keir et al. [15] apresentou uma aplicação para entretenimento a qual esta dividida em dois blocos como apresentados na Figura 2.12, sendo o primeiro um dispositivo móvel com acelerômetros e comunicação *Bluetooth*[®], e o segundo uma plataforma que incorpora um *software* que interage com uma base de dados para reconhecimento de movimentos.



(a) Vel. angular no nado peito



(b) Vel. angular no nado livre

Figura 2.10: Velocidade angular no pulso do nadador nos três eixos para o nado livre e peito [6].



Figura 2.11: Sistema de realimentação para tênis de mesa [7].

O sistema foi testado com a manipulação de uma personagem virtual no jogo *Pink pod* e no jogo de golf do telefone celular da série 60, como apresentado na Figura 2.13. Uma outra aplicação também para captura de movimentos com aplicação em jogos e em dança foi desenvolvida por Laurila et al. [16], a qual é basicamente um IMU com comunicação sem fio construído com forma de bandas que podem ser fixadas nos braços. Este último não apresenta resultados.

2.1.4 Aplicações na reabilitação

Lester et al. [17] construiu um sistema multisensor para o reconhecimento de dez atividades físicas (Figura 2.14). O sistema possui sete sensores: áudio, aceleração tri-axial, pressão barométrica, temperatura, umidade, intensidade de luz e bússola, além de comunicação *Bluetooth*[®] e bateria recar-

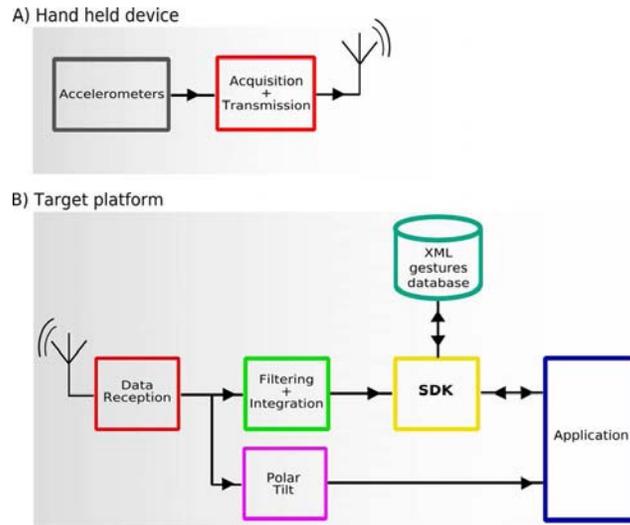


Figura 2.12: Diagrama de blocos do sistema [15].



Figura 2.13: Aplicações do sistema de reconhecimento de movimentos [15].

regável. O sistema utiliza os sensores para determinar o tipo de atividade realizada como apresentado na Figura 2.15.



Figura 2.14: Sistema multisensor com *Bluetooth*[®] [17].

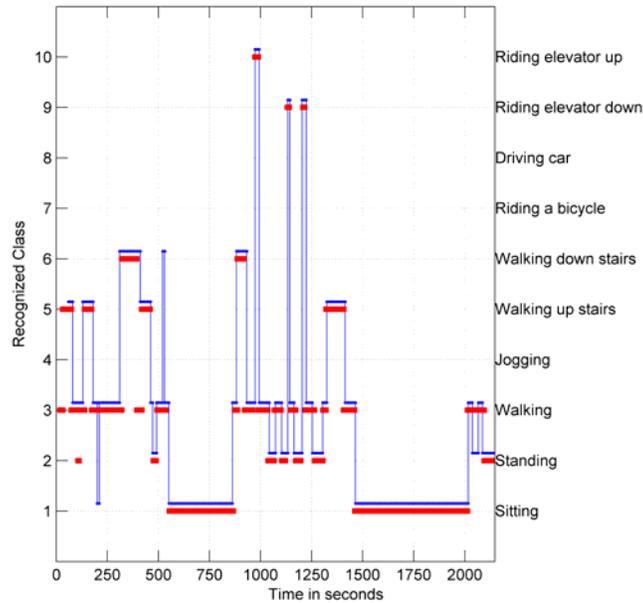


Figura 2.15: Classificação de atividades [17].

O sistema de Brunetti et al. [11] também pode ser aplicado aos chamados *Wearable Robotics* como apresentado na Figura 2.16, na qual o sistema permite diminuir os tremores patológicos do braço de uma pessoa.

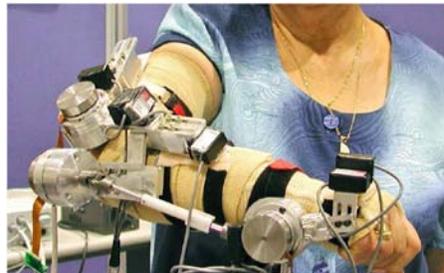


Figura 2.16: Aplicação de IMU em *Wearable Robotics* [11].

2.2 Sensores

Por definição, um sensor é um dispositivo que converte um sinal ou estímulo físico, dado por uma grandeza física em um dado domínio, em um sinal em outro domínio (geralmente elétrico). Na Figura 2.17 são apresentados os cinco domínios com os quais ha conversão de sinais mediante sensores eletrônicos [18].

Os sensores normalmente estão localizados na entrada de um sistema de medidas. Entre os sen-

IE 012

Conversão de sinais em sensores eletrônicos

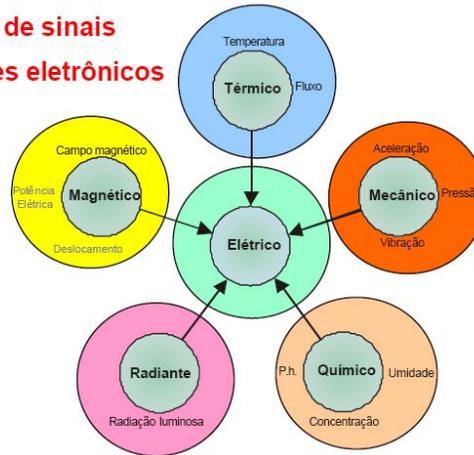


Figura 2.17: Domínios dos sensores microeletrônicos [18].

sores mais conhecidos temos:

- Sensores de temperatura (Termopares, Termistores, RTD -*Resistance Temperature Detection*, Semicondutores).
- Sensores de pressão ou força (*Strain Gage*, células de carga).
- Sensores de aceleração.
- Sensores de imagem (câmeras, CCDs -*Charge-Copled Devices*).
- Sensores magnéticos (*Hall*).

A utilização de um sistema sensor (Figura 2.18) faz parte do processo de medição de um evento físico, convertendo-o em uma informação útil, quando o sistema é suportado com um condicionamento de sinal, um armazenamento e uma aplicação específica para o processamento da informação.

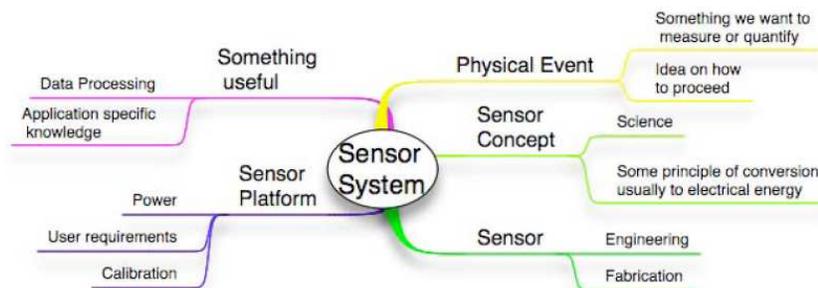
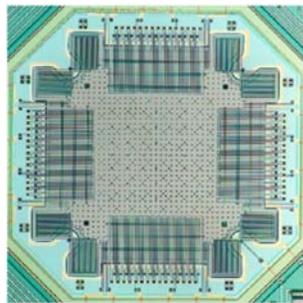


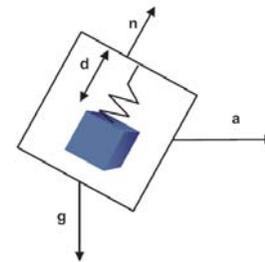
Figura 2.18: O sensor dentro de uma aplicação de medição [13].

2.2.1 Acelerômetros

O acelerômetro é um dispositivo sensor utilizado para medir aceleração linear. A Figura 2.19(a) apresenta o *layout* do acelerômetro biaxial modelo ADXL202 produzido pela empresa Analog Devices [19]. Um micro-acelerômetro consiste, normalmente, de uma massa de prova suspensa por molas de flexão. Essa massa suspensa se desloca de acordo com a aceleração imposta. A aceleração é determinada, indiretamente, pela medição do deslocamento da massa de prova. De forma mais precisa o deslocamento da massa de prova é igual à projeção vetorial da diferença entre a aceleração medida e a aceleração da gravidade multiplicada pelo fator de escala mais o *offset* como observado na Equação 2.1 [11].



(a) *Layout* ADXL202 [20].



Linear Accelerometer

(b) Esquemático [11].

Figura 2.19: Estrutura e esquemático do acelerômetro.

$$\vec{S}_{A,n} = K_{A,n}(\vec{a} - \vec{g}) \cdot \vec{n} + O_{A,n}, \quad (2.1)$$

Sendo que $\vec{S}_{A,n}$ é o deslocamento da massa, $K_{A,n}$ o fator de escala, \vec{a} a aceleração, \vec{g} a aceleração da gravidade, \vec{n} o eixo normal e $O_{A,n}$ o *offset*.

Existem várias configurações propostas para micro-acelerômetros, sendo a configuração capacitiva em *comb-drive* a mais utilizada. A estrutura *comb-drive* consiste de uma série de eletrodos dispostos lado a lado, formando um conjunto semelhante a um pente [21]. Como mostrado na Figura 2.20.

A estrutura *comb-drive* forma um conjunto de eletrodos de capacitores associados em paralelo. O conjunto de eletrodos suspenso se desloca de acordo com a aceleração imposta, modificando a capacitância do conjunto. A variação de posição da massa de prova está relacionada com a variação de capacitância da estrutura. Assim, medindo-se a capacitância com um circuito em ponte pode-se determinar a aceleração [20].

Os sensores de aceleração, dependendo da faixa de aceleração utilizada, possuem múltiplas aplicações (Figura 2.21). Algumas das aplicações típicas são [23]:

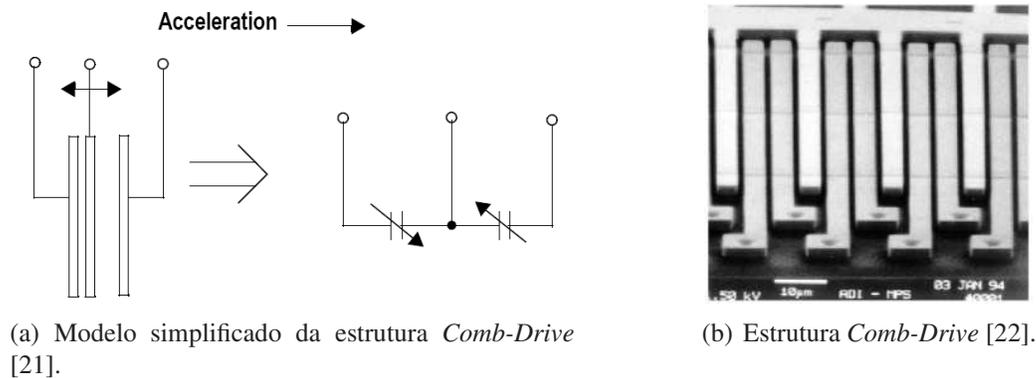


Figura 2.20: Modelo e estrutura do *Comb-Drive*.

- Detecção de impacto (*air-bags*) e controle de suspensão de automóveis.
- *Backup* para GPS (*Global Positioning System*).
- Equipamento para exercício.
- Detecção de queda livre.
- Proteção de HDD (*Hard Disk Drive*).
- Aplicações biomédicas (*Health care*).
- Estabilização de imagens.
- Controle de movimento.
- Terapia física.
- Equipamentos eletrônicos portáteis.
- Robótica.
- Monitoramento sísmico.
- Monitoramento de manuseio e rastreamento.
- Manutenção inteligente de motores.
- Sistemas esportivos de diagnóstico.
- Monitoramento de vibração.

Segundo Wang et al. [10] os acelerômetros triaxiais podem apresentar quatro tipos diferentes de erros na medição:

- Erro de *offset*: diferença entre o dado medido e o dado esperado para condições de aceleração constantes.



Figura 2.21: Aplicações dos acelerômetros segundo o range de operação [23].

- Erro de escalonamento: na teoria a escala é igual a 1, mas as medições podem apresentar algumas pequenas diferenças de escala devido a atenuação assimétrica dos sinais através do amplificador interno e do roteamento da PCB (*Printed Circuit Board*).
- Erro de não-ortogonalidade: há uma pequena “indução” entre os eixos, resultantes do processo de fabricação e também devido a possíveis erros de soldagem quando o sensor não fica totalmente ortogonal com a PCB.
- Erro randômico: os erros introduzidos por instabilidades do acelerômetro, devido a deriva, temperatura e estresse mecânico.

2.2.2 Acelerômetros comerciais

Entre os principais fabricantes de acelerômetros MEMs comerciais podemos citar Analog Devices, Freescale, ST Microelectronics e VTI Technologies. Na Tabela 2.2 é apresentada uma comparação entre as principais características de alguns dos acelerômetros comerciais de baixo range e baixo consumo mais indicados para uma aplicação móvel ou portátil. Nota-se que para este range de acelerações é mais comum achar sensores com os três eixos em um mesmo encapsulamento, com consumos muito baixos e com preços geralmente abaixo dos 20 dólares nos Estados Unidos.

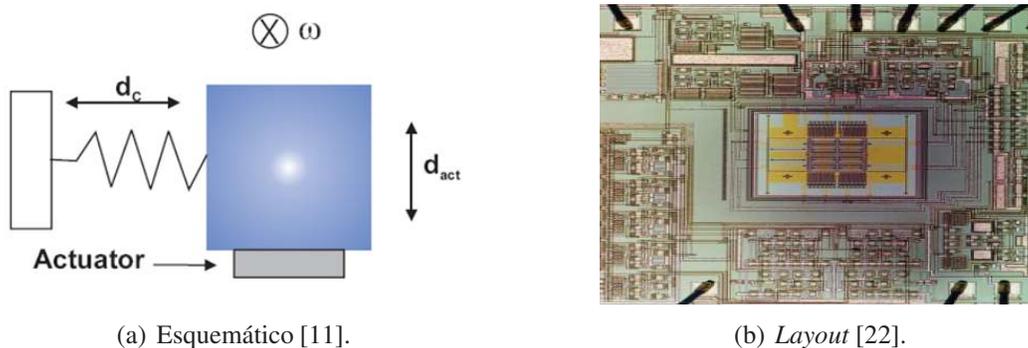
2.2.3 Giroscópios (MEMs)

Também chamados acelerômetros angulares ou inclinômetros, medem a velocidade angular, sendo este um sensor similar ao acelerômetro linear em alguns aspectos, porém o processo de fabricação é

Tabela 2.2: Comparação entre acelerômetros comerciais.

Fabricante	Freescape	Analog Devices	ST	VTI
Referência	MMA7260	ADXL330	LIS3L06AL	SCA3000
Tipo de saída	Analógica	Analógica	Analógica	Digital (SPI)
Fundo de escala [G]	1,5/ 2 / 4 /6	3	2 e 6	2
Sensibilidade [mV/G]	800/600/300/200	300	Vdd/5 e Vdd/15	1333 [Count/G]
Eixos	3 (X Y Z)	3 (X Y Z)	3 (X Y Z)	3 (X Y Z)
Tensão de alimentação [V]	2,2 até 3,6	1,8 até 3,6	2,4 até 3,6	1,7 até 3,6
Consumo de corrente [μ A]	500	320	950	400
consumo em modo <i>sleep</i> [μ A]	3	180	—	7
Resposta em frequência [Hz]	350/X Y, 150/Z	1600/X Y, 550/Z	100	250
Encapsulamento	QFN-16	LFCSP-16	LGA-8	LGA-14
Tamanho [mm]	6x6x1,45	4x4x1,45	5x5x1,6	7x7x1,8
Freq. de ressonância [kHz]	11	5,5	1,5	—
Preço [USD]	3,35	9,25	19,95	44,95

muito mais complexo [24]. Há três tipos básicos de giroscópios: *spinning rotor gyroscope*, *ring laser gyroscope* e *vibrating mass gyroscope*. Este último é o que apresenta melhores características quanto ao tamanho, ao peso e ao consumo de potência. Assim, este giroscópio é muito mais utilizado em aplicações portáteis [11]. O esquemático e o *layout* do giroscópio de massa vibratória é apresentado na Figura 2.22.

Figura 2.22: Esquemático e *layout* do giroscópio de massa vibratória.

A Figura 2.22 ilustra um *vibrating mass gyroscope* no qual a massa de prova está localizada sobre um atuador piezoelétrico oscilando na frequência de ressonância na direção d_{act} . O sensor mede o deslocamento ortogonal da massa d_c . Se existir alguma velocidade angular perpendicular ao plano do sensor, a massa será afetada pela força de Coriolis a qual é proporcional à velocidade angular. O sinal resultante é amplificado, demodulado e filtrado para entregar uma tensão analógica proporcional à velocidade angular. As rotações em torno dos eixos X, Y e Z podem ser nomeadas como *roll*, *pitch* e *yaw* respectivamente, conforme mostrado na Figura 2.23.

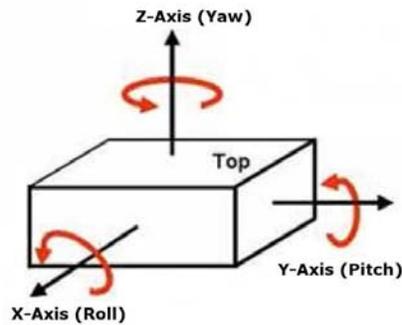


Figura 2.23: Eixos de rotação dos giroscópios [24].

A força de Coriolis que surge em um sistema referencial em rotação tende a alterar a trajetória dos corpos em movimento. Diz-se, por vezes, que é uma força “aparente” porque não resulta de nenhuma ação de tração real (puxar ou empurrar) mas apenas do ato de se medirem as coordenadas em respeito a um sistema de coordenadas rotativo. A força de Coriolis não executa trabalho, porque é perpendicular à direção do movimento, não provoca um aumento de energia cinética apenas uma curvatura da trajetória [25]. Pode-se representar \vec{f}_C como um produto vetorial entre a velocidade linear e a velocidade angular do corpo, multiplicado por duas vezes o valor da massa como apresentado na Equação 2.2.

$$\vec{f}_C = 2m(\vec{v} \times \vec{\omega}), \quad (2.2)$$

Sendo que \vec{f}_C é a força de Coriolis, m a massa vibratória, \vec{v} a velocidade linear instantânea da massa e $\vec{\omega}$ a velocidade angular.

Algumas das aplicações típicas dos giroscópios são:

- Controles remotos 3D.
- IMUs.
- Dispositivos GPS.
- Brinquedos e consoles de jogos.
- Grandezas biomecânicas.
- Robótica e ferramentas de potência.
- Posicionamento de antenas.

2.2.4 Giroscópios comerciais

Entre os principais fabricantes de giroscópios MEMs comerciais encontramos: Analog Devices, Inven Sense, Melexis, Memsense, Signal Quest e VIT Technologies, Bosch, BEI e ADI entre outros. A Tabela 2.3 apresenta uma comparação entre alguns dos giroscópios mais indicados para uma aplicação móvel. Nota-se que é mais comum achar giroscópios uni-axiais que com dois ou três eixos, estes últimos normalmente apresentam um custo muito alto. Quanto ao consumo de potência este é maior que o dos acelerômetros e seu custo está geralmente abaixo dos 40 dólares nos Estados Unidos.

Tabela 2.3: Comparação entre giroscópios.

Fabricante	InvenSense		Analog Devices		Melexis
Referência	IDG-300	IDG-1004	ADXRS150	ADXRS300	MLX90609EEA
Fundo de escala [$^{\circ}/s$]	500	50	150	300	300
Sensibilidade [$mV/^{\circ}/s$]	2	4	12	5	6,67
Eixos	2 (X Y)	2 (X Y)	1 (Z)	1 (Z)	1 (Z)
Tensão de alimentação [V]	3	3	5	5	5
Consumo de corrente [mA]	8	8	6	5	16
Saída em zero [V]	1,5	1,5	2,5	2,5	2,5
Resposta em frequência [Hz]	140	140	40	40	75
Encapsulamento	QFN-40	QFN-40	BGA-32	BGA-32	C-QFN-32
Tamanho [mm]	6x6x1,4	6x6x1,4	7x7x3	7x7x3	11x11x3
Frequência de ressonância [kHz]	X=12, Y=15	X=12, Y=15	Z=14	Z=14	Z=8,2
Sensor de temperatura [$mV/^{\circ}C$]	Não	Não	8,4	8,4	10
<i>Self Test</i>	Não	Não	Sim	Sim	sim
Capacitores externos	6	6	7	7	5
Preço [USD]	30	30	30	30	40

2.3 Microcontroladores

Os microcontroladores são dispositivos que integram em um único circuito: o processador, a memória de dados RAM (*Random Access Memory*), a memória de programa ROM (*Read-Only Memory*), portas digitais de entrada e saída, temporizadores e contadores; além de uma série de módulos que variam dependendo do tipo de microcontrolador escolhido, como módulos de comparação analógicos, de conversão analógico/digital (*Analog-to-Digital Converter* - ADC), de comunicação serial (*Serial Communications Interface* - SCI), de comunicação com periféricos (*Serial Peripheral Interface* - SPI), *Inter-Integrated Circuit* - IIC, *Universal Serial Bus* - USB entre outros. O microcontrolador é o dispositivo que realiza todas as operações lógicas e matemáticas, normalmente sendo também o circuito utilizado para realizar a coordenação ou controle em uma aplicação.

Alguns dos principais fabricantes são Atmel, Freescale, Microchip, Texas Instruments, entre outros. Como uma das características mais importantes para este trabalho é o baixo consumo de potência

dos componentes, esta revisão somente incluiu os microcontroladores do tipo HCS08 da Freescale. É importante aclarar que a nossa aplicação realiza a maior parte do processamento dentro da interface de usuário no mesmo computador, conseqüentemente não é necessário utilizar microcontroladores de 32 *bits*. A Tabela 2.4 apresenta uma comparação entre algumas das características mais importantes dos microcontroladores de 8 *bits*.

Tabela 2.4: Comparação entre microcontroladores.

Fabricante	Freescale			
	MC9S08JM60	MC9S08QG8	HC908JW32	MC9S08QE128
Referência	MC9S08JM60	MC9S08QG8	HC908JW32	MC9S08QE128
I/O [Linhas]	37/ 33/ 51	14	29	37/ 33/ 51
ADC [Canais]	8 12	8	Não	10 22
ADC [Bits]	10	10	Não	12
Tensão de alimentação [V]	2,7/ 5/ 5,5	1,8/ 3,3/ 3,6	3,5/ 5	1,8 – 3,6
Consumo máx. de corrente [mA]	30 (em 8 MHz, 7 mA)	5	18	30 (em 8 MHz, 7 mA)
Flash Interna [kB]	60	8	32	128
RAM Interna [kB]	4	0,512	1	8
Encapsulamento	QFN-48/ LQFP-44/ QFP-64	QFN-16/ PDIP-16	QFN-48	QFN-48/ LQFP-44/ LQFP-64
Tamanho [mm]	7x7x1/ 10x10x1,4 /14x14x2,2	5x5x1	7x7x1	7x7x1/ 10x10x1,4 /14x14x2,2
Frequência Máxima do bus [MHz]	24	10	8	24
Frequência Máxima do core [MHz]	48	32	32	48
Interface Serial	SPI, I2C, SCI	IRSCI, SPI, I2C	SPI	SPI, I2C, SCI
USB 2.0	Sim	Não	Sim	Não
Preço [USD]	2,98 até 3,20	1 até 1,20	3,15	2,98 até 4,20

2.4 Comunicação sem fio

A comunicação sem fio (ou *wireless*) passou a ser uma tecnologia presente no dia-a-dia de nossa sociedade na última década. Telefones celulares, internet sem fio e comunicação *wireless* entre dispositivos eletrônicos são alguns exemplos [5].

O *Institute of Electrical and Electronics Engineers* (IEEE) é responsável pelos standards IEEE 802.11 e considera a existência de quatro grandes grupos, em termos de redes sem-fios [26]:

1. A *Wireless Personal Area Network* (WPAN) que trabalha com tecnologias *wireless* de pequeno alcance, entre 10 e 100 metros, esta área compreende as redes sem fios que utilizam dispositivos como os *Personal Digital Assistant* (PDA's), PC's ou periféricos, sendo o campo de ação de tecnologias como o *Bluetooth*[®] (IEEE 802.15.1), *Zigbee*TM (IEEE 802.15.4) e *Infrared Data Association* (IrDA) entre outras.
2. A *Wireless Local Area Network* (WLAN) trabalha com tecnologias que se destinam a redes sem fio com alcance situado entre os 100 e 300 metros, frequentemente como extensão ou alternativa a redes de cabeamento convencional, (par de cobre, cabo coaxial ou fibra óptica), um exemplo desta categoria é o *Wi-Fi*TM (IEEE 802.11b/g).

3. A *Wireless Metropolitan Area Networks* (WMAN) trabalha com acessos de banda larga em redes de âmbito metropolitano, cujo alcance será em torno de 6 km.
4. A *Wireless Wide Area Networks* (WWAN) é o grupo mais amplo em termos de alcance e é orientado para serviços de telecomunicações (voz e dados), em longa distância de transmissão.

Em outras palavras, as redes WLAN, WMAN e WWAN estão voltadas para usuários finais, onde o objetivo é a transferência de grandes volumes de dados e voz, em altas velocidades para cada um dos diferentes alcances.

São poucas as redes *wireless* destinadas exclusivamente a aquisição de dados de sensores, como temperatura, luminosidade, umidade, pressão; ao controle de dispositivos como relês, trancas eletromagnéticas, ventilação, aquecimento, motores, eletrodomésticos, brinquedos etc. Dentre as Redes WPAN existentes, a mais recente e promissora é a que usa o padrão *Zigbee*TM IEEE 802.15.4. A *Zigbee*TM Alliance é quem desenvolve o padrão *Zigbee*TM junto ao IEEE, através da associação de várias empresas, as quais trabalham em conjunto para proporcionar e desenvolver tecnologias para criar um padrão de baixo consumo de energia, baixo custo, segura, confiável, e com funcionamento em rede sem fios baseado em uma norma aberta global [27].

2.4.1 Aplicações das redes sem fio

Como foi apresentado no começo deste capítulo, muitas das aplicações mais recentes no esporte, entretenimento e reabilitação incorporam comunicação sem fio, geralmente utilizando *Bluetooth*[®] ou *Zigbee*TM. Armstrong [5], faz um resumo do uso das comunicação sem fio nos esportes e na saúde e apresenta um exemplo de medição para uma aplicação esportiva como ilustrado na Figura 2.24.

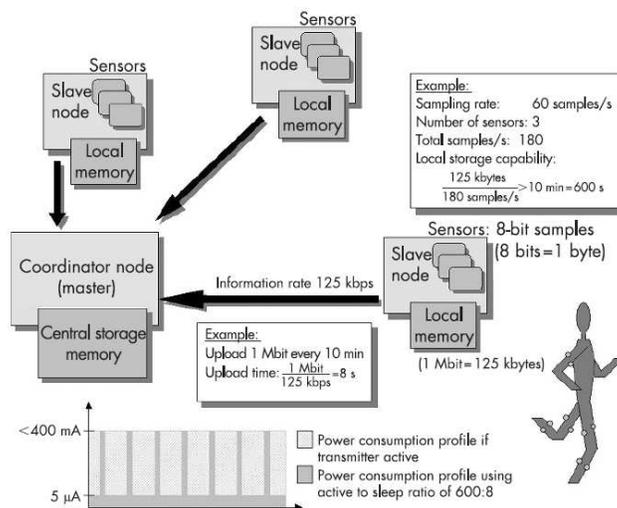


Figura 2.24: Exemplo de monitoramento esportivo [5].

Yun et al. [28] trabalhou com comunicação acústica para realizar transmissões em baixo da água e comunicação de RF para transmissão pelo ar. Os sinais de RF dentro da água são atenuados rapidamente, assim como os sinais acústicos são atenuados no ar. Contudo, é possível realizar uma comunicação com RF dentro da água, mas para isso é necessário uma baixa frequência de transmissão (30-300 Hz), uma antena maior além de alta potência. Sendo assim, o mais recomendável para realizar uma comunicação em baixo da água é o uso de sinais acústicos.

Na área dos esportes não foi encontrada nenhuma aplicação com comunicação RF em baixo da água. Porém, foi encontrado um único trabalho relacionado com comunicação de RF (*ZigbeeTM*) para transmissão em baixo da água, o qual utilizou *ZigbeeTM* para transmitir dados do torque de um gerador em uma pequena distância submersa. A distância da transmissão realizada com o *ZigbeeTM* não foi especificada por o Sarkimaki et al. [29].

2.4.2 *ZigbeeTM*

O *ZigbeeTM* começou no ano de 2002 com o crescente número de soluções oferecidas no mercado das redes sem fios. A especificação *ZigbeeTM* define as camadas de rede, aplicação e segurança entre elas. A definição da camada física e de acesso ao meio é regulada pela norma IEEE 802.15.4. Ao nível físico destacam-se duas características importantes [27]:

1. Operação na frequência *Industrial, Scientific and Medical* (ISM) que não requer licença para funcionamento e a qual possui três frequências distintas:
 - 2,4 GHz (16 canais) com taxa de 250 kbps (uso global, modulação O-QPSK).
 - 915 MHz (10 canais) com taxa de 40 kbps (América e Austrália, modulação BPSK).
 - 868 MHz (1 canal) com taxa de 20 kbps (Europa, modulação BPSK).
2. Alcance máximo de 150 metros.

Complementando a norma IEEE 802.15.4, no que regula às outras camadas do modelo OSI *Open Systems Interconnection* o *ZigbeeTM* tem como principais características o fato de ser um protocolo para aplicações de baixo consumo e de baixo custo. Estas duas características o tornam ideal para sistemas de monitoramento e sensoriamento como é o caso dos sistemas de automação doméstica, segurança, controle de iluminação e de acessos, etc. A Figura 2.25 mostra diferentes topologias para uma rede *ZigbeeTM*. Podem existir três classes de dispositivos lógicos:

- coordenador (*coordinator*): é responsável pela criação e manutenção da rede *ZigbeeTM*, armazenando informação de gestão interna relevante para o seu funcionamento e podendo também funcionar como ponte (*bridge*) entre diferentes redes *ZigbeeTM*.

- *router*: além de ser um nó normal tem como funcionalidade extra poder funcionar como *router* intermédio, permitindo a comunicação entre nós sem a intervenção do coordenador.
- nó (*endpoint*): apenas tem a possibilidade de se comunicar com a rede, não tendo nenhuma função de gestão.

O coordenador e o *router* são implementáveis com base em dispositivos físicos da classe *Full Function Device* (FFD) estipulada na norma IEEE 802.15.4 e o *endpoint* com base em dispositivos físicos de classe FFD ou *Reduced Function Device* (RFD).

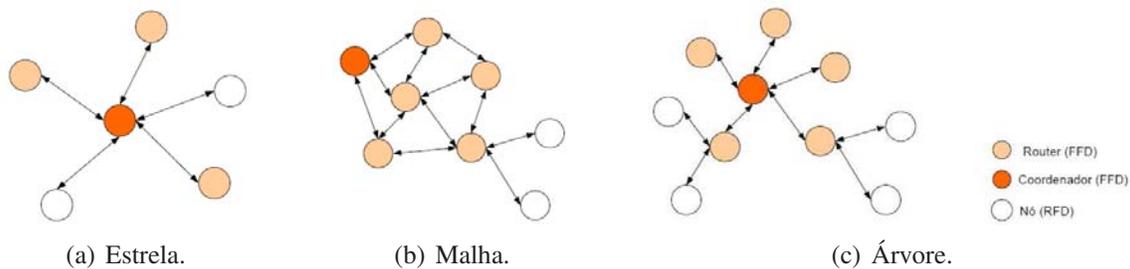


Figura 2.25: Topologias para uma rede *Zigbee*TM [30].

Atualmente a *Zigbee*TM Alliance está incluindo recursos novos e mais abrangentes, possibilitando que os fabricantes aumentem significativamente a capacidade da *Zigbee*TM, fazendo com que sua posição de liderança continue firme e crescente no mercado de redes para controle de dispositivos sem fio. Há hoje, mais de 300 empresas associadas a *Zigbee*TM Alliance em vários países e com um crescimento expansivo. As redes *Zigbee*TM oferecem uma excelente imunidade contra interferências, e a capacidade de hospedar milhares de dispositivos em uma rede (mais que 65k), com taxas de transferências de dados variando entre 20 kbps a 250 kbps. O protocolo *Zigbee*TM é destinado à aplicações com baixas taxas de amostragem, portanto, o fator velocidade não é crítico em uma implementação *Zigbee*TM [27].

2.4.3 Bluetooth[®]

O *Bluetooth*[®] é uma tecnologia para comunicação sem fios entre dispositivos eletrônicos a curtas distâncias e de baixo custo. A utilização do *Bluetooth*[®] é comum em dispositivos portáteis, tais como PDA's, telefones celulares de nova geração, computadores portáteis, mas também em comunicações de periféricos tais como impressoras e digitalizadores.

O meio físico de transmissão é via rádio operando nas frequências de 2,4000 GHz a 2,4835 GHz, com taxas de transmissão de 1 Mbps, 79 canais e largura de banda por canal de 1 MHz com exceção

da França em que o número de canais é 23 e a gama de frequências em que opera é de 2,4454 GHz a 2,4835 GHz [30].

O *Bluetooth*[®] utiliza uma topologia física ad-hoc. Durante o funcionamento normal, um canal dos 79 canais de rádio disponíveis é compartilhado por um grupo de dispositivos que estão sincronizados com um sinal de relógio e uma sequência própria de saltos de frequências. O dispositivo que fornece o sinal de relógio chama-se mestre.

2.4.4 Comparação *Wi-Fi*TM, *Bluetooth*[®] e *Zigbee*TM

Na Tabela 2.5 podemos verificar, de uma forma resumida, algumas das principais características dos padrões sem fio anteriormente comentados: *Zigbee*TM, *Bluetooth*[®], *Wi-Fi*TM, e GPRS /GSM1 / XRTT / CDMA. Segundo Texeira [26], uma dúvida frequente é se o *Bluetooth*[®] e o *Zigbee*TM são efetivamente protocolos “concorrentes”. Segundo a própria *Zigbee*TM Alliance, o *Zigbee*TM foi desenvolvido para servir aplicações bastante distintas das do *Bluetooth*[®] e, em especial, atentando a uma otimização máxima do consumo energético. Conforme se constata, efetivamente o protocolo *Zigbee*TM apresenta um consumo muito reduzido quando comparado com o *Wi-Fi*TM ou *Bluetooth*[®], especialmente nos períodos de inatividade quando seu consumo chega a ser cerca de 100 vezes inferior ao do *Bluetooth*[®].



(a) *Wi-Fi*TM.



(b) *Bluetooth*[®].



(c) *Zigbee*TM.

Figura 2.26: Logótipos das diferentes tecnologias *Wi-Fi*TM, *Zigbee*TM e *Bluetooth*[®] [26].

2.4.5 Circuitos e módulos de rádio frequência

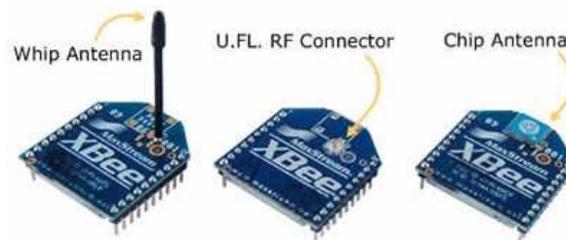
Alguns dos circuitos discretos *transceivers* disponíveis para comunicação sem fio utilizando o padrão *Zigbee*TM são o MC13191 da Freescale [32], o CC2500 da Texas Instruments, o MRF24J40 da MicroChip e o AT86RF230 da Atmel entre outros. Contudo, existem alguns módulos que já incorporam além do *transceiver* a antena e demais componentes externos necessários para realizar uma comunicação. Alguns destes módulos são o Helicomm EZ-Net, o Silicon Labs 2.4 GHz *Zigbee*TM Development Kit e o Digi XBee *Zigbee*TM RF Modules.

Os módulos Digi XBee *Zigbee*TM (Figura 2.27) foram criados para economizar energia ao máximo. Com isso, é possível criar dispositivos sensores remotos alimentados com pilhas ou baterias

Tabela 2.5: Características dos padrões de comunicação sem fio [31].

	<i>Zigbee</i> TM 802.15.4	<i>Bluetooth</i> [®] 802.15.1	<i>Wi-Fi</i> TM 802.11b	GPRS/GSM 1XRTT/CDMA
Foco de aplicação	Monitoramento e Controle	Substituição de fios	<i>Web</i> , Vídeo <i>Email</i>	WAN Voz/Dados
Memória	4-32 kB	250 kB+	1 MB+	16 MB+
Duração da bateria	100-1000+ dias	1-7 dias	1-5 dias	1-7 dias
Nós por rede	255/65k+	7	30	1,000
Largura de banda	20-250 kbps	720 kbps	11,000+ kbps	64-128 kbps
Alcance	1-75+ m	1-10+ m	1-100 m	1,000+ m
Características chaves	Confiável, baixo consumo custo efetivo	Custo conveniente	Velocidade flexível	Alta qualidade

comuns. Na seção 3.3, são descritas com detalhe as características dos módulos Digi Xbee os quais foram selecionados para este projeto devido a seu baixo custo, baixo consumo e disponibilidade no mercado nacional.

Figura 2.27: Digi XBee *Zigbee*TM RF Modules [27].

2.5 Conclusões do capítulo

- É um fato que os sensores inerciais podem ser aplicados no esporte, no entretenimento e na reabilitação. Contudo, nesta revisão não foram identificados sistemas genéricos, ou seja, cada sistema fica restrito a um esporte ou atividade.
- O uso de sensores inerciais possibilita uma monitoração a baixo custo diretamente no local de atuação de esportistas.
- Com os avanços nas comunicações sem fio, os sistemas estão incorporando mobilidade e realimentação em tempo real.
- O padrão de comunicação *Zigbee*TM é o mais apropriado para uma aplicação móvel com baixa taxa de transmissão de dados dos sensores.

Capítulo 3

Desenvolvimento de *Hardware e Software*

Neste capítulo são apresentadas todas as etapas de desenvolvimento, tanto de *hardware* quanto de *software*, realizadas durante o mestrado de maneira cronológica. No início são detalhados cada um dos quatro componentes básicos do Sistema Microcontrolado para Monitoramento de Atividades Esportivas baseado em sensores microeletromecânicos de aceleração e giro (SM-MAE): Microcontrolador, sensores, módulos Xbee/Xbee-Pro e fonte de alimentação. Posteriormente são descritos o Sistema de Aquisição, Calibração e Teste de Acelerômetros e Giroscópios (SACTAG) assim como o sistema *Wireless Sensing Triple Axis Reference Design* (ZSTAR) da Freescale. No final do capítulo é detalhado o sistema SM-MAE e apresentadas as conclusões do capítulo.

Integração *Hardware/Software*

Atualmente o interfaceamento a microcomputadores é uma tendência dos equipamentos disponíveis no mercado. Os computadores são empregados para controle, aquisição e processamento de informações, permitindo a obtenção de maior quantidade e confiabilidade dos dados. Para experimentos que geram grande quantidade de dados, o emprego de computadores é desejável e necessário [33].

Para aquisição baseada em computadores é necessário que exista um meio para que a informação adquirida seja interpretada pelo computador. Um sistema de aquisição utiliza uma placa de aquisição de dados (tipo GPIB, DAQ, PXI, etc) ligada em alguma porta de entrada no computador (serial, paralela, PCI, USB, etc) a qual mediante o uso de sensores mede um fenômeno físico, tal como temperatura, pressão ou som, e o converte em um sinal elétrico condicionado para o computador fazer análises e armazenamento dos dados via software [34]. A Figura 3.1 apresenta o diagrama de blocos de uma aplicação com DAQ e LabVIEW®.

As três Interfaces Gráficas de Usuário (GUI) desenvolvidas no decorrer deste trabalho (SACTAG, LSM-ZSTAR e SM-MAE) foram elaboradas utilizando LabVIEW® da *National Instruments*, a qual é uma linguagem que tem sido amplamente adotada na indústria e academia como padrão na

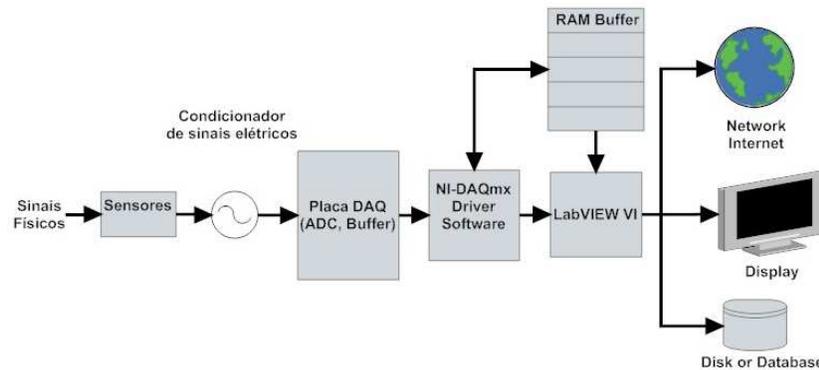


Figura 3.1: Aplicação com DAQ e LabVIEW[®] baseado em [34].

aquisição de dados e controle [34]. Algumas das principais vantagens do desenvolvimento utilizando LabVIEW[®] são:

- Desenvolvido para Instrumentação Virtual. Os programas desenvolvidos em LabVIEW[®] são geralmente chamados VIs (*Virtual Instruments*).
- Multiplataforma, os programas podem ser desenvolvidos para *Windows*, *Mac* ou *Linux*.
- Menor tempo de desenvolvimento do programa comparado com outras linguagens.
- Programação orientada ao fluxo de dados, inerentemente paralela, com o qual são melhor aproveitadas as características multi núcleo dos processadores atualmente utilizados nos PCs.
- Compatível com Matlab[®].
- Bibliotecas e VIs prontas para comunicação com dispositivos.

Máquina de Estados

As interfaces de usuário desenvolvidas utilizam o padrão de “Máquina de Estados”, que consiste em uma série de estados finitos, e uma função de transição que invoca o próximo estado [34]. Seu propósito é ter as respostas para todos os eventos que possam ocorrer. Qualquer algoritmo que possa ser descrito como um fluxograma ou diagrama de estados pode ser programado em um padrão de máquina de estados. Para criar uma máquina de estados no LabVIEW[®] são necessários os seguintes componentes:

- *Loop While*: Continuamente executa os vários estados.
- *Case*: Um *case* para cada estado, e dentro da estrutura a tarefa do estado.
- *Shift Register*: Guarda a informação de transição de estados.
- Variável enumerada: Função estado.

- Código de transição: Determina o próximo estado.

As máquinas de estado tornam possíveis o desenvolvimento de interfaces de usuários, onde diferentes ações do usuário alteram os processos executados pelo programa. Cada segmento do processo será um estado diferente, contido na estrutura *case* [35]. Resumindo algumas vantagens no uso de programação por máquinas de estado:

- Possibilita a programação não-linear.
- Uma vez criado o diagrama de transição de estados, a programação da VI no LabVIEW® é extremamente facilitada.
- Adicionar ou retirar um estado se torna uma ação simples, a partir do momento que se toma cuidado na criação do controle de estados (variável enumerada de tipo definido).
- A detecção de erros ou inconsistências no fluxo de dados é rapidamente localizável.

3.1 Microcontrolador

Foi selecionada a família de microcontroladores S08QE Flexis da Freescale (ver Figura 3.2), que é otimizada para baixo consumo [36]. Dentro desta família foi selecionado o MC9S08QE128 que é o primeiro microcontrolador da Freescale que permite migrar com facilidade de 8 para 32 *bits*, tanto em *hardware*, pois possui módulos e encapsulamento pino a pino compatíveis com o MCF51QE128, quanto em *software*, já que o mesmo programa pode ser rapidamente modificado. Esta é uma grande vantagem, pois somente trocando de microcontrolador, sem modificar os circuitos ou as placas de circuito impresso (PCB) é possível acrescentar algum processamento muito mais complexo dentro do *firmware* com o uso de um microcontrolador de 32 *bits*.

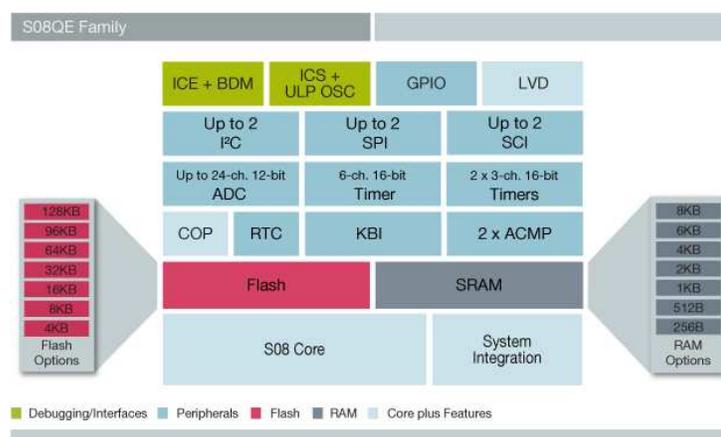


Figura 3.2: Família de microcontroladores S08QE [37].

Algumas outras características do MC9S08QE128 [38], [39] além das apresentadas na Tabela 2.4 são:

- CPU (*Central Processor Unit*) de 8 Bits HCS08 com frequência do barramento de até 25 MHz.
- 128 kb de memória *flash* e 8 kb de RAM.
- Tensão de alimentação desde 1,8 V até 3,6 V.
- Oscilador interno.
- BDM (*Background Debug Mode*) utilizando somente um pino.
- ADC com 24 canais e 12 *bits* de resolução. Incluindo um canal com sensor de temperatura interno 1,7 mV/°C e outro com tensão de referência interna *bandgap*.
- Dois módulos de comparação analógica ACMP.
- Dois módulos de comunicação SCI, SPI e IIC.
- Três módulos TPM (*Timer/Pulse-Width Modulator*) os quais podem ser configurados como temporizadores ou como modulador de largura de pulso (PWM).
- Um módulo RTC (*Real-Time Counter*).
- 16 interrupções por teclado KBI (*Keyboard Interrupt*).
- 54 Portas de entrada/saída com três configurações: resistor de *pull-up* interno, *slew rate* e *drive strength*.

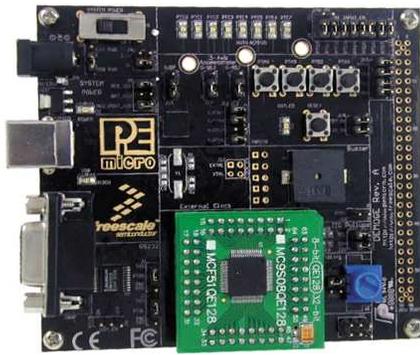
Algumas das aplicações típicas são: Monitoramento biomédico (*health care monitoring*) e instrumentação; equipamentos de medição; câmeras digitais; aplicações sem fio de baixo consumo; acessórios para telefones celulares e monitoramento de pressão sanguínea.

Para realizar a programação do microcontrolador foi utilizada a placa DEMOQE [40] e o programa de desenvolvimento *CodeWarrior* 6.0 da Freescale [41] como apresentado na Figura 3.3. A programação do microcontrolador foi feita na linguagem C, utilizando o *CodeWarrior* versão 6 no qual foi feita a verificação (*debugging*), a compilação, e a programação no próprio circuito através da conexão BDM.

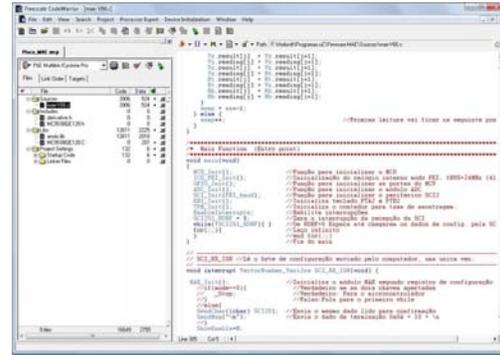
O SM-MAE utiliza o sensor de temperatura embarcado no microcontrolador MC9S08QE128, o qual é basicamente uma junção P-N, sendo a tensão através da junção uma função praticamente linear da temperatura e da tensão de alimentação como mostrado na Figura 3.4 [42]. A função de transferência aproximada para o sensor de temperatura é apresentada na Equação 3.1.

$$T = 25 - \frac{V_T - V_{T25}}{n}, \quad (3.1)$$

Sendo que V_T é a tensão da temperatura lida pelo canal ADC, V_{T25} a tensão do sensor de temperatura para 25°C e $V_{DD} = 3$ V, n o parâmetro de ajuste da inclinação da temperatura em V/°C. O parâmetro n é um fator de correção, sendo diferente para temperaturas acima ou abaixo de 25°C.



(a) Placa DEMOQE.



(b) Painel frontal do programa CodeWarrior.

Figura 3.3: Placa DEMOQE e programa de desenvolvimento CodeWarrior da Freescale.

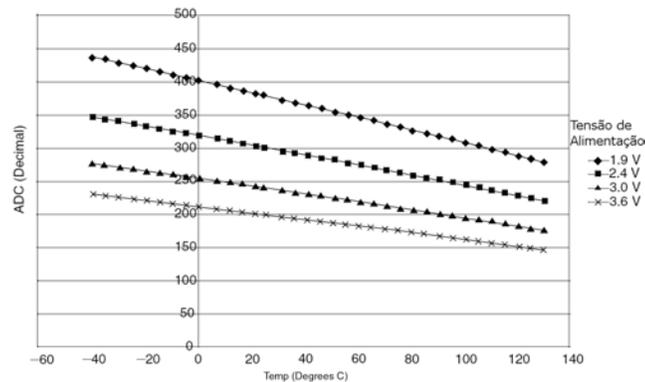


Figura 3.4: Resposta do sensor de temperatura [42].

Nota-se que para fazer uma correta leitura do sensor de temperatura deve-se conhecer a tensão de alimentação do microcontrolador, e devido a nossa alimentação ser feita com bateria esta tensão deve ser monitorada constantemente. Para calcular a tensão de alimentação utilizamos a Equação 3.2 a qual depende da tensão de referência *bandgap* lida em um dos canais do ADC.

$$V_{bat} = \frac{65.535 \times 1,17}{B_{gADC}}, \quad (3.2)$$

Sendo que V_{bat} é a tensão de alimentação da bateria e B_{gADC} a tensão de *bandgap*.

3.2 Sensores

Foram selecionados dois acelerômetros da Freescale com sensibilidade ajustável (MMA7260QT e MMA7261QT) e dois giroscópios da InvenSense (IDG-300 e IDG-1004) baseados nos seguintes critérios de seleção: faixa de operação, range dinâmico, tamanho, consumo de corrente, tensão de

operação, número de eixos, tipo de saída, encapsulamento e custo. As características e as placas de teste dos sensores selecionados são apresentadas em detalhe a seguir.

3.2.1 Acelerômetros MMA7260 e MMA7261

O Acelerômetro MMA7260 com sensibilidade ajustável foi introduzido no mercado pela Freescale em maio de 2005. Este circuito integrado de micro máquina de superfície, consiste em duas células capacitivas sensoras (*g-cell*) e um circuito de condicionamento de sinal específico ASIC (*Application Specific Integrated Circuit*). Os elementos sensores encontram-se hermeticamente selados através de uma cobertura com micro máquina de corpo (*bulk micromachined*) [21]. Na Figura 3.5 é apresentado um diagrama funcional simplificado dos dois acelerômetros.

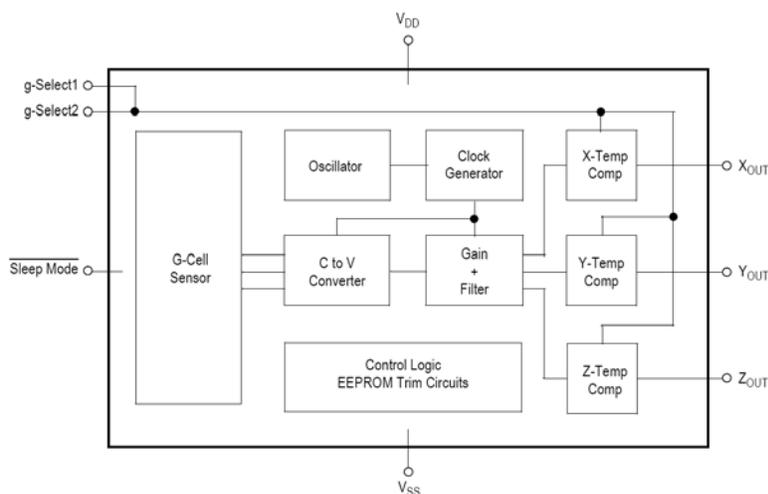


Figura 3.5: Diagrama funcional simplificado do MMA7260/1 [21].

Os dois acelerômetros utilizados são pino-a-pino compatíveis e possuem quase as mesmas características, porém diferentes sensibilidades. As características mais importantes dos dois acelerômetros da Freescale são as seguintes [21] [43]:

- Sensibilidade ajustável.
- Baixo consumo de corrente: 500 μA .
- Consumo de corrente em modo de espera (*sleep mode*): 3 μA .
- Baixa tensão de operação: 2,2 V - 3,6 V.
- *Offset*: ± 200 mV
- Dimensões do encapsulamento QFN-16: 6x6x1.45 mm.
- Alta sensibilidade: 800 - 120 mV/G.

- Rápido tempo de ativação: 2 ms.
- Filtro passa-baixa integrado.
- Alta resistência à impactos, podendo chegar até: 2 kG.
- Baixo custo: adquirido no Brasil R\$ 15,25 na Farnell.

Quanto a sensibilidade, é importante notar que ela é ratiométrica, ou seja, varia linearmente com a tensão de alimentação. As sensibilidades dos dois acelerômetros para uma tensão de alimentação de 3,3 V são apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Sensibilidades dos acelerômetros MMA7260QT e MMA7261QT.

		MMA7260QT		MMA7261QT	
G-SEL2	G-SEL1	Range [G]	Sensibilidade [mV/G]	Range [G]	Sensibilidade [mV/G]
0	0	1,5	800	2,5	480
0	1	2	600	3,3	360
1	0	4	300	6,7	180
1	1	6	200	10	120

A orientação dos eixos do sensor, para a aceleração dinâmica é apresentada na Figura 3.6(a). A tensão de saída estática (a única aceleração imposta é a gravidade), medida pelo acelerômetro de forma ideal, quando alimentado com 3,3 V e no *range* de 1,5 G, é apresentada na Figura 3.6(b).

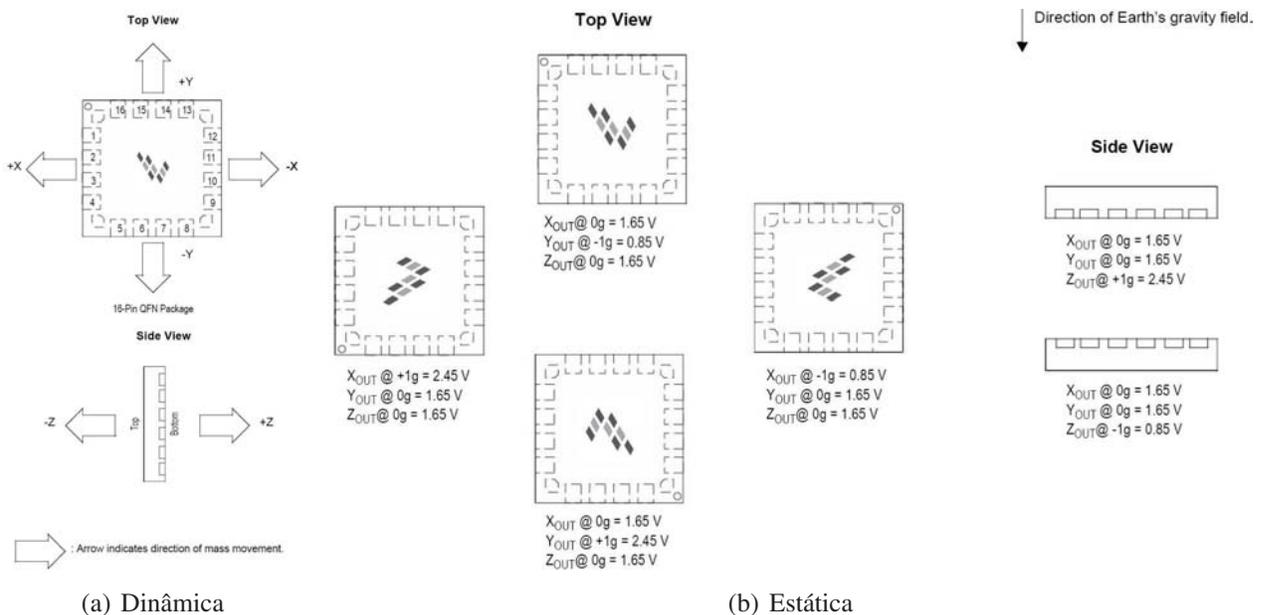


Figura 3.6: Aceleração dinâmica e estática medida pelo acelerômetro de forma ideal [21].

3.2.2 Placas de teste para acelerômetros

Foram construídas duas placas de teste (Figura 3.7(a)) para poder ter acesso aos sinais dos acelerômetros triaxiais. As placas facilitaram a interligação dos sensores com a *proto-board*, o manuseio para efeitos de calibração e a fixação sobre a plataforma de deslocamento no sistema SACTAG. A Freescale tem uma placa de teste comercial similar, mas a seleção do range de aceleração tem que ser feita mediante chave DIP [44]. A partir das amostras dos acelerômetros para pesquisa universitária, doadas pela Freescale, foi mais viável desenhar a nossa própria placa de testes.

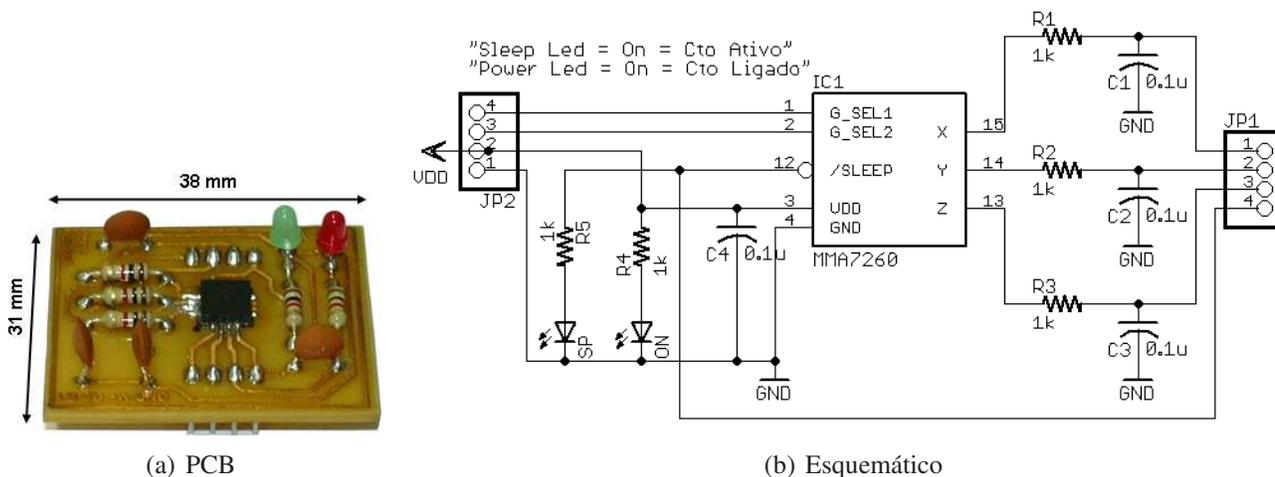


Figura 3.7: PCB e esquemático da placa de teste do acelerômetro.

Ambas as placas construídas são iguais (possuindo altura de 31 mm e largura de 38 mm), mudando somente o modelo do acelerômetro soldado em cada uma. A placa possui um LED (*Light-Emitting Diode*) vermelho para indicar que a fonte de alimentação esta ligada ao circuito; duas linhas para selecionar o range de aceleração, os quais podem ser deixados em uma tensão fixa ou controlados por meio de sinais digitais do DAQ ou do microcontrolador; uma entrada para o modo *sleep* e filtros passa-baixa RC ($R=1\text{ k}\Omega$ e $C=0,1\text{ }\mu\text{F}$) em cada uma das saídas para minimizar o ruído gerado pelo *clock* interno do acelerômetro. O esquemático da placa de teste é apresentado na Figura 3.7(b).

Uma característica importante destes acelerômetros é a função de modo *sleep* ou de baixo consumo, na qual o consumo de corrente diminui de $500\text{ }\mu\text{A}$ da operação normal para $3\text{ }\mu\text{A}$. Para habilitar esta função, a entrada *sleep* da placa de teste, ou pino 12 do acelerômetro deve estar em um nível baixo de tensão, o LED verde ficará aceso. Para regressar à operação normal, basta colocar um nível alto na entrada *sleep*, o LED verde ficará desligado e o acelerômetro ficará habilitado. É importante lembrar que no modo de baixo consumo o acelerômetro não responde diante de nenhuma aceleração e suas três saídas ficam em um valor indeterminado de tensão.

O desenho do *layout* de todas as placas desenvolvidas neste trabalho foi feito no programa Eagle[®] [45] e posteriormente o *layout* foi enviado para a empresa Alfapress de Campinas onde foram fabricados os PCBs. A Figura 3.8 apresenta o programa Eagle[®] com o *layout* da placa do acelerômetro.

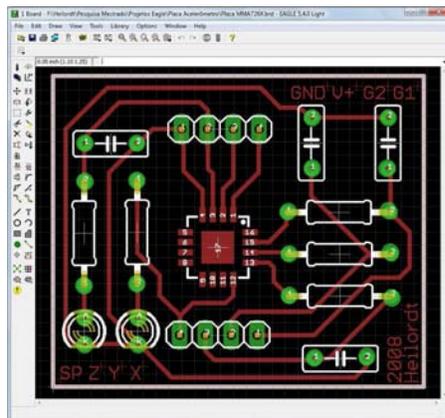


Figura 3.8: *Layout* da placa de teste dos acelerômetros.

Realizamos a soldagem de acordo com as recomendações do fabricante [46], sem ultrapassar a temperatura máxima de 250°C nem o tempo máximo de 30 segundos, mas devido ao tipo de encapsulamento do sensor (QFN - *Quad Flat No Leads Package*), cujos terminais ficam por baixo, foi preciso utilizar uma estação de re-trabalho com jato de ar quente. Este trabalho de soldagem foi realizado cuidadosamente e evoluiu de acordo com a nossa prática.

Finalmente para facilitar o manuseio e o alinhamento com os eixos ortogonais durante o processo de calibração uma das placas de teste foi cuidadosamente colocada dentro de uma caixa de “Tic Tac”, (Figura 3.9).

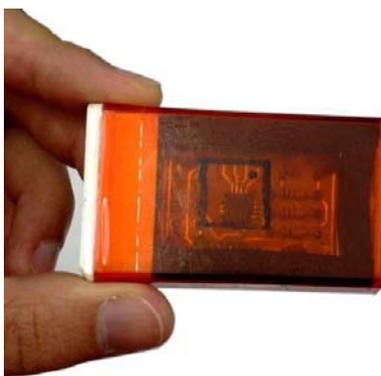


Figura 3.9: “Tic Tac” Sensor MMA7261QT.

3.2.3 Giroscópios IDG-300 e IDG-1004

O IDG-300 [47] é um giroscópio biaxial o qual consiste em dois giroscópios vibratórios MEMS independentes. Um detecta a rotação em torno do eixo X e o outro detecta a rotação em torno do eixo Y. O giroscópio utiliza dois elementos sensores com uma nova configuração com duas massas vibratórias em silício fabricadas com tecnologia *bulk silicon* da IvenSense. Este sensor incorpora um filtro passa-baixa e uma EEPROM para a calibração do *chip* feita na fábrica (Figura 3.10). Segundo a IvenSense este sensor foi desenhado especificamente para atender a demanda de aplicações de usuários que requerem, baixo custo, tamanho reduzido e alto desempenho [47].

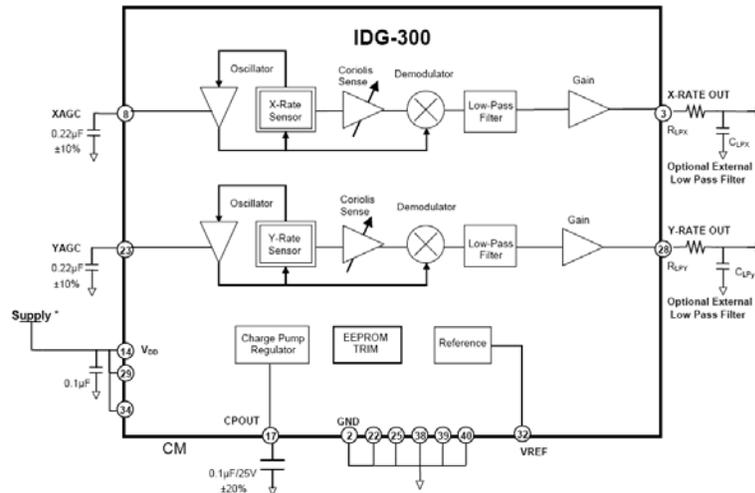


Figura 3.10: Diagrama funcional simplificado do IDG-300 [47].

O fabricante recomenda um filtro passa-baixa RC com frequência de corte menor que 2 kHz para atenuar altas frequências e ruídos. A largura de banda do sensor é limitada pelo filtro passa-baixa interno em 140 Hz. O IDG-300 não é *ratiometric*, ou seja, ao contrário do acelerômetro da Freescale o sinal de saída é independente da tensão de alimentação. Algumas das características do IDG-300 são:

- Dois eixos de rotação X e Y.
- *Full scale range*: $\pm 500^\circ/s$.
- Sensibilidade: $2 \text{ mV}/^\circ/s$.
- Baixa tensão de operação: 3,0 V - 3,3 V.
- Dimensões do encapsulamento QFN-40: 6x6x1.4 mm.
- Alta rejeição à vibração.
- Alta seletividade cruzada.

- Filtro passa-baixa integrado.
- Alta resistência à impactos, podendo chegar até: 5 kG.
- Baixo custo, 30 USD nos Estados Unidos.

O IDG-1004 [48] é um giroscópio da mesma família do IDG-300, mas com algumas diferenças importantes. O range de operação é de $\pm 50^\circ/\text{s}$, sua sensibilidade é o dobro do IDG-300 ($4 \text{ mV}/^\circ/\text{s}$), como consequência disso possui mais um estágio de amplificação, tem maior resistência à impactos (10 kG) e mesmo tendo o mesmo encapsulamento do IDG-300, entretanto eles não são pino a pino compatíveis. Os eixos de rotação dos dois giroscópios são iguais como apresentado na Figura 3.11.



Figura 3.11: Orientação dos eixos de rotação dos giroscópios IDG-300/1004 [48] [47].

A orientação do giroscópio deve ser bem controlada na etapa de soldagem na PCB, pois pequenos desalinhamentos do *chip* com relação ao PCB podem causar um aumento da chamada sensibilidade cruzada (*cross-axis*), ou seja, na pratica o eixo Y vai ter alguma resposta com rotações feitas no eixo X ou vice versa. Na Figura 3.12 observa-se a linha tracejada que representa os eixos do giroscópio e a linha contínua com os eixos do PCB, aumentos do ângulo entre os eixos (θ) geram problemas de sensibilidade cruzada como observado na Tabela 3.2 [49].

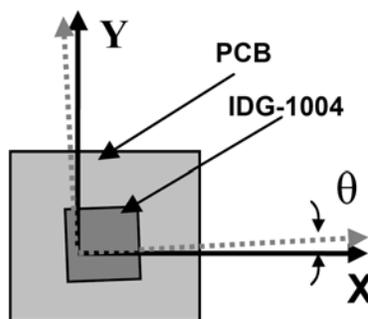


Figura 3.12: Orientação dos eixos do giroscópio com relação ao PCB [49].

O *bias* ou saída estática do giroscópio quando a velocidade angular é zero, é tipicamente 1,5 V. Contudo, as variações do *bias* em função do tempo não são apresentadas pelo fabricante. Se o sistema

Tabela 3.2: Sensibilidade cruzada em relação ao ângulo de desalinhamento [49].

Erro de orientação [θ]	Sensibilidade cruzada [$\sin\theta$]
0°	0%
0,5°	0,87%
1°	1,75%

tem momentos conhecidos, nos quais a velocidade angular é zero, o valor do *bias* presente na saída pode ser medido e utilizado para compensar o sinal de saída quando o sistema está em movimento. Outra opção é utilizar outros sensores para acompanhar e corrigir o *bias* do giroscópio durante longos períodos de tempo, como GPS, sensores infravermelhos ou magnéticos. [47].

3.2.4 Placas de teste para giroscópios

A placa do giroscópio foi projetada para servir como placa de teste e posteriormente a mesma é incorporada ao protótipo SM-MAE. Para se obter os três eixos de rotação é necessário que o giroscópio fique ortogonal à placa base, portanto o sensor é soldado perpendicularmente a esta placa. O PCB foi projetado para utilizar os dois giroscópios (IDG-300 e IDG-1004) com um mesmo PCB, para isso é preciso colocar ou retirar alguns *jumper*s durante a soldagem, dependendo do giroscópio. Na Figura 3.13 é apresentado o esquemático e a placa de teste dos giroscópios, cuja altura é 20 mm e a largura de 25 mm. Contudo é importante notar que a InvenSense tem placas de teste comerciais um pouco maiores para ambos os giroscópios [50], [51].

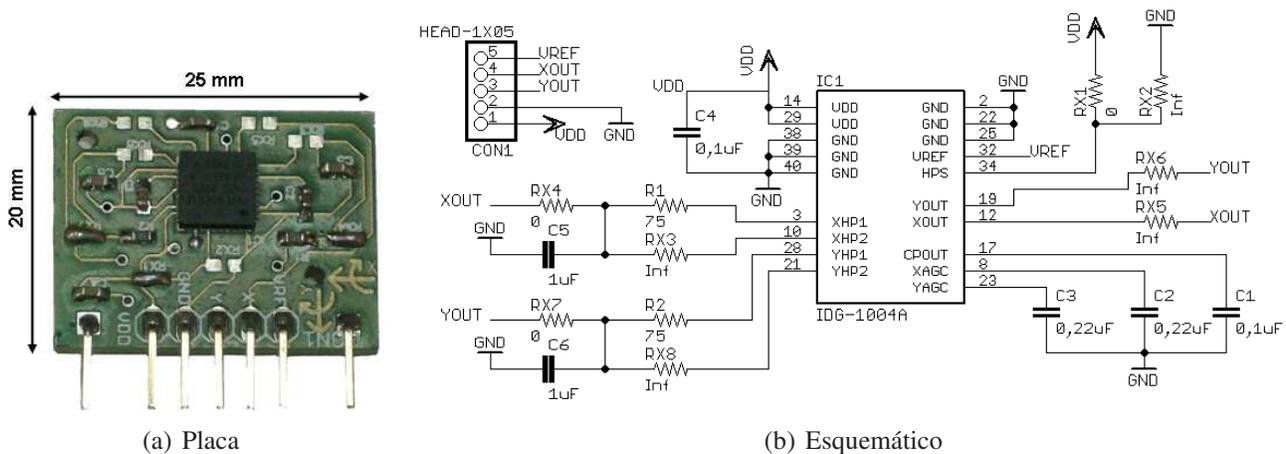


Figura 3.13: PCB e esquemático da placa de teste do giroscópio.

Os giroscópios utilizados nas placas de teste e no protótipo SM-MAE foram adquiridos por meio do programa de apoio a pesquisa universitária estabelecido com a InvenSense, obtendo-se três

amostras de cada sensor.

O circuito do giroscópio possui um filtro passa-baixa RC ($R=750 \Omega$ e $C=0,1 \mu\text{F}$) com frequência de corte em 2 kHz em cada uma das saídas analógicas, para atenuar o ruído de alta frequência gerado pelo oscilador interno. Dois capacitores externos são necessários para o circuito interno de compensação e controle de ganho de amplitude (XAGC e YAGC iguais a $0,22 \mu\text{F}$), e um capacitor de $0,1 \mu\text{F}$ para elevar a tensão de carga interna. Na Figura 3.14 é apresentado o *layout* da placa.

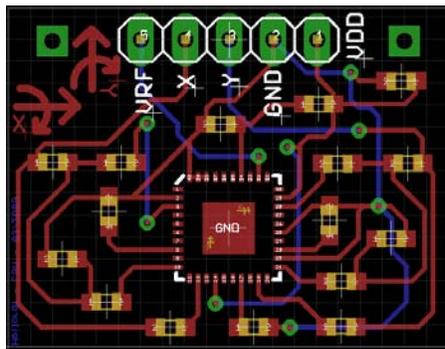


Figura 3.14: *Layout* da placa de teste do giroscópio.

A soldagem do giroscópio em cada uma das placas de teste foi feita por empresa especializada, Giezfea de São Paulo. Os outros componentes SMD (*Superficial Monting Device*) da placa foram soldados em nosso próprio laboratório.

3.3 Módulos XBee/Xbee-Pro

A comunicação sem fio entre o módulo base e o módulo remoto do sistema SM-MAE é efetuada por intermédio dos módulos RF XBee e Xbee-Pro da digi (antiga MaxStream) introduzidos no mercado internacional em 2007. Estes módulos são mostrados na Figura 3.15.

Os módulos foram desenhados para trabalhar com o padrão IEEE 802.15.4, provendo uma solução confiável de baixo custo e baixo consumo para redes sem fio de sensores. O XBee e o XBee-PRO, são pino a pino compatíveis, sendo a potência e o alcance de transmissão, as suas maiores diferenças. Na Tabela 3.3 são apresentadas as principais especificações de ambos os módulos [52].

O Xbee e/ou Xbee-Pro podem operar de forma autônoma ou ligados mediante uma porta série assíncrona (UART *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*). Quando configurados para trabalhar de forma autônoma podem transmitir os dados presentes nas entradas analógicas ou I/O digitais de um módulo para outro, sendo esta característica especialmente útil para aplicações que não requeiram mais de 6 canais analógicos nem taxas de amostragem superiores a 167 Hz por canal.

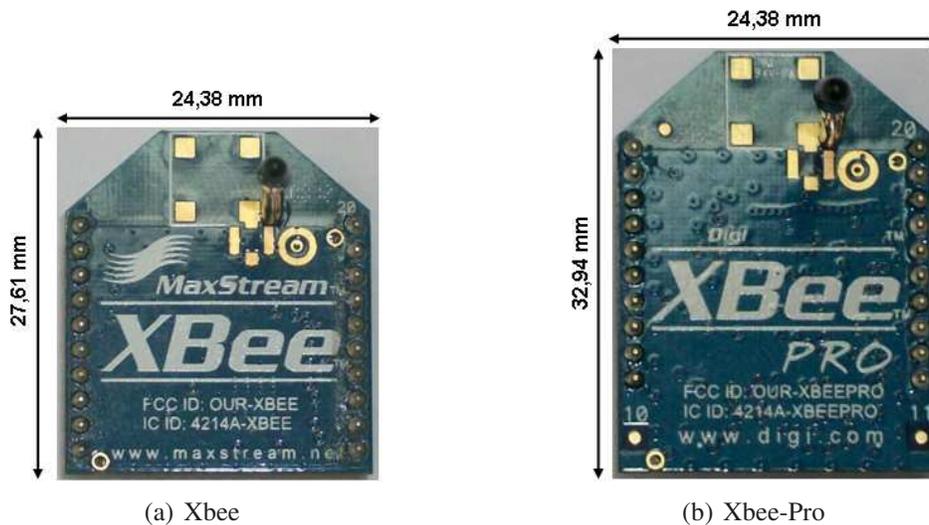


Figura 3.15: Módulo Xbee e Xbee-Pro da Digi.

Tabela 3.3: Especificações dos módulos XBee/XBee-PRO.

Especificação	XBee	XBee PRO
Alcance urbano	30 m	100 m
Alcance em linha de visão	100 m	1500 m
Potência máxima transmitida	1mW (0 dBm)	60 mW (18 dBm)
Faixa de RF	250 kbps	
Faixa da interface serial	1,2 - 115,2 kbps	
Sensibilidade do receptor	-92 dBm	-100 dBm
Tensão de alimentação	2,8 – 3,4 V	
Corrente na transmissão	45 mA @3,3 V	PL=0 (10dBm): 137mA @3,3 V PL=1 (12dBm): 155mA @3,3 V PL=2 (14dBm): 170mA @3,3 V PL=3 (16dBm): 188mA @3,3 V PL=4 (18dBm): 215mA @3,3 V
<i>Idle</i> /Corrente na recepção	50 mA @3,3 V	55 mA @3,3 V
Corrente em <i>sleep</i>	< 10 μ A	
Frequência de operação	ISM 2,4 GHz	
Dimensão	2,438 x 2,761 cm	2,438 x 3,294 cm
Temperatura de operação	-40 até 85° C	
Opções de antena	<i>Integrated Whip, Chip or U.FL Connector</i>	
Topologias de rede	<i>Point-to-point, Point-to-multipoint and Peer-to-peer</i>	
Número de canais	16	12
Canais analógicos ou I/O	6 canais analógicos ou 6 I/O digitais	

A segunda alternativa de interligação é através da UART. Usando esta porta série, o módulo pode se comunicar com qualquer outro dispositivo lógico com tensão compatível à UART, geralmente microcontroladores. Os dispositivos com interface UART podem ser ligados diretamente aos pinos do módulo RF como ilustrado na Figura 3.16.

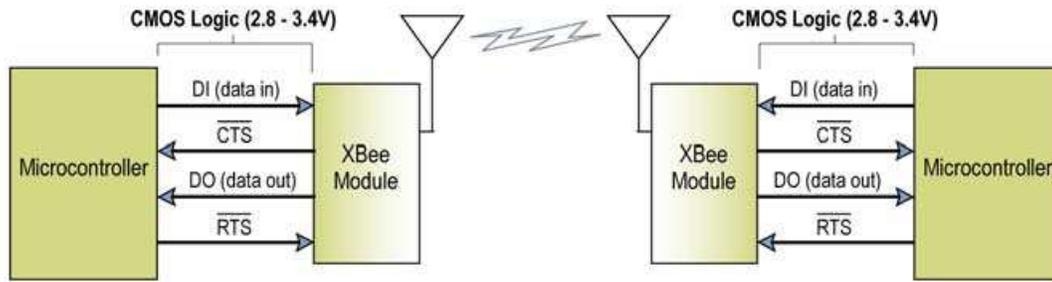


Figura 3.16: Diagrama de transmissão de dados com módulos RF XBee [52].

A UART executa tarefas tais como o sincronismo e verificação da paridade, que são necessárias para a transmissão de dados. A comunicação série necessita que as duas UARTs estejam configuradas com parâmetros compatíveis (taxa de transmissão, paridade, *bit* de início, *bit* de parada e *bits* de dados). Os dados entram no módulo RF através do pino DI (*Data In*) com um sinal série assíncrono, quando não existem dados a serem transmitidos o sinal no pino DI deve ficar em um nível lógico alto. O protocolo de comunicação utilizado pela UART é igual ao RS-232, onde cada pacote de dados contém um *bit* de início (baixo), 8 *bits* de dados (menos significativo vem primeiro) e um *bit* de parada (alto) como ilustrado na Figura 3.17.

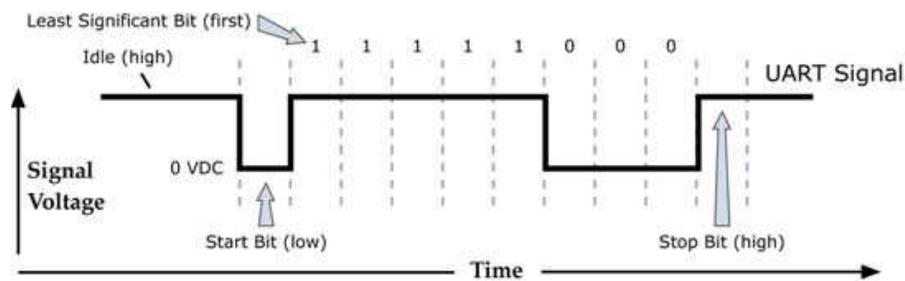


Figura 3.17: *Bits* a serem transmitidos pela UART através do módulo RF [52].

Os módulos Xbee quando ligados pela UART possuem dois modos de operação: API (*Application Programming Interface*) e transparente. No API as operações são baseadas em *frames* e eventos, os quais podem ser programados pelo usuário. O modo transparente é o modo padrão, neste modo os módulos agem como uma substituição de porta série, em que todos os dados recebidos pelo pino DI são acumulados para transmissão RF, e os dados recebidos pela RF são enviados pelo pino DO. No sistema SM-MAE os módulos foram configurados em modo transparente.

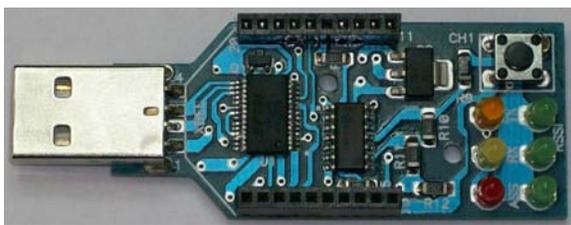
No modo transparente, o XBee somente envia uma trama RF quando uma das seguintes condições é verdadeira:

- Nenhum caractere série é recebido durante o período de tempo determinado pelo parâmetro RO (*Packetization Timeout*). Se $RO = 0$, o empacotamento começa quando um carácter é recebido.

- Quando são recebidos 100 *bytes* de dados que é o valor máximo em uma trama.
- A sequência do modo de comando (GT (*Guard Times*) + CC (*Command Sequence Character*) + GT) é recebida. Qualquer carácter colocado no *buffer* do DI antes da sequência é transmitido.

Se nenhuma das condições anteriormente descritas for satisfeita então os dados série enviados para o XBee são armazenados no *buffer* do DI.

Para a programação de cada módulo foi utilizado o programa X-CTU de configuração da Digi e a placa de interface serial da RogerCom [27] como apresentado na Figura 3.18. Os módulos podem ser programados mediante uma sequência de comandos AT em qualquer programa de tipo terminal ou na interface gráfica do programa X-CTU como apresentado na Figura 3.19.



(a) Placa USB-RogerCom



(b) Placa e Módulo RF

Figura 3.18: Placa de interface USB-RogerCom com e sem módulo Xbee.

"AT" Prefix + ASCII Command + Space (Optional) + Parameter (Optional, HEX) + Carriage Return

Example: ATDL 1F<CR>

(a) Sintaxis AT

(b) X-CTU

Figura 3.19: Programação com comandos AT ou com o programa X-CTU [52].

O Xbee/Xbee-Pro possui 71 parâmetros agrupados em sete categorias: Rede e segurança, interface de RF, baixo consumo, interface serial, configuração de I/O, diagnóstico e opções. Cada parâmetro possui uma configuração padrão de fábrica. Na Tabela 3.4 são apresentados os parâmetros modificados da configuração padrão, tanto para a placa base quanto para a placa móvel do SM-MAE.

O parâmetro PL do módulo Xbee-Pro contém um bloqueio no *firmware* limitando a potência em 10 dBm.

Tabela 3.4: Parâmetros configurados nos módulos XBee/XBee-PRO.

Parâmetro	Base (Xbee-Pro)	Remoto (Xbee-Pro)	Remoto (Xbee)
DL (<i>Destination low address</i>)	1234	5678	5678
MY (<i>Source address</i>)	5678	1234	1234
NI (<i>Node identifier</i>)	BASE	REMOTO1	REMOTO2
PL (<i>Power Level</i>).	0 (10 dBm)	0 (10 dBm)	4 (0 dBm)
SM (<i>Sleep Mode</i>)	0 (<i>no Sleep</i>)	2 (<i>Pin Doze</i>)	2 (<i>Pin Doze</i>)
BD (<i>Interface data rate</i>)	3 (9600 bps)	3 (9600 bps)	3 (9600 bps)
RO (<i>Packetization timeout</i>)	0	0	0
IT (<i>Samples before TX</i>)	0	0	0
IR (<i>Sample Rate</i>)	0	0	0

3.4 Fonte de alimentação

A alimentação da placa móvel é feita com bateria, porém é preciso utilizar uma bateria de alta capacidade de corrente para ter uma boa autonomia e ao mesmo tempo esta deve ser pequena e leve. Inicialmente pensou-se em utilizar baterias de lítio de 3 V tipo botão (ver Figura 3.20), as quais são pequenas, leves, de fácil fixação na placa de circuito impresso e com capacidades de corrente desde 25 mAh até 540 mAh, contudo esta alternativa foi descartada devido a máxima corrente contínua da série CR ficar em torno de 3 mA e o consumo médio da placa é 88 mA. Na Tabela 3.5 são apresentadas as características das baterias de lítio da série CR comparando dois fabricantes: Renata e Varta *batteries* [53] [54].



Figura 3.20: Baterias de lítio da série CR [54].

Para atender o consumo de corrente do sistema foi utilizada uma bateria recarregável *Lithium Prismatic* (ver Figura 3.21) as quais são utilizadas em aplicações modernas como *notebooks*, telefones celulares, dispositivos de navegação portáteis, MP3s entre outros [54]. Este tipo de bateria esta disponível com capacidades de corrente entre 150 e 1900 mAh, com uma tensão nominal de 3,7 V, um desenho compacto, baixo peso e com uma alta capacidade em termos de descarga de corrente contínua. Na Tabela 3.6 são apresentadas as principais características de algumas das referências da Varta [54].

Tabela 3.5: Características das baterias de lítio de 3V [53] [54].

Referência	Tensão nominal [V]	Capacidade padrão [mAh]	Corrente de descarga padrão [mA]	Max. corrente de descarga contínua [mA]	Max. corrente de descarga impulso [mA]	Peso [g]	Diametro [mm]
CR1216	3,0	25	0,05	1,0	5	0,7	12,5
CR1220	3,0	38	0,05	1,0	5	0,8	12,5
CR1616	3,0	50	0,1	1,0	8	1,1	16,0
CR1620	3,0	68	0,1	1,0	8	1,2	16,0
CR2016	3,0	80	0,2	3,5	10	1,7	20,0
CR2025	3,0	170	0,3	3,0	10	2,3	20,0
CR2032	3,0	235	0,4	3,0	10	2,8	20,0
CR2430	3,0	285	0,5	4,0	20	4,1	24,5
CR2450	3,0	540	0,8	3,0	20	5,9	24,5



(a) Bateria do SM-MAE



(b) Bateria de celular

Figura 3.21: Baterias recarregáveis *Lithium Prismatic*.Tabela 3.6: Características das baterias recarregáveis *Lithium Prismatic* [54].

Referência	Tensão nominal [V]	Capacidade padrão [mAh]	Max. corrente de descarga contínua [mA]	Espessura [mm]	Altura [mm]	Largura [mm]	Peso [g]
LPP 402025 CE	3,7	150	280	4,3	25,5	20,5	3,7
LPP 402934 E	3,7	310	600	4	34,2	29,2	8
LPP 473350 8TH	3,7	970	1840	4,7	50	33	17,1

A tensão fornecida pela bateria é de 3,7 V, e a tensão de alimentação para os diferentes circuitos é de 3,0 V, desta forma, não é possível utilizar um regulador LDO (*Low Drop Output Regulator*) pois a queda de tensão no regulador é de aproximadamente 1 V. A solução foi utilizar um circuito de regulação com um diodo zener e um resistor, além de um filtro RC passa-baixa e um capacitor na saída da alimentação para amortecer os picos de corrente quando o circuito de RF é ligado. Para realizar a recarga da bateria foi adaptado um celular descartado, desta forma não foi necessário implementar o circuito do carregador dentro da placa. O esquemático da fonte de alimentação é o celular utilizado para carregar a bateria são mostrados na Figura 3.22.

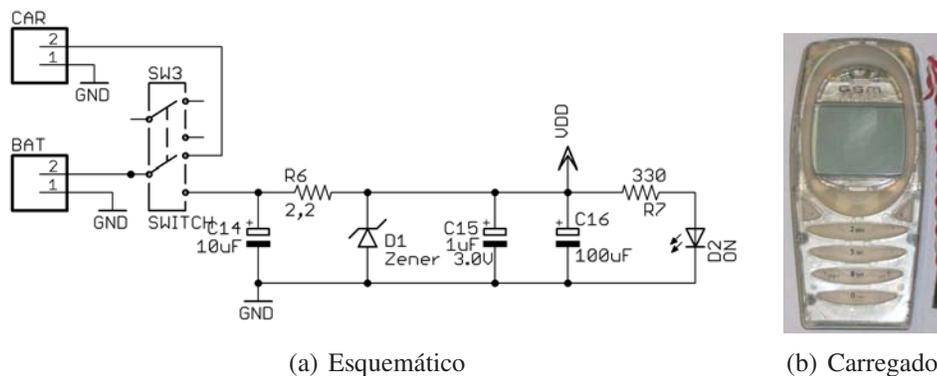


Figura 3.22: Fonte de alimentação e carregador SM-MAE.

Nas Tabelas 3.7, 3.8 são apresentadas as medições de corrente dos módulos de RF e de cada um dos componentes do sistema SM-MAE, junto com o valor teórico fornecido pelo fabricante. O consumo total do sistema quando todos os sensores estão habilitados foi de 88 mA.

Tabela 3.7: Consumos de corrente dos módulos XBee/XBee-Pro.

Módulo RF	XBee		XBee PRO	
	Medição @3,1 V	Fabricante	Medição @3,1 V	Fabricante
Corrente SM =1	2,2 μ A	8 μ A @3,1 V	3,3 μ A	12 μ A @3,1 V
Corrente SM =2	35,4 μ A	37 μ A @3,1 V	35,6 μ A	39 μ A @3,1 V
Idle/Corrente na recepção	51,4 mA	50 mA @3,3 V	57,7 mA	55 mA @3,3 V
Corrente na transmissão PL=0	(-10 dBm) 48,2 mA	45 mA @3,3 V	59,5 mA	139 mA @3,0 V
PL=1	(-6 dBm) 48,3 mA		59,2 mA	153 mA @3,0 V
PL=2	(-4 dBm) 48,5 mA		59,6 mA	171 mA @3,0 V
PL=3	(-2 dBm) 48,9 mA		59,4 mA	195 mA @3,0 V
PL=4	(0 dBm) 49,2 mA		59,5 mA	227 mA @3,0 V

Tabela 3.8: Consumos de corrente dos circuitos que compõem o SM-MAE.

	Medição @3,1 V	Fabricante
Placa do Acelerômetro Ligado	2,08 mA	500 μ A @3,3 V
Placa do Acelerômetro Sleep	1,57 mA	3 μ A @3,3 V
Placa do Giroscópio	8,36 mA @2,93 V	9,5 mA @3,3 V
Microcontrolador	22 mA	30 mA

Finalmente foi calculada a autonomia do sistema baseado nos consumos de corrente acima citados, utilizando uma folha de cálculo disponível no site da mesma fabricante dos módulos de RF. A autonomia do sistema SM-MAE utilizando todos os sensores e o módulo Xbee-Pro é de aproximadamente 10 horas.

3.5 SACTAG

Esta seção apresenta uma descrição do Sistema de Aquisição, Calibração e Teste de Acelerômetros e Giroscópios (SACTAG), incluindo uma breve explicação dos esquemas elétricos e sua conexão com o *Data Acquisition* (DAQ) NI-USB-6251 da *National Instruments* [55]. Este sistema foi desenvolvido para caracterizar e testar os sensores sob condições controladas no laboratório, antes de desenvolver o sistema SM-MAE. A Figura 3.23 apresenta o diagrama de blocos do SACTAG.

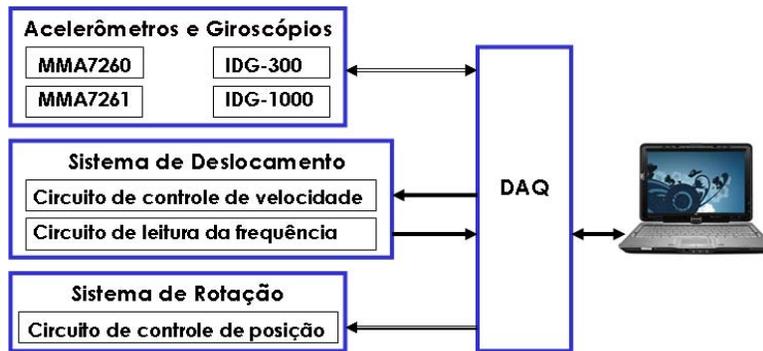


Figura 3.23: Diagrama em blocos do SACTAG.

O SACTAG inclui os seguintes componentes de *hardware*: uma placa para cada um dos acelerômetros (MMA7260 e MMA7261), uma placa para cada um dos giroscópios (IDG-300 e IDG-1000), uma plataforma mecânica para deslocamento (*shaker* mecânico) [56], um sistema de rotação, um circuito para leitura da frequência do motor do *shaker* mecânico, circuitos de potência para o controle da velocidade da plataforma de deslocamento e da posição do sistema de rotação, e uma placa DAQ NI USB-6251.

A placa DAQ utilizada no SACTAG possui duas saídas analógicas, 16 entradas analógicas com resolução de 16 *bits*, as quais podem ser ligadas em configuração diferencial (8 canais), *Referenced Single-Ended* (RSE) (16 canais) ou *Non-Referenced Single-Ended* (NRSE) (16 canais). 24 canais digitais, divididos em três portas, sendo 16 do tipo *Programmable Function Interface* (PFI). O DAQ pode amostrar até 1 Ms/s em modo multi canal e possui uma memória interna para 4095 amostras [57] [55]. O esquema geral do DAQ é mostrado na Figura 3.24.

A interface gráfica do SACTAG permite a leitura e escrita do acelerômetro triaxial, a leitura do giroscópio biaxial, controla a velocidade da plataforma de deslocamento e lê a frequência da mesma. Controla o motor de passo do sistema de rotação, realiza calibração, processamento e exibição dos sinais, oferecendo uma interface dinâmica e simples para o usuário. Internamente o SACTAG é uma máquina de estados que possui 14 estados que podem ser observados através do diagrama de transição de estados mostrado na Figura 3.25. Cada estado é responsável por uma aplicação, nos estados “*Stand*

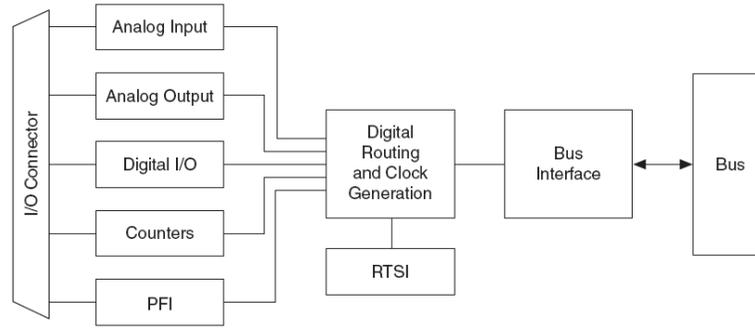


Figura 3.24: Esquema geral do DAQ [57].

By” e Rotação, o usuário tem acesso às opções de configuração e alteração de tarefas. Uma breve descrição de cada um dos estados é apresentada a seguir:

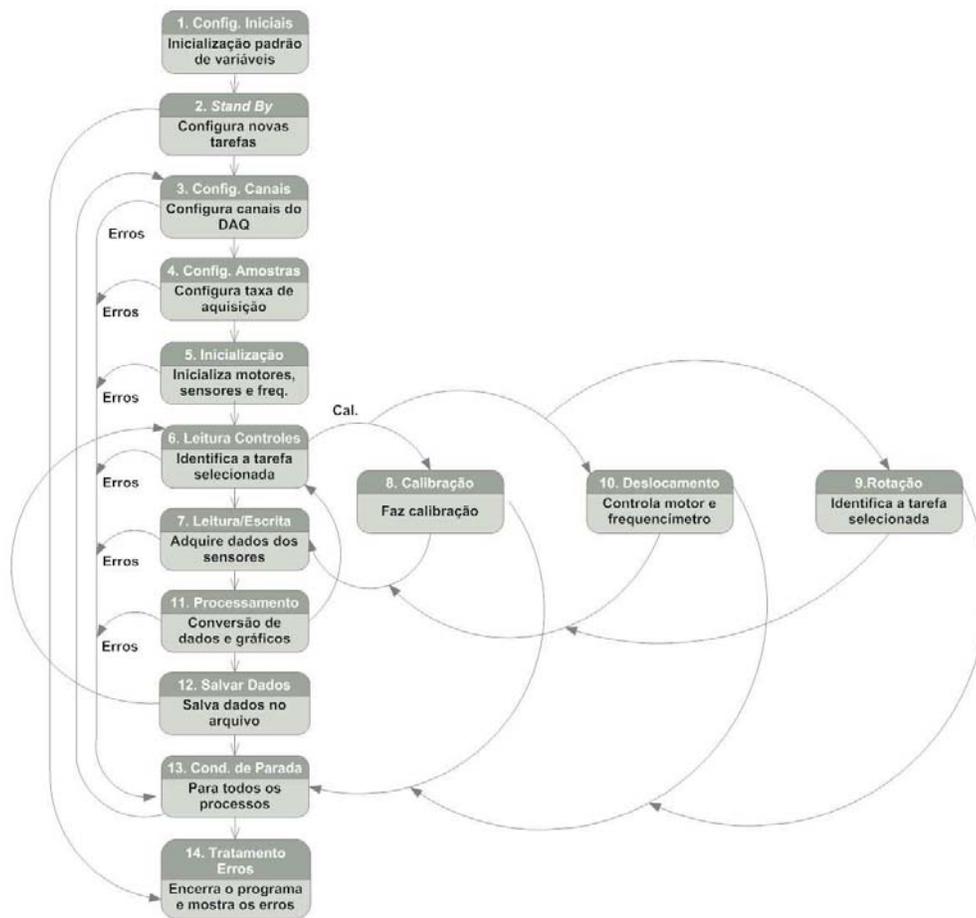


Figura 3.25: Diagrama de transição de estados do SACTAG.

1. Estado Inicial ou Configurações Iniciais: Seleciona as variáveis apresentadas no painel frontal para seus valores pré-definidos.

2. *Stand By*: Espera enquanto o usuário configura novas tarefas.
3. Configuração de Canais: Configura os canais analógicos, digitais e contadores do DAQ.
4. Configuração de amostragem: Configura a amostragem dos canais analógicos.
5. Inicialização: Inicializa o motor de passo, o motor DC, o acelerômetro e o frequencímetro.
6. Leitura dos controles da tela: Identifica a tarefa selecionada pelo usuário.
7. Leitura e escrita dos canais: Adquire medidas do acelerômetro e o giroscópio.
8. Calibração: Se habilitado realiza a calibração.
9. Rotação: Realiza o controle do motor de passo.
10. Deslocamento: Realiza o controle do motor DC e do frequencímetro.
11. Processamento: Processa os dados obtidos e os converte em gráficos na tela.
12. Salvar dados: Salva os dados adquiridos em um arquivo.
13. Condição de parada: Para todos os processos.
14. Estado Final ou Tratamento de Erros: Encerra o programa e exibe mensagem de erro, se houver.

3.5.1 Configurações

O SACTAG, possui três abas de configurações: Painel principal, Configuração e Salvar; e seis modos de operação: Calibração, Rotação, Deslocamento, Aquisição, Aquisição com Rotação e Aquisição com Deslocamento. A apresentação dos sinais adquiridos é feita na forma de gráficos (parte inferior da Figura 3.26), e em forma de mostradores (direita da mesma Figura). Em algumas abas também são mostrados os resultados, como na Calibração, Rotação e Deslocamento.



Figura 3.26: Imagem do Painel Frontal do SACTAG.

O Painel Principal é a aba padrão inicial do programa sendo o local onde pode ser selecionado o tipo de aquisição que será utilizado, as configurações de amostragem e opções para salvar os dados em arquivo e medição por tempo pré-estabelecido. Sem selecionar nenhuma opção, o SACTAG está configurado para adquirir dados com parâmetros pré-estabelecidos, sendo o sinal atualizado na tela para observação do usuário. Os sinais são adquiridos, apenas utilizando o botão Aquisição.

A aquisição pode ser interrompida a qualquer momento re-pressionando o mesmo botão Aquisição, ou o botão *Stop*. Em ambos os casos as tarefas serão finalizadas, entretanto para o primeiro, é possível configurar novas tarefas e no outro, o programa será completamente finalizado.

Pelo Teorema de Nyquist, se a frequência de amostragem é no mínimo, duas vezes maior que a máxima frequência do sinal f_s , toda informação pode ser extraída [33]. No nosso caso, a frequência máxima é determinada pela largura de banda dos sensores ($f_s=150$ Hz). O tipo de amostragem pode ser configurado como finito, o qual permite adquirir o número de amostras selecionado, ou contínuo, que permite adquirir amostras repetidamente. O número de amostras determina a quantidade de amostras que será adquirida na amostragem finita.

A aba de configuração (Figura 3.27) permite ao usuário ter acesso às opções de configuração físicas dos canais, para fazer os ajustes, no caso de acontecer alguma alteração no *hardware*.

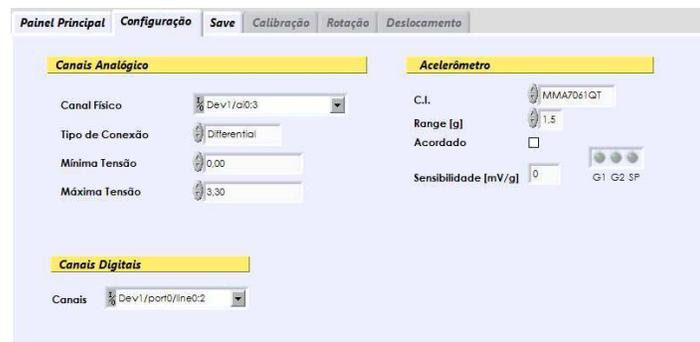


Figura 3.27: Imagem da aba configuração no Painel Frontal.

A opção Salvar (Figura 3.28) permite que o usuário escolha o nome do arquivo que conterà os dados na opção Nome do arquivo (.txt), e o diretório na opção Salvar em. Os dados são salvos logo após serem adquiridos, minimizando a perda de dados caso haja qualquer tipo de problema durante a aquisição.

3.5.2 Interligação das placas dos acelerômetros com o DAQ

Para a leitura dos sinais analógicos dos três eixos de aceleração e a tensão de alimentação, foram utilizados os canais AI0 à AI3 do DAQ com uma conexão diferencial para ter uma maior imunidade ao ruído. Já para a configuração da sensibilidade do *chip* e o modo de baixo consumo (*sleep*) foram



Figura 3.28: Imagem da aba salvar no Painel Frontal.

utilizados três canais digitais de saída do DAQ, sendo P0.0 e P0.1 utilizados para fixar os níveis de G1 e G2 respectivamente e P0.2 para controlar o modo de baixo consumo.

O circuito da Figura 3.29 mostra o esquemático. Um dado importante para se mencionar é que as saídas digitais do DAQ são TTL (*Transistor-Transistor Logic*), ou seja, 0-5 V, e o acelerômetro trabalha com sinais 0-3,3 V, por tal razão foi preciso acoplar as tensões. Considerando que esses sinais não são de alta frequência, a solução mais simples foi utilizar um divisor de tensão em cada uma das saídas digitais, estes divisores são implementados pelas resistências R1 até R6.

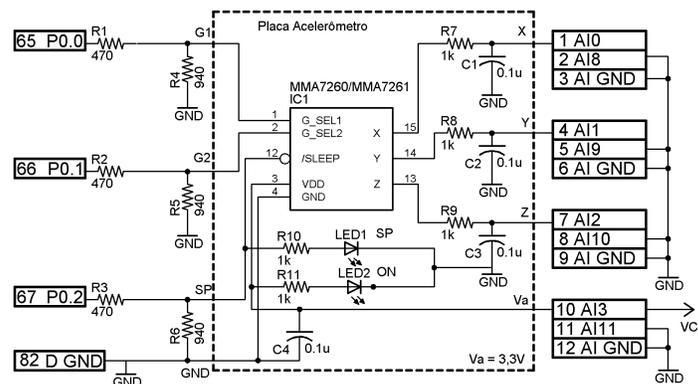


Figura 3.29: Esquemático do Acelerômetro.

3.5.3 Calibração dos acelerômetros

Na *application note* AN3447 da Freescale [58], são apresentados quatro métodos de calibração para a família MMA73x0L de acelerômetros. O processo de calibração desenvolvido neste trabalho é resultado da combinação e adaptação de dois dos métodos descritos na AN3447.

A calibração foi feita mediante a medição estática da gravidade, por cada um dos eixos do acelerômetro. Para isso foi preciso colocar o sensor em três posições diferentes de forma tal, que o eixo

normal à caixa do “Tic Tac sensor” em cada uma das posições coincida com o eixo da gravidade e manter os outros eixos sem aceleração, como se observa na Figura 3.30. A calibração tem que ser feita para cada um dos sensores e para cada uma das suas sensibilidades ou *ranges* de operação, já que o *offset* varia em função da sensibilidade.

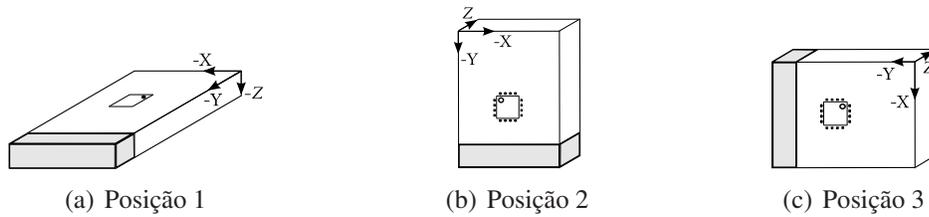


Figura 3.30: Orientação dos eixos do acelerômetro para o SACTAG.

Para realizar a calibração basta selecionar a aba Calibração e apertar o botão Aquisição. Na sequência, o programa guiará o usuário para posicionar o sensor em cada uma das posições indicadas na Figura 3.31. O SACTAG faz a leitura dos dados e realiza um cálculo entre o valor real da aceleração em cada posição com relação ao valor teórico esperado. No final dos cálculos, os valores de *offset* para cada um dos eixos são colocados na tela (dentro da aba de Calibração) e salvos em um arquivo o qual é lido pelo SACTAG na inicialização do programa. Ver Figura 3.32.



Figura 3.31: Posições para calibração do acelerômetro.



Figura 3.32: Imagem da aba calibração no painel frontal.

3.5.4 Sistema de deslocamento linear

O sistema de deslocamento linear é formado por uma mesa de deslocamento linear ou *Shaker* mecânico [56], um volante, uma haste integrando o volante à mesa, um motor elétrico de corrente contínua, um circuito de controle de velocidade para o motor e um circuito para a leitura da frequência do mesmo. Na Figura 3.33 observa-se a montagem.



Figura 3.33: Mesa de deslocamento linear ou *Shaker*.

Circuito para o controle da velocidade do motor DC

O motor DC (*Direct Current*), está acoplado à estrutura de deslocamento linear, porém, controlando a velocidade do motor tem-se o controle da velocidade do deslocamento.

No motor DC, a velocidade é diretamente proporcional à tensão de alimentação. O controle de velocidade trabalha ajustando a tensão média entregue ao motor, para isso é utilizado um sinal PWM (*Pulse-Width Modulation*) com uma frequência que pode estar entre 20 Hz e 160 Hz, este sinal vai ligar e desligar a alimentação do motor rápido o suficiente de tal forma que o motor somente vai perceber o efeito da tensão média. Variando o *duty-cycle* é controlada a velocidade, Quanto maior for o *duty-cycle* (tempo em alto), maior será a velocidade (Figura 3.34).

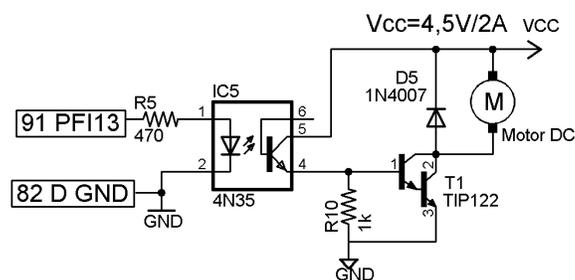


Figura 3.34: Circuito esquemático da interligação do motor DC.

Circuito para leitura da frequência do motor DC

O circuito para realizar a leitura da frequência utiliza um diodo infravermelho e um opto-transistor acoplados de tal forma que ao girar o motor durante uma revolução vão ser gerados 12 pulsos, ou seja, quando o feixe de luz não é interrompido (Figura 3.35).

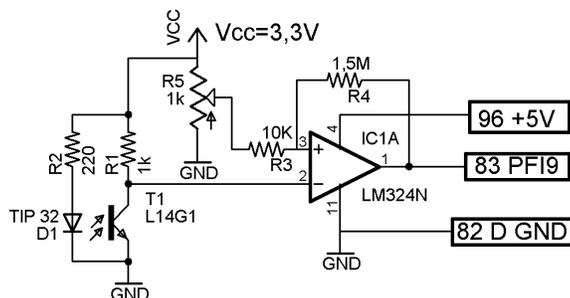


Figura 3.35: Circuito esquemático para leitura da frequência do motor DC.

Este sinal digital é logo comparado com um limiar de aproximadamente 1,5 V para gerar um sinal quadrado que possa ser lido pelo contador do DAQ (Figura 3.36).

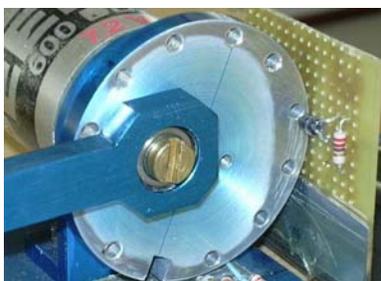


Figura 3.36: Imagem do circuito óptico do frequencímetro.

Deslocamento

A opção Deslocamento dentro do programa, como ilustrado na Figura 3.37 permite fazer aquisição do acelerômetro em uma plataforma de deslocamento linear, ou apenas deslocamento para testar a velocidade. Nessa aba são exibidas as frequências de deslocamento da mesa. É possível apenas girar o motor, sem fazer qualquer aquisição, usando o botão Testar.

3.5.5 Interligação das placas dos giroscópios com o DAQ

Para a leitura dos sinais analógicos dos dois eixos da velocidade angular, foram utilizados os canais AI4 à AI5 de forma similar a interligação da placa do acelerômetro, usando uma conexão dife-



Figura 3.37: Imagem da aba deslocamento no painel frontal.

rencial para ter uma maior imunidade ao ruído, ver Figura 3.38. Quanto a calibração dos giroscópios esta foi mais simples, pois o sistema somente calcula o *offset* quando a velocidade angular é zero nos dois eixos. Este *offset* é a diferença entre o valor teórico ideal e a leitura real com velocidade zero.

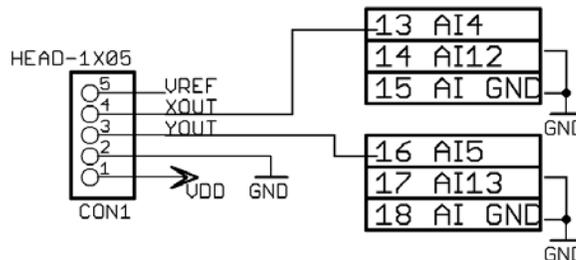


Figura 3.38: Interligação da placa do giroscópio com o DAQ.

3.5.6 Sistema de rotação

Para testar os giroscópios, o *hardware* inclui um motor de passo, um circuito de controle e um estado dentro do programa principal para controlá-lo.

Motor de Passo

O motor de passo utilizado foi o KTC-HT23-400 da Kalatec (Figura 3.39) [59], o qual pode ser utilizado em ligação bipolar (série ou paralela) ou unipolar (Figura 3.40). Sendo que o projeto não precisa de alta velocidade de rotação, foi utilizada a configuração unipolar a qual simplifica o *hardware*, já que não é preciso realizar inversão do sentido da corrente, porém pode-se utilizar somente um transistor de potência para cada bobina e não quatro como no caso bipolar com ponte-H.

MODELO	LIGAÇÃO DO MOTOR 1=SÉRIE 2=PARALELO 3=UNIPOLAR	COMPRIMENTO "L" (mm)	MINIMO TORQUE ESTÁTICO (N.m)	FIOS	STEP (ÂNGULO)	VOLTS	AMPS	OHMS	mH	ROTOR INÉRCIA (g.cm ²)	MOTOR PESO (Kg)
KTC-HT23-394	1	40,6	0,54	8	1,8	4,0	1,41	2,8	5,6	120	0,45
	2					2,0	2,38	0,7	1,4		
	3		2,8			2,00	1,4	1,4			
KTC-HT23-397	1	59	1,25	8	1,8	5,1	1,41	3,6	10,0	300	0,69
	2		2,5			2,38	0,9	2,5			
	3		3,6			2,00	1,8	2,5			
KTC-HT23-400	1	76	1,86	8	1,8	6,4	1,41	4,5	14,4	480	1,00
	2		3,2			2,38	1,1	3,6			
	3		4,5			2,00	2,3	3,6			

Figura 3.39: Dados do fabricante do motor de passo KTC-HT23-400.

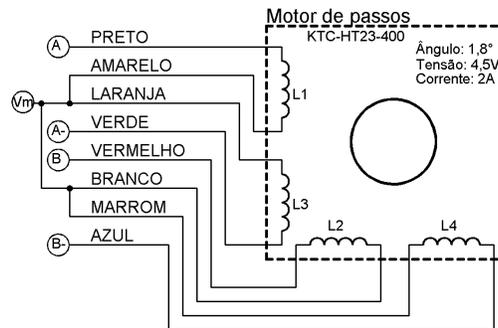


Figura 3.40: Interligação unipolar do motor de passo KTC-HT23-400.

Circuito do Motor de Passo

O motor de passo é controlado diretamente pelo computador através do programa, o qual gera uma sequência de quatro *bits* nas portas digitais P0.3 à P0.6, estes sinais de controle são isolados da parte de potência mediante opto-acoplador e atuam chaveando os transistores *darlington* de potência para energizar cada enrolamento do motor na sequência desejada. A saída P0.7 é utilizada para ligar ou desligar o motor, isolando a alimentação comum mediante um relé.

Já que a derivação central dos enrolamentos do motor está ligada ao terminal positivo da fonte de alimentação, (Figura 3.41) os extremos de cada enrolamento são ligados alternadamente à terra para assim inverter a direção do campo gerado por cada um dos enrolamentos. As sequências para o deslocamento de um (1.8°) e meio passo (0.9°) são apresentadas no apêndice A.

Rotação

A opção Rotação dentro do programa permite fazer aquisição dos sensores controlando a plataforma de rotação, ou apenas rotação para ajuste, sem aquisição. Ver Figura 3.42.

Mais detalhes sobre a programação de cada um dos estados do programa SACTAG pode ser vista no apêndice B.

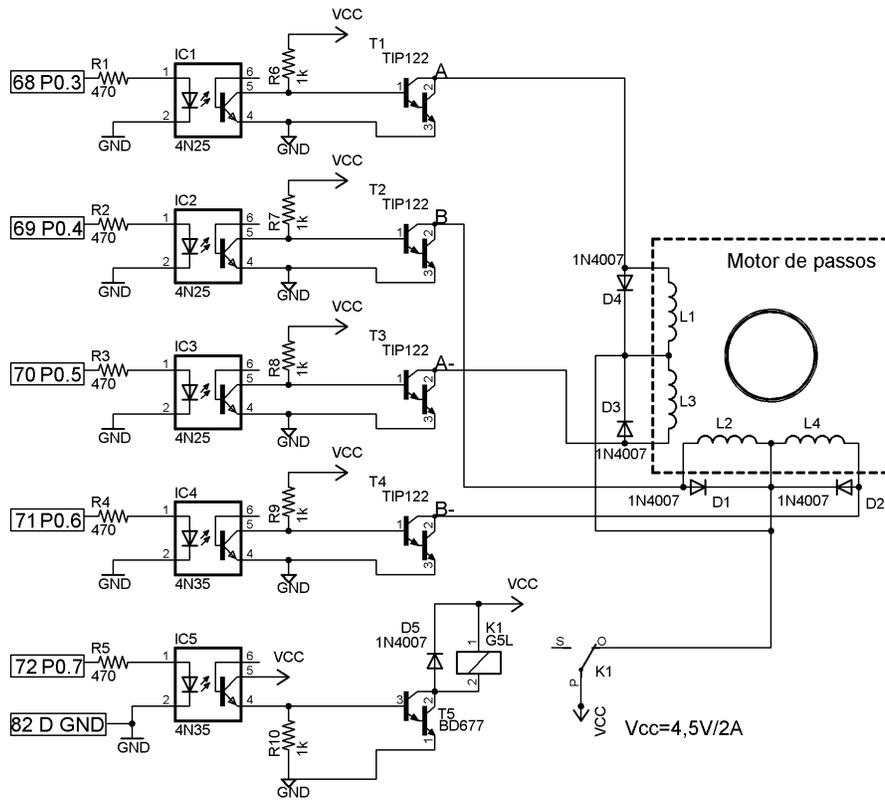


Figura 3.41: Esquemático do motor de passo.



Figura 3.42: Imagem da aba rotação no painel frontal.

3.6 ZSTAR

De forma paralela, foi testada a placa Demo ZSTAR da Freescale, a qual possui um acelerômetro (MMA7260) que já foi testado com o sistema SACTAG; um módulo de comunicação sem fio entre as placas e comunicação USB com o computador [60], [61]. A placa ZSTAR é mostrada na Figura 3.43.

Desenvolvemos um Instrumento Virtual (VI) em LabVIEW[®] para fazer aquisição e calibração dos dados provenientes desta placa. O painel de controle do VI é mostrado na Figura 3.44. Este VI

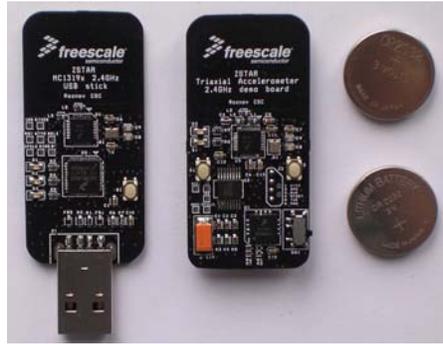


Figura 3.43: Placa ZSTAR DEMO da Freescale.

foi nomeado como LSM-ZSTAR e permite realizar alguns testes preliminares na aquisição de dados biomecânicos do atleta na bicicleta estacionária, de forma que pudessem ser avaliadas as vantagens e desvantagens do ZSTAR e otimizar o projeto de nosso sistema: o SM-MAE. O LSM-ZSTAR possui 12 estados como ilustrado no diagrama da Figura 3.45. Para realizar a configuração e comunicação da placa ZSTAR com a interface gráfica LabVIEW[®] foi preciso estudar o funcionamento do *firmware* desenvolvido pela Freescale [60].



Figura 3.44: Imagem do Painel Frontal do VI LSM-ZSTAR.

Uma breve descrição de cada um dos estados é apresentada a seguir:

1. Configuração Porta: Configura os parâmetros da comunicação serial.
2. Condições iniciais: Seleciona as variáveis apresentadas no painel frontal para seus valores pré-definidos.
3. Comunicação *handshake*: Se habilitado configura a leitura dos dados em 8 *bits*.

4. Comunicação extendida *handshake*: Se habilitado configura a leitura dos dados em 16 *bits*.
5. Sensibilidade: Configura a sensibilidade do acelerômetro.
6. Calibração: Se habilitado realiza a calibração do acelerômetro.
7. Leitura de dados: Adquire as medidas do acelerômetro e da temperatura.
8. Processamento: Processa os dados obtidos e os converte em gráficos na tela.
9. Salvar dados: Salva os dados adquiridos em um arquivo.
10. Leitura controles: Lê alguns controles da tela durante o *loop* principal.
11. Condição de parada: Para todos os processos.
12. Tratamento dos erros: Informa se houver algum erro.

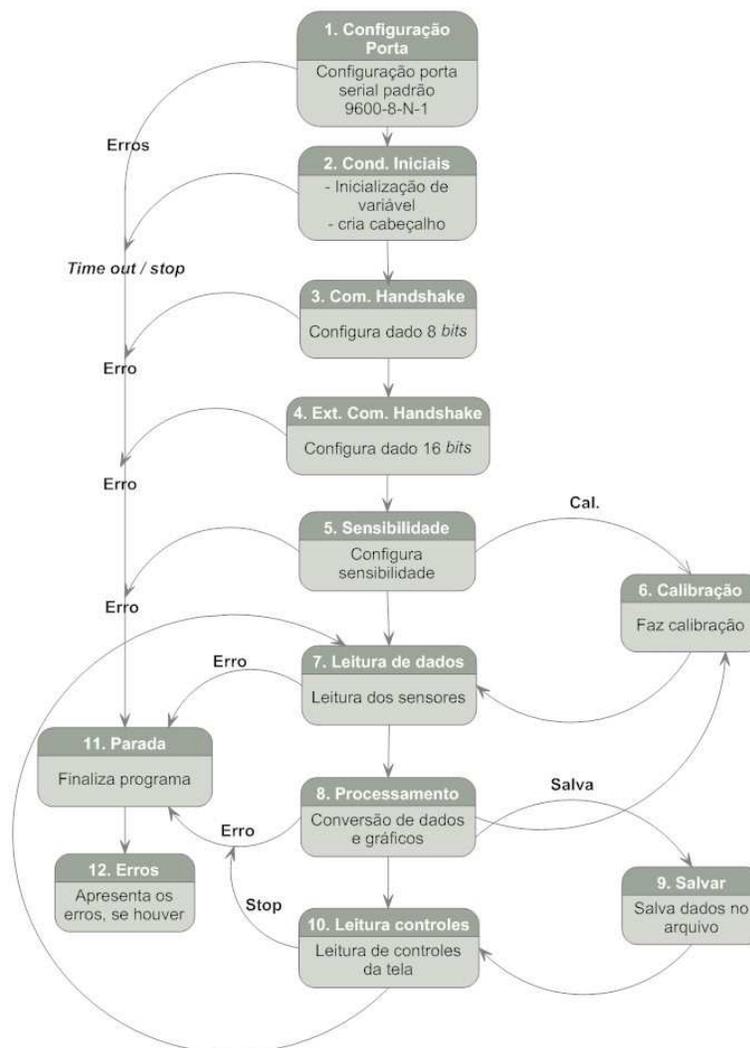


Figura 3.45: Diagrama de estados do VI LSM-ZSTAR.

O processo de calibração da placa ZSTAR foi baseado na calibração feita para o SACTAG, mas apresentou algumas modificações importantes, basicamente devido à orientação dos eixos adotada no *firmware* da placa (Figura 3.46) e ao circuito trabalhar com bateria de 3 V, já que sendo o acelerômetro ratiométrico, é preciso ajustar a sua sensibilidade pois esta é linearmente dependente da tensão de alimentação.

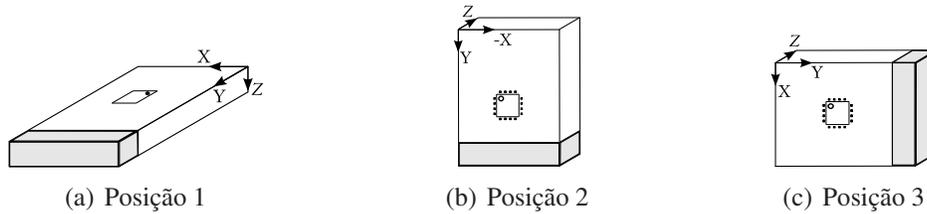


Figura 3.46: Orientação dos eixos do acelerômetro para o LSM-ZSTAR.



Figura 3.47: Posições para calibração da placa ZSTAR.

A fixação da placa no esportista foi feita mediante a adaptação de um sistema comercial para fixação de um MP3 no braço, como apresentado na Figura 3.48. O apêndice C apresenta detalhes sobre a programação de cada um dos estados do VI ZSTAR-LSM.



Figura 3.48: Sistema de fixação da placa ZSTAR.

3.7 SM-MAE

O SM-MAE é um sistema que integra *hardware* e *software*. A Figura 3.49 apresenta o diagrama de blocos geral do SM-MAE. O *hardware* engloba duas placas, uma móvel e outra fixa. A placa móvel (Figura 3.50(a)) é constituída por bateria, sensores de aceleração e giro, microcontrolador e módulo de radio frequência (Xbee/Xbee-Pro). As partes que constituem a placa móvel foram descritas nas seções 3.4, 3.2, 3.1 e 3.3 respectivamente. A placa fixa, também chamada placa base, foi adaptada a partir da placa USB-RogerCom, a qual foi programada como placa base e permanece ligada à porta USB do computador para fazer a aquisição dos dados como apresentado na Figura 3.50(b).

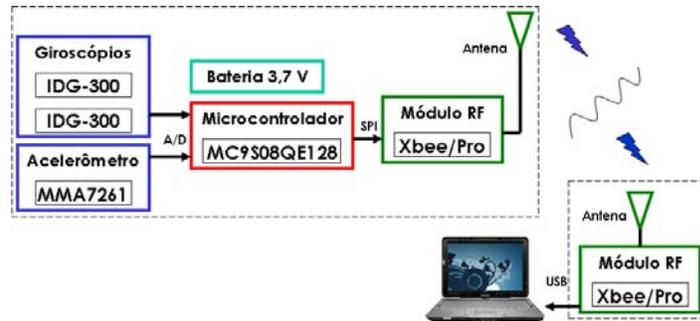
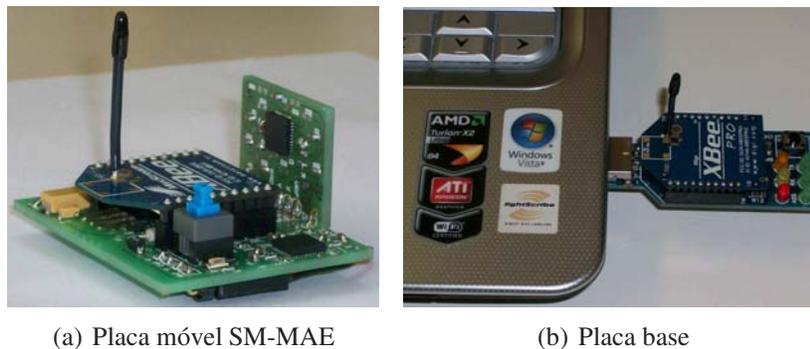


Figura 3.49: Diagrama em blocos do protótipo SM-MAE.

Para aumentar as possibilidades de teste, foram construídas duas versões da placa móvel do sistema. A primeira contém o acelerômetro MMA7260, dois giroscópios IDG-1004 e um microcontrolador HCS08QE128. A segunda versão contém o acelerômetro MMA7261, dois giroscópios IDG-300 e o microcontrolador HCS08QE64. As duas placas são fisicamente idênticas e compatíveis tanto com o módulo Xbee quanto com o módulo Xbee-Pro. Na Tabela 3.9 são apresentadas as características dos dois protótipos da placa móvel SM-MAE, incluindo os pesos de cada um dos componentes. Na Figura 3.51 são apresentadas três vistas da placa móvel SM-MAE.



(a) Placa móvel SM-MAE

(b) Placa base

Figura 3.50: Placas do sistema SM-MAE.

Tabela 3.9: Especificações da placa móvel do SM-MAE.

Características	Protótipo I	Protótipo II
Dimensão	37x49x20 mm	
Peso SM-MAE encapsulado	40,14 g	40,08 g
Acelerômetro	MMA7260	MMA7261
Giroscópios	IDG-1004	IDG-300
Alcance de transmissão RF	70 m	
MCU	HCS08QE128	HCS08QE64
Taxa de amostragem	30 Hz	
Memória <i>flash</i>	128 kB	64 kB
Memória RAM	8 kB	4 kB
Bateria	700mAh/3,7 V	
Duração	10 h	
Peso placas SM-MAE	11,70 g	11,64 g
Peso placa giroscópio	2,40 g	
Peso placa Xbee	3,31 g	
Peso placa Xbee-Pro	3,85 g	
Peso bateria	9,38 g	
Peso caixa plástica	15,47 g	

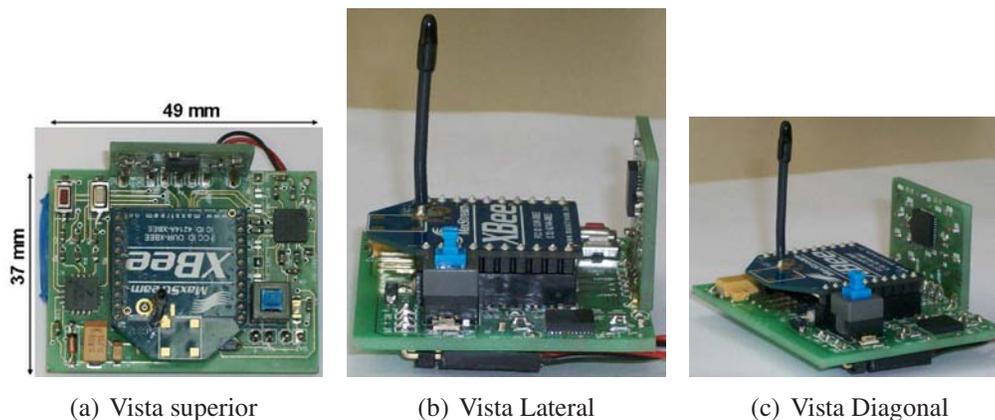


Figura 3.51: Placa móvel SM-MAE.

O esquemático completo da placa móvel SM-MAE é apresentado na Figura 3.52, e o *layout* da placa é apresentado na Figura 3.53.

Quanto ao *software* o SM-MAE possui um *firmware* programado em C no microcontrolador da placa móvel e uma interface gráfica de usuário programada no LabVIEW®. Para realizar a programação, teste e *debug* do *firmware*, foi utilizada a placa DEMOQE da Freescale e foram feitas todas as ligações com os sensores, o módulo de RF e demais componentes através do conector da placa com os componentes montados em uma *protoboard* como apresentado na Figura 3.54.

O *firmware* do microcontrolador foi desenvolvido para ser configurável, ter um bom controle do tempo de amostragem, um pré-processamento opcional dos dados e minimizar o consumo de potência

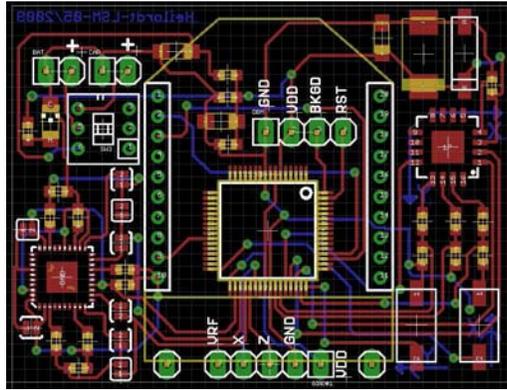


Figura 3.53: *Layout* do PCB do SM-MAE.

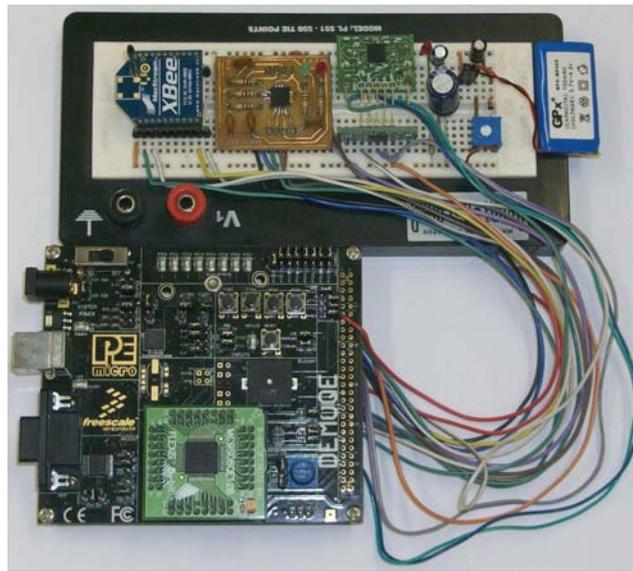


Figura 3.54: Circuito para teste e *debug* do SM-MAE.

e define quais sensores serão habilitados na placa móvel, a sensibilidade selecionada para o acelerômetro e o modo de operação.

- Para obter um controle preciso da taxa de amostragem, o *firmware* realiza a leitura dos sensores a cada 33 ms (aproximadamente 30 Hz). Esta aquisição é controlada com um temporizador que gera uma interrupção a cada 27 ms, logo depois é habilitado o módulo Xbee e 6 ms depois são feitas as leituras dos sensores, pré-processamento e transmissão via RF.
- O *firmware* possui três modos de operação, uma aquisição dos dados “brutos” e dois pré-processamentos, um filtro IIR e uma média móvel a cada 16 dados, os quais podem ser habilitados individualmente através das chaves na placa ou na interface de usuário já que esta opção faz parte do registro de configuração.

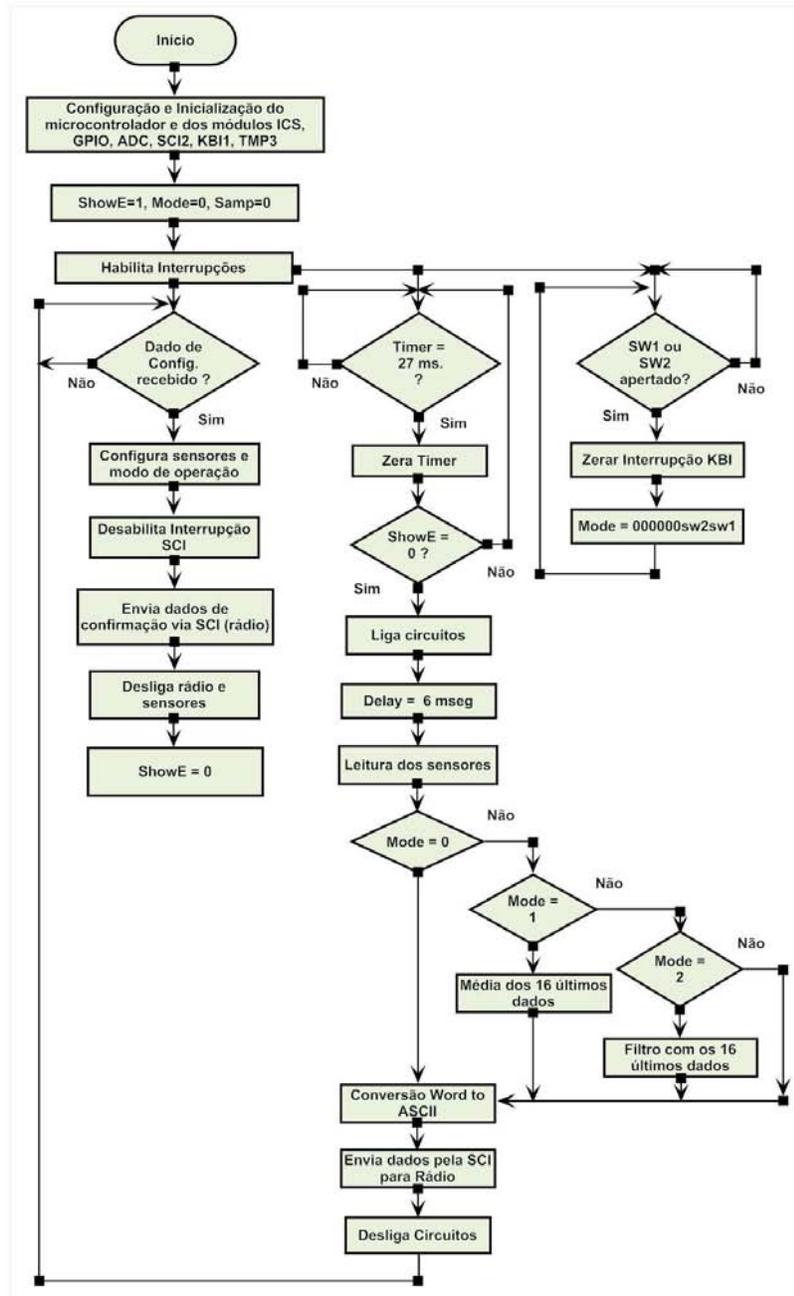


Figura 3.55: Diagrama de fluxo do *firmware* SM-MAE.

- O consumo de corrente é minimizado devido a três fatores: primeiro, são habilitados apenas os sensores selecionados pelo usuário; segundo, são habilitados apenas os módulos que estão sendo utilizados no microcontrolador, mantendo-o a maior parte do tempo em um *loop* infinito até algum evento acontecer; e por último, o módulo de RF somente é habilitado no momento da transmissão, ficando a maior parte do tempo em modo *sleep*.

Para a programação do *firmware* foram consultadas varias notas de aplicação [32], [62], [42], folhas de especificação (*data sheets*) [38] e manuais de referência [39], [63], [64], [40].

O instrumento virtual que estabelece a interface gráfica com o usuário do SM-MAE, da mesma forma que seus predecessores, é uma máquina de estados que incorpora varias das funções implementadas nas outras interfaces, como gráficos na tela em tempo quase real, opção para salvar dados em arquivo e calibração. Através da interface do SM-MAE é possível selecionar os sensores utilizados, configurar a sensibilidade dos acelerômetros, habilitar preprocessamentos, além de receber, calibrar e processar os dados de aceleração linear, velocidade angular, temperatura e tensão da bateria. O painel frontal da interface de usuário do SM-MAE é apresentado na Figura 3.56.

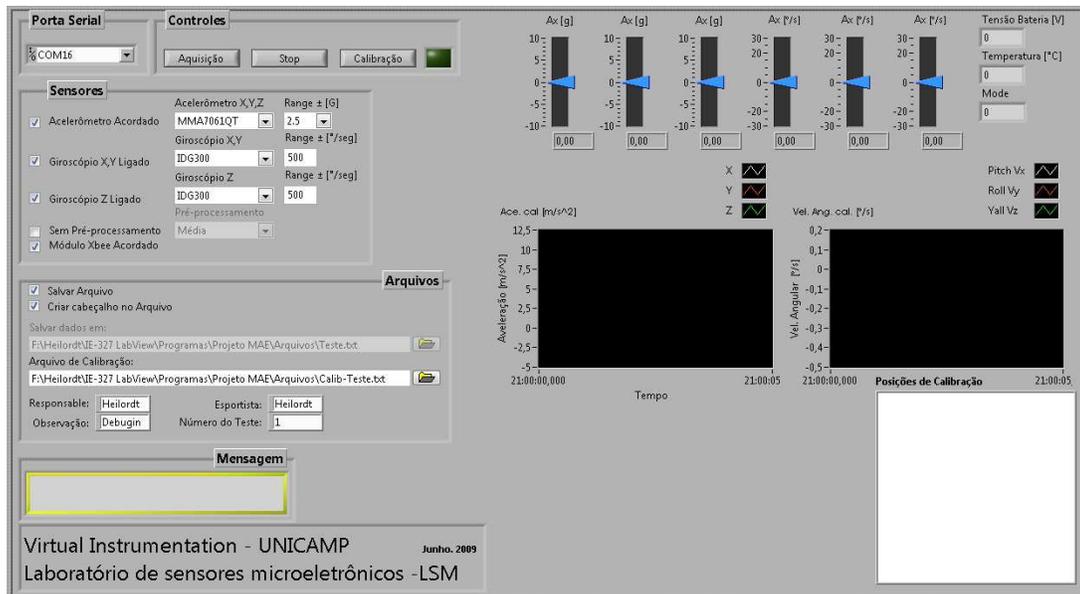


Figura 3.56: Interface do *software* do SM-MAE.

Esta interface gráfica permite que as seguintes ações sejam disparadas, visualizadas ou controladas pelo usuário:

1. Inicialização: Seleciona as variáveis apresentadas no painel frontal para seus valores pré-definidos.
2. Configuração de porta: Configura os parâmetros da comunicação serial.
3. Eventos: Executa alguma ação dependendo de algum dos seguintes eventos: aquisição, *stop*, calibração ou *time out*.
4. Configuração da MCU: Formata e envia o registro de configuração para o microcontrolador dependendo das opções selecionadas pelo usuário.
5. Leitura de dados: Adquire medidas do acelerômetro, do giroscópio, da temperatura e da tensão de alimentação.

6. Calibração: Se habilitado realiza a calibração do acelerômetro e do giroscópio.
7. Processamento: Processa os dados obtidos e os converte em gráficos na tela.
8. Salvar dados: Salva os dados adquiridos em um arquivo.
9. Parada: Para todos os processos e informa se houver algum erro.

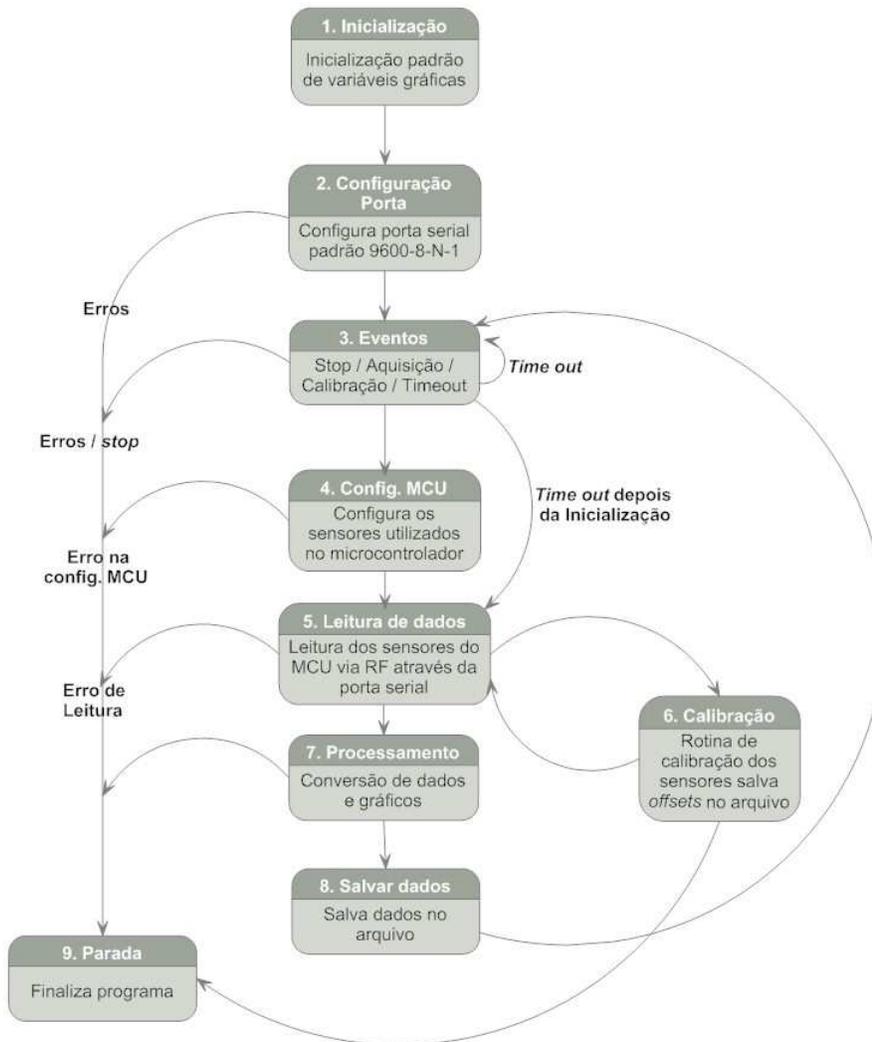


Figura 3.57: Diagrama de estados da interface de usuário do SM-MAE.

O encapsulamento e fixação do SM-MAE foi similar à utilizada no LSM-ZSTAR. Na Figura 3.58 é apresentada a forma de fixação e na Figura 3.59 os eixos e rotações do SM-MAE. A calibração, continuou sendo implementada de forma similar às versões anteriores. Ao selecionar a opção calibração, o programa guia o usuário para alinhar cada um dos eixos com a gravidade, conforme mostrado na Figura 3.60. Finalmente a Figura 3.61 apresenta duas vistas da interface e a placa base do SM-MAE.

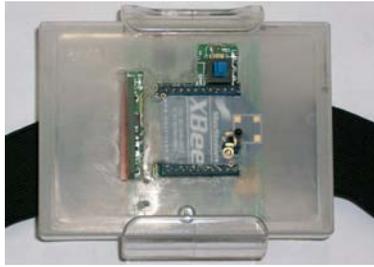


Figura 3.58: Fixação do SM-MAE.

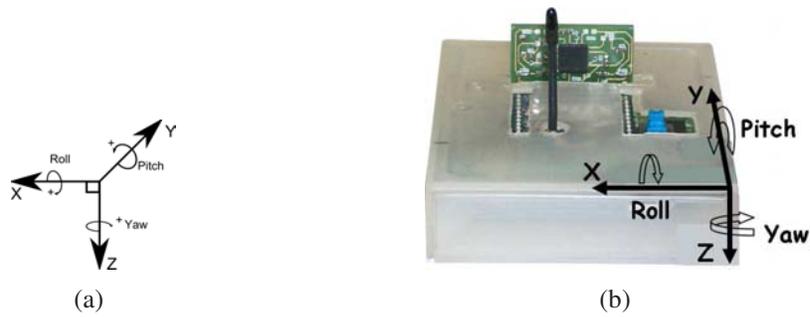


Figura 3.59: Eixos e rotações do SM-MAE.

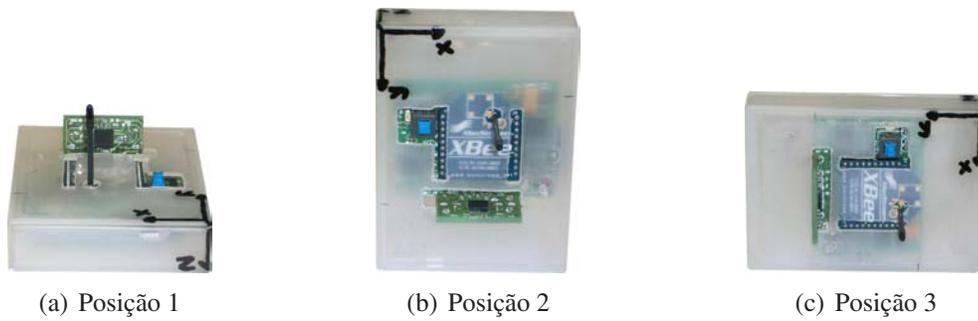


Figura 3.60: Posições para calibração da placa SM-MAE.

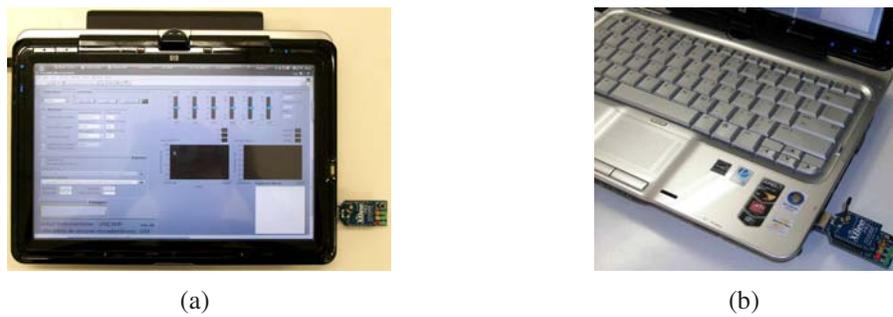


Figura 3.61: Interface gráfica com placa base.

3.8 Lista e Material

Nesta seção é apresentada a lista completa dos componentes (incluindo custos) para o desenvolvimento de um protótipo do SM-MAE. Lembremos que a placa móvel do SM-MAE está composta por uma Placa Principal (PP) e uma Placa Ortogonal de Giro (POG), esta última é a mesma placa de teste do giroscópio. As Tabelas 3.10 e 3.11, apresentam os componentes eletrônicos da placa ortogonal de giro e da placa principal do SM-MAE respectivamente.

Tabela 3.10: Componentes da placa ortogonal de giro do SM-MAE.

Rótulo	Valor	Encapsulamento
C1	0,1 μ F	0603
C2	0,22 μ F	0603
C3	0,22 μ F	0603
C4	0,1 μ F	0603
C5	1 μ F	0603
C6	1 μ F	0603
CON1	HEAD-1X05	1X05
IC1	IDG-1004A	QFN-40
R1	1 k Ω	0603
R2	1 k Ω	0603
RX1	0 Ω	0603
RX2	Inf	0603
RX3	Inf	0603
RX4	0 Ω	0603
RX5	Inf	0603
RX6	Inf	0603
RX7	0 Ω	0603
RX8	Inf	0603

A Tabela 3.12 apresenta o custo aproximado dos circuitos e componentes para a montagem de um protótipo SM-MAE completo, sem incluir os custos de desenvolvimento. O custo de cada giroscópio no Brasil foi estimado em R\$ 200,00 (incluindo o imposto de importação, o ICMS e o envio), pois não há nenhum distribuidor da IvenSense no Brasil. O valor total para a montagem de um protótipo SM-MAE completo ficou em torno de R\$ 1740,00.

Uma característica importante do SM-MAE é que podem ser montadas diferentes versões da placa móvel, com adaptações ou otimizações customizadas, que permitem diminuir os custos, o tamanho e o peso final.

Tabela 3.11: Componentes da placa principal do SM-MAE.

Rótulo	Valor	Encapsulamento
BAT	-	1X02
C1	0,1 μ F	0603
C2	0,22 μ F	0603
C3	0,22 μ F	0603
C4	0,1 μ F	0603
C5	0,1 μ F	0603
C6	0,1 μ F	0603
C7	0,1 μ F	0603
C8	0,1 μ F	0603
C9	0,1 μ F	0603
C10	0,1 μ F	0603
C11	0,1 μ F	0603
C12	0,1 μ F	0603
C13	10 μ F	SMC A
C14	10 μ F	SMC A
C15	1 μ F	SMC A
C16	100 μ F	SMC D
CAR	-	1X02
D1	Zener 3,0 V	DIODE
D2	KP-3216EC	CHIPLED 1206
DBM	-	1X04
GIRO 1	-	1X05
IC0	IDG-1004A	QFN-40
IC1	MMA7260	QFN16-HS
IC2	XBEE-1B1	XBEE-1
IC3	MC9S08QE128CLH	LQFP-64
R1	1 k Ω	0603
R2	1 k Ω	0603
R3	1 k Ω	0603
R4	1 k Ω	0603
R5	1 k Ω	0603
R6	2,2 Ω	0603
R7	330 Ω	0603
RX1-NO	-	SJ-2S-NO
RX2-NC	-	SJ-2S-TRACE
RX3-NC	-	SJ-2S-TRACE
RX4-NO	-	SJ-2S-NO
RX5-NC	-	SJ-2S-TRACE
RX6-NC	-	SJ-2S-TRACE
RX7-NO	-	SJ-2S-NO
RX8-NC	-	SJ-2S-TRACE
SW1	SW1	TACT-SW
SW2	SW2	TACT-SW
SW3	SWITCH	SWITCH

Tabela 3.12: Custos dos circuitos que compõem o SM-MAE.

Componentes	No Brasil [R\$]	Nos EUA [USD]
Acelerômetro	15,25	3,35
Giroscópio	200,00	30,00
Microcontrolador	24,98	4,20
Bateria	24,00	-
Módulo Xbee	170,00	19,00
Módulo Xbee-Pro	190,00	32,00
Outros Componentes eletrônicos	150,00	-
Placa USB RogerCom	100,00	-
Fabricação PCB POG do SM-MAE	261,00	-
Fabricação PCB PP do SM-MAE	355,00	-
Soldagem componentes QFN e LQFP	150,00	-
Soldagem outros componentes	100,00	-

3.9 Conclusões do capítulo

- A utilização do LabVIEW® para desenvolver todas as interfaces de usuário provou ser uma escolha certa, pois permitiu criar interfaces intuitivas, de fácil operação, atendendo as necessidades de processamento.
- A seleção do microcontrolador MC9S08QE128 foi uma boa opção, pois além de suas características internas e o baixo consumo, é compatível tanto em *hardware* quanto em *software* com o MCF51QE128 que é um microcontrolador de 32 *bits*. Esta é uma grande vantagem, pois somente trocando de microcontrolador, sem modificar os circuitos ou as placas de circuito impresso (PCB) é possível acrescentar algum processamento muito mais complexo dentro do *firmware* com o uso de um microcontrolador de 32 *bits*.
- Os sensores de aceleração com *range* de operação ajustável aumentaram a versatilidade dos sistemas SACTAG e SM-MAE.
- O desenho da placa de teste do giroscópio de forma que pudesse ser posteriormente integrada no SM-MAE, foi uma boa alternativa, que permitiu um melhor aproveitamento dos sensores de giro, minimizando os custos e reduzindo o número de PCBs requeridas.
- Ao testar o sistema ZSTAR, ficou claro que para nossa aplicação era preciso um alcance muito maior aos 20 m em linha de visão obtidos com o ZSTAR.
- Os módulos Xbee/Xbee-Pro foram uma ótima alternativa para realizar a comunicação sem fio, provendo um módulo altamente compatível, leve (3,31 g / 3,85 g), pequeno (24,4x27,7 mm / 24,4x33 mm) e de fácil programação, com um alcance máximo de aproximadamente 70 m em linha de visão.

- As baterias *Lithium Prismatic* foram a melhor opção para a alimentação da placa móvel, provendo uma alternativa de baixo custo (R\$ 24,00), leve (9,38 g), tamanho reduzido (38x20x4 mm) e alta capacidade de corrente contínua (>150 mA). Esta última indispensável para uma aplicação com comunicação sem fio.
- O SACTAG permitiu realizar aquisição, calibração e diversos testes nos sensores de forma controlada, obtendo informações muito úteis, as quais facilitaram etapas posteriores da pesquisa.
- O custo total para a montagem de um protótipo SM-MAE completo ficou em torno de R\$ 1740,00, contudo podem ser fabricadas diferentes versões da placa móvel do SM-MAE, as quais podem incluir menos sensores, com o qual é possível diminuir os custos, o tamanho e o peso final.
- O SM-MAE é o resultado final do nosso desenvolvimento. Este sistema possui comunicação sem fio permitindo o monitoramento diretamente no local de treinamento, interface gráfica intuitiva e de fácil operação, realimentação dos dados em tempo quase real, sendo ainda pequeno (37x49x20 mm), leve (40 g) e de fácil ajuste ao corpo do atleta.

Capítulo 4

Resultados Experimentais

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos nos testes de laboratório com o SACTAG, e nos testes de campo com o LSM-ZSTAR e o SM-MAE.

4.1 SACTAG

Esta seção apresenta os resultados do processo de calibração, testes de deslocamento, e processamento dos sinais realizado com o SACTAG.

4.1.1 Calibração

Foi realizado o processo de calibração para os dois sensores de aceleração em seus diferentes *ranges*, obtendo os valores de *offset* para cada um dos eixos. Os valores obtidos são apresentados na Tabela 4.1 em m/s^2 . Devido ao comportamento linear da função de transferência dos acelerômetros [43] [21], estes valores são subtraídos por *software* aos sinais de aceleração de cada um dos eixos, durante toda a aquisição. Para facilitar a comparação com os resultados apresentados ao longo deste capítulo, os valores de *offset* também são apresentados na Tabela 4.2 em G.

Tabela 4.1: *Offsets* resultantes do processo de calibração em $[\text{m/s}^2]$.

<i>Range</i> [G]	<i>Offset X</i> $[\text{m/s}^2]$	<i>Offset Y</i> $[\text{m/s}^2]$	<i>Offset Z</i> $[\text{m/s}^2]$
1,5	-0,7227	-4,2777	0,2885
2,0	-0,6194	-4,1560	0,3877
4	-0,2945	-3,9154	0,7546
6	0,0514	-3,6424	1,0718
2,5	0,5758	0,8016	0,3794
3,3	0,6983	0,9842	0,6642
6,7	1,3480	1,8970	1,7188
10	1,9230	2,7097	2,6521

Tabela 4.2: *Offsets* resultantes do processo de calibração em [G].

<i>Range</i> [G]	<i>Offset X</i> [G]	<i>Offset Y</i> [G]	<i>Offset Z</i> [G]
1,5	-0,0737	-0,4365	0,0294
2,0	-0,0632	-0,4241	0,0396
4	-0,0301	-0,3995	0,0770
6	0,0052	-0,3717	0,1094
2,5	0,0588	0,0818	0,0387
3,3	0,0713	0,1004	0,0678
6,7	0,1376	0,1936	0,1754
10	0,1962	0,2765	0,2706

O processo de calibração foi igual para cada *range* de aceleração. Na sequência são analisados os dados em cada uma das posições de calibração previamente apresentadas na seção 3.5.3, com o sensor no *range* $\pm 1,5$ G. A Figura 4.1 apresenta os dados com e sem calibração, quando o sensor é mantido na posição nº 1 de calibração, na qual o eixo da gravidade é colinear com o eixo Z do acelerômetro. A Tabela 4.3 apresenta os dados estatísticos para 4838 amostras correspondentes à mesma posição, na qual é possível comparar, em média, os sinais do acelerômetro antes e depois da calibração.

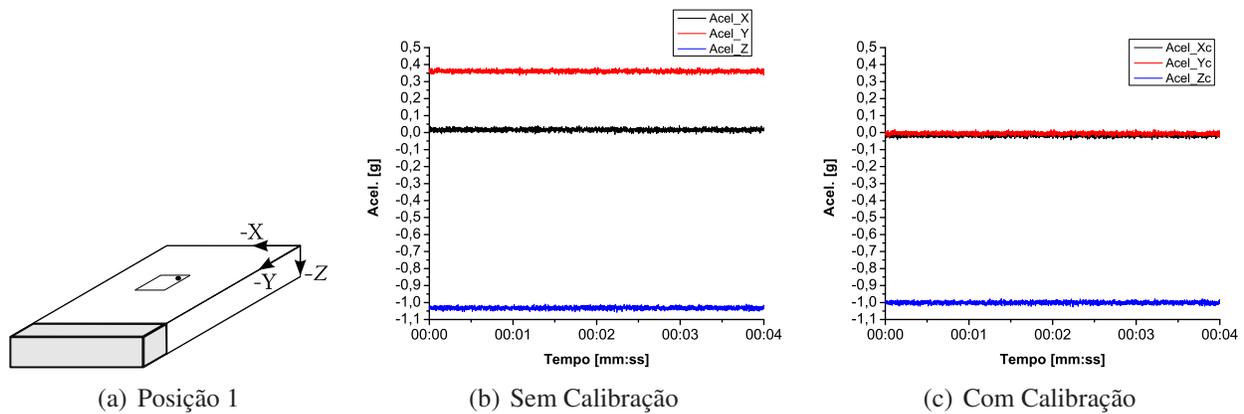


Figura 4.1: Primeira posição do processo de calibração.

Tabela 4.3: Dados estatísticos da primeira posição de calibração em [G].

	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Acel X	0,01620	0,00736	-0,01134	0,01607	0,04216
Acel Y	0,36092	0,00702	0,33674	0,36083	0,38463
Acel Z	-1,03214	0,00706	-1,05772	-1,03210	-1,00876
Acel X _c	-0,01623	0,00736	-0,04377	-0,01636	0,00973
Acel Y _c	-0,00523	0,00702	-0,02941	-0,00532	0,01848
Acel Z _c	-1,00093	0,00706	-1,02652	-1,00089	-0,97755

Na tabela os subíndices “ c ” indicam eixos com calibração. Nota-se que parte dessa flutuação no sinal pode ser ocasionada por vibrações presentes no local. De igual forma temos a Figura 4.2 que ilustra os dados na segunda posição do processo de calibração, na qual o eixo da gravidade é colinear com o eixo Y do acelerômetro. A Tabela 4.4 apresenta os dados estatísticos correspondentes para 5958 amostras.

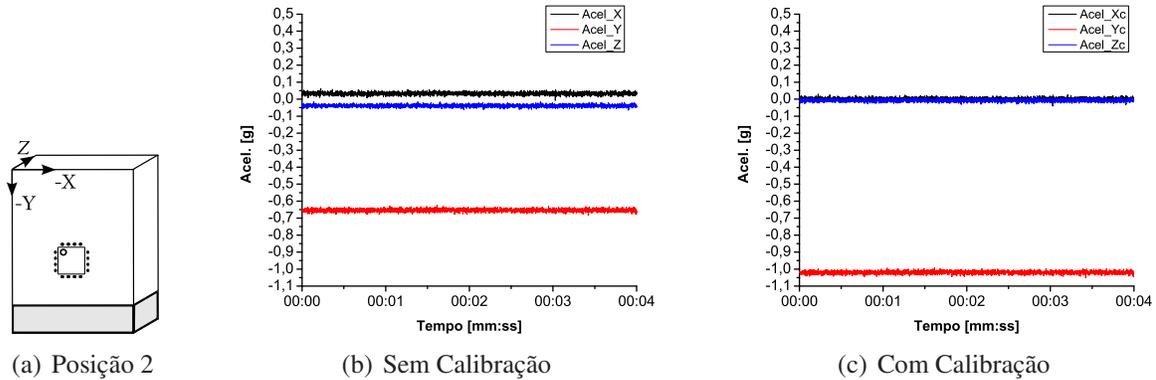


Figura 4.2: Segunda posição do processo de calibração.

Tabela 4.4: Dados estatísticos da segunda posição de calibração em [G].

	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Acel X	0,03303	0,00747	-0,00787	0,03306	0,06259
Acel Y	-0,65385	0,00787	-0,68488	-0,65372	-0,62464
Acel Z	-0,03860	0,00692	-0,06556	-0,03846	-0,01041
Acel X _c	0,00060	0,00747	-0,04030	0,00063	0,03017
Acel Y _c	-1,02000	0,00787	-1,05103	-1,01987	-0,99079
Acel Z _c	-0,00739	0,00692	-0,03435	-0,00725	0,02080

Finalmente, a Figura 4.3 ilustra a terceira posição do processo de calibração na qual o eixo da gravidade é colinear com o eixo X do acelerômetro. A Tabela 4.5 apresenta os dados estatísticos correspondentes para 5941 amostras.

Tabela 4.5: Dados estatísticos da terceira posição de calibração em [G].

	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Acel X	-0,96805	0,00777	-0,99212	-0,96808	-0,93596
Acel Y	0,36530	0,00693	0,34013	0,36535	0,39330
Acel Z	-0,01710	0,00691	-0,04415	-0,01703	0,00938
Acel X _c	-1,00048	0,00777	-1,02455	-1,00051	-0,96839
Acel Y _c	-0,00085	0,00693	-0,02602	-0,00798	0,02715
Acel Z _c	0,01410	0,00691	-0,01294	0,01417	0,04058

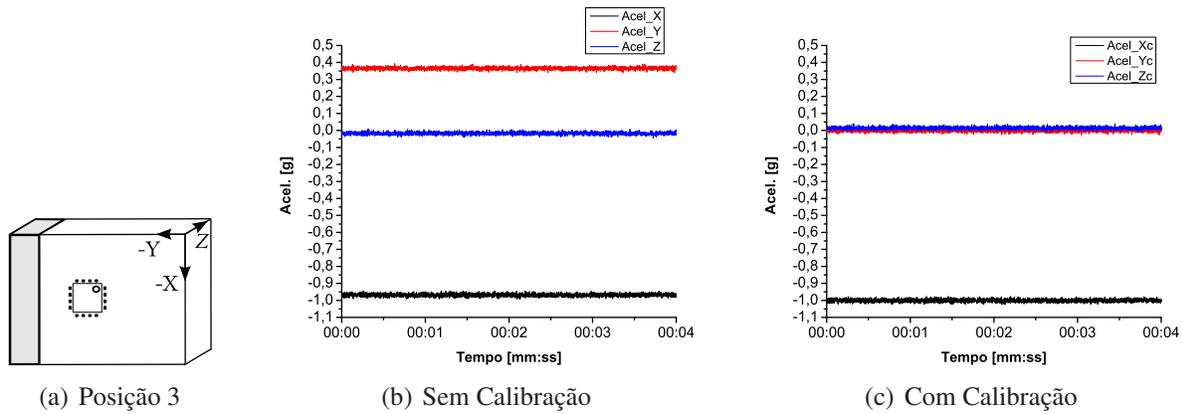


Figura 4.3: Terceira posição do processo de calibração.

4.1.2 Deslocamento

Nos testes feitos no sistema de deslocamento linear, o acelerômetro foi fixado na superfície da mesa de deslocamento, com o eixo X do acelerômetro colinear com o eixo de deslocamento da mesa, como se observa na Figura 4.4. Os testes foram divididos em três etapas: Na primeira etapa foram avaliados os diferentes *ranges* de operação dos sensores, na segunda etapa foi incorporada uma filtragem e na terceira e última etapa foi acrescentado um processamento que calcula a velocidade e o deslocamento linear, a partir do sinal de aceleração.

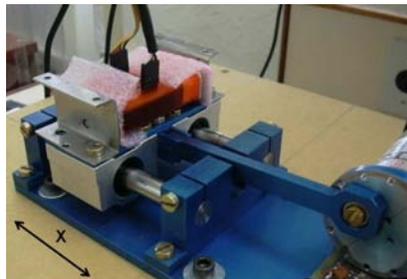


Figura 4.4: Sensor montado na mesa de deslocamento linear.

Avaliação dos *ranges* do acelerômetro

O SACTAG foi configurado da seguinte forma: *range* do sensor em $\pm 1,5$ G, taxa de amostragem em 1 kHz e *duty cycle* do controle de rotação do motor em 50%. Na Figura 4.5, pode-se observar que a calibração não sofre alterações significativas quando a aceleração imposta é aumentada, mas é evidente que nos eixos Y e Z, ortogonais ao deslocamento da mesa, nos quais o deslocamento teoricamente não tem efeito, aparece uma vibração de aproximadamente 1 G, provavelmente gerada por vibrações da estrutura.

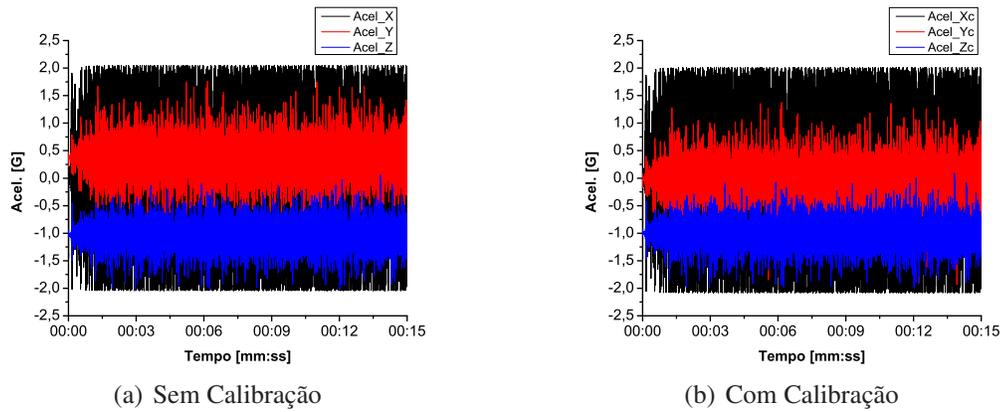


Figura 4.5: Teste n^o 1 - Aceleração 3D com *range* em $\pm 1,5$ G.

A Tabela 4.6 apresenta uma comparação entre os eixos Y e Z do teste n^o 1 e da primeira posição de calibração. As médias dos sinais estão próximas, contudo os valores máximo e mínimo apresentam uma diferença próxima de 2 G, produto de vibrações na mesa de deslocamento. Este resultado demonstra que a utilização de um filtro é desejável para eliminar os sinais de alta frequência.

Tabela 4.6: Comparação dos eixos Y e Z do teste n^o 1 e da primeira posição de calibração.

	Teste 1			Calibração		
	Média	Mínimo	Máximo	Média	Mínimo	Máximo
Acel Y _c	-0,02731	-1,93184	1,55333	-0,00523	-0,02941	0,01848
Acel Z _c	-0,99916	-1,98986	0,09033	-1,00093	-1,02652	-0,97755

No eixo do deslocamento X, a maioria dos sinais foram saturados como consequência da vibração. Realizando uma análise do espectro dos sinais em cada eixo mediante a transformada rápida de Fourier (FFT) como observado na Figura 4.6, é claro que o sinal tem muitas componentes de alta frequência as quais não são de interesse na análise da aceleração imposta ao sensor em deslocamento.

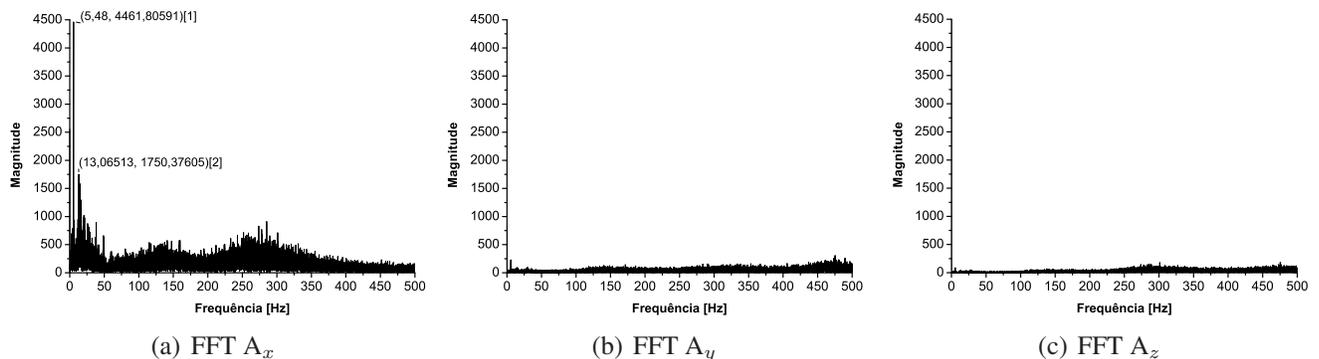


Figura 4.6: Análise do espectro do sinal da aceleração 3D do teste n^o 1.

Na sequência foi feito um novo teste com os mesmos parâmetros do teste n^o 1, mas aumentando o *range* do sensor para ± 6 G como observado na Figura 4.7. Neste caso os sinais não foram saturados.

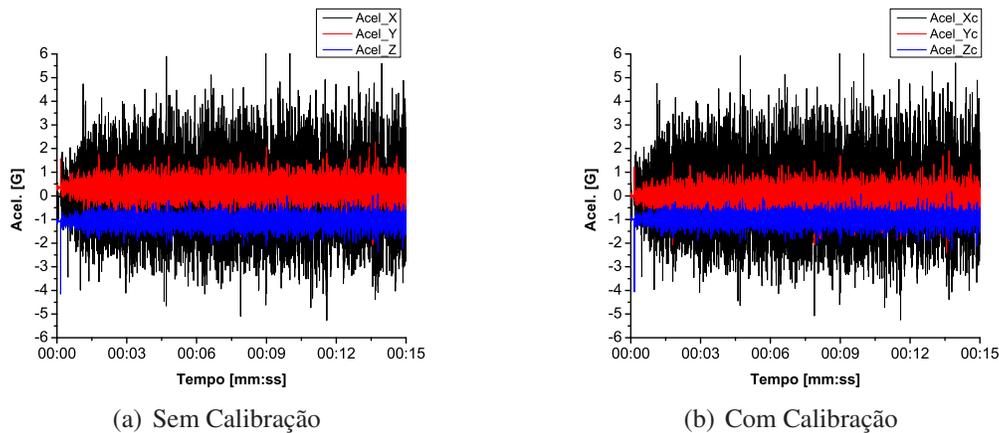


Figura 4.7: Teste n^o 2 - Aceleração 3D com *range* em ± 6 G.

Na Figura 4.8 são apresentadas as acelerações no eixo X para os dois primeiros testes. Nota-se que na Figura 4.8(a) o sinal está totalmente saturado e na Figura 4.8(b) já é possível identificar a amplitude real do sinal.

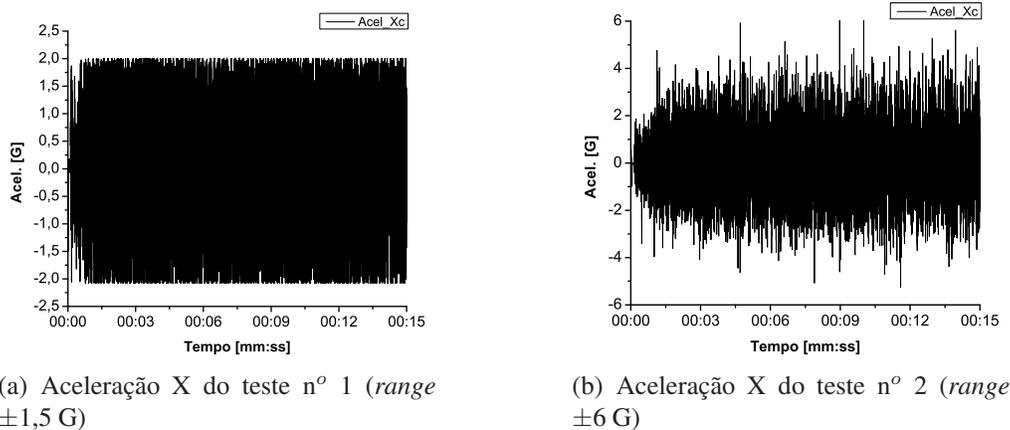


Figura 4.8: Aceleração no eixo X dos testes n^o 1 e 2, medida com o acelerômetro em *ranges* diferentes.

De forma preliminar à etapa da filtragem, foi realizada uma filtragem *smooth* dos sinais apresentados na Figura 4.8. Os sinais filtrados são apresentados na Figura 4.9, na mesma escala e durante um tempo menor, para visualizar melhor a amplitude e o formato dos sinais. Fica claro que para realizar uma boa medição de um sinal de aceleração, mesmo em uma faixa conhecida de aceleração, não é recomendável limitar muito o *range* do sensor, já que o sinal pode conter picos de vibração

que saturam facilmente a leitura e podem dificultar a análise do sinal de interesse. Por último, ficou evidenciado que é preciso realizar uma filtragem para isolar os dados de interesse.

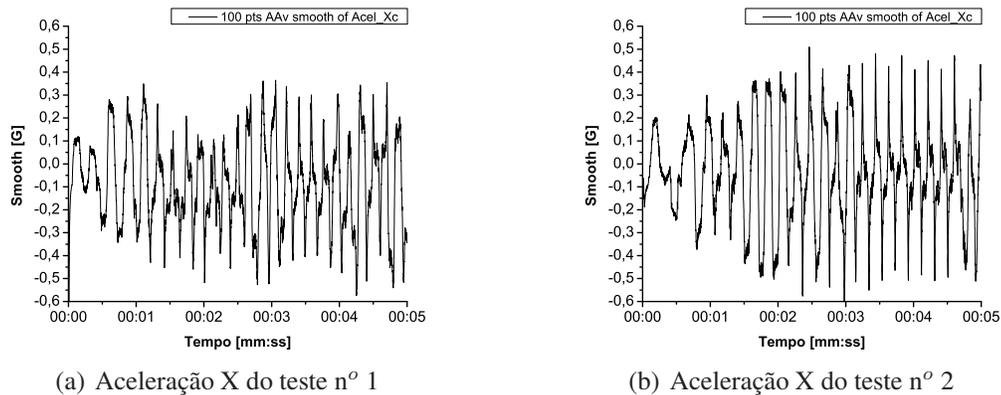


Figura 4.9: Aceleração no eixo X com filtro *Smooth* de 100 pontos para o teste n° 1 e 2.

Filtragem e taxa de amostragem

Na sequência, foi realizado um novo teste mantendo os parâmetros do teste n° 2, mas com uma taxa maior de amostragem (10 kHz), com o qual diminui o tempo entre amostras de 1 ms para 0,1 ms, resultando em uma informação mais precisa do comportamento do sinal quando realizada a FFT como ilustrado na Figura 4.10.

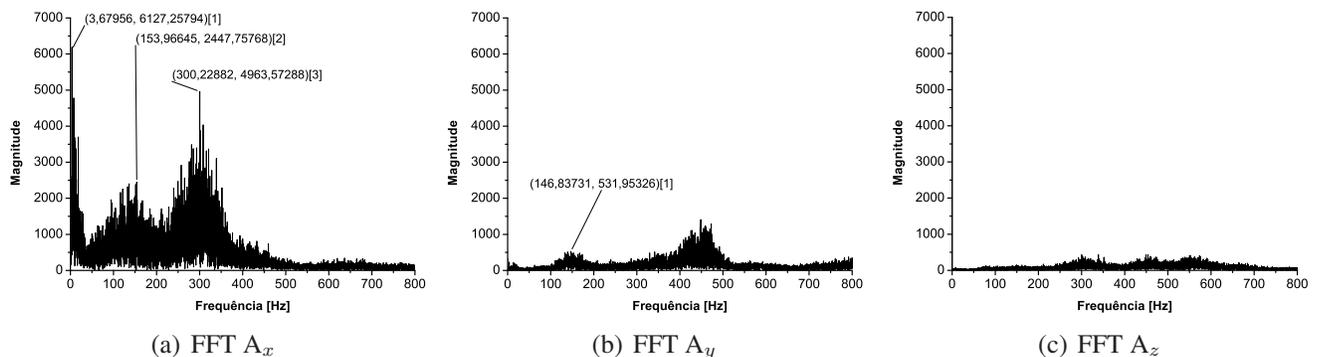


Figura 4.10: Teste n° 3 - Análise do espectro do sinal da aceleração 3D.

Analisando os espectros dos sinais nos três eixos, observa-se que o sinal correspondente à aceleração da plataforma (eixo X) encontra-se abaixo dos 50 Hz, com um pico em 3,67 Hz que corresponde à frequência do motor da mesa de deslocamento linear como apresentado na Figura 4.13(a). Os sinais de vibração nos eixos Y e Z somente aparecem depois dos 100 Hz para o primeiro e dos 200 Hz para o segundo. Também é importante notar que, segundo o fabricante, o sensor de aceleração tem uma

largura de banda típica para a resposta em frequência (*Bandwidth Response*) de 350 Hz para os eixos X e Y; e 150 Hz para o eixo Z.

Com a informação do espectro, foi projetado um filtro *Butterworth* passa-baixa de segunda ordem com frequência de corte em 20 Hz implementado por *software* no LabVIEW®. Nas Figuras 4.11 e 4.12 são apresentadas as acelerações para cada eixo antes e depois da filtragem respectivamente.

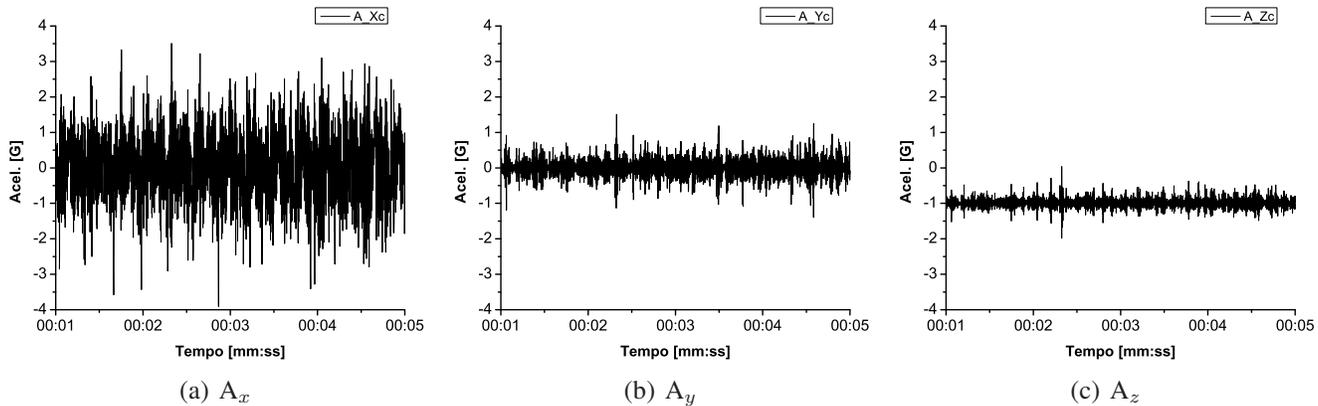


Figura 4.11: Teste nº 3 - Sinal da aceleração 3D sem filtrar.

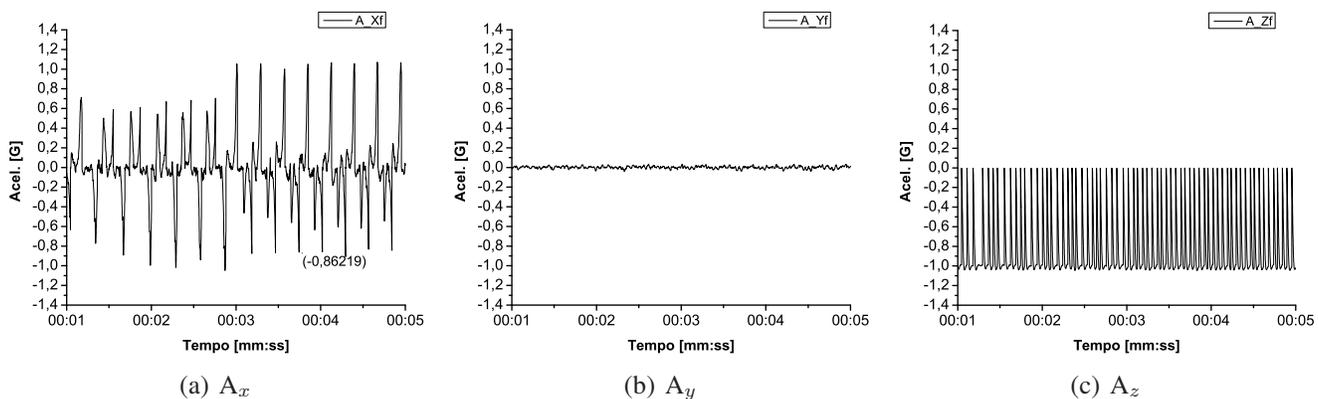


Figura 4.12: Teste nº 3 - Sinal da aceleração 3D com filtro passa-baixa em 20 Hz.

Nota-se que no eixo X, da Figura 4.12(a), obtemos um sinal oscilatório entre 1,1 G e -0,9 G aproximadamente, com um formato simétrico e periódico. Para o eixo Y (Figura 4.12(b)) a aceleração depois da filtragem ficou aproximadamente em 0 G, e no eixo Z (Figura 4.12(c)), que é o eixo que está alinhado com o eixo da gravidade, o esperado era que o sinal ficasse perto de -1 G, mas o sinal apresentou oscilações entre 0 G e -1 G, o qual pode ter sido devido a alguma configuração padrão do filtro digital do LabVIEW®.

Para avaliar os picos da aceleração no eixo do deslocamento, o SACTAG calcula a aceleração centrípeta teórica baseada na frequência de rotação do motor DC. Os valores de pico negativos da

aceleração centrípeta devem coincidir com os valores de pico negativos do sensor depois da filtragem. Para calcular a aceleração centrípeta utilizamos a Equação 4.1.

$$A_c = -4\pi^2 f^2 r , \quad (4.1)$$

Sendo que A_c é a aceleração centrípeta, r o raio da haste ao centro de rotação do motor DC e f a frequência do motor DC. Na Figura 4.13 é apresentada a frequência do motor e a aceleração teórica da plataforma calculada durante o teste n° 3.

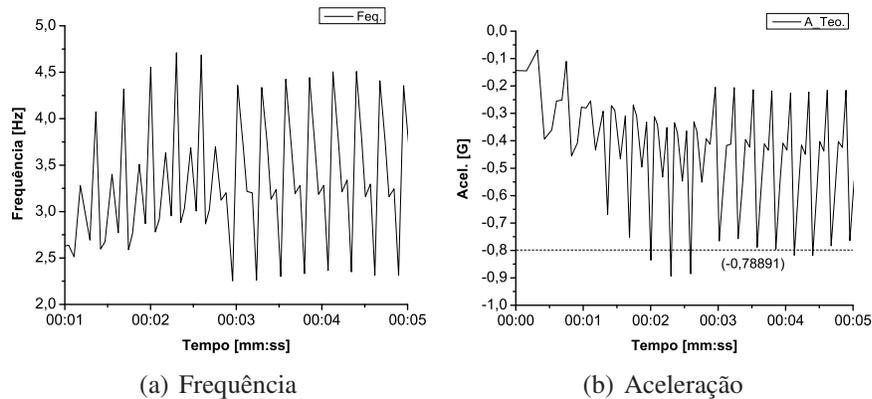


Figura 4.13: Teste n° 3 - Frequência do motor e aceleração centrípeta calculada.

Comparando a aceleração teórica da Figura 4.13(b) com a aceleração medida pelo sensor no eixo X apresentada na Figura 4.12(a), notamos, que os valores de pico negativos do sensor estão próximos de -0,8621 G, e no gráfico da aceleração teórica os valores picos negativos estão próximos de -0,7889 G, em ambos os casos depois de aproximadamente três segundos, logo após o transitório de partida em que as acelerações ficam mais estáveis (ver linha tracejada da Figura 4.13(b)). Esta relação entre o valor medido com o sensor e o calculado baseado na frequência, corrobora que a medição se encontra dentro do esperado, validando a magnitude da aceleração lida pelo sensor.

Para tentar diminuir a vibração gerada pela plataforma de deslocamento, foi colocada uma camada de plástico bolha no suporte do sensor, como ilustrado na Figura 4.14 e foi feito um novo teste mantendo os mesmos parâmetros do teste n° 3. Na Figura 4.15 são apresentadas as acelerações 3D para o teste n° 4, nas quais não foi obtida nenhuma melhoria em comparação com as acelerações do teste n° 3 (Figura 4.11). Na sequência, na Figura 4.16 são apresentados os sinais filtrados do teste n° 4, nota-se que em comparação com a Figura 4.12 o plástico bolha não contribuiu para a redução das vibrações.

Finalmente, foi realizado um último teste com os mesmos parâmetros do teste n° 3 e com um filtro Savitzky-Golay FIR (*smoothing filter*), de segunda ordem e com janela de 20 dados. Este filtro apresentou uma melhor resposta para os eixos Y e Z, onde foram mantidos os valores em torno de



Figura 4.14: Plataforma de deslocamento com plástico com bolhas em baixo do sensor.

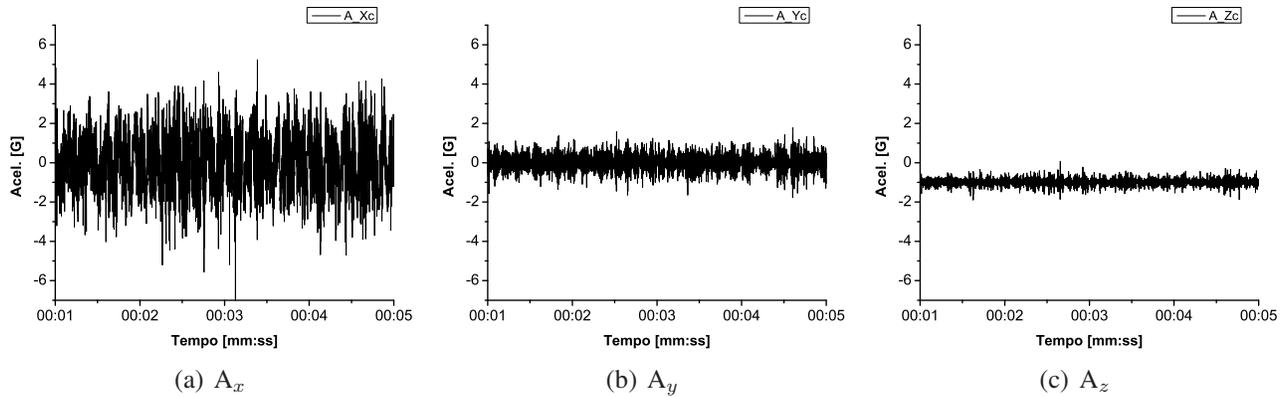


Figura 4.15: Teste n^o 4 - Sinal da aceleração 3D.

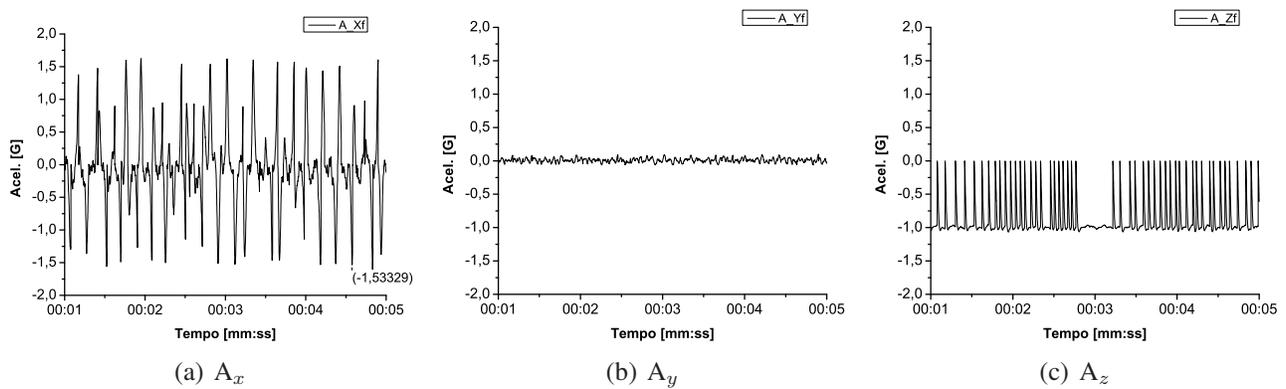


Figura 4.16: Teste n^o 4 - Sinal da aceleração 3D com filtro passa-baixa em 20 Hz.

0 G para o primeiro caso, e em torno de -1 G para o segundo como apresentado na Figura 4.17.

Processamento

Foi implementado um algoritmo para calcular a posição do sensor. Para compreender melhor, relembramos que a aceleração é a derivada da velocidade e a velocidade é a derivada da posição como

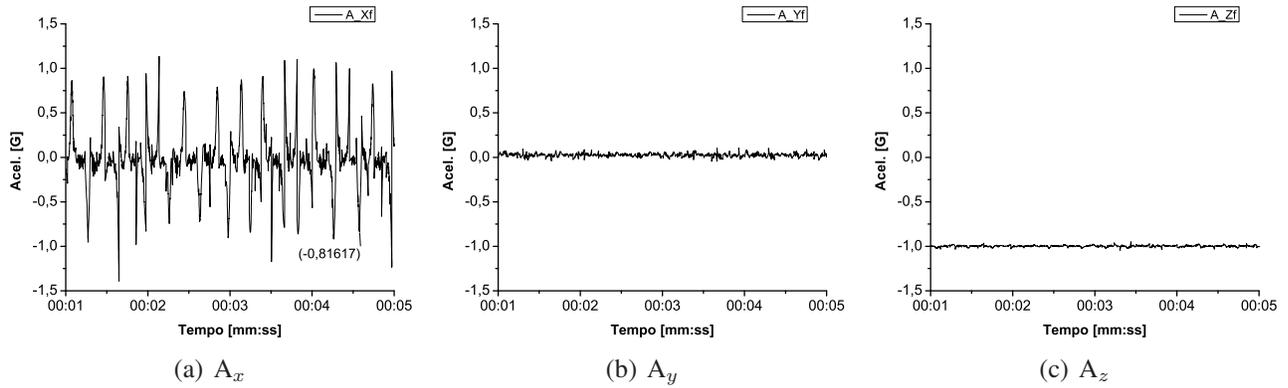


Figura 4.17: Teste nº 4 - Sinal da aceleração 3D com filtro Savitzky-Golay FIR *smoothing*.

apresentado na Equação 4.2.

$$\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt}, \vec{v} = \frac{d\vec{s}}{dt} \Rightarrow \vec{a} = \frac{d(d\vec{s})}{dt^2} \quad (4.2)$$

O caso oposto da derivada é a integral. Se a aceleração de um objeto é conhecida, podemos obter sua posição mediante uma integral dupla, assumindo que as condições iniciais são zero, como apresentado na Equação 4.3.

$$\vec{v} = \int (\vec{a}) dt, \vec{s} = \int (\vec{v}) dt = \int \left(\int (\vec{a}) dt \right) dt \quad (4.3)$$

Uma forma de entender a Equação 4.3 é definindo a integral como a área sob a curva, sendo que a integral é a soma de cada pequena área, cujas larguras são infinitesimais. Para que o cálculo da integral seja coerente, a taxa de amostragem deve ser sempre igual, mantendo a mesma largura de cada pequena área, contudo o cálculo de cada área pode gerar alguns erros devido a esta ser uma aproximação normalmente geométrica. Para realizar o cálculo da velocidade e do espaço, algumas recomendações foram levadas em conta [65]:

- O sinal de aceleração não é um sinal livre de ruído, porém um filtro digital deve ser implementado, uma opção é a utilização de um filtro de média móvel para um certo número de amostras. Em alguns casos pode ser implementado uma segunda média a cada 16 amostras.
- Um estado inicial sem movimento é crítico para obter dados corretos, pois no processo de integração estão sendo assumidas que as condições iniciais são zero.
- Uma rotina de calibração deve ser incorporada na aplicação, onde o valor real da aceleração será o valor medido menos o valor de calibração.
- Uma amostragem rápida proverá resultados mais acurados devido ao fato que os erros de aproximação das integrais são minimizados, porém um *hardware* mais elaborado é normalmente

necessário.

- O tempo entre amostras deve ser sempre igual. Erros podem ser gerados em caso contrário.
- Aproximação linear entre amostras é recomendável para obter resultados mais apurados.

No software SACTAG foram incorporadas duas integrais no processamento dos dados do teste nº 3 para obter a velocidade linear e o deslocamento. Neste teste foram mantidas as unidades no sistema internacional para chegar ao deslocamento em metros depois de realizar as duas integrais. Na Figura 4.18(c) pode-se observar que os picos do deslocamento estão próximos do deslocamento real, que é igual ao raio entre a haste e o centro do motor, ou seja, 0,020 m como indicado com a linha tracejada. Os picos do sinal estão em torno de 0,018 m obtendo uma boa correlação entre o valor real e o resultante do processamento da aceleração do sensor no eixo X.

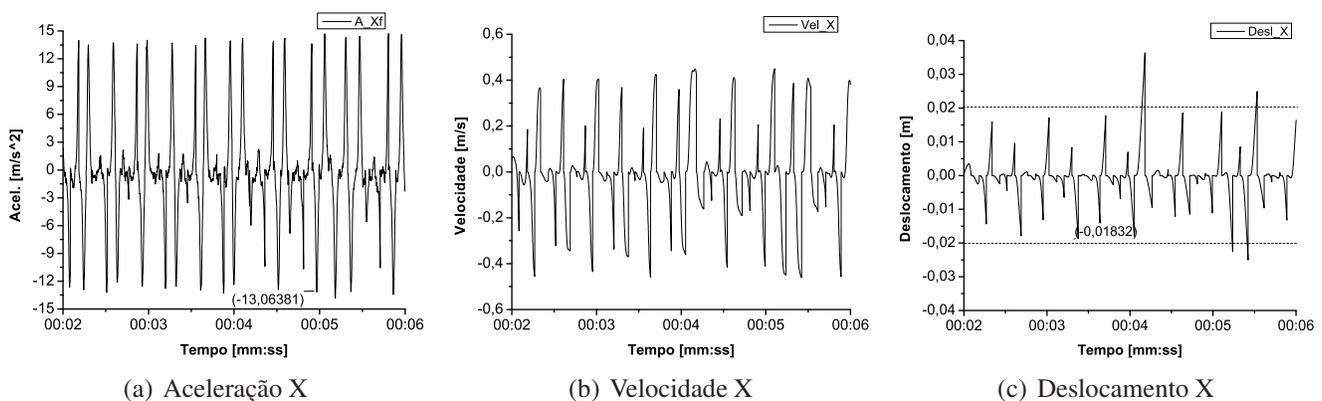


Figura 4.18: Teste nº 3 - Sinal da aceleração, e informação da velocidade e do deslocamento obtidos através do processamento do sinal de aceleração.

4.2 ZSTAR

Foram feitos dois testes em bicicleta utilizando a placa ZSTAR. Esta placa também foi encapsulada dentro de uma caixa de “Tic Tac” e através de uma base com fita e velcro foi possível fixar a placa ZSTAR à coxa ou ao tornozelo do atleta. No primeiro teste, o sensor foi fixado na coxa e no segundo teste, foi fixado no tornozelo do esportista como mostrado na Figura 4.19.

Em ambos os testes, o esportista começou do zero (sem movimento). No primeiro teste, fixado na coxa as pedaladas foram progressivas de menor a maior intensidade até parar, como apresentado na Figura 4.20. No segundo teste, fixado no tornozelo, o esportista fez 10 pedaladas com a máxima intensidade possível e parou como se observa na Figura 4.21. Nota-se que as 10 pedaladas podem ser facilmente identificadas contando os picos de aceleração no eixo Y_c na Figura 4.21(b).

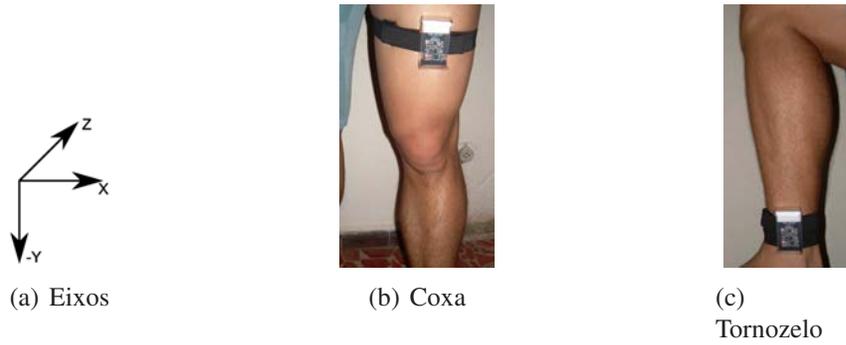


Figura 4.19: Fixação do sensor ZSTAR nos testes em bicicleta.

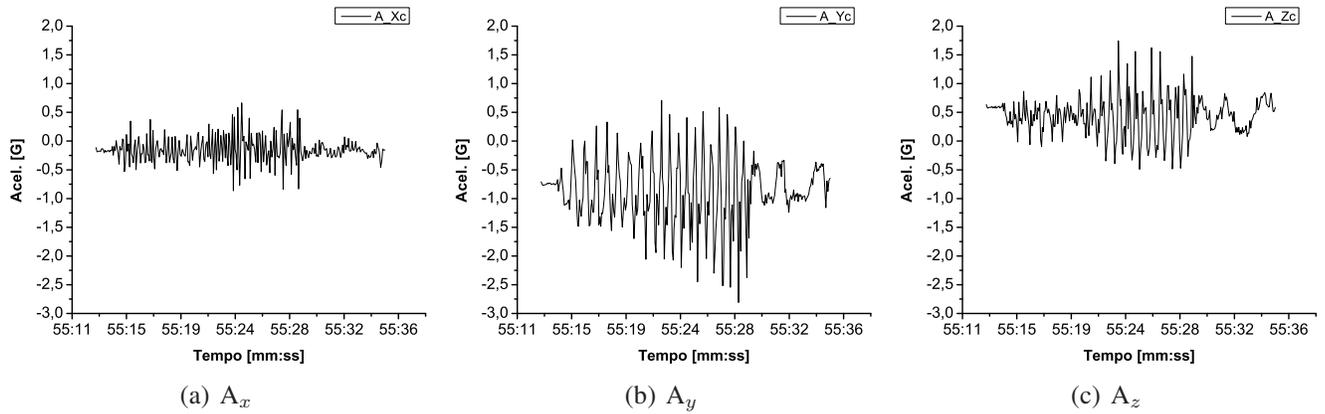


Figura 4.20: Teste nº 1 - Sinal da aceleração 3D da coxa.

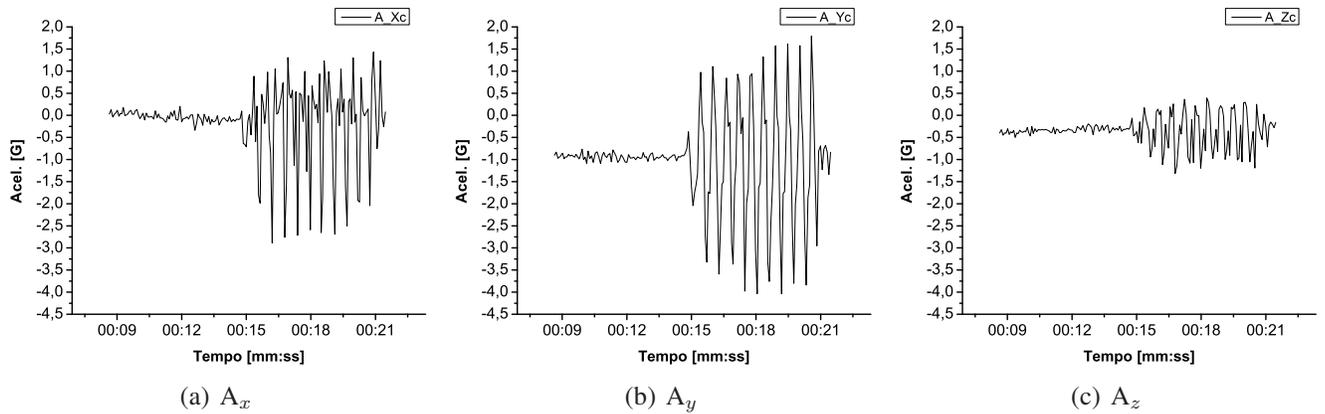


Figura 4.21: Teste nº 2 - Sinal da aceleração 3D do tornozelo.

Estes testes preliminares realizados com a placa ZSTAR permitiram testar o alcance da placa ZSTAR que ficou em torno dos 20 m; a fixação do sensor feita na coxa e no tornozelo, a qual foi boa, acompanhando os movimentos do segmento corporal e principalmente sem acrescentar ruídos de alta frequência; a taxa de amostragem utilizada internamente no *firmware* do ZSTAR foi próxima de 25

amostras por segundo, a qual já permitiu observar uma resposta em tempo quase real na visualização dos dados adquiridos no VI LSM-ZSTAR realizado em LabVIEW®.

4.3 SM-MAE

O SM-MAE foi testado com bicicleta estacionária e também no velódromo de Americana, com a cooperação do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB), da Faculdade de Educação Física (FEF) da UNICAMP. Para ambos os testes, foi utilizada a mesma bicicleta, a qual foi adaptada à uma base para os primeiros testes deixando-a estacionária como apresentado na Figura 4.22.



(a) Bicicleta



(b) Base

Figura 4.22: Bicicleta utilizada para os testes do SM-MAE.

Todos os dados adquiridos com o SM-MAE durante os testes de campo foram plotados sem acrescentar nenhuma filtragem nem processamento. Para poder adicionar algum tipo de filtro ou algum processamento específico para ciclismo, os dados “brutos” obtidos devem ser analisados em conjunto com o Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB) de forma que uma futura implementação não elimine nenhum dado que seja importante desde o ponto de vista da biomecânica do esporte.

4.3.1 Testes em bicicleta estacionária

Quatro testes foram realizados usando a bicicleta estacionária. Nos dois primeiros testes realizados pelo ciclista A, foi feito um simples aquecimento com o sensor posicionado na coxa e no tornozelo do esportista, respectivamente. Para facilitar a visualização do formato e das amplitudes dos sinais, os gráficos são apresentados de forma individual para cada eixo e somente foram apresentados os primeiros 45 segundos de cada um dos testes. A Figura 4.23 apresenta o posicionamento do SM-MAE no primeiro teste, seguido das Figura 4.24, 4.25 e 4.26, com os gráficos da aceleração 3D, a velocidade angular 3D e a temperatura, respectivamente.

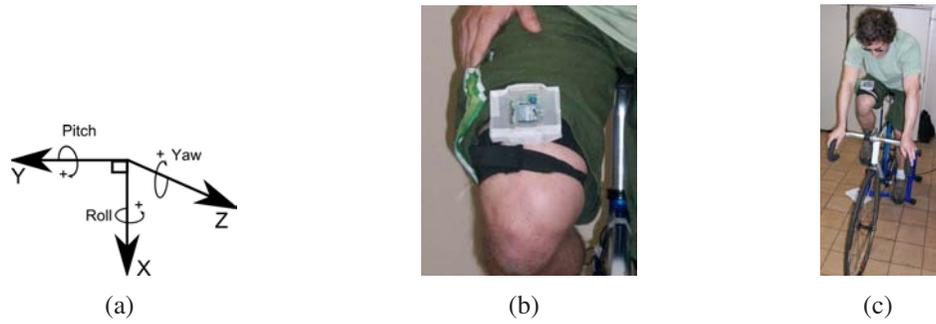


Figura 4.23: Teste nº 1 - Posicionamento do SM-MAE na coxa.

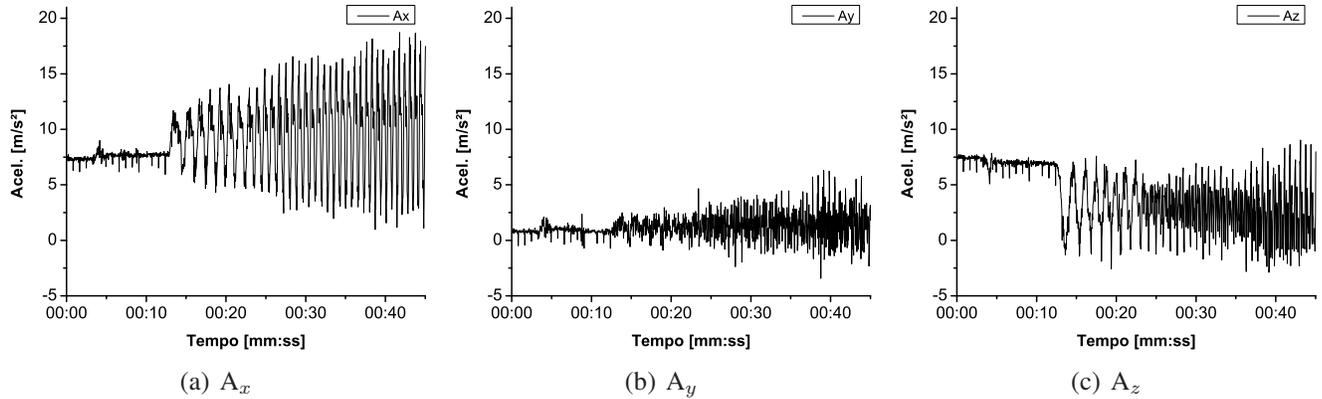


Figura 4.24: Teste nº 1 - Aceleração 3D na coxa.

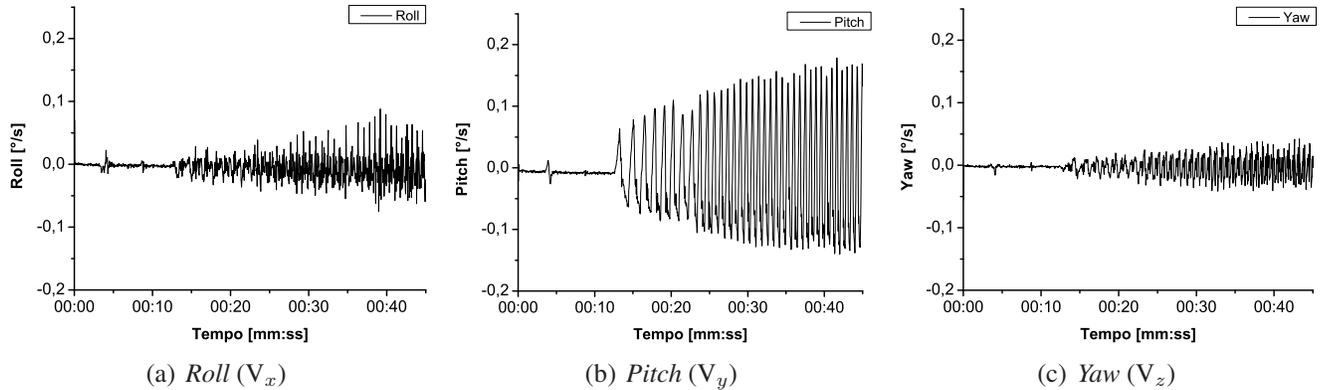


Figura 4.25: Teste nº 1 - Velocidade angular 3D na coxa.

A Figura 4.27 apresenta o posicionamento do SM-MAE no tornozelo para o segundo teste, seguido das Figura 4.28, 4.29 e 4.30, com os gráficos da aceleração 3D, a velocidade angular 3D e a temperatura, respectivamente.

Os dois testes seguintes foram realizados pelo ciclista B, ambos os testes, com o SM-MAE posicionado no tornozelo. Nota-se que aqui a fixação do sensor ficou com o eixo X com sentido contrário

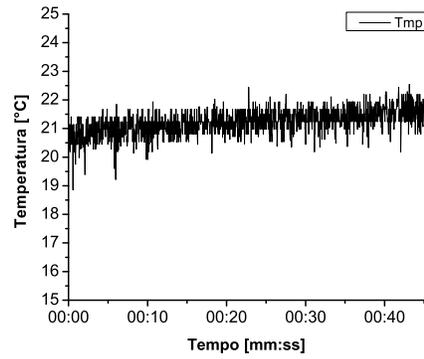


Figura 4.26: Teste n° 1 - Temperatura do SM-MAE.

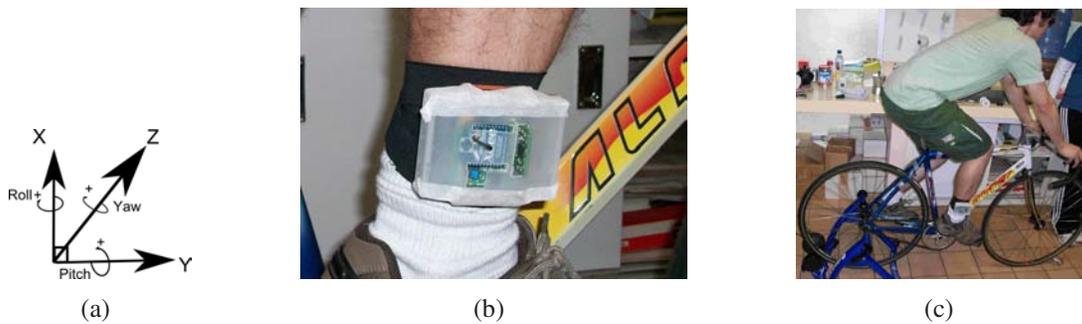


Figura 4.27: Teste n° 2 - Posicionamento do sensor no tornozelo.

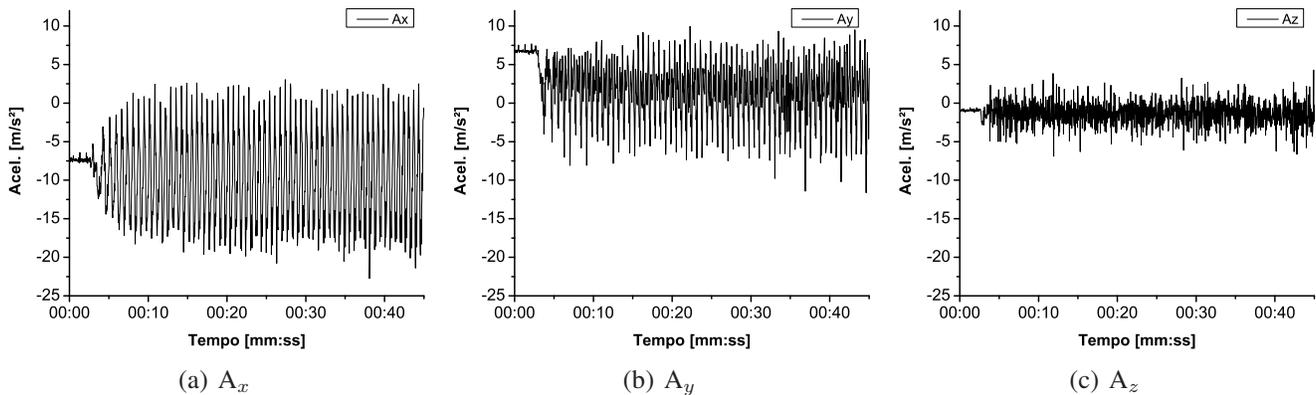


Figura 4.28: Teste n° 2 - Aceleração 3D no tornozelo.

ao teste anterior. A Figura 4.31 apresenta o posicionamento do SM-MAE utilizada no terceiro e no quarto teste. O terceiro teste foi o aquecimento do ciclista B. Na sequência, são apresentadas as Figuras 4.32, 4.33 e 4.34, com os gráficos da aceleração 3D, a velocidade angular 3D e a temperatura, respectivamente.

Para encerrar os testes na bicicleta estacionária, no teste n° 4, o ciclista B fez um teste de *Wingate* [66]. Este é um teste muito utilizado para avaliar a potência e a capacidade anaeróbia. O teste

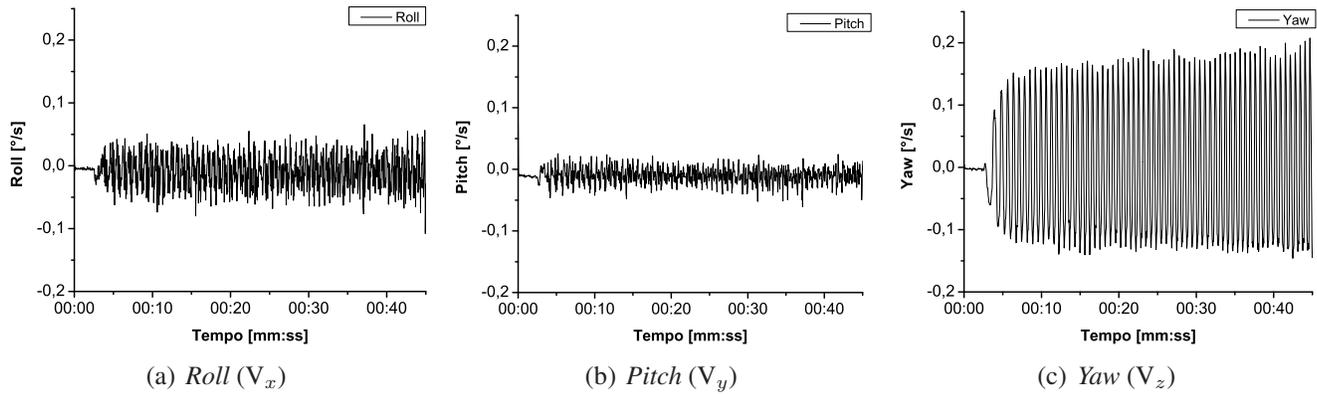


Figura 4.29: Teste n^o 2 - Velocidade angular 3D no tornozelo.

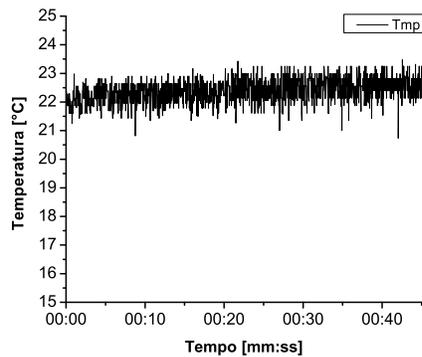


Figura 4.30: Teste n^o 2 - Temperatura SM-MAE.

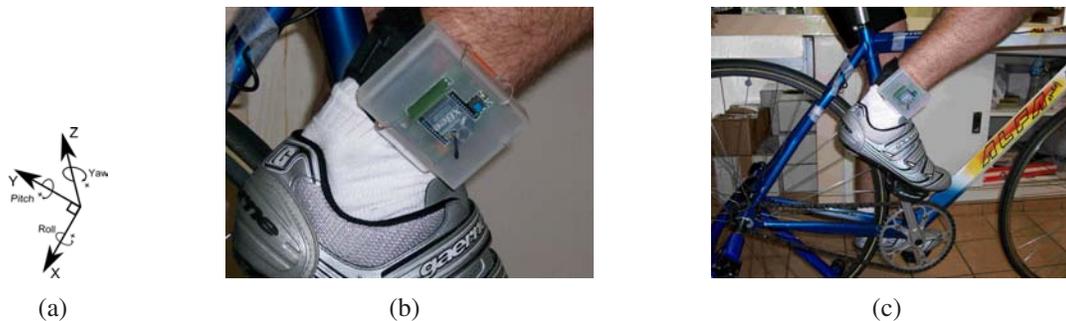


Figura 4.31: Teste n^o 3 e 4 - Posicionamento do sensor no tornozelo.

de *Wingate* tem uma duração de 30 segundos, durante a qual o esportista tenta pedalar o maior número possível de vezes contra uma resistência fixa, objetivando gerar a maior potência possível nesse período de tempo. A potência gerada durante os 30 segundos é denominada potência média. A potência pico ocorre normalmente nos primeiros 5 segundos do teste [66]. As Figuras 4.35, 4.36 e 4.37, apresentam os gráficos da aceleração 3D, a velocidade angular 3D e a temperatura, respectivamente.

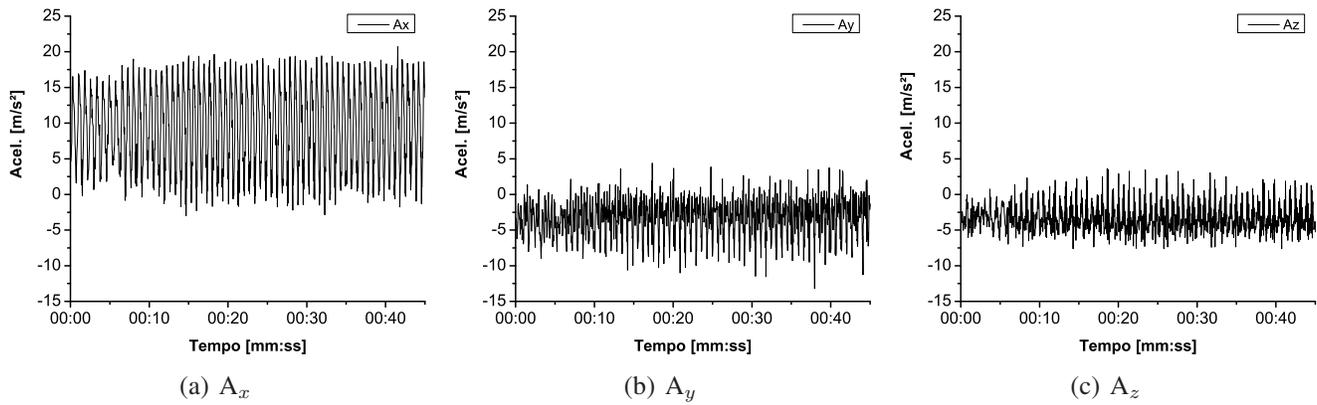


Figura 4.32: Teste n° 3- Aceleração 3D no tornozelo.

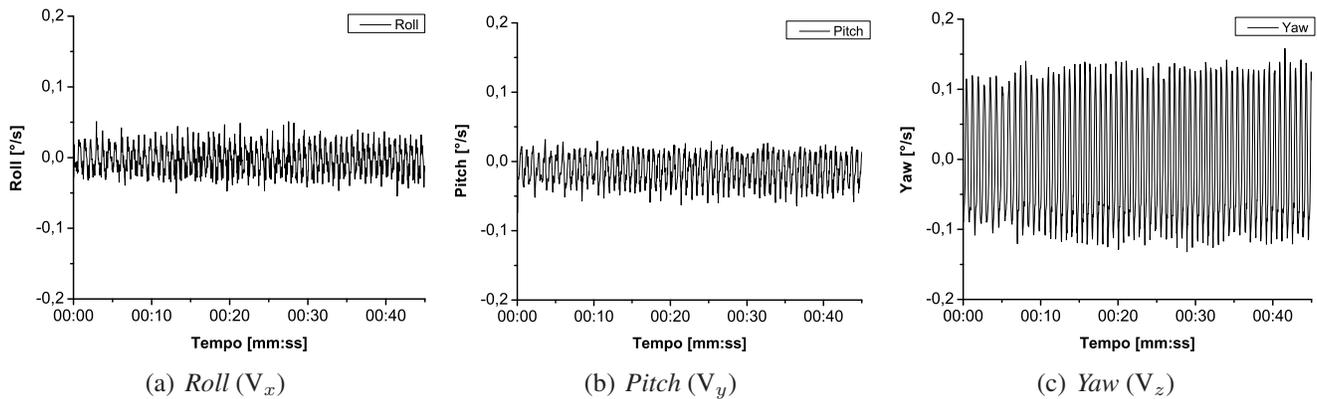


Figura 4.33: Teste n° 3 - Velocidade angular 3D no tornozelo.

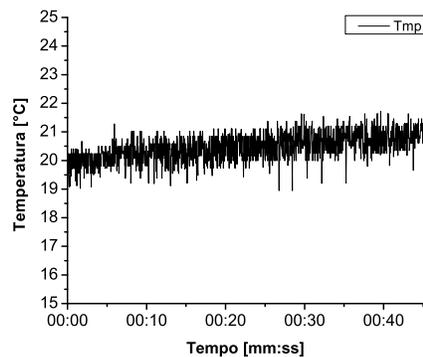


Figura 4.34: Teste n° 3 - Temperatura do SM-MAE.

Observando os gráficos em uma faixa mais estreita de tempo, é possível visualizar melhor o formato dos sinais obtidos. A Figura 4.38 apresenta a aceleração no eixo X e a velocidade angular em torno do eixo Z (*yaw*), do mesmo teste n° 4. Nota-se que a aceleração pico máxima na Figura 4.38(a) aconteceu nos primeiros segundos do teste chegando muito próximo do valor de saturação do sensor,

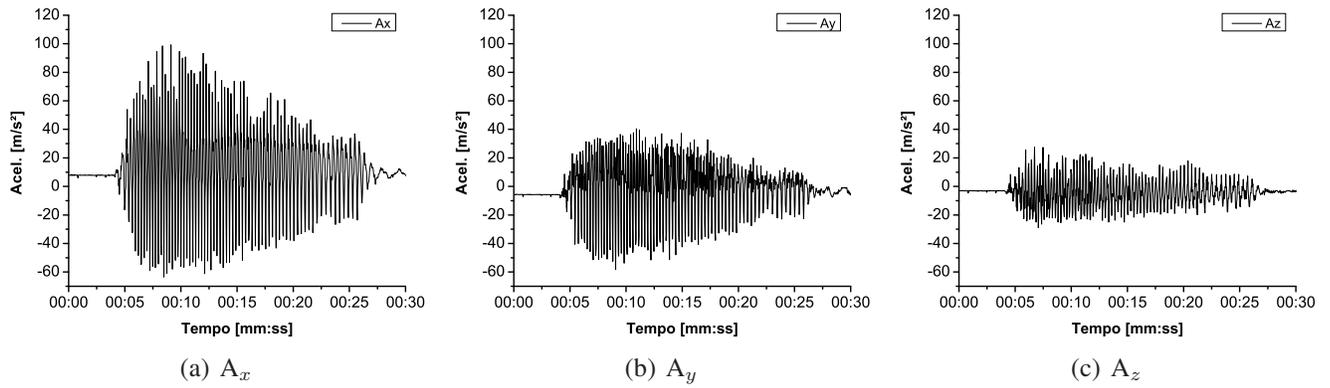


Figura 4.35: Teste n^o 4 - Aceleração 3D no tornozelo.

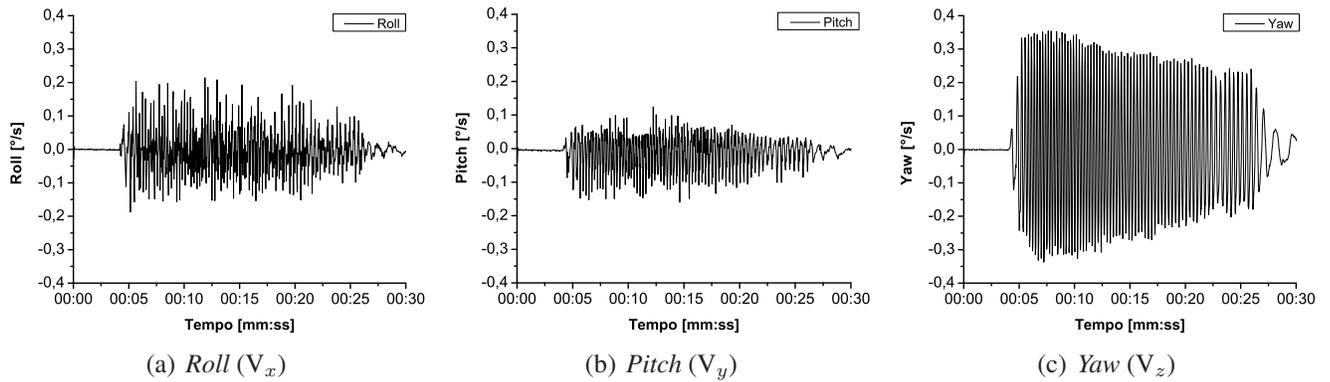


Figura 4.36: Teste n^o 4 - Velocidade angular 3D no tornozelo.

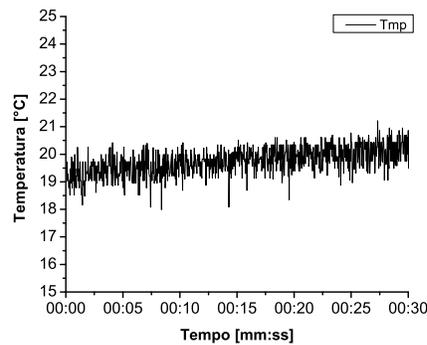


Figura 4.37: Teste n^o 4 - Temperatura do sensor SM-MAE.

já que para todos os testes realizados em campo com o SM-MAE foi utilizado o *range* de ± 10 G, com o qual podemos medir acelerações de até ± 98 m/s^2 . Tanto a aceleração X quanto a velocidade angular *yaw* (Figura 4.38(a)) apresentaram um sinal simétrico e periódico, sendo a velocidade angular um sinal praticamente senoidal.

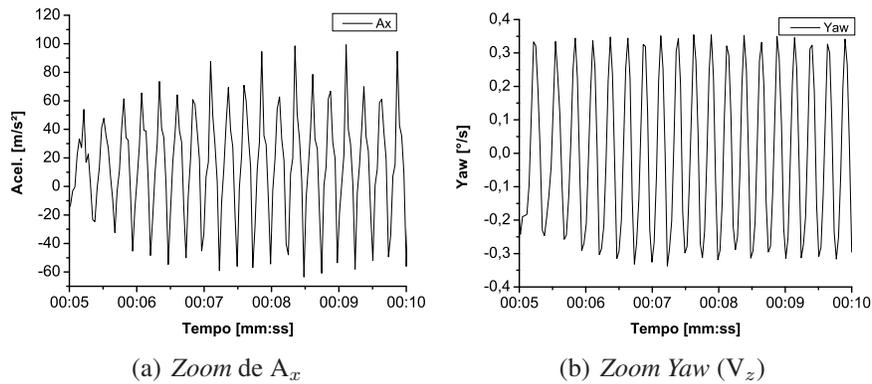


Figura 4.38: Teste n° 4 - Detalhe da aceleração no eixo X e a velocidade angular Z (yaw).

4.3.2 Testes no velódromo

No velódromo o ciclista B realizou três testes, com o sensor posicionado no tornozelo como apresentado na Figura 4.39. No primeiro teste, o esportista fez três voltas ao redor da pista, ficando sempre perto da linha preta que delimita o menor diâmetro válido para uma competição. As Figuras 4.40, 4.41 e 4.42, apresentam os gráficos da aceleração 3D, a velocidade angular 3D e a temperatura respectivamente. Estes gráficos foram plotados entre o primeiro e segundo minuto que corresponde à segunda volta que o ciclista fez, já que esta foi a de maior intensidade neste primeiro teste.

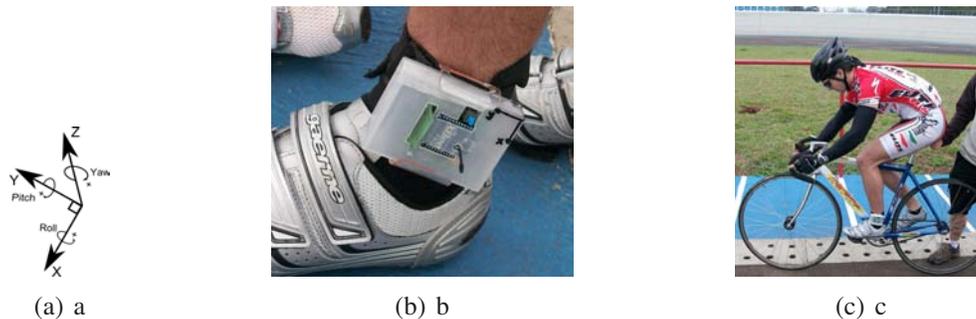
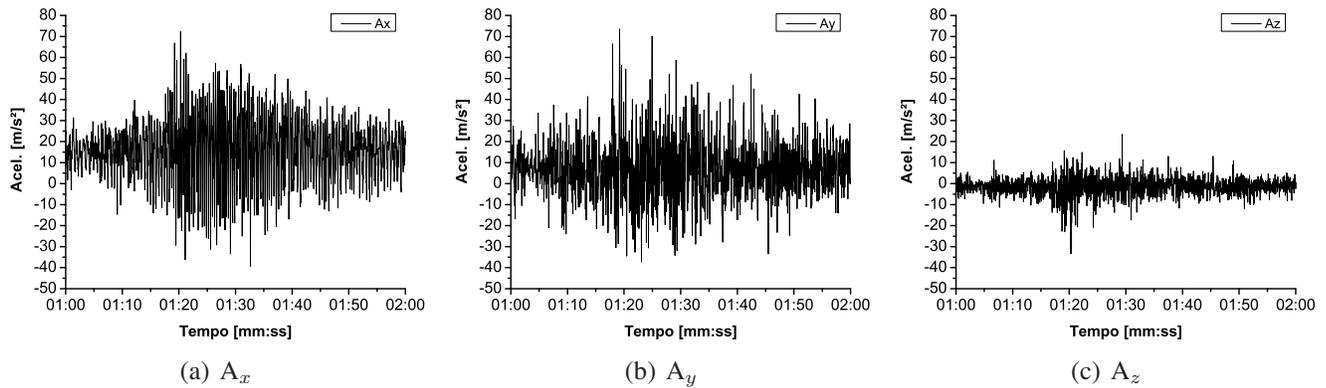
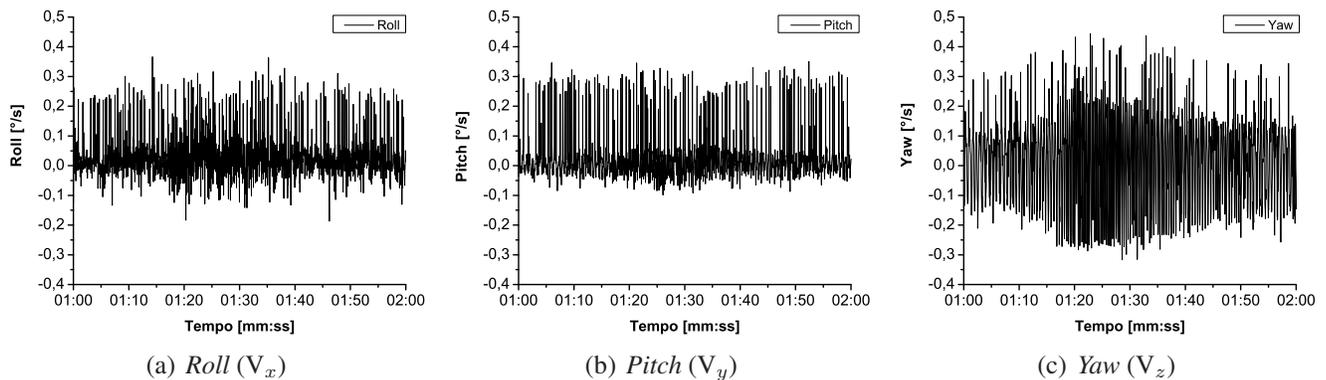
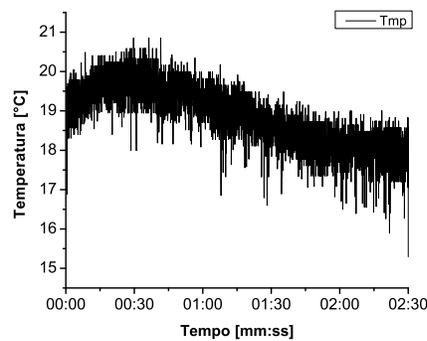


Figura 4.39: Teste n° 1 - Posicionamento do sensor no tornozelo para os testes do velódromo.

O segundo teste foi uma largada com saída estática, seguida de duas voltas na pista. As Figuras 4.43, 4.44 e 4.45, apresentam os gráficos da aceleração 3D, a velocidade angular 3D e a temperatura respectivamente. Neste teste, os gráficos foram plotados somente com os dados do primeiro minuto que é a parte mais importante da largada e a de maior aceleração.

No último teste realizado no velódromo, o esportista B utilizou a parte alta da pista e desceu acelerando para fazer uma volta rápida. As Figuras 4.46, 4.47 e 4.48, apresentam os gráficos da aceleração 3D, a velocidade angular 3D e a temperatura respectivamente. Todos os dados foram plotados a partir do segundo 50, um pouco antes do ciclista acelerar, o qual gera um pico de aceleração

Figura 4.40: Teste n^o 1 - Aceleração 3D.Figura 4.41: Teste n^o 1 - Velocidade angular 3D.Figura 4.42: Teste n^o 1 - Temperatura do sensor SM-MAE.

no momento da descida, aproximadamente no segundo 58 do teste.

Adicionalmente durante os três testes no velódromo o esportista além do SM-MAE estava utilizando um monitor de batimento cardíaco da Polar e um GPS. Na Figura 4.49 é apresentado o gráfico dos batimentos cardíacos durante todos os testes.

O GPS é um aparelho que, entre outras funções, possibilita a determinação das coordenadas geo-

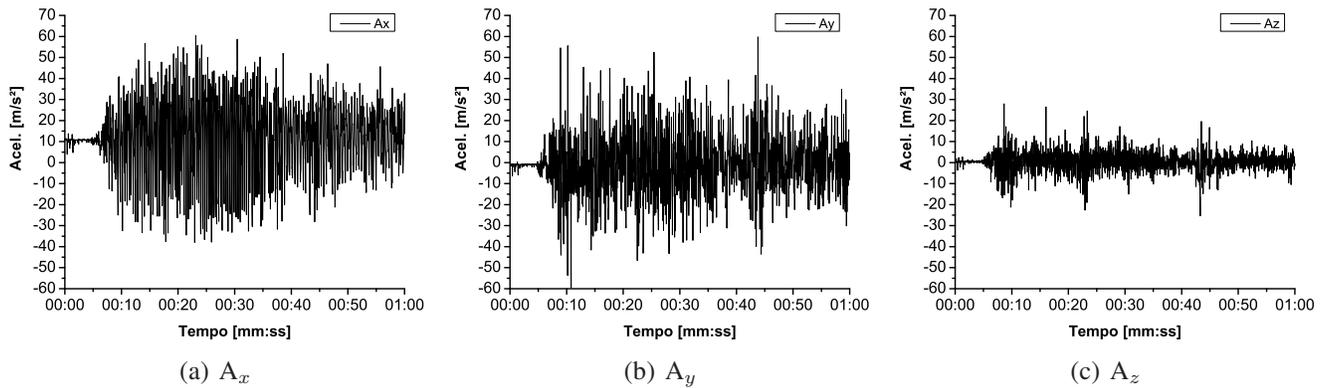


Figura 4.43: Teste n° 2 - Aceleração 3D.

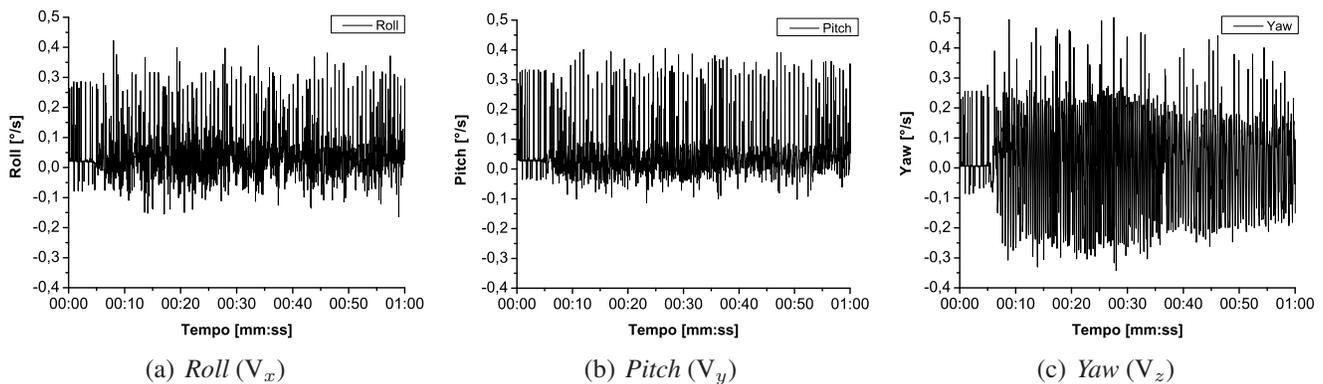


Figura 4.44: Teste n° 2 - Velocidade angular 3D.

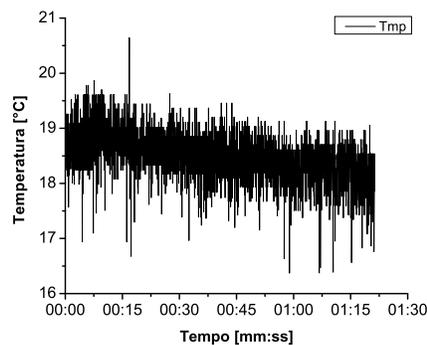


Figura 4.45: Teste n° 2 - Temperatura do sensor SM-MAE.

gráficas. Essas coordenadas são um sistema de paralelos e meridianos, a partir dos quais pode-se determinar valores em graus: latitude, no caso dos paralelos e a longitude, no caso dos meridianos. Os dados do GPS foram carregados no programa *Google Earth* permitindo colocar o percurso realizado sobre a imagem do satélite. Na Figura 4.50 são apresentados os dados do GPS.

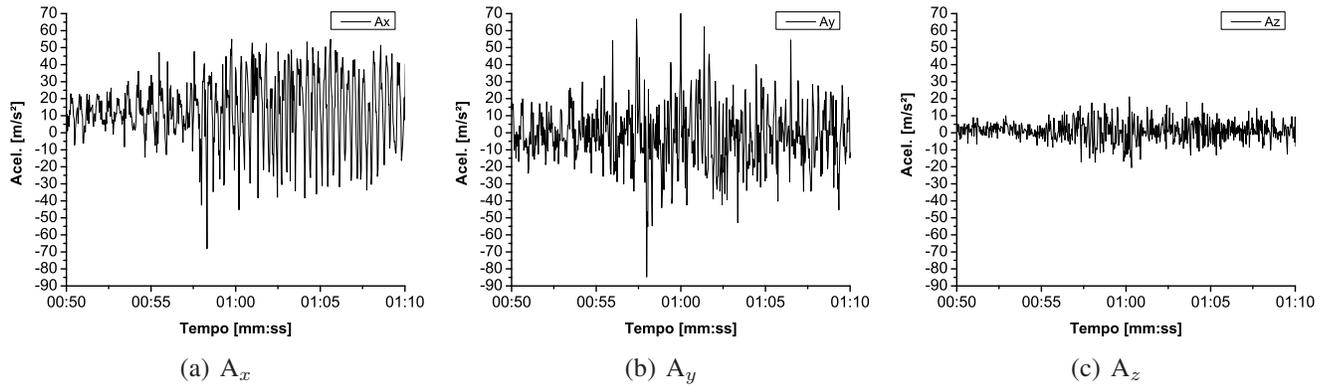


Figura 4.46: Teste nº 3 - Aceleração 3D no tornozelo.

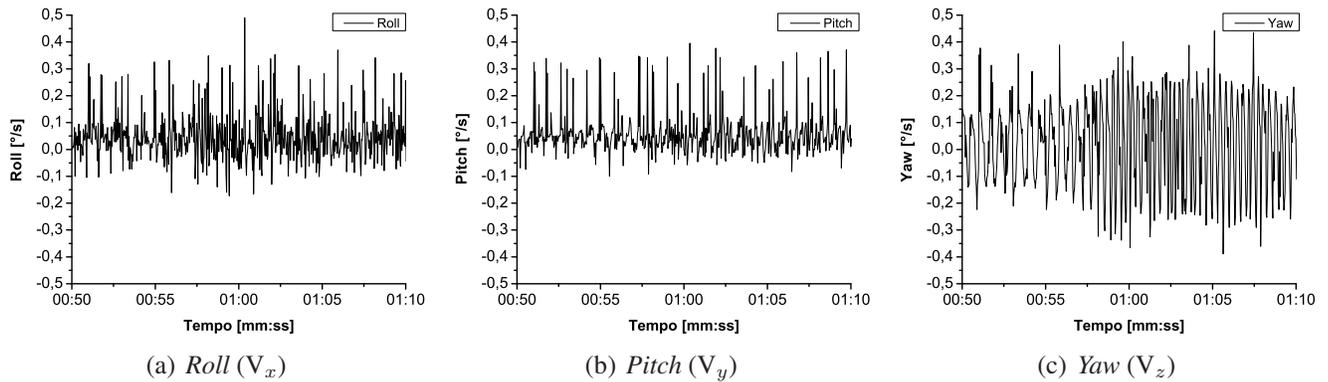


Figura 4.47: Teste nº 3 - Velocidade angular 3D no tornozelo.

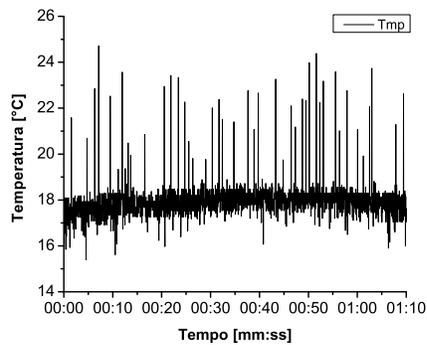


Figura 4.48: Teste nº 3 - Temperatura do sensor SM-MAE.

4.4 Conclusões do capítulo

- O processo de calibração foi bem sucedido em todas as interfaces, tornando possível a comparação em magnitude das acelerações medidas.
- Para realizar uma boa medição de um sinal de aceleração, mesmo em uma faixa conhecida, não

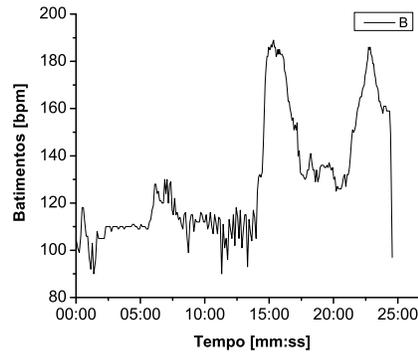


Figura 4.49: Batimentos cardíacos medidos com um monitor da Polar.

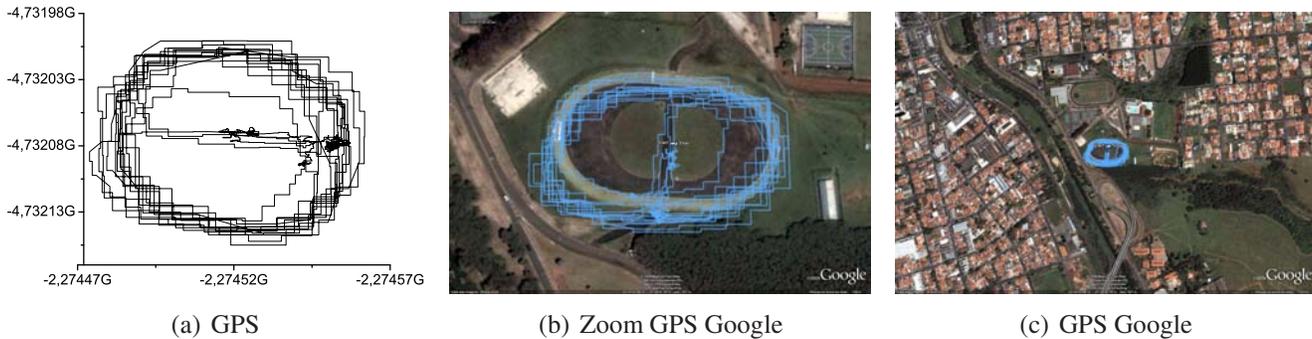


Figura 4.50: Leitura do GPS.

é recomendável limitar muito o *range* do sensor, já que o sinal pode conter picos de vibração que saturam facilmente a leitura e podem dificultar a posterior análise do sinal de interesse.

- Uma filtragem adequada é importante para isolar os dados de interesse, contudo o tipo de filtragem vai depender da aplicação e das condições nas quais os dados foram adquiridos.
- O processo de filtragem acompanhado de uma análise espectral foi indispensável para se obter uma boa relação entre o sinal de aceleração real lido pelo sensor e a aceleração centrípeta teórica calculada em função da frequência do motor DC no sistema SACTAG.
- O estágio de integração para calcular a velocidade e o espaço também foi bem sucedido no SACTAG, com valores de picos do sinal de deslocamento em torno de 0,018 m, próximos ao deslocamento real de 0,020 m.
- Os testes preliminares feitos com a placa ZSTAR permitiram, além de testar o alcance da placa, realizar a fixação do sensor feita na coxa e no tornozelo, a qual foi boa, acompanhando os movimentos de cada segmento corporal sem acrescentar ruídos de alta frequência. A taxa de amostragem utilizada internamente no *firmware* do ZSTAR foi de aproximadamente 25 amostras por segundo, a qual já permitiu observar uma resposta em tempo quase real na visualização dos dados adquiridos na interface do LabVIEW®.

- A interface gráfica desenvolvida no SM-MAE salva e apresenta os dados em forma de gráficos em tempo real, sendo intuitiva e de fácil operação.
- O protótipo desenvolvido é de fácil fixação no atleta e permite o monitoramento no local de treinamento, com um alcance máximo de transmissão de 70 m, com resultados muito satisfatórios quanto a aquisição dos dados, sendo ainda pequeno (37x49x20 mm) e leve (40 g). Tornando-o uma alternativa versátil para o auxílio do treinamento, aperfeiçoamento da técnica e como ferramenta de auxílio na pesquisa na área de educação física.
- Antes de implementar qualquer tipo de filtragem, os dados “brutos” obtidos devem ser analisados em conjunto com o LIB de forma que uma futura implementação não elimine nenhum dado que seja importante desde o ponto de vista da biomecânica do esporte.

Capítulo 5

Conclusões Finais

Este trabalho apresentou o desenvolvimento, montagem, programação e caracterização de um sistema microeletromecânico de baixo custo, baseado em sensores de aceleração e giro para uso em atividades esportivas, sendo este o objetivo principal desta dissertação de mestrado. As conclusões parciais foram apresentadas no final de cada capítulo, e as conclusões e contribuições finais são apresentadas a seguir:

- O protótipo final do SM-MAE foi pequeno (37x49x20 mm) e leve (40 g) o qual facilita a fixação no atleta. O peso e o tamanho do SM-MAE foi menor que a maioria dos sistemas similares apresentados na revisão de literatura.
- O SM-MAE permitiu o monitoramento diretamente no local de atuação de esportistas, sendo um sistema portátil, versátil, e de baixo custo, que permite monitorar diferentes atividades esportivas.
- A incorporação da comunicação sem fio no SM-MAE, acrescentou mobilidade sem limitar os movimentos naturais do atleta, com um alcance máximo de 70 m.
- A visualização dos dados em tempo quase real na interface gráfica do usuário do LabVIEW® permitiu obter uma realimentação instantânea durante o treinamento.
- Nos testes realizados em conjunto com o LIB, ficou claro que o SM-MAE possui características que possibilitam o auxílio do treinamento, aperfeiçoamento da técnica e também sua utilização como ferramenta de auxílio na pesquisa na área de educação física.
- O SM-MAE foi o maior resultado deste trabalho, sendo este um sistema para monitoramento esportivo no local de treinamento, com comunicação sem fio, pequeno, leve, versátil e com uma interface gráfica intuitiva e de fácil operação que permite a realimentação visual dos dados em tempo quase real.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

Mesmo com os bons resultados obtidos com o SM-MAE, há algumas melhorias e adaptações que podem ser feitas para explorar todo o potencial desta tecnologia.

- Inicialmente o *firmware* do SM-MAE pode ser depurado, sendo possível otimizar o consumo de potência do sistema a partir de melhorias na programação.
- O SM-MAE pode ser um sistema ainda mais versátil, sendo possível configurar uma rede com vários sistemas, o qual possibilitaria colocar o SM-MAE em mais de um segmento corporal e realizar aquisição de forma simultânea.
- Além do número de módulos SM-MAE que podem ser ligados em uma rede, também é possível aumentar a taxa de amostragem de cada módulo, podendo amostrar os 7 sensores de cada módulo a cada 10 ms aproximadamente, aumentando a taxa de amostragem para 100 Hz por canal. Uma outra possibilidade é diminuir o número de sensores habilitados em cada módulo caso alguma aplicação requeira uma maior taxa de amostragem.
- Antes de adicionar algum tipo de filtro ou algum processamento específico dentro da interface gráfica do usuário, os dados “brutos” obtidos devem ser analisados em conjunto com o LIB de forma que a futura implementação não elimine nenhum dado que seja importante desde o ponto de vista da biomecânica do esporte.

Referências Bibliográficas

- [1] Lucena Erivelton. Benefícios da prática do esporte para a nossa saúde. Página na internet, Maio 2009. <http://ihaa.com.br/beneficios-da-pratica-do-esporte-para-a-nossa-saude>.
- [2] Rosane Biazussi. Os benefícios da atividade física aos adolescentes. Página na internet, Nutrociência, Maio 2009. http://www.nutrociencia.com.br/upload_files/artigos_download/atividade%20fisica%20em%20adolescentes.pdf.
- [3] Ed H. Chi, Gaetano Borriello, Nigel Davies, and Guerney Hunt. Pervasive computing in sport technologies. *IEEE ComSoc, IEEE CS*, 05:22–25, Setembro 2005.
- [4] Andrew J. Wixted, David V. Thiel, Allan G. Hahn, Christopher J. Gore, and Daniel A. James. Measurement of energy expenditure in elite athletes using mems-based triaxial accelerometers. *IEEE Sensors Journal*, 7(4):481–488, Abril 2007.
- [5] S. Armstrong. Wireless connectivity for health and sport monitoring. *British Journal of Sport Medicine*, 41:285–289, Janeiro 2007.
- [6] Yuji Ohgi. Microcomputer-based acceleration sensor device for sport biomechanics, stroke evaluation by using swimmer’s wrist acceleration. *IEEE Journal*, pages 699–704, 2002.
- [7] Arnold Baca and Philipp Kornfeind. Rapid feedback systems for elite sports training. *IEEE CS, IEEE ComSoc*, pages 70–76, Dezembro 2006.
- [8] Dario G. Liebermann, Larry Katz, Mike D. Hughes, Roger M. Bartlett, Jim Mcclements, and Ian M. Franks. Advances in the application of information technology to sport performance. *Journal of Sports Sciences*, 20:755–769, Janeiro 2002.
- [9] Tekla S. Perry. Biomechanically engineered athletes. *IEEE Spectrum*, pages 43–44, Abril 1990.

- [10] Jiandong Wang, Yunhui Liu, and Weihong Fan. Design and calibration for a smart inertial measurement unit for autonomous helicopters using mems sensor. In *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, pages 956–961, Luoyang, China, Junho 2006.
- [11] F. Brunetti, J. C. Moreno, A. F. Ruiz, E. Rocon, and J. L. Pons. A new platform based on ieee802.15.4 wireless inertial sensors for motion caption and assessment. In *28th IEEE EMBS Annual International Conference*, pages 6497–6500, New York, USA, Agosto 2006.
- [12] Ryan Aylward, S. Daniel Lovell, and Joseph A. Paradiso. A compact, wireless, wearable sensor network for interactive dance ensembles. In *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 2006.
- [13] Daniel A. James, Neil Davey, and Tony Rice. An accelerometer based sensor platform for insitu elite athlete performance analysis. *IEEE Sensors Conf.*, pages 1373–1376, Outubro 2004.
- [14] Yuji Ohgi, Hiroshi Ichikawa, and Chikara Miyaji. Microcomputer-based acceleration sensor device for swimming stroke monitoring. *JSME International Journal*, 45:960–966, Junho 2002.
- [15] Paul Keir, Jocelyn Elgoynen, Martin Naef, John Payne, Martyn Horner, and Paul Anderson. Gesture-recognition with non-referenced tracking. In *IEEE Symposium on 3D User Interfaces*, Virginia, USA, Março 2006.
- [16] Kari Laurila, Timo Pylvänäinen, Samuli Silanto, and Antti Virolainen. Wireless motion bands. *Workshop Ubicomp'05*, 2005. Tokyo.
- [17] Jonathan Lester, Tanzeem Choudhury, Gaetano Borriello, Sunny Consolvo, James Landay, Kate Everitt, and Ian Smith. Sensing and modeling activities to support physical fitness. *Workshop Ubicomp'05*, pages 1–4, Setembro 2005.
- [18] Fabiano Fruett. *Disciplina sensores microeletrônicos*, Fevereiro 2007.
- [19] Analog Devices. *ADXL202 Technical Data*. Analog Devices, Março 2007.
- [20] PMR/EPUSP. *Projeto e Fabricação de Sistemas Microeletromecânicos (MEMS)*, 2008.
- [21] Freescale. *MMA7260QT Technical Data*. Freescale Semiconductor, Fevereiro 2008.
- [22] Michael Kraft. Micromachined inertial sensors: Recent developments at bsac. Technical report, Berkeley Sensor and Actuator Center, 2008.
- [23] Freescale. *Acceleration Sensors*. Freescale Semiconductors, 2009.

- [24] Daniel Goehl and David Sachs. Motion sensors gaining inertia with popular consumer electronics. *InvenSense Inc.*, 2008.
- [25] Wikipédia. Força de coriolis. Página na internet, Wikipédia, Fevereiro 2009. http://pt.wikipedia.org/wiki/For%C3%A7a_de_Coriolis.
- [26] André Teixeira da Silva. Módulos de comunicação wireless para sensores. Projecto final de curso, Universidade do Porto, Julho 2007.
- [27] Antônio Rogério Messias. Controle remoto e aquisição de dados via xbee/zigbee (ieec 802.15.4). Página na internet, RogerCom Homepage, Fevereiro 2009. <http://www.rogercom.com/index.htm>.
- [28] Phil-Jung Yun, Changhwa Kim, Sangkyung Kim, Seung-Jae Lee, and Yong-Man Cho. Tinyos-based gateway for underwater acoustics/radio frequency communication. In *EUC Workshops*, 2007.
- [29] Ville Sarkimaki, Risto Tiainen, Tuomo Lindh, and Jero Ahola. A wireless zigbee-based torque sensor for an underwater power generator. Página na internet, LAPPEENRANTA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, 2006. <http://www.lut.fi>.
- [30] Célia Cordas, João Rodrigues, and Vítor Borrego. Sistema distribuído de aquisição remota de grandezas atmosféricas. Trabalho final de curso do 1º ciclo em engenharia electrónica e computadores, Instituto Politécnico de Setúbal, Escola Superior de Tecnologia, Março 2007.
- [31] ZigBee Alliance. Wireless standard comparisons. Página na internet, Atmel Corporation, Fevereiro 2009. http://www.atmel.com/products/zigbee/zigbee_alliance.asp?family_id=676.
- [32] Freescale. *MC13192 Technical Data*. Freescale Semiconductor, Junho 2007.
- [33] Rogério D. Regazzi, Paulo Sérgio Pereira, and Manoel F. Silva Jr. *Soluções Práticas de Instrumentação e Automação*. KWG, 3 edition, 2005.
- [34] Jeffrey Travis and Jim Kring. *LabVIEW for Everyone: Graphical Programming Made Easy and Fun*. Prentice Hall, 3 edition, Julho 2006.
- [35] Rick Bitter, Taqi Mohiuddin, and Matt Nawrocki. *LabVIEW Advanced Programming Techniques*. CRC Press, 2001.

- [36] Inga Harris and East Kilbride. An3460: Low-power design enabled by mc9s08qe128 and mcf51qe128 flexis microcontrollers. Technical report, Freescale Semiconductor, Junho 2007.
- [37] Freescale Semiconductor. S08qe: Flexis 8-bits hcs08 microcontrollers. Página na internet, Maio 2009. http://www.freescale.com/webapp/sps/site/prod_summary.jsp?code=S08QE&nodeId=01624684490CDB235A3924.
- [38] Freescale. *MC9S08QE128 Technical Data*. Freescale Semiconductor, Novembro 2007.
- [39] Freescale. *MC9S08QE128 Reference Manual*. Freescale Semiconductor, Junho 2007.
- [40] Freescale. *DEMOQE128 User Manual*. Freescale Semiconductor, Agosto 2007.
- [41] Stephen Pickering and East Kilbride. An2616: Getting started with hcs08 and codewarrior using c. Technical report, Freescale Semiconductor, Fevereiro 2006.
- [42] Donnie Garcia and Rafael Peralez. An3031: Temperature sensor for the hcs08 microcontroller family. Technical report, Freescale Semiconductor, Setembro 2006.
- [43] Freescale. *MMA7261QT Technical Data*. Freescale Semiconductor, Fevereiro 2008.
- [44] Michelle Clifford and John Young. An3109: Using the multi-axis g-select evaluation boards. Technical report, Freescale Semiconductor, Outubro 2006.
- [45] Inc. CadSoft Computer. Eagle. Página na internet, CadSoft Computer, Inc., Fevereiro 2008. <http://www.cadsoftusa.com/>.
- [46] Dave Mahadevan and Russell Shumway. An3111: Soldering the qfn stacked die sensors to pc board. Technical report, Freescale Semiconductor, março 2006.
- [47] InvenSense. *IDG-300 Integrated Dual-Axis Gyro*, Agosto 2007.
- [48] InvenSense. *IDG1004 Integrated Dual-Axis Gyro*, Agosto 2007.
- [49] InvenSense. *IDG-1004 Hardware Design Guide*, Agosto 2007.
- [50] InvenSense. *IDG-1004 Evaluation Board Specification*, Setembro 2007.
- [51] InvenSense. *IDG-300 Evaluation Board Specification*, Outubro 2007.
- [52] MaxStream. *XBeeTM / XBee – PROTM OEM RF Modules Product Manual*. MaxStream, Outubro 2006.

- [53] Renata batteries. Lithium 3v. Página na internet, Renata batteries, Janeiro 2009. <http://www.renata.com/content/3vlithium/overview.php>.
- [54] Varta batteries. Batteries by technology. Página na internet, Varta batteries, Janeiro 2009. http://www.us.varta-microbattery.com/en/oempages/product_data/batteries_by_technology.php.
- [55] National Instruments. *NI 625x Specifications*. National Instruments, Junho 2007.
- [56] Murilo Nicolau. Esfera instrumentada de baixo custo para monitoramento de impactos e temperatura durante processos pós-colheita. Tese de mestrado, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, UNICAMP, Junho 2009.
- [57] National Instruments. *DAQ M Series - M Series User Manual for NI 622x, NI 625x, and NI 628x Devices*. National Instruments Corporation, Austin, Texas, USA, 2007.
- [58] Kimberly Tuck. An3447: Implementing auto-zero calibration technique for accelerometers. Technical report, Freescale Semiconductor, março 2007.
- [59] Kalatec Automação. Motor de passo ktc-ht23. Technical report, Fevereiro 2008. <http://www.kalatec.com.br>.
- [60] Pavel Lajsner and Radomír Kozub. *Wireless Sensing Triple Axis Reference Design: Designer Reference Manual*. Freescale Czech Systems Laboratories, 3 edition, Janeiro 2007.
- [61] Pavel Lajsner and Radomír Kozub. An3152: Using the wireless sensing triple axis reference design. Technical report, Freescale Semiconductor, Janeiro 2007.
- [62] Jorge Zambada Tinoco and Oscar Luna González. An3035: Using the hc08 sci module. Technical report, Freescale Semiconductor, Setembro 2005.
- [63] Freescale. *QE128 Quick Reference User Guide*. Freescale Semiconductor, Outubro 2007.
- [64] Freescale. *DEMOQE128 Labs*. Freescale Semiconductor, Outubro 2007.
- [65] Kurt Seifert and Oscar Camacho. An3397: Implementing positioning algorithms using accelerometers. Technical report, Freescale Semiconductor, Fevereiro 2007.
- [66] Emerson Franchini. Teste anaeróbio de wingate: Conceitos e aplicação. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte*, pages 11–27, Janeiro 2002.

Apêndice A

Sequências de atuação *full-step* e *half-step* para motor de passo unipolar

O motor pode se deslocar de um em um passo (1.8°) ligando somente uma bobina ao mesmo tempo mediante a sequência da Tabela A.1.

Tabela A.1: Atuação *full-step* com uma bobina para motor de passo unipolar.

Passo	A	B	A-	B-
1	0	1	1	1
2	1	0	1	1
3	1	1	0	1
4	1	1	1	0

A bobina somente será ligada com um nível baixo no sinal de controle, já que o opto-acoplador faz uma inversão do sinal. Sempre que a sequência seja executada do passo 1 para o 4 o sentido de rotação será (CW) ou sentido horário, caso contrário o sentido será (CCW) e o motor inverterá o sentido de rotação. Já a velocidade é controlada aumentando ou diminuindo o tempo de espera entre cada linha da sequência, sendo 10 ms o mínimo tempo de espera. Nesta configuração o consumo de corrente do motor sem carga foi de 1,7 A. Além desta atuação, foi implementada uma segunda estratégia de passo completo (*full-step*), (Tabela A.2) na qual o torque produzido é 1,5 vezes maior sendo que dois dos enrolamentos são atuados simultaneamente em cada passo. A corrente do motor sem carga neste modo foi de 1,91 A.

Finalmente a sequência para atuação de meio passo (*half-step*) é uma mistura das duas anteriores que consiste em alimentar, alternadamente, um e dois enrolamentos, permitindo deste modo avançar meio passo de cada vez. Neste tipo de atuação se duplica o número de passos para completar uma revolução (Tabela A.3).

Tabela A.2: Atuação *full-step* com duas bobinas para motor de passo unipolar.

Passo	A	B	A-	B-
1	0	0	1	1
2	1	0	0	1
3	1	1	0	0
4	0	1	1	0

Tabela A.3: Atuação *half-step* para motor de passo unipolar.

Passo	A	B	A-	B-
1	0	1	1	1
2	0	0	1	1
3	1	0	1	1
4	1	0	0	1
5	1	1	0	1
6	1	1	0	0
7	1	1	1	0
8	0	1	1	0

Apêndice B

Programa implementado no LabVIEW[®] para o SACTAG

Este apêndice apresenta uma descrição mais detalhada do funcionamento e da programação de cada um dos estados que compõem o SACTAG.

Estado: Inicial

Este estado é responsável pela seleção das variáveis para seus valores padrão (condições iniciais), soltando ou prendendo botões, ajeitando abas, limpando gráficos e selecionando valores para variáveis como observado na Figura B.1. A sequência, que pode ser vista na base direita da Figura B.1 é ampliada na Figura B.2, e somente é usada para ter certeza que o controle de Tab será habilitado antes de que ocorram as modificações nas abas. Por padrão temos que os modos Calibração, Rotação e Deslocamento estão desabilitados e por isso suas abas estão travadas. A única saída possível desse estado é para o *Stand By*.

Estado: *Stand By*

Este é o estado de espera, onde o usuário tem liberdade de alterar as configurações para a tarefa a ser executada. Esse estado tem uma estrutura de eventos que altera o Painel Frontal dependendo da escolha do usuário. Esses eventos podem habilitar diferentes opções para qualquer tarefa que o usuário selecione, tais como *stop*, *time out*, entre outros. O próximo estado será Configuração de Canais sempre e quando os eventos *Stop* e *Time Out* não seja, habilitados, caso contrário o próximo estado será Tratamento de Erros. Não é possível retornar para o estado *Stand By* com algum tipo

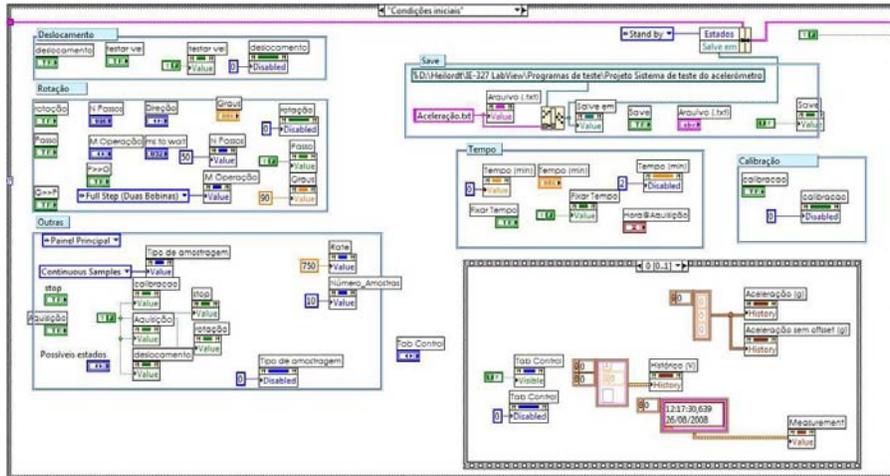


Figura B.1: Estado - Condições Iniciais

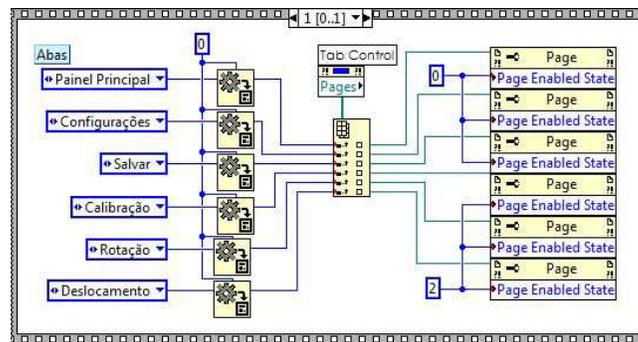


Figura B.2: Estado - Condições Iniciais - Sequência.

de aquisição em andamento. Apenas depois que todos os processos foram finalizados, ou não foram iniciados, é que o estado *Stand By* é permitido (Figura B.3).

Estado: Configuração de Canais

As configurações de entrada e saída devem ser definidas antes da utilização da placa. Neste estado, os canais de entrada do DAQ foram configurados, em cada nível da sequência foi configurado um canal, como apresentado na Figura B.4.

Estado: Configuração de Amostras

Neste estado, os canais de saída do DAQ foram configurados para a coleta dos dados de aceleração e giro. Esta configuração pode ser padrão (*default*) ou com os valores selecionados pelo usuário, como

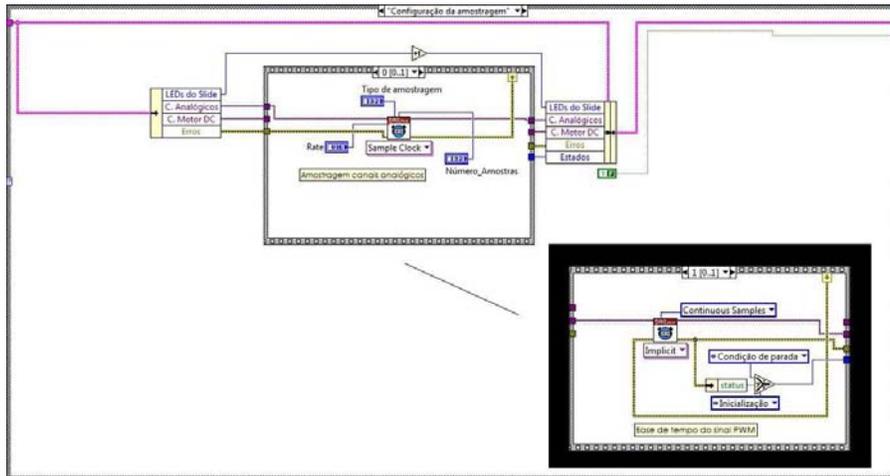


Figura B.5: Estado - Configuração de Amostras.

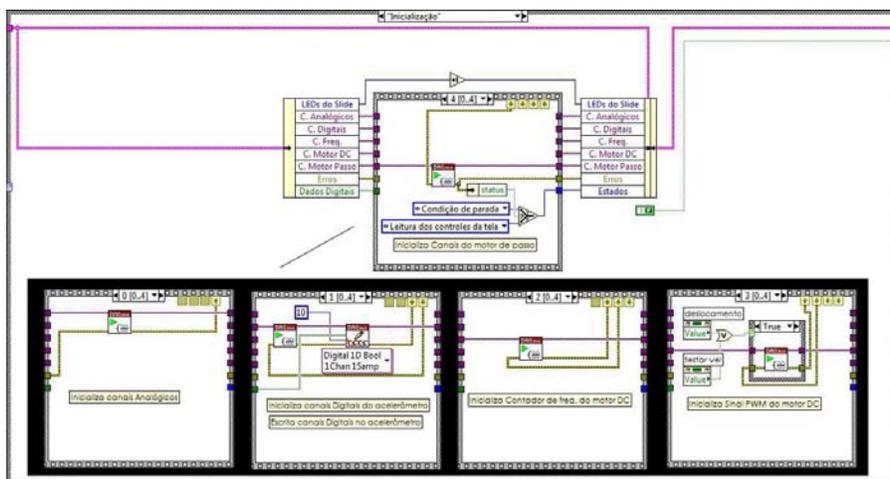


Figura B.6: Estado - Inicialização.

Estado: Leitura dos controles da tela

Estado que vai redirecionar os estados para a opção selecionada. Para poucas opções, esse estado poderia ser adicionado na Inicialização, entretanto conforme novas opções forem sendo adicionadas, como forma de organização, esse estado se torna muito útil. Este estado pode levar para os Estados: Leitura e Escrita dos Canais, Deslocamento, Rotação ou Calibração, conforme opção selecionada pelo usuário, ou evolução processo. (Figura B.7).

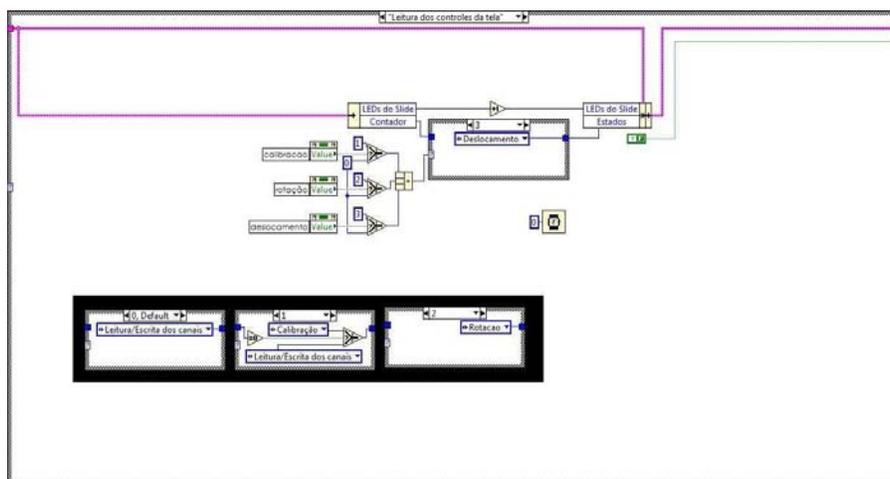


Figura B.7: Estado - Leitura dos Controles da Tela.

Estado: Leitura e escrita dos canais

Nesse estado, os canais analógicos são lidos, e os dados do acelerômetro e do giroscópio são colhidos. (Figura B.8).

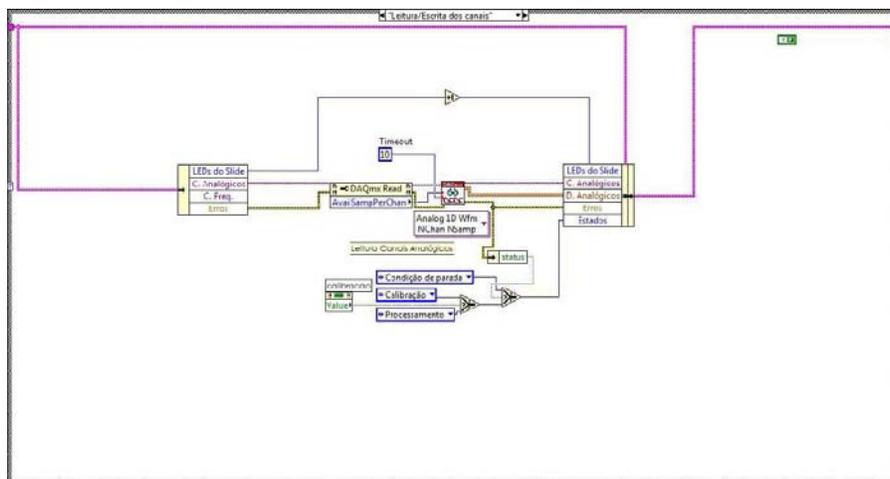


Figura B.8: Estado - Leitura dos Controles da Tela.

Estado: Deslocamento

Neste estado é controlado o deslocamento da plataforma linear, leitura e cálculo da frequência de deslocamento. Existe a opção de teste de velocidade, onde o programa efetua apenas o deslocamento, e retorna para o estado *Stand By*. (Figura B.9).

Estado: Calibração

Nesse estado, são realizadas três operações para a calibração do acelerômetro, respeito à gravidade, de forma que se possa estabelecer o *offset* do instrumento. As etapas consistem em alinhar os três eixos do acelerômetro, dessa forma, podemos comparar o valor obtido com o valor conhecido da gravidade. (Figura B.11).

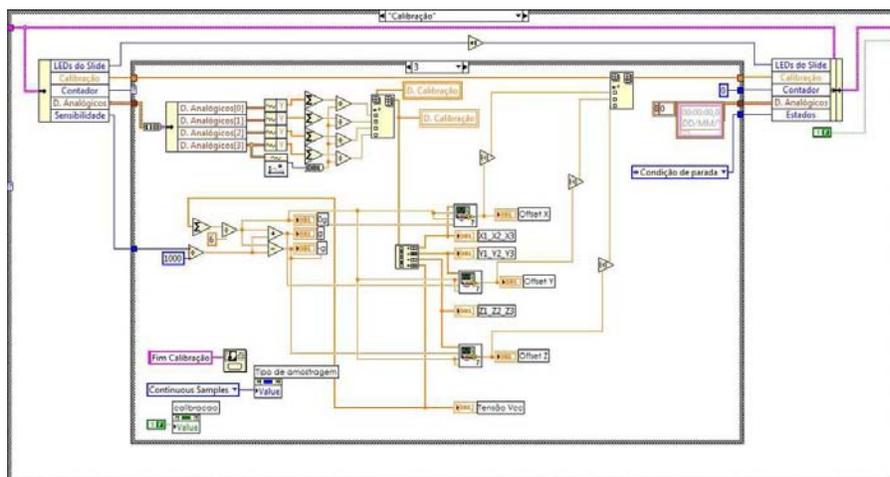


Figura B.11: Estado - Calibração

Estado: Processamento

Nesse estado os valores medidos tem o *offset* retirado (se efetuado calibração), depois são convertidos (de tensão para aceleração), filtrados, integrados e plotados na tela. (Figura B.12).

Estado: Salvar dados

Estado responsável por colocar as novas linhas de dados em um arquivo de texto (.txt). Quando essa opção é selecionada no Painel Frontal, permite que depois de toda aquisição, os dados sejam salvos. Se eventualmente ocorrer problemas durante a aquisição, como queda de força, não haverá perda dos dados adquiridos anteriormente. (Figura B.13).

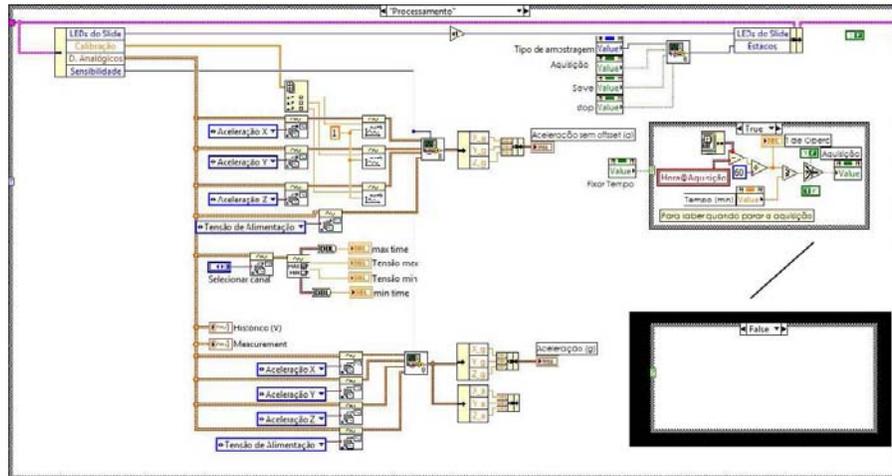


Figura B.12: Estado - Processamento.

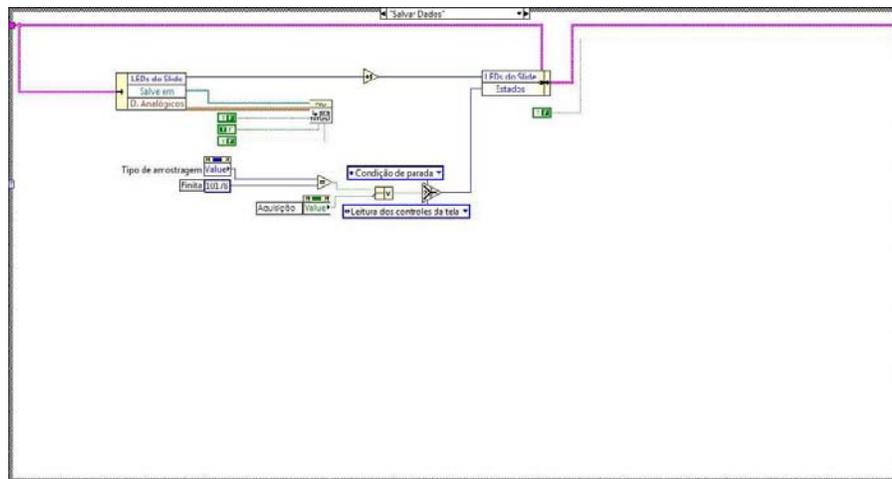


Figura B.13: Estado - Salvar Dados

Estado: Condição de parada

Neste estado, todos os instrumentos são finalizados. Se houver erro ou o botão *Stop* for pressionado, esse estado leva até o Tratamento de Erros, senão ele volta para o estado *Stand By*. (Figura B.14).

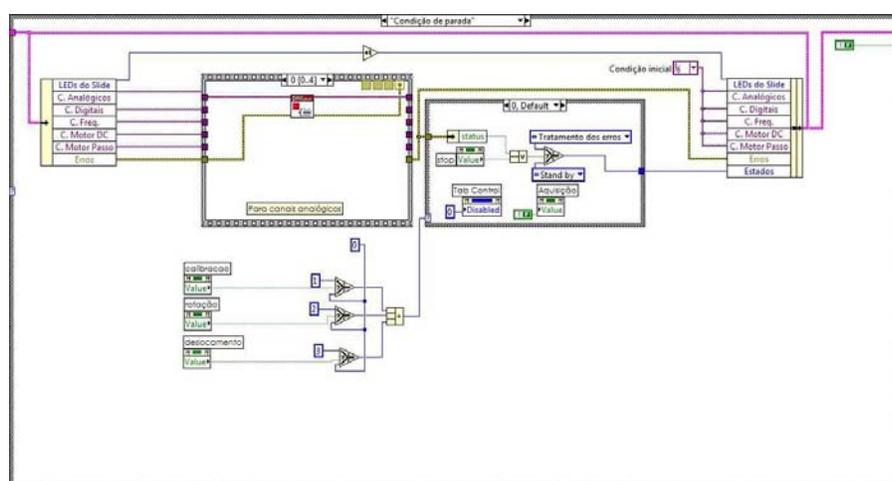


Figura B.14: Estado - Condição de Parada

Apêndice C

Programa implementado no LabVIEW[®] para o LSM-ZSTAR

Este apêndice apresenta a programação de cada um dos estados que compõem o LSM-ZSTAR.

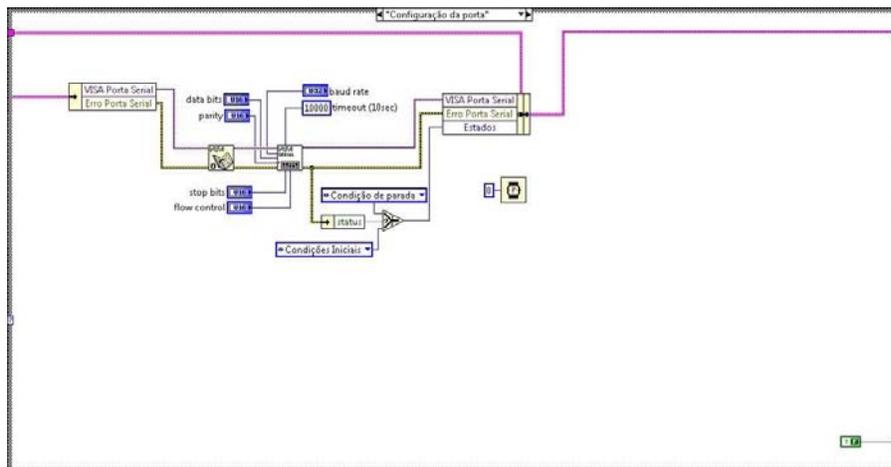


Figura C.1: Estado - Configuração Porta

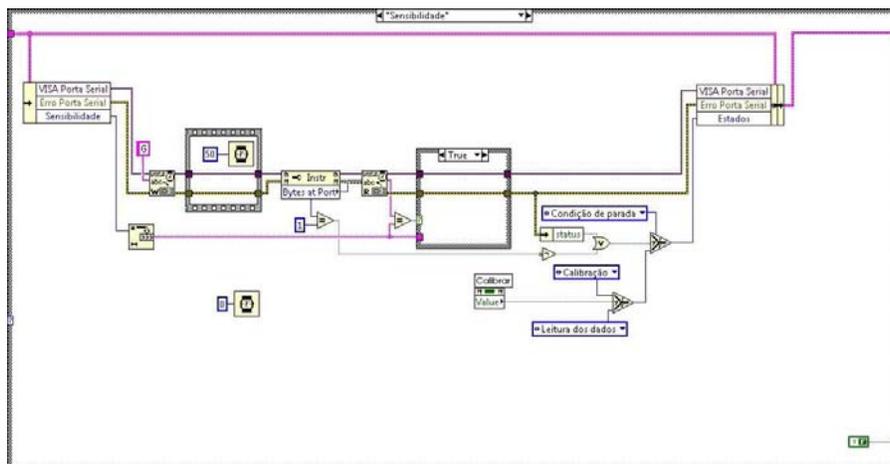


Figura C.5: Estado - Sensibilidade.

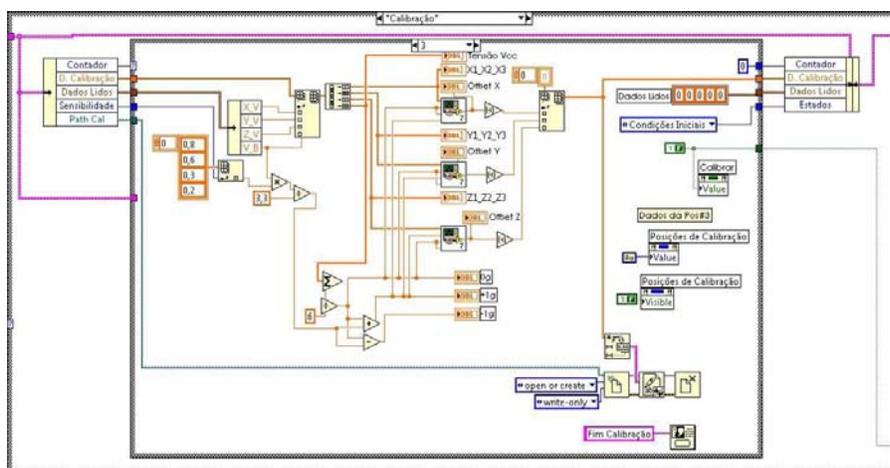


Figura C.6: Estado - Calibração.

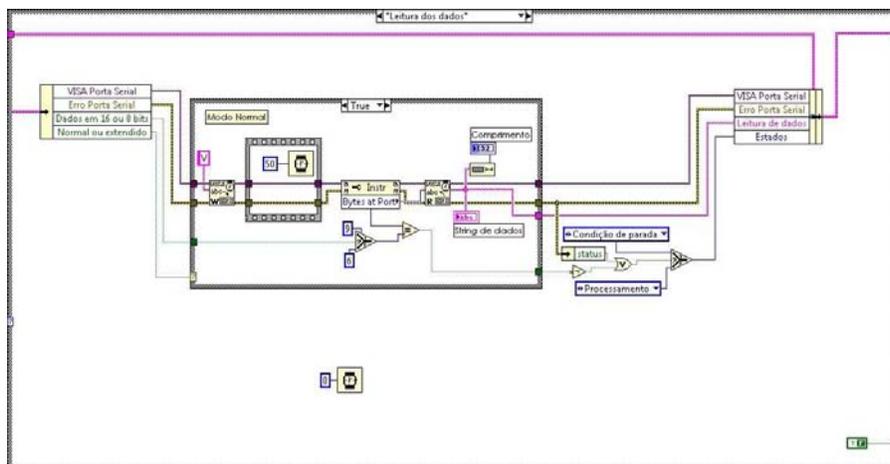


Figura C.7: Estado - Leitura de dados.

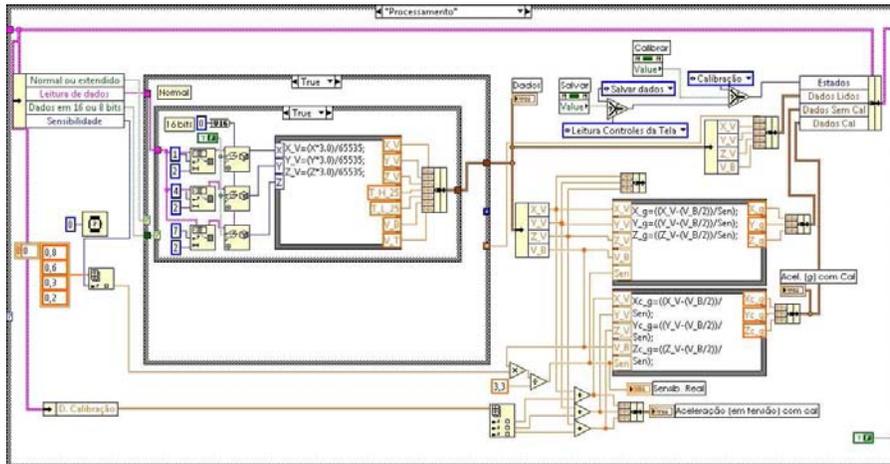


Figura C.8: Estado: Processamento

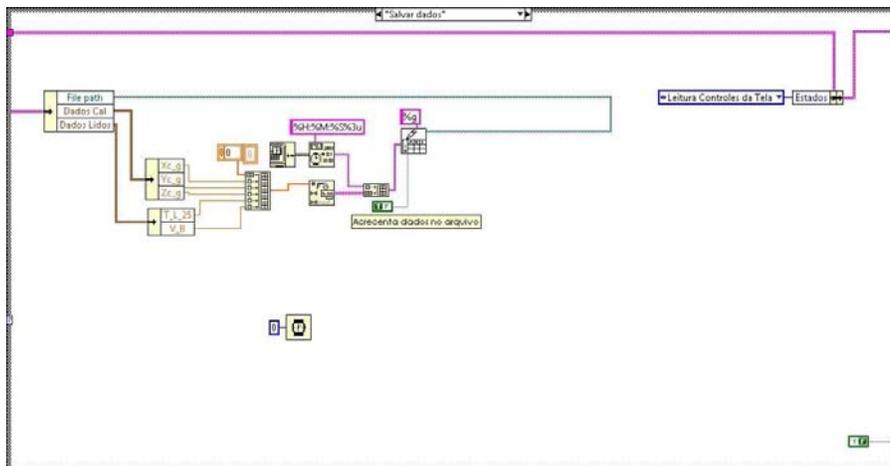


Figura C.9: Estado - Salvar dados

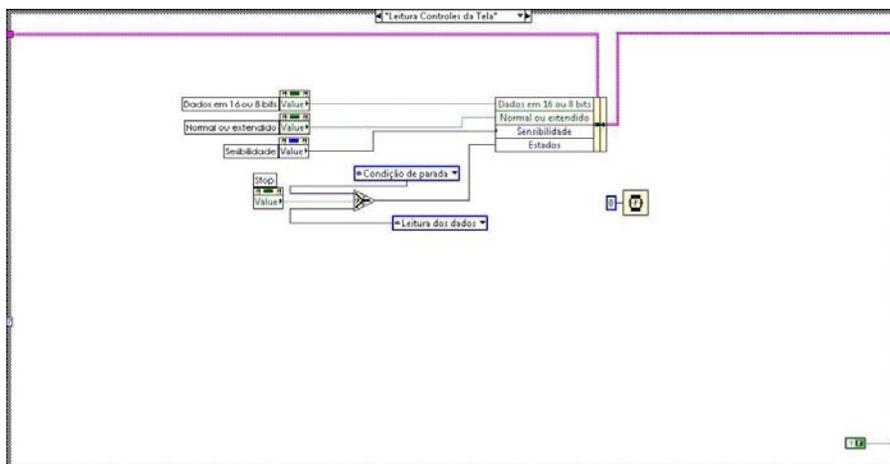


Figura C.10: Estado - Leitura controles

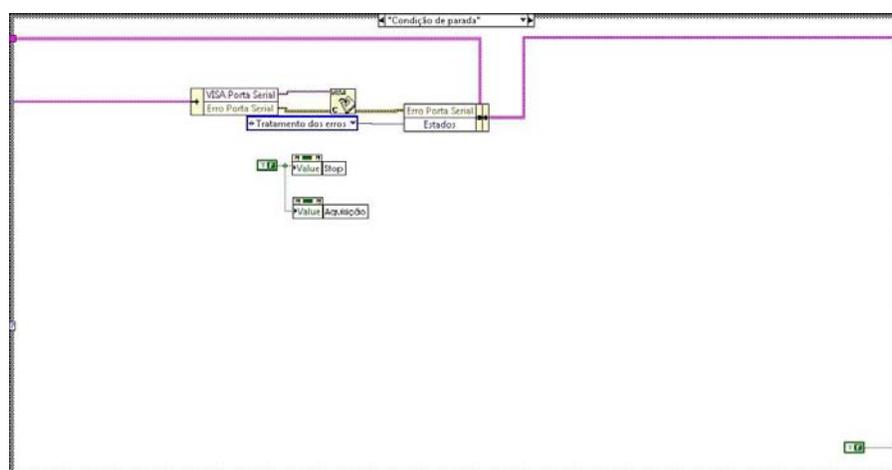


Figura C.11: Estado - Condição de parada.

Apêndice D

Firmware no microcontrolador do SM-MAE

```
/* **** */
/* Project Name: Placa_MAE.mcp */
/* Source file name: Placa_MAE.c */
/* **** */
/* Laboratório de sensores microeletrônicos (LSM) 2009 */
/* Unicamp, Brasil */
/* **** */
/* Description: Placa MAE (Monitoramento de atividades esportivas) para aquisição de */
/* dados do acelerômetro, do giroscópio e do sensor de temperatura com comunicação SCI */
/* 9600-8-N-1-N com o módulo de rádio Xbee, bus clock interno = 24MHz e ADC = 3MHz */
/* (Baud rate, Data bits, Parity, Stop bits, Flow control) */
/* Firmware desenvolvido no CodeWarrior V6.0 for MCUs */
/* **** */
/* Date: 30/03/2009 */
/* Heilordt Henao Roa */
/* Unicamp */
/* **** */
/* O programa entra no loop de leitura dos sensores com uma interrupção por temporizador */
/* cada 33,3 ms, mantendo uma taxa de amostragem de aproximadamente 30 Hz. */
/* O dado enviado = Ax,Ay,Az,Vx,Vy,Vz,Rt,Rb,Mode sendo os seis primeiros aceleração e */
/* vel. angular, Sensor de temperatura, tensão de BandGap, e estado das chaves. */
/* o rádio fica em modo sleep se não estiver transmitindo. */
/* **** */
/* Mudanças nesta versão: Tempo do debounce maior nas chaves */
/* **** */
/* Problemas sem resolver: */
/* **** */
#include <hidef.h> //For EnableInterrupts macro
#include "derivative.h" //Include peripheral declarations

/* **** */
/* Function declarations */
/* **** */

/* Abreviaturas dos comentarios:
Disable = Di
Enable = En
XXX_ISR = Interrupts service routine
XXX_Init = Initializes
*/

/* **** */
/* Definições e declarações utilizadas no programa (podem estar em um outro arquivo mae.h) */
/* **** */
//ICS_FEI_Init
#define FTrim_Val 0 //Part 64-2 ftrim value for 24 MHz. (1 for 25 MHz)
#define ICSSC_FEI 0x80 | FTrim_Val //High range selected and Maximum frequency En.

//SCI_Init e Xbee
#define FEI_Speed 24000000 //Velocidade do barramento busclock = 24MHz
#define baud_rate 9600 //Velocidade da comunicação serial SCI2
#define FEI_baud FEI_Speed/16/baud_rate //Valor do registro SCI2BDH
#define Slp_Xbee PTCB_PTCB0 //bit 0 (D0) da porta PTC, Sleep do módulo Xbee

//KBI_Init
#define KBI_SW 0x44 //Switches PTA2 e PTB2
#define SW1 PTAD_PTAD2 //bit 2 (D2) da porta PTA, Chave#1
#define SW2 PTBD_PTBD2 //bit 2 (D2) da porta PTB, Chave#2

//Acelerômetro
#define Slp_Ace PTDD_PTDD4 //bit 4 (D4) da porta PTD, Sleep do Acelerômetro
#define G1 PTDD_PTDD2 //bit 2 (D2) da porta PTD, Sensibilidade #1
#define G2 PTDD_PTDD3 //bit 3 (D3) da porta PTD, Sensibilidade #2
#define A_x 0x03 //Aceleração linear no eixo x PTA/ADP3 registro ADCSC1
#define A_y 0x0B //Aceleração linear no eixo y PTF1/ADP11 registro ADCSC1
#define A_z 0x0A //Aceleração linear no eixo z PTF0/ADP10 registro ADCSC1
```

```

//Giroscópios
#define V_x 0x0C           //Velocidade angular no eixo x PTF2/ADP12 registro ADCSC1
#define V_x1 0x08         //Igual a V_x mas no Giroscópio #1 PTA/ADP8 registro ADCSC1
#define V_y 0x0D           //Velocidade angular no eixo y PTF3/ADP13 registro ADCSC1
#define V_z 0x09           //Velocidade angular no eixo z PTA7/ADP9 registro ADCSC1
#define VCC_G1 PTBD_PTBD1 //bit 1 (D1) da porta PTB, Alimentação do giroscópio #1
#define VCC_G0 PTBD_PTBD0 //bit 0 (D0) da porta PTB, Alimentação do giroscópio #0

//Temperatura
#define Temp 0x1A           //Sensor de temperatura interno ADP26 registro ADCSC1
#define Bgap 0x1B           //Tensão de referência interna ADP27 registro ADCSC1

//Processamento
#define max 0x10           //Max number of samples to average/filter
#define filter 2           //Modo de operação com filtro 00000010
#define avg 1              //Modo de operação com média 00000001
#define base16 0          //Base para conversão, base16 usa palavra de 16 bits

//Variáveis
typedef struct {           //Define uma estrutura
    word reading[max];     //Vetor de 16 elementos e 16 bits em cada um
    word result[max];      //Vetor de 16 elementos e 16 bits em cada um
} ResultStct;             //declara a variável para a estrutura

typedef unsigned char byte; //Define byte como 8 bits sem sinal
typedef unsigned int word;  //Define word como 16 bits sem sinal
typedef unsigned long dword; //Define dword como 32 bits sem sinal

//Variáveis na RAM
#pragma DATA_SEG _DATA_ZEROPAGE //Define as variáveis armazenadas na pág. 0 da RAM
static byte samp=0,mode=0,n_str[5];
static word StartCount,StopCount;
static byte ShowEnable=1;

#pragma DATA_SEG DEFAULT //Variáveis fora da página zero
static ResultStct Ax;      //A estrutura ResultStct é nomeada Ax Acel. X
static ResultStct Ay;      //A estrutura ResultStct é nomeada Ay Acel. Y
static ResultStct Az;      //A estrutura ResultStct é nomeada Az Acel. Z
static ResultStct Vx;      //A estrutura ResultStct é nomeada Vx Vel. Ang. X
static ResultStct Vy;      //A estrutura ResultStct é nomeada Vy Vel. Ang. Y
static ResultStct Vz;      //A estrutura ResultStct é nomeada Vz Vel. Ang. Z
static ResultStct Rt;      //A estrutura ResultStct é nomeada Rt Raw temp
static ResultStct Rb;      //A estrutura ResultStct é nomeada Rb Raw bandgap

// -----
// ICS_FEI_Init // Inicializa ICS no modo FEI com DCOH (Internal Clock Source (ICS)) 24MHz
// -----
void ICS_FEI_Init(void) {

    if (NVICSTRM != 0xFF)           // 24MHz (41,6 nseg)
        ICSRSTRM = NVICSTRM;       // load trim value if NV location not blank
    else
        ICSRSTRM = 0xAD;           // use a default value if NVICSTRM is blank
    ICSC1 = 0b00000100;           // Output of FLL and Internal Reference Selected
    ICSC2 = 0b00000000;           // Bus frequency divided by 1 0x00
    ICSSC = ICSSC_FEI;           //0x80 ou *(unsigned char*far)0xFFAE | 0xA0;
    while (ICSC1_CLKS != ICSSC_CLKST) {} // wait for clk state to match clk select
}

// -----
// SCI_Init // Inicializa SCI2 para um baud rate específico
// -----
void SCI_Init(word baud) {
    SCI2C1 = 0x00; //8-bit mode. Normal operation
    SCI2C2 = 0x2C; //Receiver interrupt enable. Transmitter and receiver enable
    SCI2C3 = 0x00; //Desabilita todas as interrupções por erros
    SCI2BD = baud; //Registro de 16bits para fixar o baud rate
}

// -----
// KBI_Init // Inicializa dois switches com KBI1
// -----
void KBI_Init(void) {
    KBI1ES = 0x00; //Pull-up device is connected, detecta degrau negativo (queda)
    KBI1PE = KBI_SW; //Habilita os pinos de interrupções PTA2/KBI1P2 e PTB2/KBI1P6
    KBI1SC = 0b00000111; //Destafoma este valor muda dependendo de alguma opção no prog.
    //Habilita KBI interrupt request enable = 0X06.
    /*
    +-----+
    |||      +---- KBIMOD = KBI detection mode: 0=edge only, 1=both edges
    |||      +---- KBIE  = KBI int enable: 1 = En
    |||      +---- KBACK = KBI int acknowledge: 1=clr IRQF
    |||      +---- KBF   = KBI flag
    */
}

// -----
// MCU_Init(); // Function that initializes the MCU
// -----
void MCU_Init(void) {
    SOPT1 = 0x23; //Watchdog (Di.) Stop Mode (En.) Background Pin (En.) RESET (En.)
    SCGC1 = 0x92; //Reg. para baixo consumo, desha. Bus clock dos perif. sem usar
    SCGC2 = 0xF0; //Perifericos ligados: TPM3,ADC,SCI2
    SPMSCL_BGBE = 1; //Perifericos ligados: DBG,FLS,IRQ,KBI
    //Seleciona o Bandgap interno
}

// -----
// GPIO_Init(); // Function that initializes the Ports of the MCU
// -----

```



```

}

// -----
// MAE_Init // Inicializa o módulo MAE segundo os dados de configuração receb. pela SCI2
// -----
void MAE_Init(void) {
  VCC_G0 = SCI2D_R0_T0;          //Coloca o VCC_G0 recebido pelo SCI no PTB0
  VCC_G1 = SCI2D_R1_T1;          //Coloca o VCC_G1 recebido pelo SCI no PTB1
  G1 = SCI2D_R2_T2;              //Coloca o G1 recebido pelo SCI no PTD2
  G2 = SCI2D_R3_T3;              //Coloca o G2 recebido pelo SCI no PTD3
  Slp_Ace = SCI2D_R4_T4;         //Coloca o Slp_Ace recebido pelo SCI no PTD4
  Slp_Xbee = SCI2D_R5_T5;        //Coloca o Slp_Xbee recebido pelo SCI no PTC0
  mode = (byte) (SCI2D>>6)&0x03; //Desloca 6 bits à direita e coloca mode nos bits 0:1
}

// -----
// CTOS_Off // Coloca todos os circuitos em baixo consumo
// -----
void CTOS_Off(void) {
  //VCC_G0 = 0;          //VCC_G0 Giro #0 Desligado
  //VCC_G1 = 0;          //VCC_G1 Giro #1 Desligado
  //Slp_Ace = 0;         //Slp_Ace Acelerômetro Durmindo
  Slp_Xbee = 1;         //Slp_Xbee Módulo Xbee Durmindo
}

// -----
// CTOS_On // Liga todos os circuitos
// -----
void CTOS_On(void) {
  //VCC_G0 = 1;          //VCC_G0 Giro #0 Ligado
  //VCC_G1 = 1;          //VCC_G1 Giro #1 ligado
  //Slp_Ace = 1;         //Slp_Ace Acelerômetro Acordado
  Slp_Xbee = 0;         //Slp_Xbee Módulo Xbee Acordado
}

// -----
// Delay // Retardo = c * 5 useg, Exemplo: c= 0xFFFF = 65535, então delay = 0,3276 seg
// -----
void Delay (word c) {
  word i = 0;
  for (i; i<=c; i++) { }
}

// -----
// RecChar & SendChar // Recibe e envia caracteres tipo char 8 bits sem sinal pela SCI2
// -----
void SendChar(char s_char) {

  SCI2C2 = 0x08;          //Desabilita interrupção e Habilita só a Tx
  while(!SCI2S1_TDRE){ } //Se TDRE=0, Espera para liberar o módulo
  SCI2D = (byte) s_char;  //TDRE=1, envia o dado s_char
}

char RecChar(void) {
  byte rec_char;          //Define variável tipo byte

  if (SCI2S1_RDRF)        //Se RDRF for diferente de zero = verdadeiro
    rec_char = SCI2D;     //Lê os dados recebidos no rec_char
  SCI2C2_RE = 1;          //Habilita a Rx
  while(!SCI2S1_RDRF){ } //Se RDRF=0, espera
  rec_char = SCI2D;       //Lê os dados recebidos no rec_char
  SendChar((char) rec_char); //eco, envia o mesmo caracter para confirmar
  return (char) SCI2D;    //Retorna o SCI2D com o valor recebido em formato char
}

// -----
// SendMsg // Envia uma string de dados tipo char utilizando SCI2
// -----
void SendMsg(char msg[]) {
  byte i=0;
  char nxt_char;

  SCI2C2 = 0x08;          //08 Desabilita interrupção e Habilita só a Tx
                          //Desabilita interrupção e Habilita só a Tx
  nxt_char = msg[i++];
  while(nxt_char != 0x00) { //Envia os caracteres até que o último seja zero
    while(!SCI2S1_TDRE){ } //enquanto TDRE=0 espera
    SCI2D = (byte) nxt_char; //TDRE=1, Envia o dado
    nxt_char = msg[i++];    //Incrementa a mensagem
  }
}

// -----
// hex2bcd // converts hexadecimal word into a binary-coded decimal word (BCD)
// -----
word hex2bcd(word hex){
  byte dec[4],i;
  word bcd;

  for (i=0;i<4;i++){
    dec[i] = (byte) (hex%10); //Calcula o resto da divisão do hex por 10
    hex = (word) (hex/10);    //Divide o hex por 10
  }

  if (hex>0){                //se for maior que 0, é um número de mais de 16 bits
    bcd=0xffff;
  }else{
    bcd=(word) ((word) (dec[3]<<12) + (word) (dec[2]<<8) + (dec[1]<<4) + dec[0]);
  }
  return bcd;
}

```

```

// -----
// asc2byte & asc2word // ascii string of 2 or 4 numeric chars into a byte or word
// -----
/*
byte asc2byte(char n_asc) {
byte n;

n = (byte)(n_asc - 0x30); //convert from ascii to int
if(n > 0x09) // if em um is $a or larger...
n -= 0x07; // ...sub $7 to correct
if(n > 0x0f) // if lower case was used...
n -= 0x20; // ...sub $20 to correct
if(n > 0x0f) // if non-numeric character...
n = 0x00; // ...default to '0'
return n;
}

word asc2word(byte n_asc[2]) {
word n,n2;

n = (word)(n_asc[0] - 0x30); // assumes n_asc[0] is MSB, n_asc[1] is LSB
//convert from ascii to int
if(n > 0x09) // if em um is $a or larger...
n -= 0x07; // ...sub $7 to correct
if(n > 0x0f) // if lower case was used...
n -= 0x20; // ...sub $20 to correct
if(n > 0x0f) // if non-numeric character...
n = 0x00; // ...default to '0'
n = (word)(n<<8); // shift into high byte
n2 = (word)(n_asc[1] - 0x30); //convert from ascii to int
if(n2 > 0x09) // if em um is $a or larger...
n2 -= 0x07; // ...sub $7 to correct
if(n2 > 0x0f) // if lower case was used...
n2 -= 0x20; // ...sub $20 to correct
if(n2 > 0x0f) // if non-numeric character...
n2 = 0x00; // ...default to '0'
n += n2;
return n;
}
*/
// -----
// byte2asc & word2asc // converts a byte or word into an ascii string of 2 or 4 chars
// -----

char * byte2asc(byte em um, byte base) {
byte n;

if (base){
n=(byte)(hex2bcd(em um));
}else{
n=em um;
}

n_str[0] = (byte)((n>>4)+0x30); // convert MSN to ascii
if(n_str[0]>0x39) // if MSN is $a or larger...
n_str[0]+=0x07; // ...add $7 to correct
n_str[1] = (byte)((n&0x0f)+0x30); // convert LSN to ascii
if(n_str[1]>0x39) // if LSN is $a or larger...
n_str[1]+=0x07; // ...add $7 to correct
n_str[2] = 0x00; // add line feed
return (char *) n_str;
}

char * word2asc(word em um, byte base) {
word n;

if (base){ //Se base=1 (10bits) verdadeiro
n=hex2bcd(em um);
}else{ //Base=0 (16bits)
n=em um; //copia o número na n
}

n_str[0] = (byte)((n>>12)+0x30); // convert MSN to ascii
if(n_str[0]>0x39) // if MSN is $a or larger...
n_str[0]+=0x07; // ...add $7 to correct
n_str[1] = (byte)((n>>8)&0x0f)+0x30); // convert 2nd MSN to ascii
if(n_str[1]>0x39) // if LSN is $a or larger...
n_str[1]+=0x07; // ...add $7 to correct
n_str[2] = (byte)((n>>4)&0x0f)+0x30); // convert 2nd MSN to ascii
if(n_str[2]>0x39) // if LSN is $a or larger...
n_str[2]+=0x07; // ...add $7 to correct
n_str[3] = (byte)((n&0x0f)+0x30); // convert 2nd MSN to ascii
if(n_str[3]>0x39) // if LSN is $a or larger...
n_str[3]+=0x07; // ...add $7 to correct
n_str[4] = 0x00; // add line feed
return (char *) n_str;
}

// -----
// word2bin // divide um dado de 16 bits em dois de 8 bits
// -----
/*
char * word2bin(word em um) {
word n=em um; //Dado em um de 16 bits salvo em n

n_str[0] = (byte)(n>>8); //Deixa os 8bits MSB na posição 0
n_str[1] = (byte)n; //Deixa os 8bits LSB na posição 1
n_str[2] = 0x00; //Fim dos dados
return (char *) n_str;
}

```

```

}
*/

// -----
// filter_data // Filters the collected x,y,z data using simple IIR filter
// -----
void filter_data() {
byte i;
dword Xa, Ya, Za; //Variáveis de 32 bits para fazer operações
dword Xv, Yv, Zv;
dword Tl, Bl;

Xa = (dword)(Ax.reading[samp]); //copia o dado da posição samp em Xa
Ya = (dword)(Ay.reading[samp]);
Za = (dword)(Az.reading[samp]);
Xv = (dword)(Vx.reading[samp]);
Yv = (dword)(Vy.reading[samp]);
Zv = (dword)(Vz.reading[samp]);
Tl = (dword)(Rt.reading[samp]);
Bl = (dword)(Rb.reading[samp]);

//loop de soma do valor atual com o resultado anterior e divide por 16 soma o resultado
//anterior com o dado de entrada atual e divide de novo por 16
for (i=samp;i>0;i--){
Xa = (Xa + (( (dword)(Ax.reading[i]) + (dword)(Ax.result[i-1]) )>>1))>>1;
Ya = (Ya + (( (dword)(Ay.reading[i]) + (dword)(Ay.result[i-1]) )>>1))>>1;
Za = (Za + (( (dword)(Az.reading[i]) + (dword)(Az.result[i-1]) )>>1))>>1;
Xv = (Xv + (( (dword)(Vx.reading[i]) + (dword)(Vx.result[i-1]) )>>1))>>1;
Yv = (Yv + (( (dword)(Vy.reading[i]) + (dword)(Vy.result[i-1]) )>>1))>>1;
Zv = (Zv + (( (dword)(Vz.reading[i]) + (dword)(Vz.result[i-1]) )>>1))>>1;
Tl = (Tl + (( (dword)(Rt.reading[i]) + (dword)(Rt.result[i-1]) )>>1))>>1;
Bl = (Bl + (( (dword)(Rb.reading[i]) + (dword)(Rb.result[i-1]) )>>1))>>1;
}

Ax.result[samp] = (word)(Xa); //Formata os dados tipo word e salva como resultado
Ay.result[samp] = (word)(Ya);
Az.result[samp] = (word)(Za);
Vx.result[samp] = (word)(Xv);
Vy.result[samp] = (word)(Yv);
Vz.result[samp] = (word)(Zv);
Rt.result[samp] = (word)(Tl);
Rb.result[samp] = (word)(Bl);
}

// -----
// avg_data // Média de 16 dados, o resultado é colocado na posição 0 do array
// -----
void avg_data() {
byte j;
dword Ax_avg=0, Ay_avg=0, Az_avg=0; //o tipo de dado deve ter no mínimo 20 bits
dword Vx_avg=0, Vy_avg=0, Vz_avg=0; //para couberem os dados
dword Rt_avg=0, Rb_avg=0;

for (j=1;j<=samp;j++){
Ax_avg += (dword)(Ax.reading[j]);
Ay_avg += (dword)(Ay.reading[j]);
Az_avg += (dword)(Az.reading[j]);
Vx_avg += (dword)(Vx.reading[j]);
Vy_avg += (dword)(Vy.reading[j]);
Vz_avg += (dword)(Vz.reading[j]);
Rt_avg += (dword)(Rt.reading[j]);
Rb_avg += (dword)(Rb.reading[j]);
}
Ax.result[samp] = (word)(Ax_avg>>4); //dividir por 0x10 = 16,
Ay.result[samp] = (word)(Ay_avg>>4); //e deslocar os dados um bit para direita
Az.result[samp] = (word)(Az_avg>>4);
Vx.result[samp] = (word)(Vx_avg>>4);
Vy.result[samp] = (word)(Vy_avg>>4);
Vz.result[samp] = (word)(Vz_avg>>4);
Rt.result[samp] = (word)(Rt_avg>>4);
Rb.result[samp] = (word)(Rb_avg>>4);
}

// -----
// copy_data // copies reading into result
// -----
void copy_data() {
Ax.result[samp] = Ax.reading[samp];
Ay.result[samp] = Ay.reading[samp];
Az.result[samp] = Az.reading[samp];
Vx.result[samp] = Vx.reading[samp];
Vy.result[samp] = Vy.reading[samp];
Vz.result[samp] = Vz.reading[samp];
Rt.result[samp] = Rt.reading[samp];
Rb.result[samp] = Rb.reading[samp];
}

// -----
// ReadSensors() Faz a leitura de um canal ADC previamente selecionado
// -----
word ReadSensors(void)
{
word adc; //Variável local nomeada adc de tipo word
while (!ADCS1_COCO){ //Enquanto COCO=0, espera.
adc=ADCR; //COCO=1 conversion completa, Lê o registro 16 bits
return adc; //Sale da subrutina salvando adc no W
}
}

```

```

// -----
// ShowSignals //Prints the acceleration data in the terminal;
// -----
void ShowSignals(void) {
//word SampleCNT;
//byte j,k;
byte j;

  ADCSC1 = A_x; //Lê Aceleração X ADP3/PTA3
  Ax.reading[samp] = ReadSensors() <<4;
  ADCSC1 = A_y; //Lê Aceleração Y ADP11/PTF1
  Ay.reading[samp] = ReadSensors() <<4;
  ADCSC1 = A_z; //Lê Aceleração Z ADP10/PTF0
  Az.reading[samp] = ReadSensors() <<4;
  ADCSC1 = V_x; //Lê Vel. Angular X ADP12/PTF2
  Vx.reading[samp] = ReadSensors() <<4;
  ADCSC1 = V_y; //Lê Vel. Angular Y ADP13/PTF3
  Vy.reading[samp] = ReadSensors() <<4;
  ADCSC1 = V_z; //Lê Vel. Angular Z ADP9/PTA7
  Vz.reading[samp] = ReadSensors() <<4;
  ADCSC1 = Temp; //Lê Temperatura ADP26
  Rt.reading[samp] = ReadSensors() <<4;
  ADCSC1 = Bgap; //Lê tensão de referência interna ADP27
  Rb.reading[samp] = ReadSensors() <<4;

  //StartTPM(); //Inicia contador de amostras

  if(samp>0){
    switch (mode){
      case filter: filter_data(); break;
      case avg : avg_data(); break;
      default : copy_data();
    }
  }

  //Os dados variam de 0=0V até 65535=Vcc que correspondem aos conteios em 16 bits do ADC
  SendMsg(word2asc(Ax.result[samp],base16)); //Envia Aceleração X em ASCII pela SCI
  SendMsg(","); //Envia o ASCII da virgula
  SendMsg(word2asc(Ay.result[samp],base16)); //Envia Aceleração Y em ASCII pela SCI
  SendMsg(",");
  SendMsg(word2asc(Az.result[samp],base16)); //Envia Aceleração Z em ASCII pela SCI
  SendMsg(",");
  SendMsg(word2asc(Vx.result[samp],base16)); //Envia Vel. Angular X em ASCII pela SCI
  SendMsg(",");
  SendMsg(word2asc(Vy.result[samp],base16)); //Envia Vel. Angular Y em ASCII pela SCI
  SendMsg(",");
  SendMsg(word2asc(Vz.result[samp],base16)); //Envia Vel. Angular Z em ASCII pela SCI
  SendMsg(",");
  SendMsg(word2asc(Rt.result[samp],base16)); //Envia Temperatura bruta
  SendMsg(",");
  SendMsg(word2asc(Rb.result[samp],base16)); //Envia a tensão de ref. interna = 1.17V
  SendMsg(",");
  SendMsg(byte2asc(mode,base16)); //Envia o modo em que esta operando
  SendMsg("\r\n");

  // Shift array of results if we hit max
  if (samp >= max-1) {
    for (j=0;j<max-1;j++){
      Ax.result[j] = Ax.result[j+1];
      Ax.reading[j] = Ax.reading[j+1];
      Ay.result[j] = Ay.result[j+1];
      Ay.reading[j] = Ay.reading[j+1];
      Az.result[j] = Az.result[j+1];
      Az.reading[j] = Az.reading[j+1];
      Vx.result[j] = Vx.result[j+1];
      Vx.reading[j] = Vx.reading[j+1];
      Vy.result[j] = Vy.result[j+1];
      Vy.reading[j] = Vy.reading[j+1];
      Vz.result[j] = Vz.result[j+1];
      Vz.reading[j] = Vz.reading[j+1];
      Rt.result[j] = Rt.result[j+1];
      Rt.reading[j] = Rt.reading[j+1];
      Rb.result[j] = Rb.result[j+1];
      Rb.reading[j] = Rb.reading[j+1];
    }
    samp = max-1;
  } else {
    samp++; //Proxima leitura vai ficar na seguinte posição
  }
}

/*****
/* Main Function (Entry point)
*****/
void main(void)
{
  MCU_Init(); //Função para inicializar o MCU
  ICS_FEI_Init(); //Inicialização do relógio interno modo FEI, fBUS=24MHz
  GPIO_Init(); //Função para inicializar as portas do MCU
  ADC_Init(); //Função para inicializar o módulo ADC
  SCI_Init(FEI_baud); //Função para inicializar o periférico SCI2
  KBI_Init(); //Inicializa teclado PTA2 e PTB2
  TPM_Init(); //Inicializa o contador para taxa de amostragem.
  EnableInterrups; //Habilita interrupções
  SCI2S1_RDRF = 0; //Zera a interrupção da recepção da SCI
  while(!SCI2S1_RDRF){ //Se RDRF=0 Espera até chegarem os dados de config. pela SCI
    for(;;){ //Laço infinito
      //end for(;;)
    }
  } //Fim do main
}

```

```

// -----
// SCI_RX_ISR //Lê o byte de configuração enviado pelo computador, uma unica vez.
// -----
void interrupt VectorNumber_Vsci2rx SCI_RX_ISR(void) {
    MAE_Init();           //Inicializa o módulo MAE segundo registro de configuração
    //if(mode==0){       //Verdadeiro se as duas chaves apertadas
    //    _Stop;           //Verdadeiro: Para o microcontrolador
    //}                    //Falso:Pula para o primeiro while
    //else{
    SendChar((char) SCI2D); //Envia o mesmo dado lido para confirmação
    SendMsg("\n");         //Envia o dado de terminação 0x0A = 10 = \n
    //}
    ShowEnable=0;
    CTOS_Off();           //Desliga acelerômetro e rádio
}

// -----
// TPM_ISR //contagem completa
// -----
void interrupt VectorNumber_Vtpm3ch3 TPM_ISR(void) {
    TPM3C3SC_CH3F = 0;
    if(0 == ShowEnable){
        CTOS_On();        //Liga Acelerômetro e rádio
        Delay(1200);      //6 mseg=5 useg*1200 para estabilizar os CIs antes de ler
        ShowSignals();    //Apresenta os sinais dos sensores
        CTOS_Off();       //Desliga acelerômetro e rádio
    }
}

// -----
// KBI_ISR // Lê PTA2 e PTB2 e desloca os bits para o LSB, Debounces switch, e Ack KBF
// -----
void interrupt VectorNumber_Vkeyboard KBI_ISR(void) {
    byte c,d,b;           //Define variables tipo byte (8bits)
    KBI1SC_KBACK = 1;     //clear KBI interrupt Flag (KBF)
    c=((PTAD&0x04)>>2)|((PTBD&0x04)>>1); //000000(SW2)(SW1)
    mode = (byte) c;      // 000000(SW2)(SW1), Onde SW=0 se apertado e SW=1 sem apertar
    for (d=0xff;d>0;d--){ //debounce button, wait ffx4f 255*79=20145*5 useg = 0,1 seg
        for (b=0x4f;b>0;b--){ //Antes de sair da subrutina, para não ler duas vezes
        }
    }
}

```

Apêndice E

Programa implementado no LabVIEW[®] para o SM-MAE

Este apêndice apresenta a programação de cada um dos estados que compõem o SM-MAE.

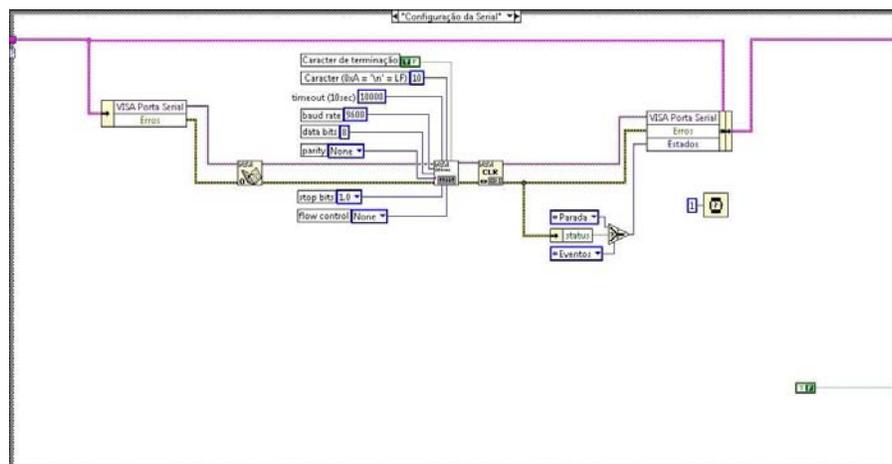


Figura E.1: Estado - Configuração de porta

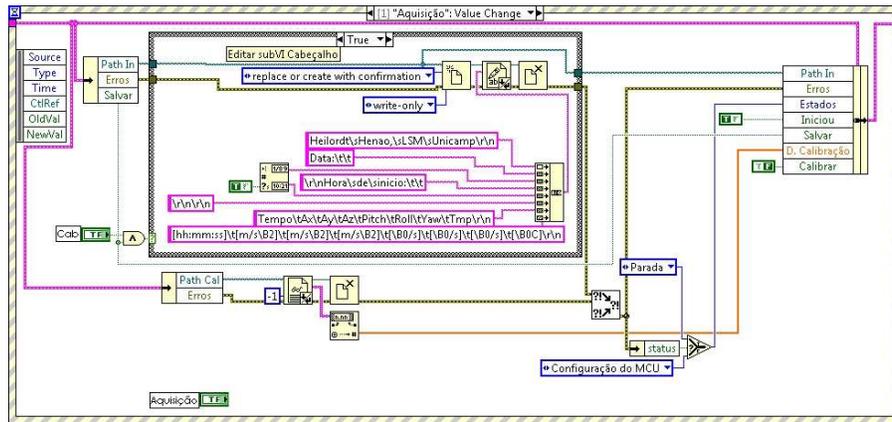


Figura E.2: Estado - Eventos

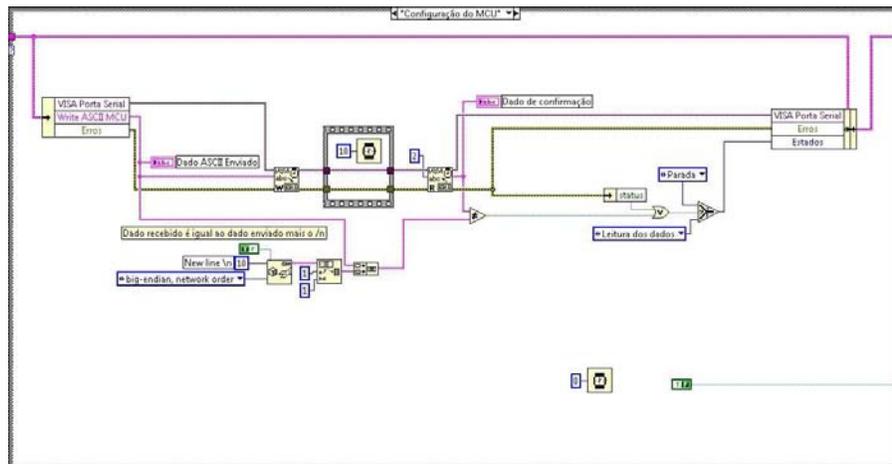


Figura E.3: Estado - Configuração da MCU

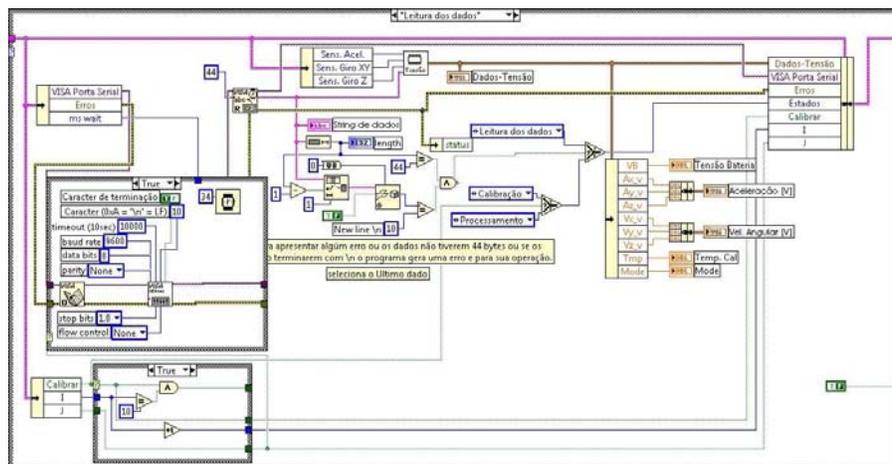


Figura E.4: Estado - Leitura de dados

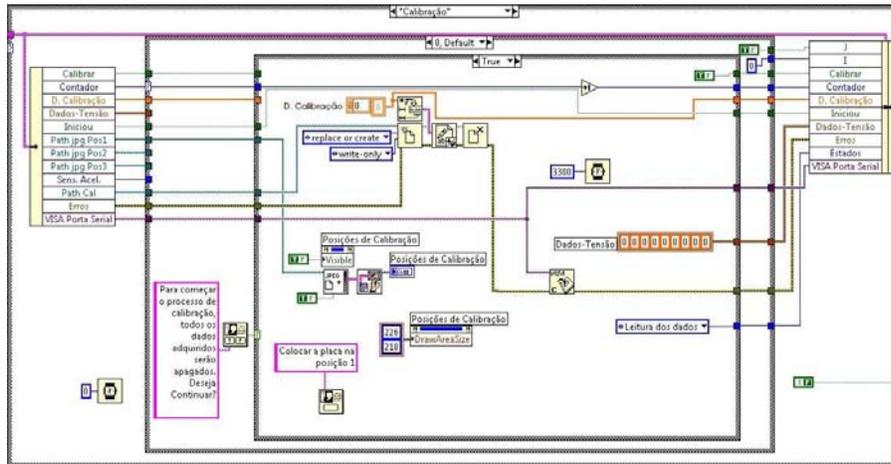


Figura E.5: Estado - Calibração

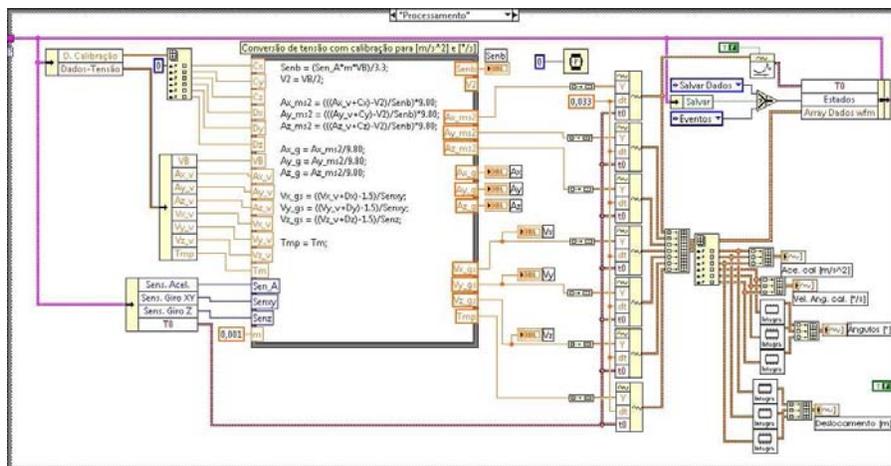


Figura E.6: Estado - Processamento

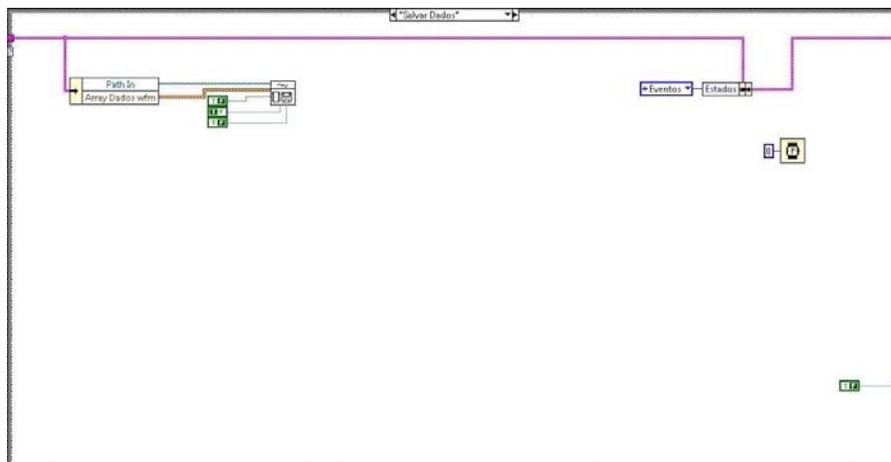


Figura E.7: Estado - Salvar dados

Apêndice F

**Artigo publicado na IEEE International
Conference on Electronic Measurement and
Instruments ICEMI, Agosto, 2009, Beijing -
China**

DEVELOPMENT OF AN ELECTROMECHANICAL SENSOR SYSTEM TO MONITOR SPORTS ACTIVITIES

Yull Heilordt Henao R.

Department of Semiconductors, Instruments
and Photonics, University of Campinas
Av. Albert Einstein, 400, CEP 13083-970,
Campinas, SP, Brazil
Phone: +55-19-35213880
heilordt@dsif.fee.unicamp.br

Fabiano Fruett

Department of Semiconductors, Instruments
and Photonics, University of Campinas
Av. Albert Einstein, 400, CEP 13083-970,
Campinas, SP, Brazil
Phone: +55-19-35213736
fabiano@dsif.fee.unicamp.br

Abstract—This paper proposes the development of a low cost electronic non-invasive wireless prototype based on acceleration and rotation microelectromechanical (MEMs) sensors for obtaining physiological measures during training or regular physical activities in athletes. In this paper we present the prototype system; the System for Acquisition, Calibration and Testing of Accelerometer (SACTA) and some preliminary field tests.

Keywords: Accelerometer, Sport Sensing, Real Time Feedback, Wireless Communication.

I. INTRODUCTION

Currently advances on microelectronics and microelectromechanical sensors, which are each time smaller, low power consumption and affordable prices make more feasible and enable its application on sports. Accelerometers, gyroscopes, microphones and cameras all lend themselves suitable to a range of sports applications [1], making possible to obtain biomechanical, physical or cognitive information from monitoring the athletes performance during his/her training or sports practice. New Wireless communication standards like Bluetooth and Zigbee, provide a wireless platform to networking sensors, that can be widely applied in the healthcare sector as well as in sports [2] since it allow data transmission without interfering mobility. The athlete's performance depends on the environment where he/she is being monitored [2], for example: laboratory, training, competition or playing field conditions. In addition to that, it is known that when feedback is provided in an appropriate manner, motor skill acquisition improves significantly. Consequently, feedback is a major factor in the improvement of sport skill performance [3], and besides systems with immediate feedback to the athlete increase motivation.

II. SYSTEM PROTOTYPE

Figure 1 shows the block diagram of the proposed prototype which is divided in two boards: the first one, (the upper part of the figure) has the acceleration and rotation sensors, a microcontroller, a radiofrequency module and a battery. This is the mobile part of the prototype and can be attached to the athlete's body. The second board only has a microcontroller and the radiofrequency module which is connected directly to the USB plug of the computer in order to get the data.

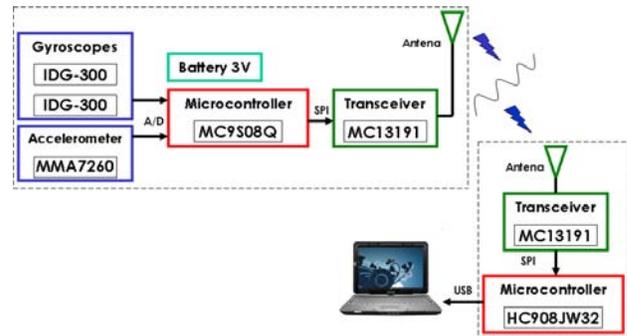


Fig. 1. Block diagram of the system prototype.

The prototype sensors were chosen taking into account the operation range, size, energy consumption, number of axes, type of output, encapsulation and price. In that way, the accelerometer MMA7260 from Freescale and the Gyroscope IDG-300 from InvenSense were chosen. With regard to microcontrollers, they were selected two eight bit chips from Freescale. They have low energy consumption, data bus over 10 MHz and SPI communication. The MC9S08Q which works with the sensors, has a ten bits and eight channels ADC and the HC908JW32 adds communications with USB 2.0 in the same circuit. The radiofrequency module is made up of a transceiver MC13191 from Freescale and the antennas. This module is appointed to operate in ISM (Industrial, scientific and medical) band with frequencies from 433 MHz to 2.4 GHz both sending and receiving signals [4].

Before assembling the mentioned prototype, a system to make acquisition, calibration and test of the MMA7260 and MMA7261 accelerometers (SACTA), was designed. These two accelerometers are totally pin-to-pin compatible but they have different sensitivity.

III. SACTA

The system to make acquisition, calibration and test of the accelerometers (SACTA) is represented in Figure 2. The SACTA is made up of the following components of hardware: An acceleration board for each one of the tested accelerometers (MMA7260 e MMA7261) (Figure 3),

mechanical shaker for linear displacement (Figure 4(a)), rotation system, electronic circuit to make the frequency reading of the shaker motor (Figure 4(b)), power circuits for speed controlling of the shaker displacement and the rotation position and one data acquisition (DAQ) NI-USB-6251 from National Instruments. The software of the entire system was developed on LabVIEW, which is a graphical programming language that has been widely adopted throughout industry, academia, and research labs as the standard for data acquisition and instrument control software [5]. This software allows the reading and writing into the tri-axis accelerometer, it controls speed of the shaker and reads the rotation speed of the motor as well. It makes the rotation control over a step motor, calibration, data processing and display of signals over a dynamic and easy interface to the user.

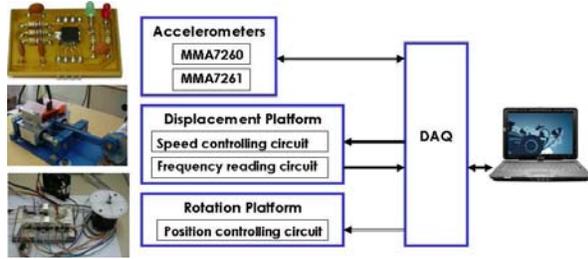


Fig. 2. Block diagram of SACTA.

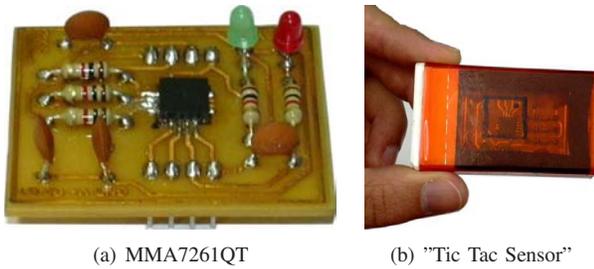


Fig. 3. Accelerometers test boards.

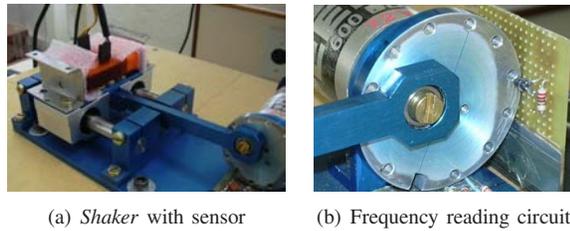


Fig. 4. Mechanical shaker for linear displacement.

The software of the SACTA, has an user interface with three tabs of configurations: Principal panel, Configuration and Save; and six operation modes: Acquisition, Calibration, Rotation, Acquisition with rotation, Displacement and Acquisition with displacement. In Figure 5 is presented the Frontal panel of the program. Internally, the SACTA uses a state machine, which, in simple terms, is a case structure inside a While loop. The purpose of the state machine is to

provide defined responses to all events that can occur. This mechanism for control is easily implemented, is scalable for additional events, and always provides the same response mechanism to events [6].



Fig. 5. Frontal panel of the SACTA software.

1) *Accelerometer calibration with SACTA:* The two tested accelerometers presented an offset in all operational ranges. To eliminate this offset, a calibration process was developed. This process measured the gravity acceleration by each one of the accelerometer axes in three different positions, aligning the normal vector of the “Tic Tac sensor” box with the gravity vector in every position and keeping the other axis without acceleration, as it is represented in Figure 6.

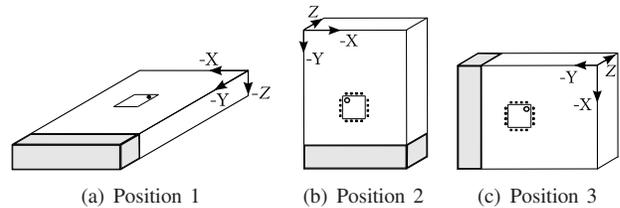


Fig. 6. Tic Tac sensor axis orientation for SACTA.

For the calibration task, the program guides the user to align the sensor box in each one of the positions showed in Figure 7, and works out between the real acceleration data for each axes and the expected theoretical acceleration data. At the end, the offset value for every axis is saved in a file and read by SACTA during the startup.

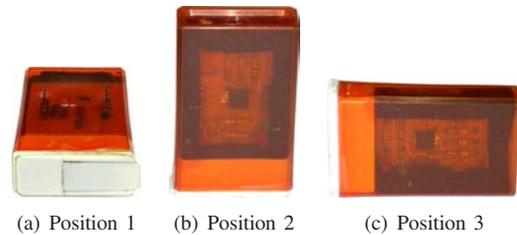


Fig. 7. Accelerometer calibration positions.

Table I presents the offset values for every axis and for all sensibility range of the two accelerometers. Due to the linear response of the accelerometers [7] [8], these values

are inverted and added to the acceleration signals of each one of the axis during all the acquisition process.

TABLE I
CALIBRATION OFFSETS.

Range [G]	Offset-X [m/s ²]	Offset-Y [m/s ²]	Offset-Z [m/s ²]
1.5	-0.7227	-4.2777	0.2885
2.0	-0.6194	-4.1560	0.3877
4	-0.2945	-3.9154	0.7546
6	0.0514	-3.6424	1.0718
2.5	0.5758	0.8016	0.3794
3.3	0.6983	0.9842	0.6642
6.7	1.3480	1.8970	1.7188
10	1.9230	2.7097	2.6521

Table II presents the average values for every calibration positions in all sensors ranges. For the first four ranges (Accelerometer MMA7260), the maximum value between axes which must have equal accelerations in 0 m/s² was 0.35 m/s² and the minimal was 0.02 m/s². Now, between axis that must have equal accelerations in -9.8 m/s², the maximum value was -10.24 m/s² and the minimum -9.85 m/s². For the second accelerometer (MMA7261) the peak values were a little higher as it is showed in bold in the same Table. We believe that these small offset values in the signals after the calibration process, are probably due to small sloppy during the soldering process of the QFN package, because the soldering was manually “home made” with hot air re-soldering station.

TABLE II
AVERAGE VALUES AFTER CALIBRATION PROCESS.

Range [G]	Pos # 1 [m/s ²]			Pos # 2 [m/s ²]			Pos # 3 [m/s ²]		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
1.5	0.10	0.30	-9.92	-0.10	-10.32	-0.05	-9.85	0.02	0.08
2.0	0.12	0.25	-9.98	-0.02	-10.15	-0.02	-9.85	0.21	0.21
4	0.12	0.20	-10.0	-0.05	-10.20	-0.05	-9.85	0.08	0.18
6	0.12	0.35	-9.98	-0.07	-10.24	0.01	-9.85	0.1	0.2
2.5	0.35	-0.22	-10.75	-0.28	-9.98	0.65	-9.70	0.55	0.40
3.3	0.30	-0.28	-10.78	-0.32	-10.08	0.55	-9.78	0.50	0.40
6.7	0.32	-0.18	-10.72	-0.28	-10.0	0.72	-9.75	0.62	0.38
10	0.35	-0.25	-10.80	-0.30	-10.1	0.65	-9.80	0.50	0.40

IV. TESTS

The tests done in the mechanical shaker for linear displacement were divided into three stages: in the first one, the different ranges of sensor operation were tested, in the next, a filter was incorporated and finally a data process was added to get to the linear speed and the linear displacement from the filtered acceleration signal.

It was clear that in the first stage the calibration process was successful and to make a good acceleration signal measurement, even in a known range, it isn't advisable to limit the sensor range, since the signal can have vibration peaks which easily saturate the reading and can make it difficult to analyze the target signal. Figure 8(a) shows how vibration (± 2 G) saturates the reading of the acceleration over the displacement axis X_c where the subscribe c identifies the calibrated axes.

Before doing the filtration, a frequency analysis was done, using a FFT (Fast Fourier Transformer). It is shown in

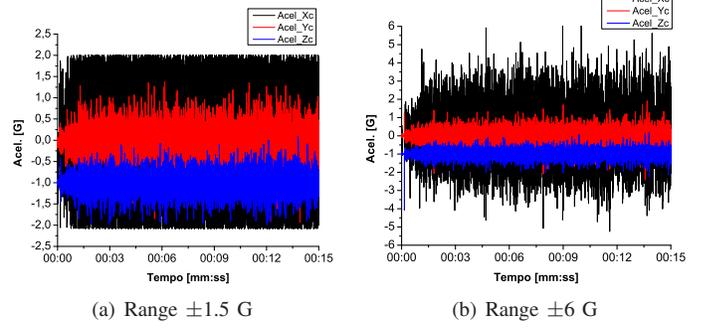


Fig. 8. Acceleration of the MMA7260 under the same acceleration and diferents ranges.

Figure 9. Next, it was filtered with a second order lowpass filter with cutoff frequency value of 20 Hz. To validate this measurement, the system calculates the theoretical acceleration based on the rotation frequency of the motor:

$$A_c = -4\pi^2 f^2 r,$$

where r it the radius and f is the motor frequency.

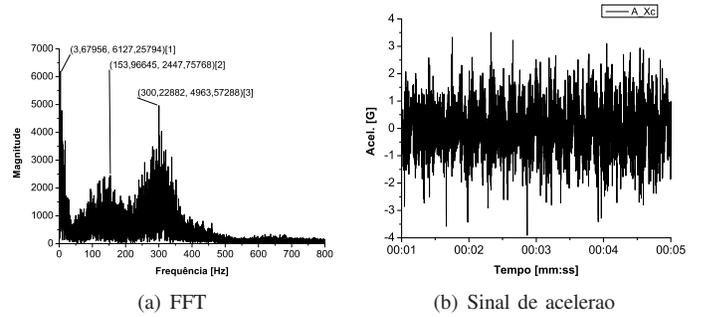


Fig. 9. FFT and acceleration on X axis for a range of ± 6 G.

In Figure 10, we compare a theoretical acceleration with an acceleration measured by the sensor. We notice that as the calculated acceleration sense is negative, it must be compared with the negative peak of the sensor acceleration. In this case, it is presented a negative peak value of the sensor -0.8621 G and a calculated peak value of -0.7889 G. See the dash line in Figure 10(b).

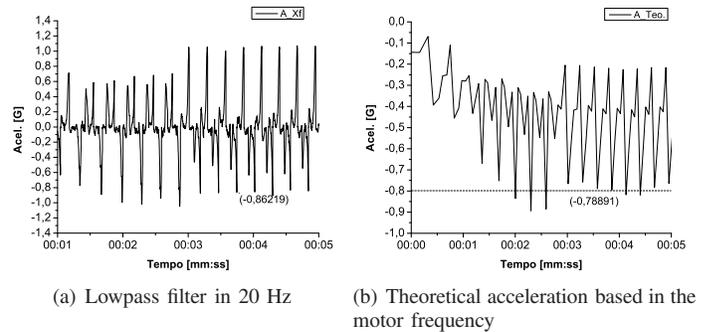


Fig. 10. Filter and theoretical acceleration on X axis for a range of ± 6 G.

With the validation of the calibration and the acceleration magnitude read by the sensor, two integrals were added to data processing of the SACTA software to get a linear speed and the space or linear displacement of the platform, Figure 11 shows both. The maximum displacement of the mechanical shaker is equal to the radius between the mast and the center of rotation of the motor, equal to 0.02 m, (see the dash line in Figure 11(b)), compared with the peaks of displacement in the same figure, 0.01832 m we see that these values are very close.

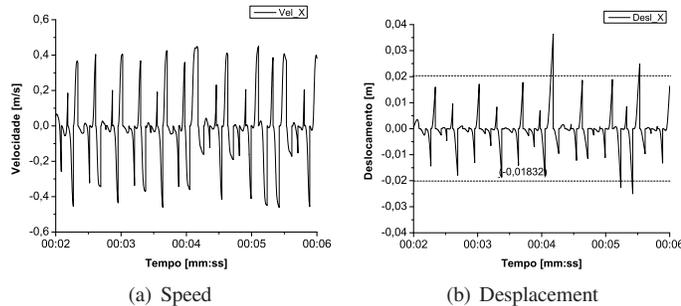


Fig. 11. Speed and displacement on X axis.

V. ZSTAR

In a parallel way, the Demo board ZSTAR from Freescale was tested, this board has the same accelerometer tested by SACTA (MMA7260), one wireless communication module between the boards and USB communication with the computer [9]. The ZSTAR picture is presented in Figure 12.



Fig. 12. Picture of ZSTAR DEMO board from Freescale.

We developed a program with LabVIEW to make the acquisition and calibration from the “Tic Tac ZSTAR mobile board” (Figure 14). The frontal panel of the LSM-ZSTAR program is showed in the Figure 13. The calibration process implemented in the ZSTAR was based on SACTA calibration process, but it had some important modifications, basically due to the axis orientation adopted in the firmware board (Figure 15) and the 3 V battery power supply. The last one is very important since we are testing a ratiometric accelerometer and both the offset and its sensibility are linear dependent of the power supply voltage.

VI. TEST IN THE FIELD

We made two field tests on bicycle using the ZSTAR board, which was encapsulated in a “Tic Tac box” and



Fig. 13. Frontal panel from LSM-ZSTAR software.

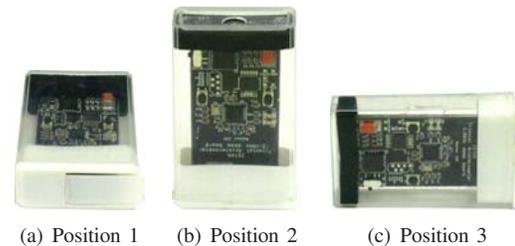


Fig. 14. Tic Tac ZSTAR mobile board calibration positions, for LSM-ZSTAR.

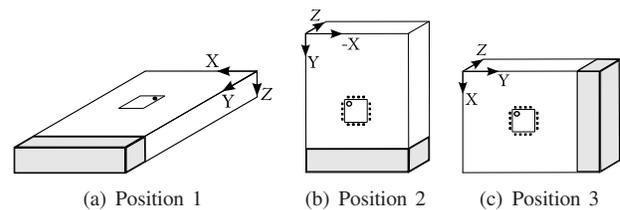


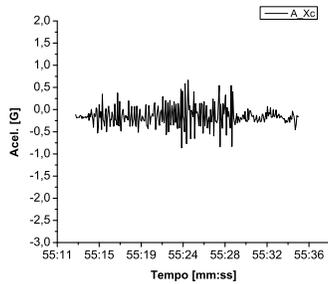
Fig. 15. Tic Tac ZSTAR mobile board axis orientation for LSM-ZSTAR.

adapted with a fixation system to let us fasten it to the athlete. In these bike testes, the sensor was fixed in the thigh and ankle of the athlete (Figure 16). In Figures 17, 18 and 19 each axe accelerations are compared for both sensor positions.

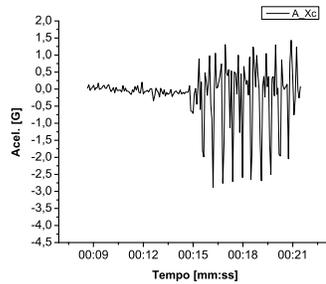


Fig. 16. Fixation system for fasten it at any corporal segment.

In both tests the athlete started from zero (without motion). In the thigh test the pedaling was progressive from low to high intensity until stop. In the ankle test the athlete make ten pedal cycles at high intensity and stopped. The ten pedal cycles can be counted easily watching the accelerations peaks in the Y_c axis in Figure 18(b).

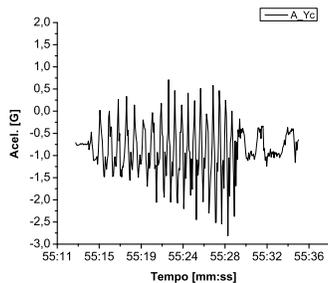


(a) Thigh

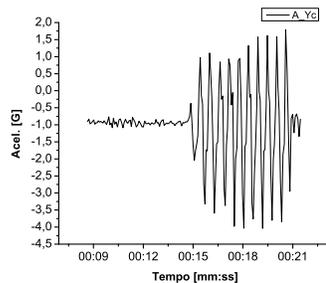


(b) Ankle

Fig. 17. Acceleration in the X axis.

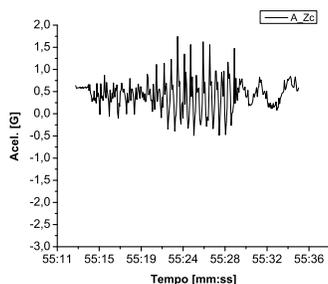


(a) Thigh

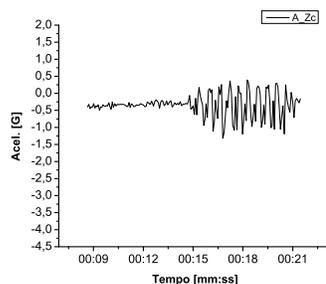


(b) Ankle

Fig. 18. Acceleration in the Y axis.



(a) Thigh



(b) Ankle

Fig. 19. Acceleration in the Z axis.

VII. CONCLUSIONS AND FUTURE WORKS

A. Conclusions

The calibration process made with both SACTA and ZSTAR was successfully implemented, making it possible to compare the measured accelerations in magnitude with a minimum margin of error. The filtration process allied with a spectral analysis were essential to obtain a good relation between the real measure acceleration signal and the theoretical frequency based acceleration. The data integration stages to obtain the linear velocity and the linear displacement, were successful too. The displacement peak values were very close to the real ones. Finally in the preliminary field test, a good sensor fixation was made in the athlete and the signal doesn't show any high noise component. The acceleration shape and amplitude in these bike tests will give used and additional information to other most common parameters used in cycling like RPM and power.

B. Future works

In the next stage we will test the gyroscopes IDG-300 and IDG-1004 from InvenSense to get rotation information and incorporate into the final prototype system to monitor sports activities based in accelerometers and gyroscopes.

VIII. ACKNOWLEDGEMENTS

The authors acknowledge CNPq under Universal Project N 481412/2008-5 for the financial support.

REFERENCES

- [1] E. H. Chi, G. Borriello, N. Davies, and G. Hunt, "Pervasive computing in sport technologies," *IEEE ComSoc, IEEE CS*, vol. 05, pp. 22–25, Setembro 2005.
- [2] S. Armstrong, "Wireless connectivity for health and sport monitoring," *British Journal of Sport Medicine*, vol. 41, pp. 285–289, Janeiro 2007.
- [3] D. G. Liebermann, L. Katz, M. D. Hughes, R. M. Bartlett, J. McClements, and I. M. Franks, "Advances in the application of information technology to sport performance," *Journal of Sports Sciences*, vol. 20, pp. 755–769, Janeiro 2002.
- [4] Freescale, *MC13192 Technical Data*, Freescale Semiconductor, Junho 2007.
- [5] J. Travis and J. Kring, *LabVIEW for Everyone: Graphical Programming Made Easy and Fun*, 3rd ed. Prentice Hall, Julho 2006.
- [6] R. Bitter, T. Mohiuddin, and M. Nawrocki, *LabVIEW Advanced Programming Techniques*. CRC Press, 2001.
- [7] Freescale, *MMA7261QT Technical Data*, Freescale Semiconductor, Fevereiro 2008.
- [8] —, *MMA7260QT Technical Data*, Freescale Semiconductor, Fevereiro 2008.
- [9] P. Lajsnar and R. Kozub, *Wireless Sensing Triple Axis Reference Design: Designer Reference Manual*, 3rd ed., Freescale Czech Systems Laboratories, Janeiro 2007.

Apêndice G

Fotos dos testes em campo



Figura G.1: Velódromo Americana.



Figura G.2: Velódromo Americana.



Figura G.3: Velódromo Americana.



Figura G.4: Velódromo Americana.



Figura G.5: Velódromo Americana.