

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**TIAGO FERREIRA BONETTI**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA  
DE ACELEROMETRIA DE BAIXO  
CUSTO PARA ANÁLISE DE  
MOVIMENTO E POSTURA**

Porto Alegre

2010

**TIAGO FERREIRA BONETTI**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA  
DE ACELEROMETRIA DE BAIXO  
CUSTO PARA ANÁLISE DE  
MOVIMENTO E POSTURA**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como parte dos requisitos para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

**ORIENTADOR: Prof.Dr. Alexandre Balbinot**

Porto Alegre

2010

**TIAGO FERREIRA BONETTI**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA  
DE ACELEROMETRIA DE BAIXO  
CUSTO PARA ANÁLISE DE  
MOVIMENTO E POSTURA**

Este Projeto foi julgado adequado para a obtenção dos créditos da Disciplina Projeto de Diplomação do Departamento de Engenharia Elétrica e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: \_\_\_\_\_

Prof.Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutorado pela UFRGS - Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof.Dr. Adalberto Schuck Júnior, UFRGS

Doutorado pela UFRGS - Porto Alegre, Brasil

Prof. MSc. Alceu Heinke Frigeri, UFRGS

Mestre pela UFRGS - Porto Alegre, Brasil

Chefe do DELET: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Marcelo Soares Lubaszewski

Porto Alegre, dezembro de 2010.

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho à minha esposa, aos meus pais, à toda minha família e aos amigos por todo apoio e compreensão que recebi durante meus longos anos como graduando.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus colegas que compartilharam comigo dificuldades e apoio, e aos professores pelo aprendizado que me possibilitaram.

## EPÍGRAFE

"Ciência é muito mais uma maneira de pensar do que um corpo de conhecimentos."

- Carl Sagan

## RESUMO

Este trabalho mostra o desenvolvimento de um sistema de acelerometria de baixo custo com foco no movimento e na postura humana. O sistema realiza a aquisição, condicionamento e processamento dos sinais de acelerometria. Para isso, foram desenvolvidos encapsulamento para os sensores e condicionador de sinais específicos utilizados em conjunto com sistemas de aquisição e de processamento digital de sinais na plataforma PC. Foram desenvolvidos algoritmos para calibração e alinhamento utilizando elementos matemáticos de álgebra linear amplamente utilizados em computação gráfica. O sistema foi capaz de realizar as medições e reconstruir movimentos de forma promissora, embora sua exatidão ainda seja indeterminada.

**Palavras-chave:** Acelerometria de baixo custo, alinhamento, condicionador de sinais, movimento e postura humana.

## **ABSTRACT**

This work shows the development of a low-cost accelerometry system with focus on human movement and posture. The system makes the acquisition, conditioning and processing of the accelerometry signals. For this, it was developed encapsulation for sensors and signal conditioner used in conjunction with acquisition systems and digital signal processing on PC platform. Algorithms were developed for calibration and alignment using mathematical elements of linear algebra widely used in computer graphics. The system was capable of performing measurements and reconstructing movements but its accuracy is still undetermined.

**Keywords: low-cost accelerometry, alignment, signal conditioner, human movement and posture.**



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1:	Foto de um simetrógrafo. . . . .	18
Figura 2.2:	Foto de um goniômetro manual. . . . .	19
Figura 2.3:	Foto de um sistema de cinematria. . . . .	20
Figura 2.4:	Modelo físico simplificado do transdutor. . . . .	21
Figura 3.1:	Diagrama de blocos do sistema experimental proposto. . . . .	22
Figura 3.2:	Foto do acelerômetro MMA7340L. . . . .	24
Figura 3.3:	Placa de circuito integrado com uma perfuração adequada ao sensor. . . . .	24
Figura 3.4:	Sensor soldado a placa. . . . .	25
Figura 3.5:	Resultado final com encapsulamento de silicone. . . . .	25
Figura 3.6:	Cadeia de medida do sistema proposto. . . . .	25
Figura 3.7:	Esquemático do filtro implementado. . . . .	26
Figura 3.8:	Filtro passivo utilizado. . . . .	26
Figura 3.9:	Circuito do filtro passa baixa de segunda ordem MFB. . . . .	27
Figura 3.10:	Circuito do filtro ativo desenvolvido. . . . .	29
Figura 3.11:	Diagrama de Bode do filtro ativo utilizado. . . . .	29
Figura 3.12:	Foto do filtro ativo implementado. . . . .	29
Figura 3.13:	Placa de aquisição NI USB-6008 . . . . .	32
Figura 3.14:	Paralelepípedo descrito pelos eixos de projeção. . . . .	33
Figura 3.15:	Magnitude da resposta em frequência do filtro digital. . . . .	35
Figura 3.16:	Fase da resposta em frequência do filtro digital. . . . .	35
Figura 3.17:	Projeção escalar sobre um eixo. . . . .	36
Figura 3.18:	Projeção escalar sobre um eixo. . . . .	37
Figura 3.19:	Produto cruzado entre dois vetores. . . . .	40
Figura 3.20:	Resultado do produto cruzado entre o experimento e a referência. . . . .	41

Figura 3.21:	Resultado do produto cruzado entre o experimento e a referência. . . . .	41
Figura 3.22:	Diagrama do algoritmo de alinhamento. . . . .	42
Figura 4.1:	Análise dos ensaios de detecção de queda livre. . . . .	44
Figura 4.2:	Fixação do acelerômetro. . . . .	45
Figura 4.3:	Posição de referência e início do movimento. . . . .	45
Figura 4.4:	Posição final do movimento. . . . .	46
Figura 4.5:	Rotina de aquisição implementada. . . . .	47
Figura 4.6:	Reconstrução de um experimento realizado. . . . .	48
Figura 4.7:	Reconstrução de um experimento realizado. . . . .	48
Figura 4.8:	Voluntário posicionado junto ao quadro guia. . . . .	49
Figura 4.9:	Fixação de um par de acelerômetros no voluntário. . . . .	49
Figura 4.10:	Reconstrução dos dados obtidos. . . . .	50
Figura 4.11:	Reconstrução do movimento realizado. . . . .	50
Figura 4.12:	Ângulo do braço e antebraço durante o ensaio. . . . .	51

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1:	Parcela idosa da população. . . . .	15
Tabela 3.1:	Resultado dos teste realizados no filtro ativo. . . . .	30
Tabela 3.2:	Resultado do teste realizado para determinação de $f_c$ . . . . .	31

## LISTA DE ABREVIATURAS

AMPOP	Amplificador Operacional
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ONU	Organização das Nações Unidas
MEMS	Sistema Microeletromecânico
A/D	Analógico-Digital
MFB	<i>Multiple Feedback</i>

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	14
1.1	Contexto	14
1.2	Justificativa	15
1.3	Objetivos	16
<b>2</b>	<b>BREVE REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	17
2.1	Avaliação postural clássica	17
2.2	Análise de alternativas	18
2.2.1	Goniometria manual	18
2.2.2	Cinemetria	19
2.2.3	Acelerometria	20
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA EXPERIMENTAL</b>	22
3.1	Aparato experimental	22
3.2	Sensores acelerômetros	23
3.2.1	Encapsulamento	23
3.3	Condicionador proposto	24
3.3.1	Filtro Passivo	26
3.3.2	Filtro Ativo	27
3.3.3	Conversão analógica digital	31
3.4	Procedimento de análise	32
3.4.1	Ajuste de <i>offset</i> e de ganho	32
3.4.2	Filtragem digital	34
3.4.3	Alinhamento	34

<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	43
4.1	Calibração e queda livre	43
4.2	Reconstrução de movimentos	44
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	52
<b>6</b>	<b>MELHORIAS E TRABALHOS FUTUROS</b>	53
	<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	54
	<b>APÊNDICE A NOTAÇÃO VETORIAL</b>	56
	<b>APÊNDICE B CIRCUITO DO FILTRO ATIVO</b>	57
	<b>APÊNDICE C ALGORITMOS EM MATLAB</b>	59
C.1	Função de calibração	59
C.2	Análise completa de um experimento	59

# 1 INTRODUÇÃO

Recentemente a acelerometria invadiu o mercado de eletrônicos de consumo introduzindo novas capacidades aos dispositivos pessoais, como por exemplo, sensores de movimento para jogos eletrônicos, detecção de orientação em celulares, estabilizador de imagens para câmeras fotográficas, proteção contra quedas em *laptops*, etc. Entretanto, isso só foi possível devido ao desenvolvimento de novas tecnologias em acelerometria, que resultou em sensores menores, de baixo custo de produção e que consomem menos energia.

Enquanto a diária expansão dessa tecnologia tem seu foco na indústria do entretenimento, é possível conceber as mais variadas aplicações médicas e assistivas de baixo custo. Neste trabalho serão exploradas as bases para o desenvolvimento de um sistema de acelerometria com foco no movimento e postura humana.

## 1.1 Contexto

Nas últimas décadas ficou cada vez mais evidente a necessidade de tecnologias assistivas para a integração dos indivíduos à sociedade. Segundo o IBGE (Censo Demográfico, 2000), pessoas com algum tipo de deficiência, seja visual, motora, auditiva, mental ou física, integram 14,5% da população brasileira, totalizando mais de 34 milhões de pessoas. Apenas 9 milhões dos portadores de deficiência trabalhavam e destes mais da metade (4,9 milhões) ganhavam até 2 salários mínimos. Não menos importante é o evidente aumento da parcela idosa da população. Dados da divisão de população da Organização das Nações Unidas (ONU, 2010) (ver Tabela 1.1) demonstram que, nas últimas décadas, a parcela da população idosa cresce de forma acelerada e estimam que nos próximos trinta anos quase um quarto da população fará parte dessa parcela. Cabe lembrar a importância da autono-

mia e independência das pessoas com deficiência e salientar o fato de que a maioria delas vive em condições de pobreza (Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência, 2007). O governo brasileiro reconhece a importância do apoio às pessoas com deficiências e, desde 2008, a convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência, assinado em 2007 em Nova York, ganhou status de Emenda Constitucional com a promulgação do *Decreto Legislativo Nº 186*.

Tabela 1.1: Parcela idosa da população.

População	1950	1980	2010	2040
Total (milhares)	53 975	121 618	195 423	220 141
60 anos ou mais (%)	4,9	6,2	10,2	23,9
65 anos ou mais (%)	3,0	4,1	6,9	17,7
80 anos ou mais (%)	0,3	0,5	1,5	4,6

Fonte: Departamento de Assuntos Econômicos e Sociais da ONU, 2010.

## 1.2 Justificativa

Dorsalgia, ou dor nas costas, é uma das condições mais comuns na sociedade moderna. Estimativas avaliam que 9 em cada 10 pessoas terão experiências com dorsalgia durante a sua vida e 50% da população economicamente ativa experimenta algum tipo de dor nas costas todos os anos (PATEL ; OGLE, 2000). Este sintoma social reflete a importância da postura. A palavra postura vem do latim *ponere*, cuja tradução se aproxima de colocar ou dispor, uma definição mais técnica e contextualizada poderia ser: conjunto em posição das articulações de um corpo em um determinado momento atuando para fornecer o equilíbrio no espaço. A má postura por sua vez gera ou potencializa uma ampla gama de doenças e condições como : dorsalgia, cefaleia, escoliose, lordose, etc (W.P. Neumann, *et al*, 2000). Como benefício secundário vale lembrar que o desenvolvimento de novas tecnologias voltadas para parcelas específicas da população tende a reverter benefícios à sua totalidade.



### **1.3 Objetivos**

Este trabalho visa a criação de uma base sólida para a aquisição e processamento de dados sobre a aceleração associada ao movimento e à postura humana. A eletrônica deve ser projetada para dar confiabilidade ao sistema enquanto se emprega circuitos amplamente conhecidos e discutidos com a finalidade de minimizar qualquer comportamento anômalo por parte do mesmo.

## 2 BREVE REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Avaliação postural clássica

Pesquisadores estudam o corpo humano e seu comportamento sob os mais variados aspectos há séculos, de forma que os profissionais da área possuem visões bastante específicas sobre a questão postural. A ampla literatura nos fornece uma boa visão do entendimento dado ao assunto por alguns autores, como por exemplo:

“Postura é uma composto das posições das diferentes articulações do corpo num dado momento. A postura correta é a posição na qual um mínimo de estresse é aplicado em cada articulação” (Magee, 2002).

“A postura correta consiste no alinhamento do corpo com eficiências fisiológica e biomecânicas máximas, o que minimiza os estresses e as sobrecargas sofridas ao sistema de apoio pelos efeitos da gravidade” (Palmer & Apler, 2000).

Uma avaliação postural clássica tem como objetivo a identificação e a localização dos segmentos corpóreos relativos a linha de gravidade. Ela deve determinar se um segmento corporal ou articulação desvia-se de um alinhamento postural ideal. Para tanto se utilizam dos seguintes métodos e informações:

- histórico do paciente;
- inspeção: visualização do corpo de frente, costas e de lado para ver se há desvios em relação à linha média, é recomendado o uso do simetrógrafo (ver Figura 2.1);
- teste de flexibilidade das articulações;
- marcha (caminhar);
- radiografia das áreas afetadas.

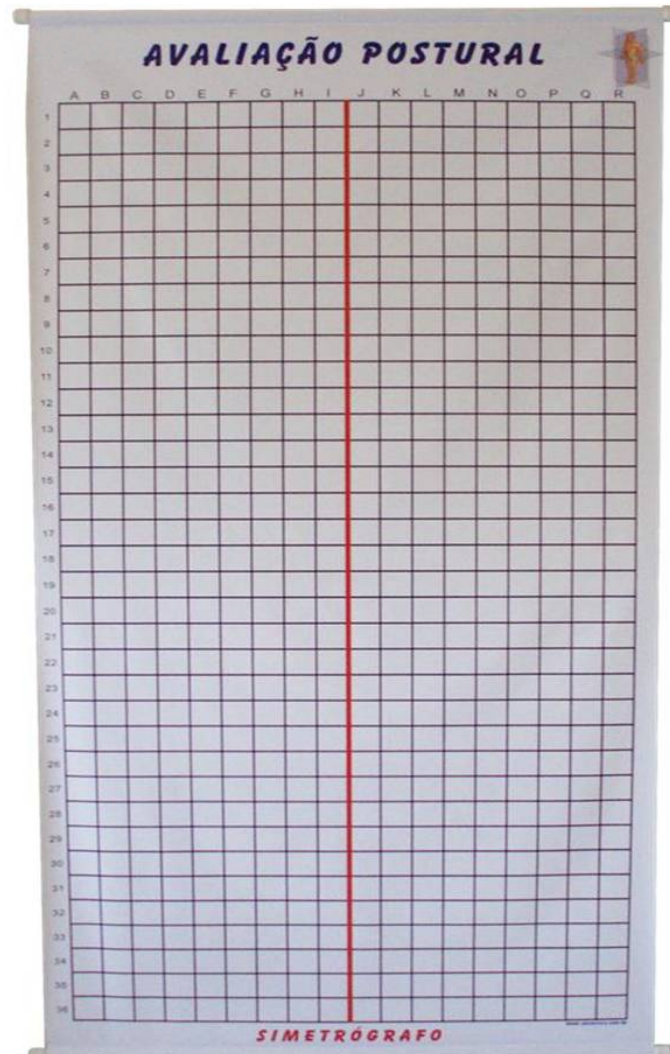


Figura 2.1: Foto de um simetrógrafo.

## 2.2 Análise de alternativas

É importante que seja realizada uma breve revisão sobre outras tecnologias aplicáveis no desenvolvimento de soluções para as questões que crivam o percurso até o objetivo.

### 2.2.1 Goniometria manual

Goniometria, como a própria etimologia sugere, consiste na medição de ângulos, fazendo deste termo uma expressão assaz genérica. A goniometria clássica consiste no uso de um equipamento manual composto por conjuntos mecânicos de réguas para a medição destes ângulos, como por exemplo, o goniômetro manual da Figura 2.2. A precisão que pode ser obtida com estes equipamentos não é bem definida, visto que depende diretamente de fatores humanos. As análises clínicas realizadas durante anos com esse tipo de

equipamento utilizam métodos estatísticos e uma ampla gama amostral como fundamentação suficiente para suplantar estas imprecisões. Uma discussão mais aprofundada deste tópico transcende o escopo deste trabalho.

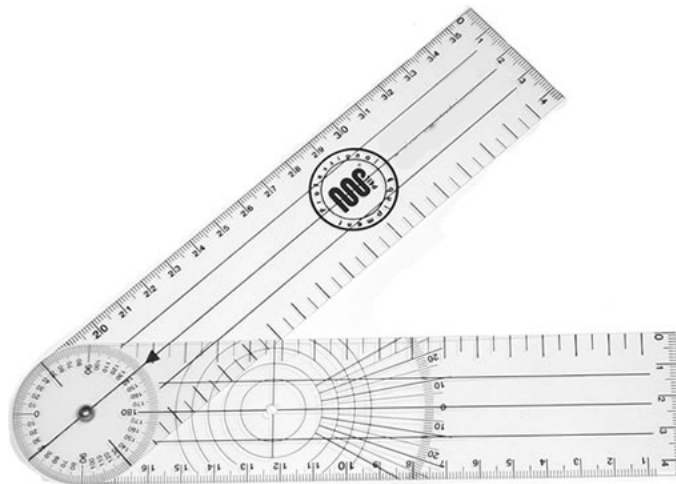


Figura 2.2: Foto de um goniômetro manual.

### 2.2.2 Cinemetria

Derivada diretamente da fotogrametria, a cinemetria consiste na obtenção e análise de vídeos para realizar medidas da forma, dimensões, posição e cinemática dos objetos neles contidos. Suas principais qualidades provêm da possibilidade de uma análise profunda devido ao imenso potencial de dados possivelmente contidos nos múltiplos quadros do vídeo. Infelizmente, a análise sofre de problemas sérios devido ao fato de que as imagens são projeções bidimensionais de objetos tridimensionais, gerando distorções.

A solução deste problemas envolvem o uso de múltiplas câmeras, câmeras de alta definição, uso de marcadores e intenso processamento digital dos dados, de forma que a associada complexidade gera uma dependência entre custo e exatidão. Portanto a adoção de sistemas de cinemetria, no escopo das tecnologias assistivas, é possível e já é comercialmente utilizada, mas o alto custo dos sistemas atuais impedem o acesso de grande parcela da sociedade a este sistema, como o sistema visto na figura 2.3.

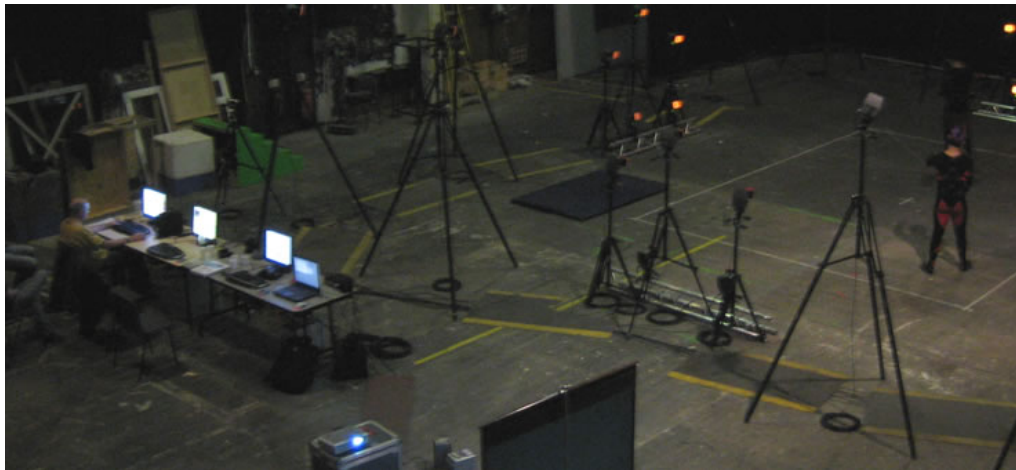


Figura 2.3: Foto de um sistema de cinematria.

### 2.2.3 Acelerometria

Um acelerômetro é um dispositivo que mede a aceleração. Esse método já é conhecido e experimentado, o que fica evidente perante o grande número de normas já produzidas na área, como a *ISO 8041:2005 Human response to vibration - Measuring instrumentation*, que discute amplamente o uso de acelerômetros na medição de vibração no corpo humano, ou a *ISO 20643:2005/DAMD 1 Accelerometer positions*, uma emenda que discute especificamente o posicionamento de acelerômetros.

As várias implementações desses dispositivos variam em confiabilidade, massa, volume, custo, etc. Esta versatilidade possibilita a implementação desta tecnologia na solução dos mais variados problemas. Devido a este amplo espectro de possibilidades, é razoável que sejam eliminados sensores com finalidade industrial em geral, devido ao alto custo geralmente associado, e sensores voltados à análise estrutural, que apresentam uma grande massa. Assim, os sensores baseados em sistemas microeletromecânicos (MEMS), geralmente utilizado em bens de consumo, surgem como principais candidatos. Atualmente o estado da arte dessa tecnologia consiste na construção de dispositivos mecânicos com dimensões de micrômetros ( $\mu m$ ) (TADIGADAPAL & MATETI, 2009).

Uma das principais tecnologias de sensores em substrato de silício são as baseadas no efeito capacitivo que adotam uma abordagem mecânica. Essa última consiste de uma estrutura composta de massas e vigas, fixas ou móveis, conectadas de forma que a aceleração deforme parte das vigas. As vigas compõem um conjunto de capacitores alterando a capacitância do conjunto. Pode-se ver na Figura 2.4 como a aceleração sobre o sistema

pode ser avaliada segundo a variação de cada uma das capacitâncias, este comportamento pode ser descrito pela Equação 1 onde  $A$  é a área da viga,  $\varepsilon$  é a constante dielétrica e  $D$  é a distância entre as vigas do capacitor.

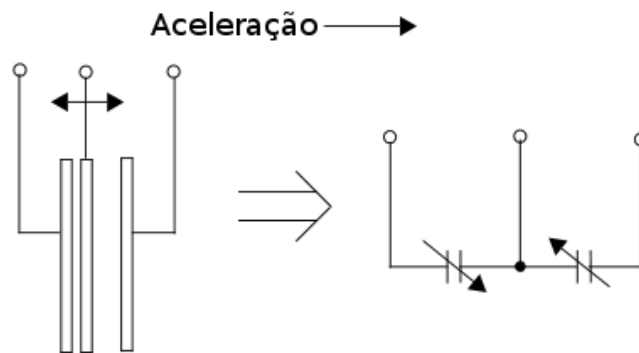


Figura 2.4: Modelo físico simplificado do transdutor.

$$C = \frac{A \times \varepsilon}{D} \quad (1)$$

## 3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

### 3.1 Aparato experimental

O diagrama de blocos do sistema experimental desenvolvido é exposta na Figura 3.1.

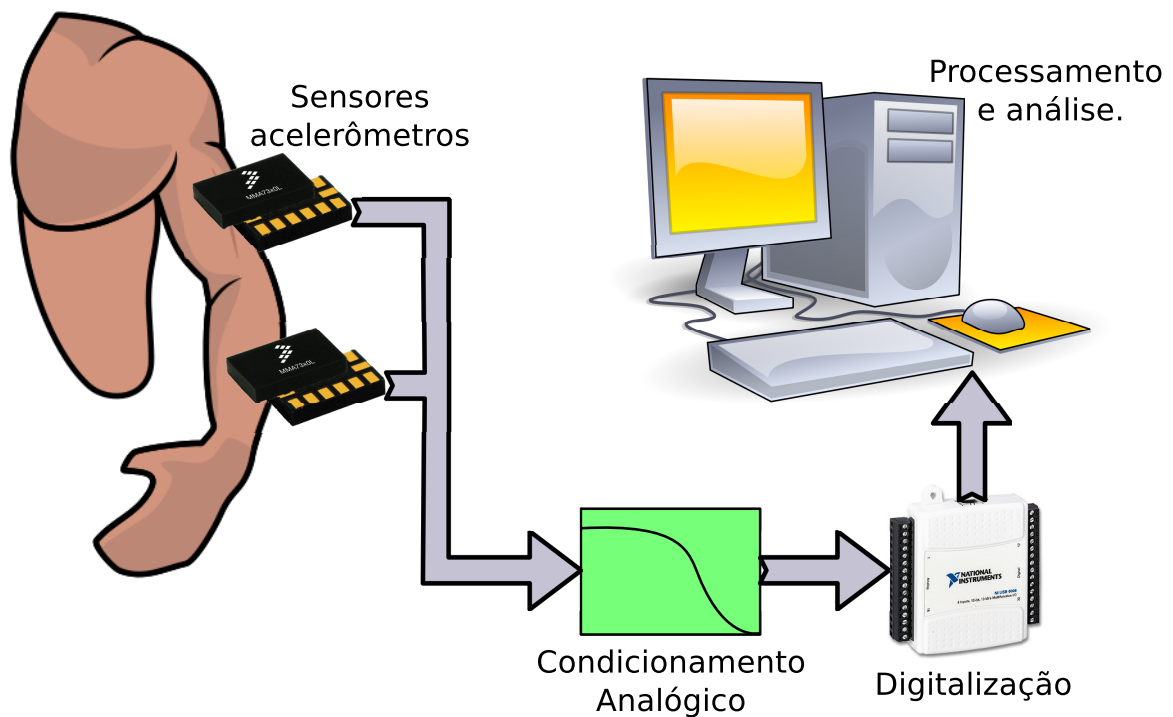


Figura 3.1: Diagrama de blocos do sistema experimental proposto.

O sistema consiste na obtenção de informações associadas ao sinal de aceleração dos sensores afixados a um voluntário, primariamente aos membros superiores. O sinal é condicionado por um conjunto simples de filtros, especificamente desenvolvidos para tal, digitalizados utilizando uma plataforma comercial e finalmente é realizado o processamento e a análise dos dados utilizando softwares baseados na plataforma PC. Esses sinais geralmente apresentam um espectro de frequência normalmente abaixo de  $10\text{ Hz}$  (David

A. Winter, 2009).

## 3.2 Sensores acelerômetros

A escolha do sensor foi baseada inicialmente nas limitações impostas pelas características das topologias disponíveis na família MEMS de acelerômetros. A limitação quanto a resposta em baixa frequência dos sensores piezoelétricos torna o seu uso inviável nesta aplicação, limitando as escolhas ao grupo dos sensores capacitivos. Foram avaliados sensores como: ADXL103, ADXL203, ADXL10, ADXL311, ADXL320, ADXL322, ADXL330, MMA7340L, MMA7360L e MMA7330L. Dentre os sensores disponíveis, foram selecionados os sensores com saídas analógicas de forma a não haver uma precoce limitação da frequência máxima de amostragem e a necessidade de microprocessadores ou componentes especificamente compatíveis com métodos de comunicação digital. Também foi feita a opção pelo uso de sensores triaxiais para obter dados completos sobre a aceleração do objeto de estudo e a maior independência dos fatores de fixação dos sensores.

Foi utilizado então o modelo de acelerômetro MMA7340L produzido pela empresa Freescale Semiconductor. Suas características principais são as que seguem: triaxial, tamanho reduzido ( $3,0\text{ mm} \times 5,0\text{ mm} \times 1,0\text{ mm}$ ), baixo consumo ( $400\mu\text{A}$ ), operação em baixa tensão sem necessidade de alimentação simétrica ( $2,2\text{V}$  à  $3,6\text{V}$ ), sensibilidade selecionável ( $\pm 3g$  ou  $\pm 12g$ ), função *Self Test* para auto diagnóstico, detecção de queda livre (0g-Detect), robustez suportando acelerações até  $5000g$  e baixo custo podendo ser adquirido por menos que uma dezena de dólares mesmo em pequenas quantidades. A Figura 3.2 mostra uma foto do acelerômetro capacitivo MEMS selecionado.

### 3.2.1 Encapsulamento

Devido à miniaturização, a implementação do protótipo exige um processo de solda minuciosa em espaços reduzidos, o que gera instabilidade mecânica junto a solda no componente. Como é essencial garantirmos uma longa vida útil para o sistema, foi desenvolvido um modelo robusto de encapsulamento. Inicialmente o sensor é inserido em uma placa de circuito integrado de modo a ocupar uma perfuração especificamente preparada para tal, o que pode ser visto na Figura 3.3. A perfuração foi realizada a mão com o auxílio de uma furadeira e posteriormente limada e lixada. Após a perfuração, as trilhas



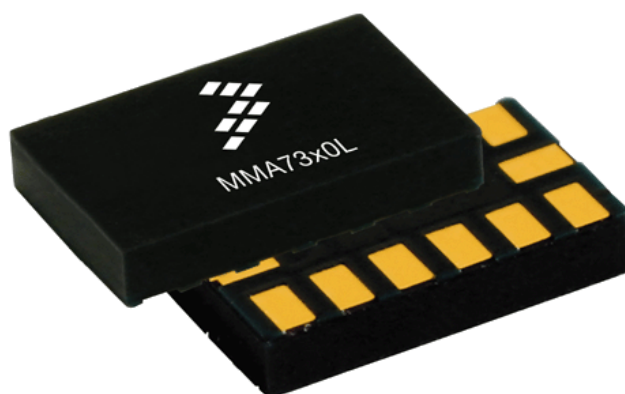


Figura 3.2: Foto do acelerômetro MMA7340L.

Fonte: *Freescale Semiconductors*.

foram marcadas com o uso de canetas adequadas e corroídas normalmente. Em seguida são perfuradas ilhas para posterior fixação da fiação. Realizado o processo de solda do

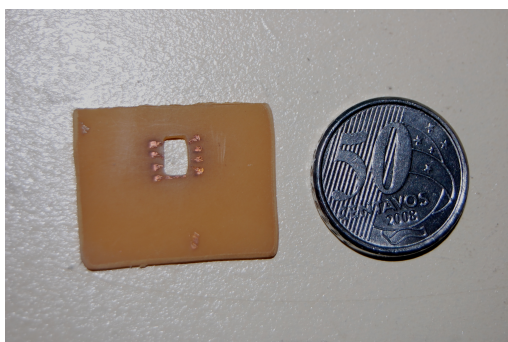


Figura 3.3: Placa de circuito integrado com uma perfuração adequada ao sensor.

componente nas trilhas (Figura 3.4), são soldados nas ilhas os fios compõe o cabo de 8 vias com malha de isolamento. O cabo foi escolhido por prover o isolamento adequado à transmissão analógica dos sinais. Finalmente, a placa é envolvida em adesivo de silicone gerando uma última camada de isolamento mecânico e proteção contra corrosão e outros subprodutos dos elementos. A Figura 3.5 mostra o resultado final obtido.

### 3.3 Condicionador proposto

O condicionador de sinal foi desenvolvido de acordo com as características do sensor escolhido, tendo em vista os objetivos de precisão e versatilidade do sistema. Assim foram escolhidos apenas dois processos de tratamento do sinal, filtragem passiva e ativa,

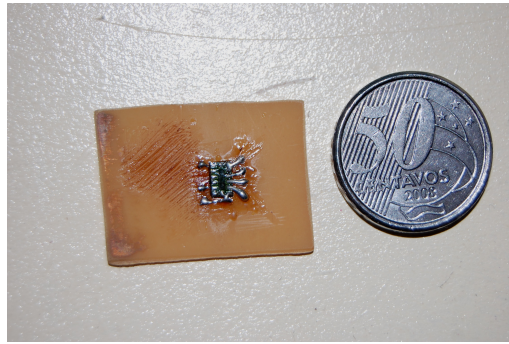


Figura 3.4: Sensor soldado a placa.

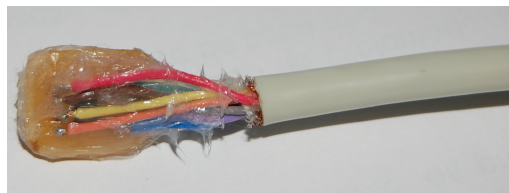


Figura 3.5: Resultado final com encapsulamento de silicone.

antes de sua digitalização. A seguir serão demonstrados e discutidos esses estágios do processamento. A cadeia de medida esperada pode ser vista na Figura 3.6;

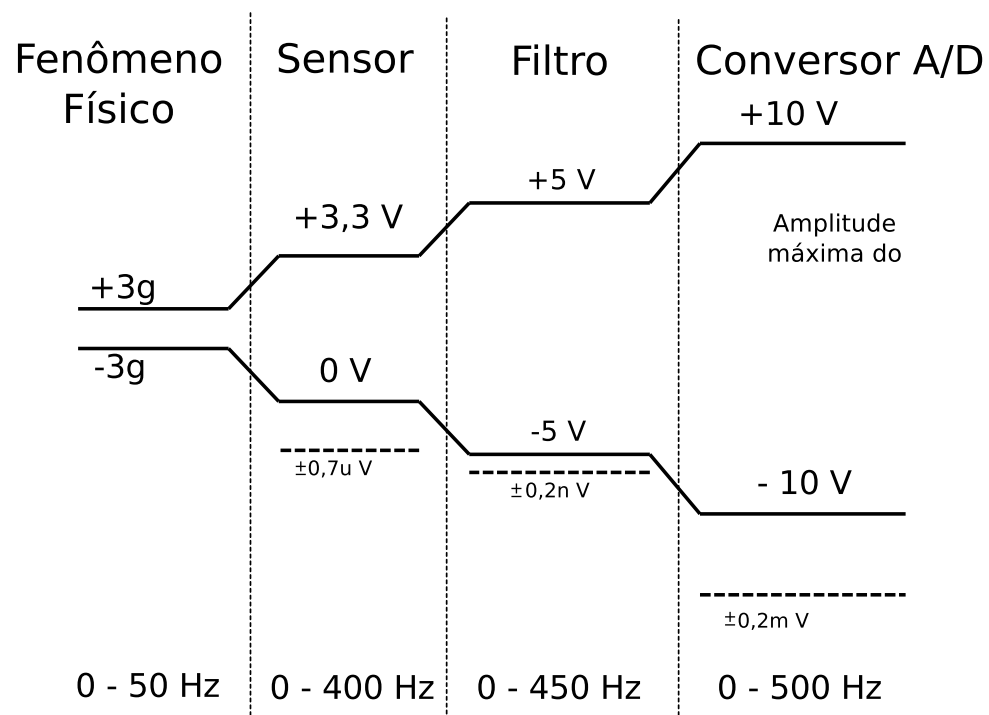


Figura 3.6: Cadeia de medida do sistema proposto.

### 3.3.1 Filtro Passivo

O filtro passivo implementado foi sugerido pelo próprio fabricante e tem como objetivo eliminar o ruído gerado pelo *clock* dos filtros de capacitores chaveados do acelerômetro. Ele consiste basicamente em um único capacitor ligado às saídas e ao terra, que em conjunto com a própria impedância interna do dispositivo, resulta em um filtro passa baixa de primeira ordem como o descrito pelo esquemático na Figura 3.7. A implementação aplicada pode ser vista na Figura 3.8. A função de transferência e a frequência de

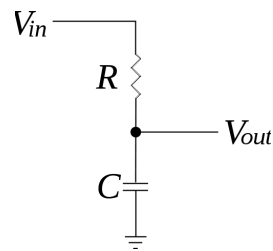


Figura 3.7: Esquemático do filtro implementado.

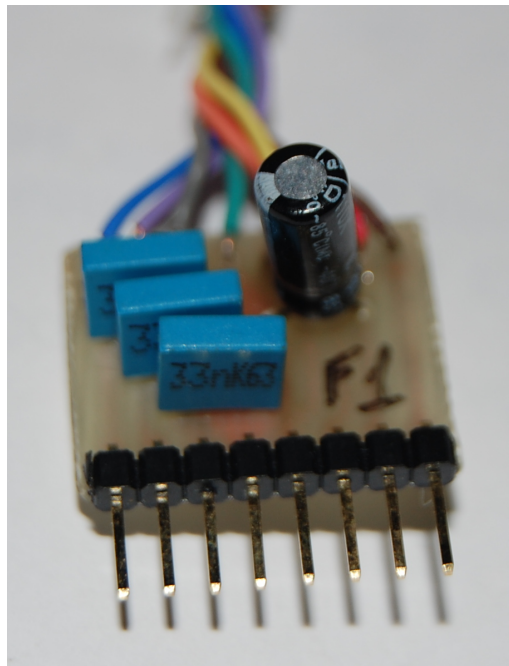


Figura 3.8: Filtro passivo utilizado.

corte podem facilmente ser calculadas utilizando conceitos básicos de análise de circuitos.

Os resultados podem ser vistos no conjunto de Equações 2.

$$H(s) = \frac{1}{1 + RCs} \quad (2)$$

$$f_c(Hz) = \frac{1}{RC} = 947 \text{ Hz}$$

Onde:  $R = 32 \Omega$  e  $C = 33 nF$ .

### 3.3.2 Filtro Ativo

O uso de um filtro passa baixa ativo no pré-processamento foi indispensável devido às possíveis distorções causadas pelo efeito do *aliasing* associado a futura digitalização dos dados. Os sinais relativos ao movimento humano costumam permanecer em faixas de frequência inferiores a  $50 Hz$ , mas para a versatilidade do sistema ser garantida foi adotada uma frequência de corte aproximadamente ( $f_c$ ) dez vezes maior que a mínima, ou seja  $f_c = 500 Hz$ . O ganho escolhido para o filtro foi unitário, de forma que, caso houvesse necessidade de amplificação, esta seria realizada em outro estágio do sistema. O equipamento, assim, poderá suportar variados usos futuros como, a análise de sinais acelerométricos associados a fenômenos como batimento cardíaco, respiração ou exposição à vibrações.

O filtro passa baixa ativo escolhido foi um Butterworth de quarta ordem, uma vez que possui uma resposta em frequência plana na banda passante, e uma banda de rejeição adequada com uma queda de  $80 \frac{dB}{decada}$ . A topologia escolhida para implementar o filtro é do tipo *Multiple Feedback* (MFB), devido a maior flexibilidade na escolha dos componentes. Para obter o resultado desejado foi, utilizado dois estágios MFB passa baixa de segunda ordem como visto na Figura 3.9. A função de transferência de cada estágio é dada pela equação 3.

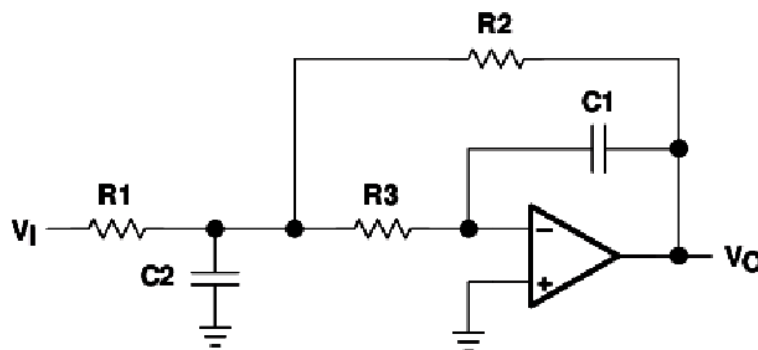


Figura 3.9: Circuito do filtro passa baixa de segunda ordem MFB.

$$H(f) = \frac{-R_2}{R_1} \frac{1}{(j2\pi f)^2 (R_2 R_3 C_1 C_2) + j2\pi f (R_3 C_1 + R_2 C_1 + \left(\frac{R_2 R_3 C_1}{R_1}\right)) + 1} \quad (3)$$

Multiplicando as funções de transferência, cada qual associada ao seu estágio, é obtida a equação que descreve a função de transferência do filtro. Esse produto igualado à função característica de um filtro Butterworth passa baixa de quarta ordem (Equação 4), resulta em parâmetros para a escolha de componentes (ver Equação 5).

$$H(f) = \frac{G_0}{B_n \left( \frac{jf}{f_c} \right)} = \frac{1}{\left( \left( \frac{jf}{f_c} \right)^2 + \frac{0.7654jf}{f_c} + 1 \right) \left( \left( \frac{jf}{f_c} \right)^2 + \frac{1.8478jf}{f_c} + 1 \right)} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \frac{R_2}{R_1} &= \frac{R_5}{R_6} = 1 \\ f_c &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_2R_3C_1C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_5R_6C_3C_4}} = 500 \text{ Hz} \\ R_2C_1 + 2(R_3C_1) &= \frac{0.7654}{2\pi 500} = 0.243e-3 \\ R_5C_3 + 2(R_6C_3) &= \frac{1.8478}{2\pi 500} = 0.588e-3 \end{aligned} \quad (5)$$

Escolhendo dentre os valores comerciais mais comuns foram definidos os seguintes componentes:  $R_1 = R_2 = 3.9k \Omega$ ,  $R_3 = 12k \Omega$ ,  $R_4 = R_5 = 6.8k \Omega$ ,  $R_6 = 15k \Omega$ ,  $C_1 = 22n F$ ,  $C_2 = 100n F$ ,  $C_3 = 6.8n F$  e  $C_4 = 150n F$ . Aplicando os valores escolhidos na função de transferência descrita na Equação 3 obte-se a Equação 6 bastante adequada aos valores ideais vistos na Equação 4.

$$H(f) = \frac{1}{\left( \left( \frac{jf}{496} \right)^2 + \frac{0.7758jf}{496} + 1 \right) \left( \left( \frac{jf}{493} \right)^2 + \frac{1.9129jf}{493} + 1 \right)} \quad (6)$$

Ainda foi utilizado um amplificador operacional como seguidor de tensão, de forma a isolar a impedância de entrada do filtro ativo da impedância de saída do filtro passivo. Na Figura 3.10, é possível ver o esquemático do circuito utilizado, bem como, na Figura 3.11, o diagrama de Bode. Na Figura 3.12 pode ser vista uma foto da placa criada contendo os filtros completos e um retificador de tensão regulável para realizar a alimentação do sensor. O esquemático associado à placa encontra-se no Apêndice B.

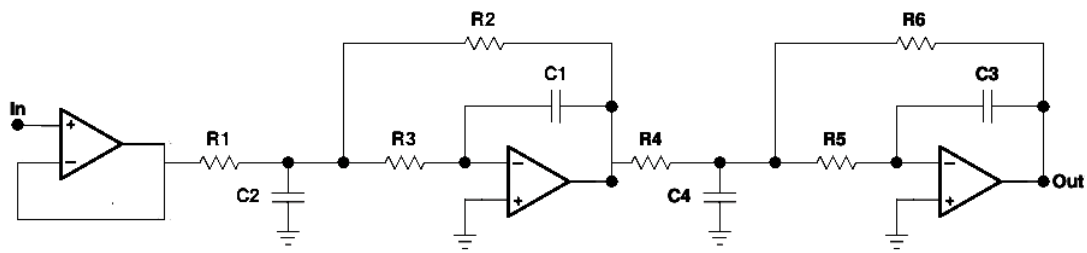


Figura 3.10: Circuito do filtro ativo desenvolvido.

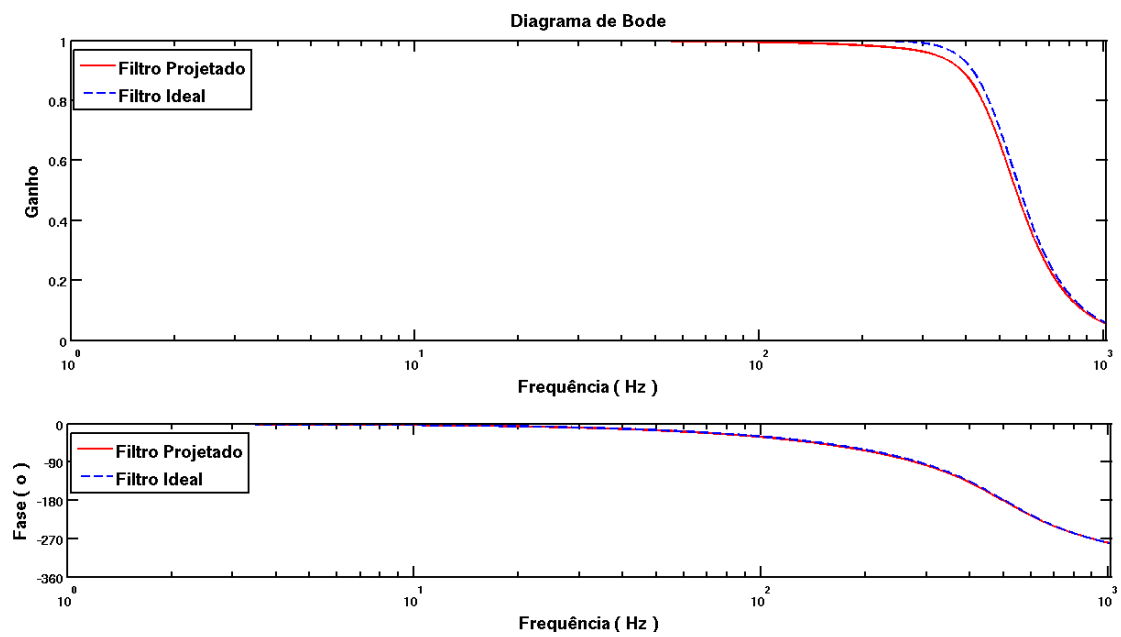


Figura 3.11: Diagrama de Bode do filtro ativo utilizado.

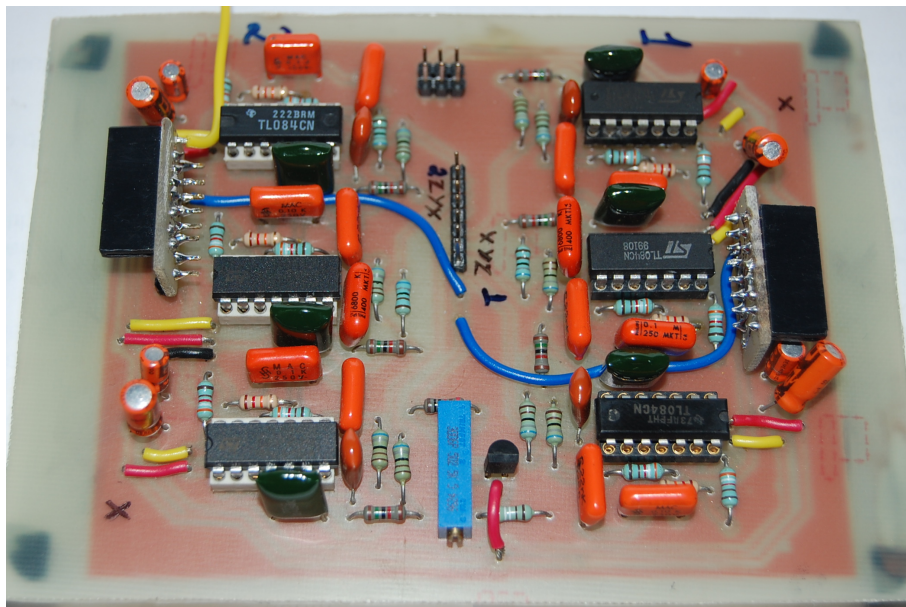


Figura 3.12: Foto do filtro ativo implementado.

Foi avaliado o problema relativa a baixa atenuação junto a frequência de 500  $Hz$ , esta pode gerar distorções na amostragem, para tanto futuras implementações devem utilizar frequências de corte mais baixas como 400  $Hz$  ou uma taxa de amostragem superior a 1k  $samples/s$ . O filtro foi testado com uso de um gerador de funções aplicando sinais monotônicos na entrada dos filtros, sendo esses sinais entre 1 e 1024 $Hz$ , espaçados por uma oitava, Os resultados foram processados de forma a ser apresentado o erro de fundo de escala (FE) quando comparados ao filtro projetado e ao filtro ideal. Na Equação 7, pode-se ver a equação utilizada na análise enquanto na Tabela 3.1, pode-se ver os resultados.

$$Err_{FE} = \frac{\left| \frac{V_{out}(f)}{V_{in}(f)} - H(f) \right|}{\left| H(0) - H(f \rightarrow \infty) \right|} 100 = \frac{\left| \frac{V_{out}(f)}{V_{in}(f)} - H(f) \right|}{1} 100 \quad (7)$$

Tabela 3.1: Resultado dos teste realizados no filtro ativo.

Frequência ( $Hz$ )	Erro Filtro 1 (%FE)		Erro Filtro 2 (%FE)		Erro Filtro 3 (%FE)	
	Teórico	Projetado	Teórico	Projetado	Teórico	Projetado
1.00	40e-9	50e-6	40e-9	50e-6	40e-9	50e-6
2.00	0.16e-6	0.20e-3	0.16e-6	0.20e-3	0.16e-6	0.20e-3
4.05	0.66e-6	0.82e-3	0.66e-6	0.82e-3	0.66e-6	0.82e-3
8.04	2.6e-6	3.2e-3	2.6e-6	3.2e-3	2.6e-6	3.2e-3
16.0	10e-6	12e-3	10e-6	12e-3	10e-6	12e-3
32.3	42.e-6	51e-3	42e-6	51E-3	42e-6	52e-3
63.9	0.16e-3	0.2	0.16e-3	0.2	0.16e-3	0.2
128	1.6e-3	0.75	1.5e-3	0.74	1.7e-3	0.76e-3
256	1.8	0.56	1.7	0.55	1.6	0.57
516	14	9.4	14	9.5	12	7.5
1025	1	0.69	1.26	0.89	0.25	0.11

Uma breve análise da Tabela 3.1 revela um comportamento esperado tanto na banda passante quanto na banda de rejeição. Entretanto, alguns dados apresentam erros significativos próximos à frequência de corte. Para que o sistema seja melhor determinado foi realizado um teste para localizar a frequência de corte experimentalmente, ou seja  $H(f_c) = -3dB = 0.7071$ . Os resultados deste experimento podem ser vistos na Tabela

## 3.2.

Tabela 3.2: Resultado do teste realizado para determinação de  $f_c$ .

	Filtro 1	Filtro 2	Filtro 3
Frequência de corte ( $Hz$ )	455	461	480

O ruído esperado nesta etapa depende diretamente dos amplificadores operacionais (AMPOP) escolhidos. Tendo optado pelo modelo TL084CN, cada AMPOP deve gerar  $18nV/\sqrt{Hz}$  segundo o fabricante. Visto que os dois primeiros amplificadores estão submetidos à faixas de frequência de aproximadamente  $1k Hz$  e o terceiro AMPOP está submetido à uma faixa de aproximadamente  $500Hz$ , tem-se que o sistema deve injetar ruído na faixa de  $\pm 2nV$ .

### 3.3.3 Conversão analógica digital

Como anteriormente citado, uma das características específicas do sensor escolhido é a proporcionalidade entre a entrada e a saída, o que gera uma dependência direta entre a exatidão da alimentação do sensor e a exatidão dos dados. Essa característica está ligada à utilização de um conversor analógico digital (A/D) com entrada para referencial externo. Entretanto, a implementação de um conversor A/D específico adicionaria complexidade ao sistema, então, a solução escolhida é a utilização um conversor A/D simples e realizar a amostragem simultânea da alimentação do sensor. Para a realização da aquisição de dados, foi selecionada a placa de aquisição da National Instruments NI USB 6008, ver Figura 3.13, que utiliza a porta USB para a entrada dos dados, podendo ser utilizada em qualquer computador atual. Devido a faixa de frequência adotada no condicionamento do sinal deve ser garantida uma taxa de mil amostras por segundos ( $1k samples/s$ ) para que não ocorram distorções associadas ao *aliasing*. Essa placa de aquisição apresenta diversas funcionalidades, como oito canais de entrada analógica com resolução de  $12bits$  e taxa de amostragem de  $10k samples/s$ , garantindo a taxa mínima de aquisição para uso dos oito canais disponíveis simultaneamente. A tensão de entrada máxima para os canais analógicos é de  $\pm 10V$ , amplitude compatível com o condicionador de sinais desenvolvido. O erro de quantização da amostragem é descrito pela relação sinal-ruído (RSR), que pode ser calculada pela Equação 8.

$$RSR_q = 6.02 \times Bits = 72.24 dB \quad (8)$$





Figura 3.13: Placa de aquisição NI USB-6008 .

Fonte: *National Instruments*.

Portanto pode-se descartar sinais menores que os descritos pela Equação 9 como subproduto do ruído de quantização.

$$A_{ruído} = \frac{A_{sinal}}{10^{\frac{RSR_d}{20}}} = 0.0025 V \quad (9)$$

### 3.4 Procedimento de análise

A análise foi realizada utilizando conceitos de álgebra linear e elementos matemáticos amplamente utilizados em computação gráfica. Com o objetivo de simplificar o sistema, podemos descrevê-lo de forma modular. É realizada uma calibração correspondente a ajustes de *offset* e ganho, uma filtragem digital, detecção de referências e, posteriormente, um ajuste referente ao alinhamento espacial dos dados. Ao final deste processo, podem ser realizadas avaliações mais complexas do movimento, sejam visuais ou matemáticas.

#### 3.4.1 Ajuste de *offset* e de ganho

Cada amostra obtida experimentalmente corresponde a uma projeção da aceleração sobre um conjunto de eixos definidos, os eixos de sensibilidade do sensor. Esta projeção pode ser interpretada como um produto matricial, como demonstrado na Equação 10.

$$Experimento \rightarrow \begin{bmatrix} e1 & e2 & e3 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{bmatrix} \quad (10)$$

Onde:  $e_1$ ,  $e_2$  e  $e_3$  representam a aceleração a qual o sensor é submetido e  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$ ,  $b_1$ ,  $b_2$ ,  $b_3$ ,  $c_1$ ,  $c_2$  e  $c_3$ , o conjunto de vetores que descrevem os eixos sob os quais ocorre a projeção.

Os eixos associados à projeção descrevem um paralelepípedo como o da Figura 3.14. Entretanto, os eixos se apresentam desta forma irregular devido a uma transformação linear correspondente ao ganho e um *offset* do sensor. Esta projeção gera uma matriz não ortonormal, que distorce as direções dos vetores sobre ela projetadas.

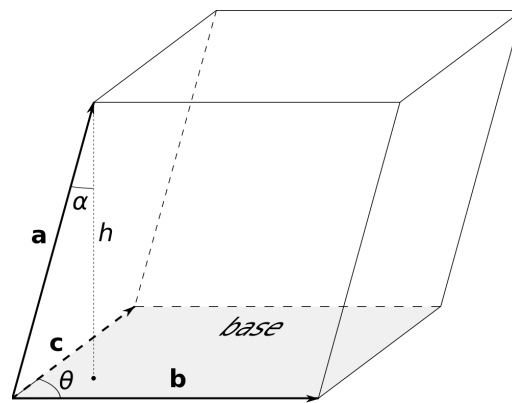


Figura 3.14: Paralelepípedo descrito pelos eixos de projeção.

O experimento na realidade corresponde a uma projeção em conjunto ortogonal de eixos, ou seja, em todos os pares de vetores o produto interno é zero ou em uma interpretação da geometria construtiva do sensor em questão, os ângulos entre os eixos de sensibilidade são de  $90^\circ$ .

Para solucionar a distorção foi utilizado a característica "*ratiometric*", ou métrica por proporção, do sensor acelerômetro digital. Desta forma é essencial o uso de informações adicionais sobre a referência desta proporção, assim foi utilizado um canal de amostragem para acompanhar a alimentação do sensor.

Inicialmente deve-se dividir a informação bruta obtida do sensor ( $V_{acel}$ ) pela referência ( $v_{ref}$ ), e assim obtem-se um sinal proporcional à aceleração. Em seguida, multiplicando pela amplitude máxima do sensor, no caso calibrado para  $\pm 3g$ , e subtraindo metade da amplitude devido ao deslocamento do zero para o centro da escala assim obtêm-se o sinal de aceleração(ver Equação 11).

$$\mathbf{Acel} = \left( \frac{V_{acel}}{V_{ref}} \times 6 \right) - 3 \quad (11)$$

### 3.4.2 Filtragem digital

Na maioria, das análises é razoável que se isole uma faixa do espectro a ser estudada, de forma que informações não pertinentes contidas no resto da banda espectral não interfiram em análises posteriores. O uso de filtros digitais auxilia na obtenção de melhores resultados e avaliações mais coesas dos fenômenos estudados.

No caso específico do ajuste de referencial e alinhamento, as características buscadas no sinal estão associadas à variações de baixa intensidade e do ângulo relativo à aceleração gravitacional. Estas variações se revelam em baixas faixas de frequência, geralmente abaixo de  $10Hz$ . Desta forma, foi aplicado um filtro digital de resposta impulsiva finita (FIR) do tipo passa baixa. Foram escolhidos os seguintes parâmetros na sua definição:

- limite de frequência na banda de passagem  $10 Hz$ ;
- limite de frequência na banda de rejeição  $40 Hz$ ;
- oscilação máxima na banda de passagem  $0.95$ ;
- rejeição mínima na banda de rejeição  $85 dB$ .

Estes parâmetros foram escolhidos em função da característica de baixa frequência associada ao fenômeno de movimento a ser estudado. O valor foi ajustado empiricamente dentro da faixa esperada de  $0$  à  $10Hz$ . A implementação do filtro foi feita através do *software* MATLAB utilizando uma janela do tipo *Kaiser*. A análise da resposta em frequência pode ser vista nas Figuras 3.15 e 3.16, relativas respectivamente a magnitude e fase.

### 3.4.3 Alinhamento

Uma vez fixado o sensor, no caso ao braço do voluntário, ao realizar um experimento surge uma questão básica: Qual direção no espaço os sinais obtidos pelo sensor representam? O processo de definir e acompanhar a direção do sensor é essencial para maioria dos experimentos que utilizam acelerometria.

#### 3.4.3.1 Eixo principal

A definição de um eixo de referência nesse experimento é deveras simples. Baseado no conceito de produto interno e projeção escalar, pode-se definir um eixo e projetar todos

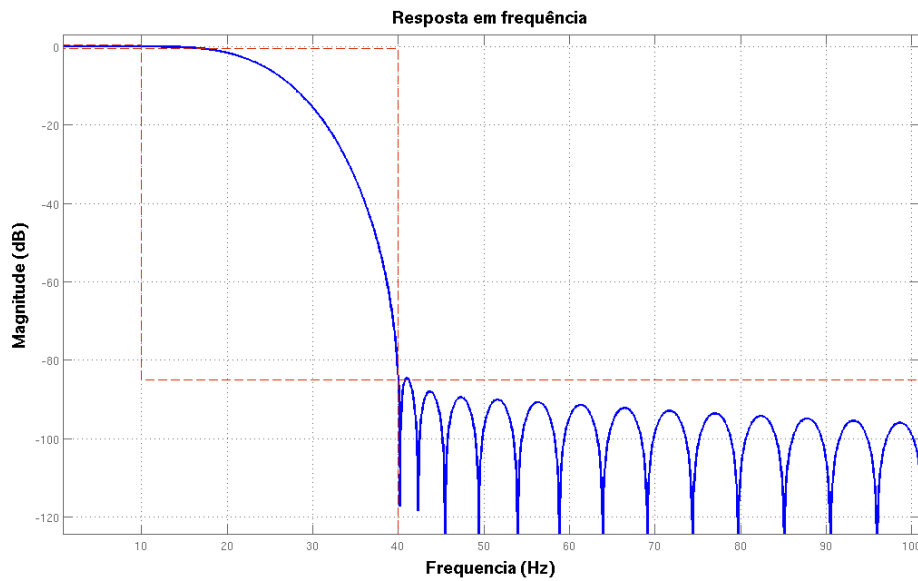


Figura 3.15: Magnitude da resposta em frequência do filtro digital.

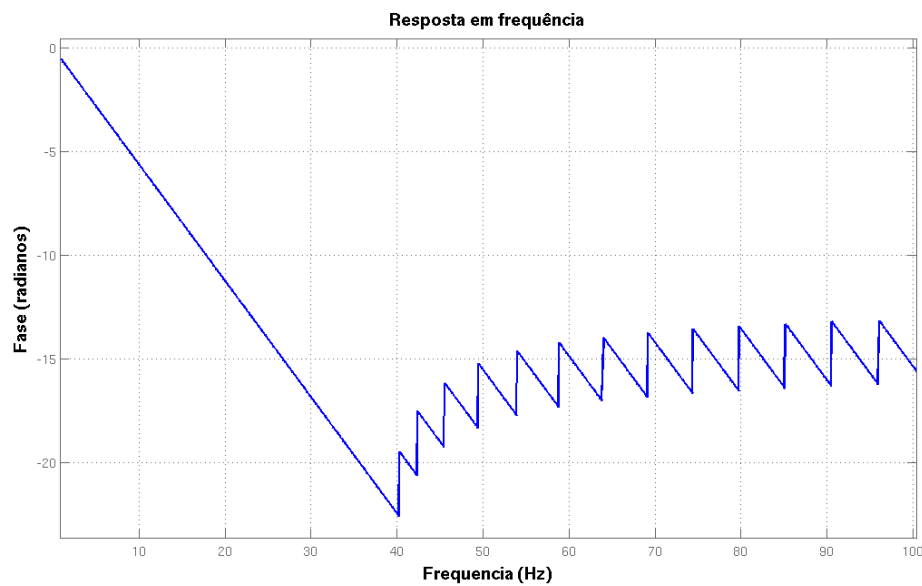


Figura 3.16: Fase da resposta em frequência do filtro digital.

os dados sobre este eixo. O uso desse tipo de aplicação é bastante útil quando pretende-se explorar análises uniaxiais, como, por exemplo, em experimentos na área de transmissão de vibrações. O processo de obter a intensidade da aceleração ao longo de um eixo é bastante simples. Uma vez definido o eixo basta normalizar o vetor e realizar o produto escalar entre os vetores (ver conjunto de Equações 12).

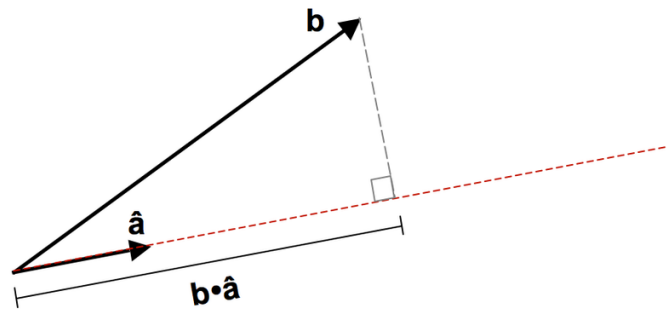


Figura 3.17: Projeção escalar sobre um eixo.

$$\mathbf{I} = \mathbf{b} \cdot \hat{\mathbf{a}} \quad (12)$$

$$\mathbf{I} = b_x \times \hat{a}_x + b_y \times \hat{a}_y + b_z \times \hat{a}_z$$

O mesmo conceito pode ser utilizado para fornecer uma informação adicional. O conjunto escalar pode fornecer um sinal correspondente ao ângulo relativo entre a referência e o vetor aceleração. Desta forma, pode-se também avaliar este dado, propiciando uma análise quase tridimensional, pois, infelizmente, a análise não proporciona informações sobre qual a direção desta angulação.

#### 3.4.3.2 Eixos secundários

Como foi citado anteriormente, durante as discussões sobre calibração e os efeitos dos conjuntos não ortonormais de vetores, para poder descrever corretamente um espaço tridimensional e aplicar corretamente análises rotacionais e angulares é essencial o uso de um conjunto ortonormal de vetores, pois a propagação dos erros rapidamente pode inutilizar o sistema. Reconhecendo o fato de que um eixo principal foi definido e que o conjunto de 3 eixos ortogonais é necessário, pode-se definir que os eixos secundários estão contidos em um plano descrito pelo vetor do eixo principal e a origem ou zero ( $p_z = (0, 0, 0)$ ), como pode-se analisar na Figura 3.18. Tendo definido um segundo eixo, ortogonal ao primeiro, o terceiro eixo é consequência do fato de que em um espaço tridimensional existe apenas um eixo ortogonal aos dois eixos. Desta forma, para definir os eixos secundários, é necessário apenas da direção de um dos eixos.

#### 3.4.3.3 Abordagem teórica do alinhamento

Inicialmente foi aplicada uma abordagem teórica sobre um alinhamento baseado em um conjunto complexo de ensaios ideais. Realizando a fixação do acelerômetro em uma

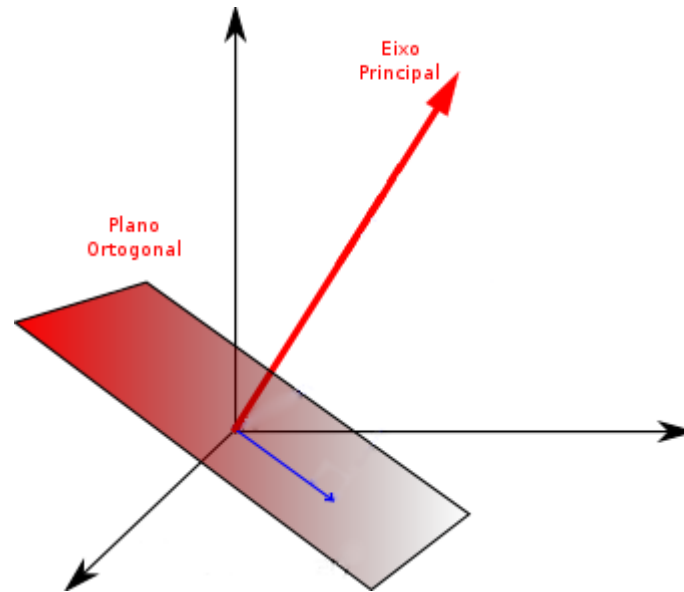


Figura 3.18: Projeção escalar sobre um eixo.

estrutura e amostrando por um breve intervalo de tempo é evidente que a média do sinal obtido durante o experimento corresponde a aceleração gravitacional. Considerando o vetor  $\mathbf{AX}$  o vetor composto pela média dos sinais obtidos do acelerômetro  $\mathbf{OBS}$  o vetor composto pela aceleração gravitacional sobre a estrutura, o experimento pode ser descrito pela Equação 13.

$$EXP_n \rightarrow \begin{bmatrix} ax1_n & ax2_n & ax3_n \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} m_{1,1} & m_{1,2} & m_{1,3} \\ m_{2,1} & m_{2,2} & m_{2,3} \\ m_{3,1} & m_{3,2} & m_{3,3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} obs1_n & obs2_n & obs3_n \end{bmatrix} \quad (13)$$

Onde:

- $EXP_n$  é o  $n$ ésimo experimento realizado,
- $ax1_n, ax2_n, ax3_n$  são os componentes do vetor  $\mathbf{AX}$ ,
- $m_{i,j}$  são os componentes da matriz rotação  $\mathbb{M}$ ,
- $obs1_n, obs2_n, obs3_n$  são os componentes do vetor  $\mathbf{OBS}$ ;

A matriz  $\mathbb{M}$  é a matriz que descreve a rotação entre os eixos do acelerômetro e os eixos definidos pela estrutura. Assim, cada experimento apresenta um conjunto de três

Equações:

$$\begin{aligned}
 ax1_n \cdot m_{1,1} + ax2_n \cdot m_{2,1} + ax3_n \cdot m_{3,1} &= obs1_n \\
 ax1_n \cdot m_{1,2} + ax2_n \cdot m_{2,2} + ax3_n \cdot m_{3,2} &= obs2_n \\
 ax1_n \cdot m_{1,3} + ax2_n \cdot m_{2,3} + ax3_n \cdot m_{3,3} &= obs3_n
 \end{aligned} \tag{14}$$

Isolando a primeira equação em três experimentos diferentes ( $n = 1, 2, 3$ ), tem-se um sistema apresentado em 15.

$$\begin{aligned}
 ax1_1 \cdot m_{1,1} + ax2_1 \cdot m_{2,1} + ax3_1 \cdot m_{3,1} &= obs1_1 \\
 ax1_2 \cdot m_{1,1} + ax2_2 \cdot m_{2,1} + ax3_2 \cdot m_{3,1} &= obs1_2 \\
 ax1_3 \cdot m_{1,1} + ax2_3 \cdot m_{2,1} + ax3_3 \cdot m_{3,1} &= obs1_3
 \end{aligned} \tag{15}$$

Que pode ser descrito da forma matricial demonstrada em 16.

$$\begin{bmatrix} m_{1,1} & m_{2,1} & m_{3,1} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} ax1_1 & ax1_2 & ax1_3 \\ ax2_1 & ax2_2 & ax2_3 \\ ax3_1 & ax3_2 & ax3_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} obs1_1 & obs1_2 & obs1_3 \end{bmatrix} \tag{16}$$

Isolando de forma análoga as outras equações nos mesmos três experimentos, tem-se os sistemas em 17.

$$\begin{aligned}
 \begin{bmatrix} m_{1,2} & m_{2,2} & m_{3,2} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} ax1_1 & ax1_2 & ax1_3 \\ ax2_1 & ax2_2 & ax2_3 \\ ax3_1 & ax3_2 & ax3_3 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} obs2_1 & obs2_2 & obs2_3 \end{bmatrix} \\
 \begin{bmatrix} m_{1,3} & m_{2,3} & m_{3,3} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} ax1_1 & ax1_2 & ax1_3 \\ ax2_1 & ax2_2 & ax2_3 \\ ax3_1 & ax3_2 & ax3_3 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} obs3_1 & obs3_2 & obs3_3 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{17}$$

Esses três sistemas podem ser agrupados em matrizes como descritos em 18 :

$$\begin{bmatrix} m_{1,1} & m_{2,1} & m_{3,1} \\ m_{1,2} & m_{2,2} & m_{3,2} \\ m_{1,3} & m_{2,3} & m_{3,3} \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} ax1_1 & ax1_2 & ax1_3 \\ ax2_1 & ax2_2 & ax2_3 \\ ax3_1 & ax3_2 & ax3_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} obs1_1 & obs1_2 & obs1_3 \\ obs2_1 & obs2_2 & obs2_3 \\ obs3_1 & obs3_2 & obs3_3 \end{bmatrix} \tag{18}$$

$$\mathbb{M} \times \mathbb{AX} = \mathbb{OBS}$$

Com uma breve manipulação algébrica, pode-se obter todos os nove coeficientes que definem a matriz de alinhamento entre o sensor e o objeto a ser analisado (Equação 19).

Cabe ressaltar que a ortogonalidade entre os eixos do experimento garante que possam ser realizados apenas dois ensaios, enquanto o terceiro pode ser deduzido por produto cruzado.

$$\begin{aligned} \mathbb{M} \times \mathbb{AX} \times \mathbb{AX}^1 &= \mathbb{OBS} \times \mathbb{AX}^1 \\ \mathbb{M} &= \mathbb{OBS} \times \mathbb{AX}^1 \end{aligned} \quad (19)$$

Onde:  $\mathbb{AX}$  é o conjunto de vetores  $\mathbf{AX}$  e  $\mathbb{OBS}$  é o conjunto de vetores  $\mathbf{OBS}$ .

Considerando que os ensaios realizados constituam em submeter a estrutura à aceleração gravitacional nas três direções escolhidas para descrever o espaço, tem-se que a matriz  $\mathbf{OBS}$  se torna a matriz identidade. Sabendo que as matrizes rotação são ortonormais e sabendo que por definição, a inversa de uma matriz ortonormal é a própria matriz transposta ( $\mathbb{M}^1 = \mathbb{AM}^T$ ), define-se a Equação 20.

$$\mathbb{M} = \mathbb{AX}^T \quad (20)$$

#### 3.4.3.4 *Processamento digital dos sinais*

Utilizando relações matemáticas conhecidas, é possível realizar um processo de alinhamento baseado em um conjunto simplificado de ensaios. É realizado um conjunto de amostras a serem utilizadas como eixo de referência, ou seja, uma representação da aceleração gravitacional em uma posição conhecida. Realizando a fixação do acelerômetro e amostrando por um breve intervalo de tempo é evidente que a média do sinal obtido durante o experimento corresponde à aceleração gravitacional. O vetor, devidamente normalizado, obtido pelo processo acima descreve a direção de referência e será doravante denominado vetor de referência ( $\hat{\mathbf{V}}_r$ ).

Como o plano ortogonal ao eixo de referência já pode ser determinado matematicamente, é necessário apenas mais um conjunto de amostragens para definir a direção de outros dois eixos conhecidos que irão compor a matriz de rotação do alinhamento. Infelizmente durante a realização de um ensaio não é simples replicar com exatidão o plano ortogonal à referência. Portanto, foi estabelecido que o segundo ensaio será um movimento em um plano entre o eixo de referência e um eixo secundário conhecido. Assim definimos os seguintes conceitos:

- o eixo secundário conhecido será denominado eixo do movimento;
- o vetor que descreve a direção do eixo do movimento será denominado vetor do movi-



mento ( $\hat{V}_m$ ).

Como alternativa é estabelecido que se execute múltiplos movimentos neste eixo de forma a explorar a média dos vetores que se aproximam do plano ortogonal, ou mesmo utilizar artifícios matemáticos para projetar os vetores no plano assim podendo atingir médias mais precisas.

O método escolhido para avaliar a distância do plano ortogonal a referência foi o produto cruzado. Cabe lembrar que o produto cruzado não é uma projeção em um plano específico mas uma operação binária que resulta um vetor ortogonal aos vetores originais (Figura 3.19). O vetor resultante da operação tem sua intensidade proporcional ao ângulo entre os vetores originais, ver Equação 21. Desta forma, é possível classificar e separar os vetores que mais se aproximam da posição ideal para o experimento.

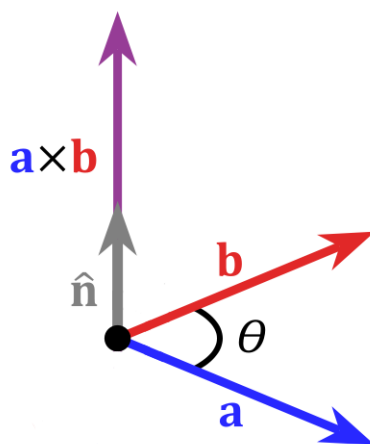


Figura 3.19: Produto cruzado entre dois vetores.

$$\mathbf{a} \times \mathbf{b} = |\mathbf{a}| |\mathbf{b}| \sin(\theta) \hat{\mathbf{n}} \quad (21)$$

Para solucionar a dependência do vetor resultante ao módulo do vetor experimental divide-se a intensidade do primeiro pela do segundo. Assim, é obtido o resultado direto do seno entre os ângulos, visto que o vetor referência foi normalizado. Adotando uma margem de tolerância de  $\pm 1^\circ$ , é encontrada uma quantidade abundante de amostras. Um exemplo do tratamento dos dados pode ser visto na Figura 3.21 e 3.20.

Uma média dos vetores obtidos pelo processo anteriormente apresentado, resulta em um vetor na direção de um eixo ortogonal ao plano de movimento e conseqüentemente ao eixo de referência e eixo do movimento. Este eixo será denominado eixo cruzado e o vetor que descreve sua direção vetor cruzado ( $\hat{V}_c$ ).

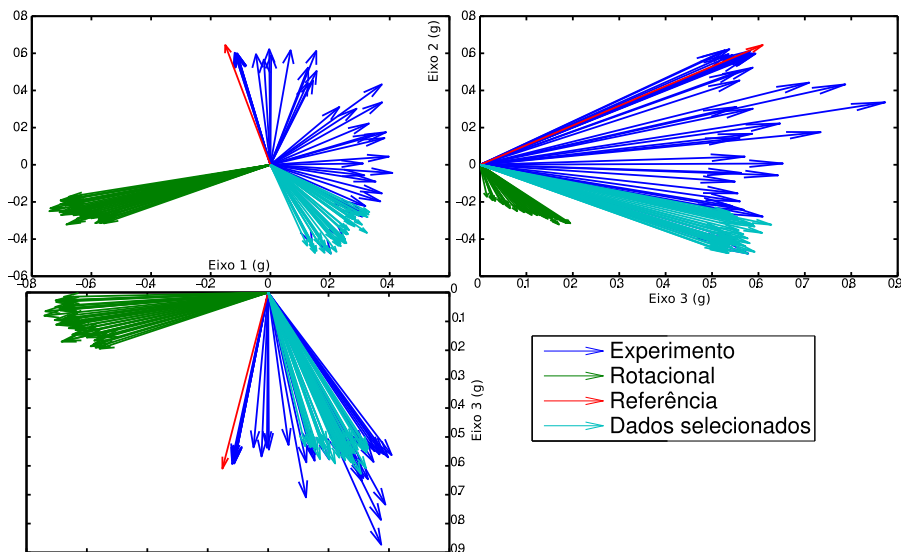


Figura 3.20: Resultado do produto cruzado entre o experimento e a referência.

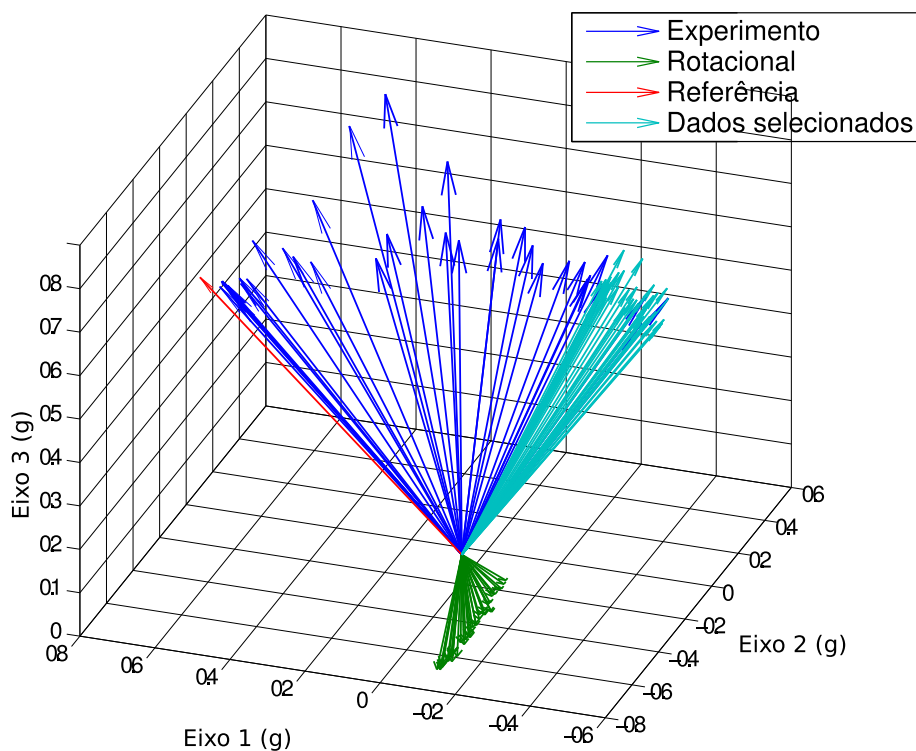


Figura 3.21: Resultado do produto cruzado entre o experimento e a referência.

Uma última aplicação do produto cruzado entre o vetor de referência e o vetor cruzado, resulta no vetor do movimento. Finalmente, agrupando os vetores que descrevem os eixos de referência, cruzado e do movimento em uma matriz e transpondo a mesma, obtêm-se a matriz rotacional, que realiza o alinhamento. O processo de alinhamento resumido pode ser visto na Figura 3.22 e, no Anexo C, a rotina desenvolvida neste trabalho devidamente

comentada.

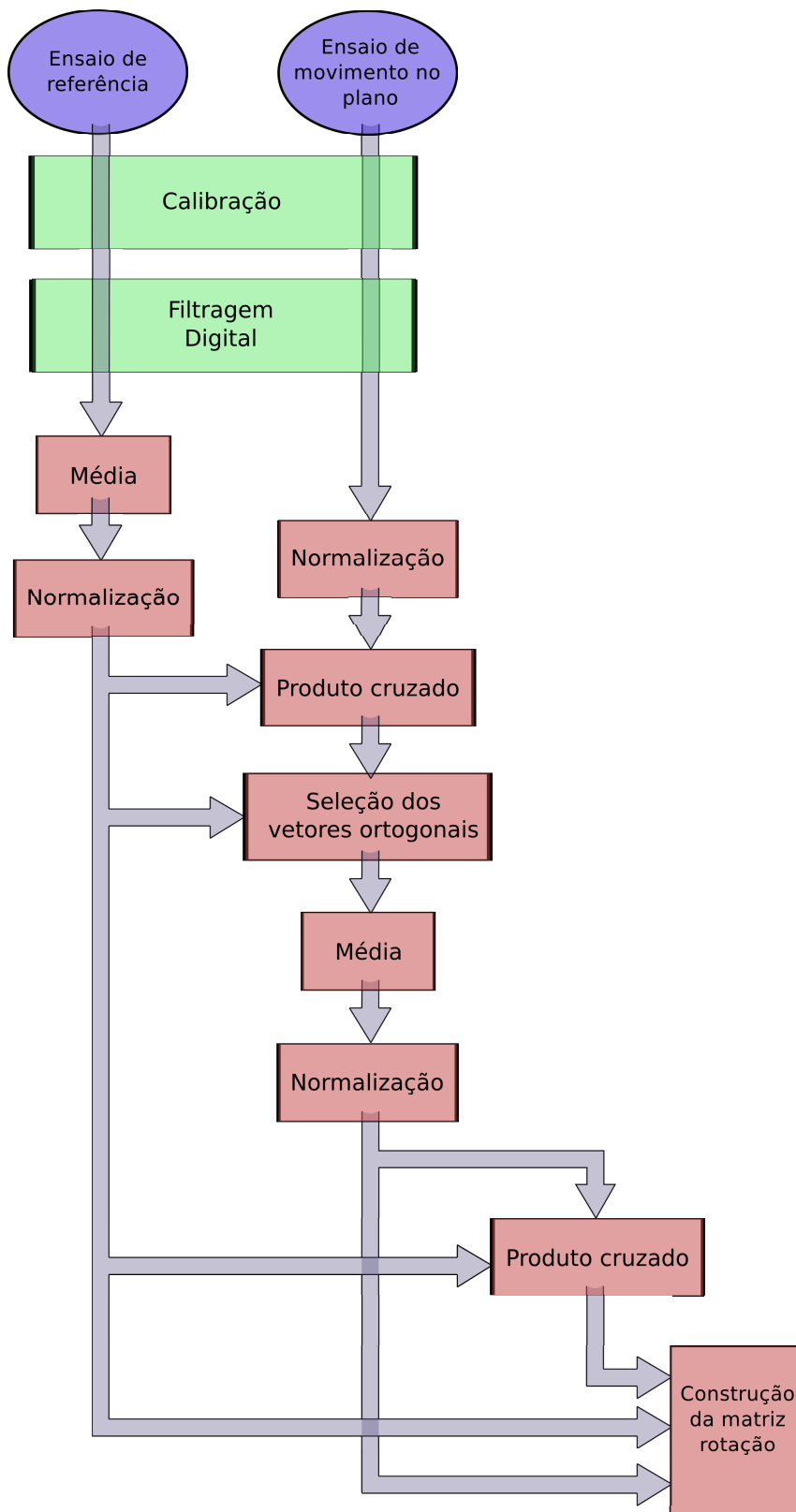


Figura 3.22: Diagrama do algoritmo de alinhamento.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Com o objetivo de testar e avaliar os métodos desenvolvidos, foram realizados alguns conjuntos de testes. As questões abordadas pelos experimentos foram escolhidas de forma a testar pontos chaves do projeto.

### 4.1 Calibração e queda livre

Se utilizando do benefício do sensor conter um detector de queda livre, foi realizado um experimento com objetivo de analisar, comparativamente, dados obtidos diretamente do hardware com dados processados segundo o algoritmo de calibração. Visto que o sensor envia um sinal digital quando submetido a acelerações de módulo inferior a 40% da aceleração gravitacional, foi realizado um experimento no qual o sensor foi sucessivo e aleatoriamente submetido a quedas de aproximadamente um metro.

Segundo os ensaios realizados, aproximadamente 98,5% das detecções de 0g ocorreram no intervalo previsto de aceleração. Caso houvesse graves erros de calibração e/ou pós processamento, as indicações internas, obtidas através do sistema de detecção de queda livre e externas, posteriormente calculadas, apresentariam algum tipo de disparidade. A distribuição dos pontos onde foi caracterizada a queda livre também demonstra um comportamento aleatório segundo uma função distribuição normal. Ambas informações podem ser vistas na Figura 4.1.

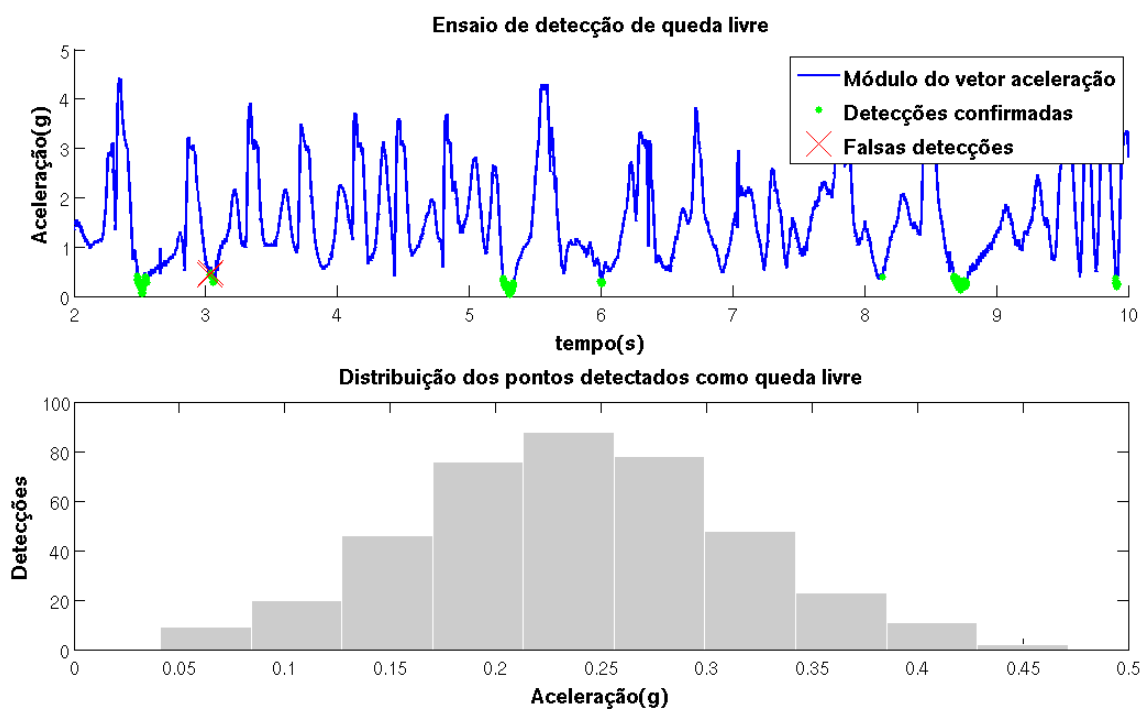


Figura 4.1: Análise dos ensaios de detecção de queda livre.

## 4.2 Reconstrução de movimentos

Utilizando um experimento simples, foi possível avaliar a capacidade de realizar um alinhamento do sistema. Esse experimento envolveu a fixação de um acelerômetro na mão de um voluntário, como visto na Figura 4.2. A seguir, foi requisitado que o voluntário mantivesse a mão ao lado do corpo por alguns segundos enquanto foram adquiridos dados a serem utilizados como referência. Em seguida, o voluntário realizou uma série de dois ou três movimentos, erguendo e retornando o membro à posição inicial. Os movimentos não deveriam envolver outras articulações senão a do ombro. O movimento pode ser visto nas Figuras 4.3 e 4.4.



Figura 4.2: Fixação do acelerômetro.



Figura 4.3: Posição de referência e início do movimento.



Figura 4.4: Posição final do movimento.

Os dados foram adquiridos utilizando o *LabView* e a rotina utilizada pode ser vista na Figura 4.5. Os dados foram portados para o *MATLAB* e processados segundo a algoritmo de alinhamento desenvolvido.

Os resultados foram reconstruídos em três dimensões para avaliar se representam corretamente o movimento realizado. Nas figuras 4.6 e 4.7 pode-se ver que os movimentos reconstruídos estão de acordo com os realizados pelo voluntário. Nas imagens foi adicionado um modelo bidimensional simplificado do corpo humano para melhor visualização.

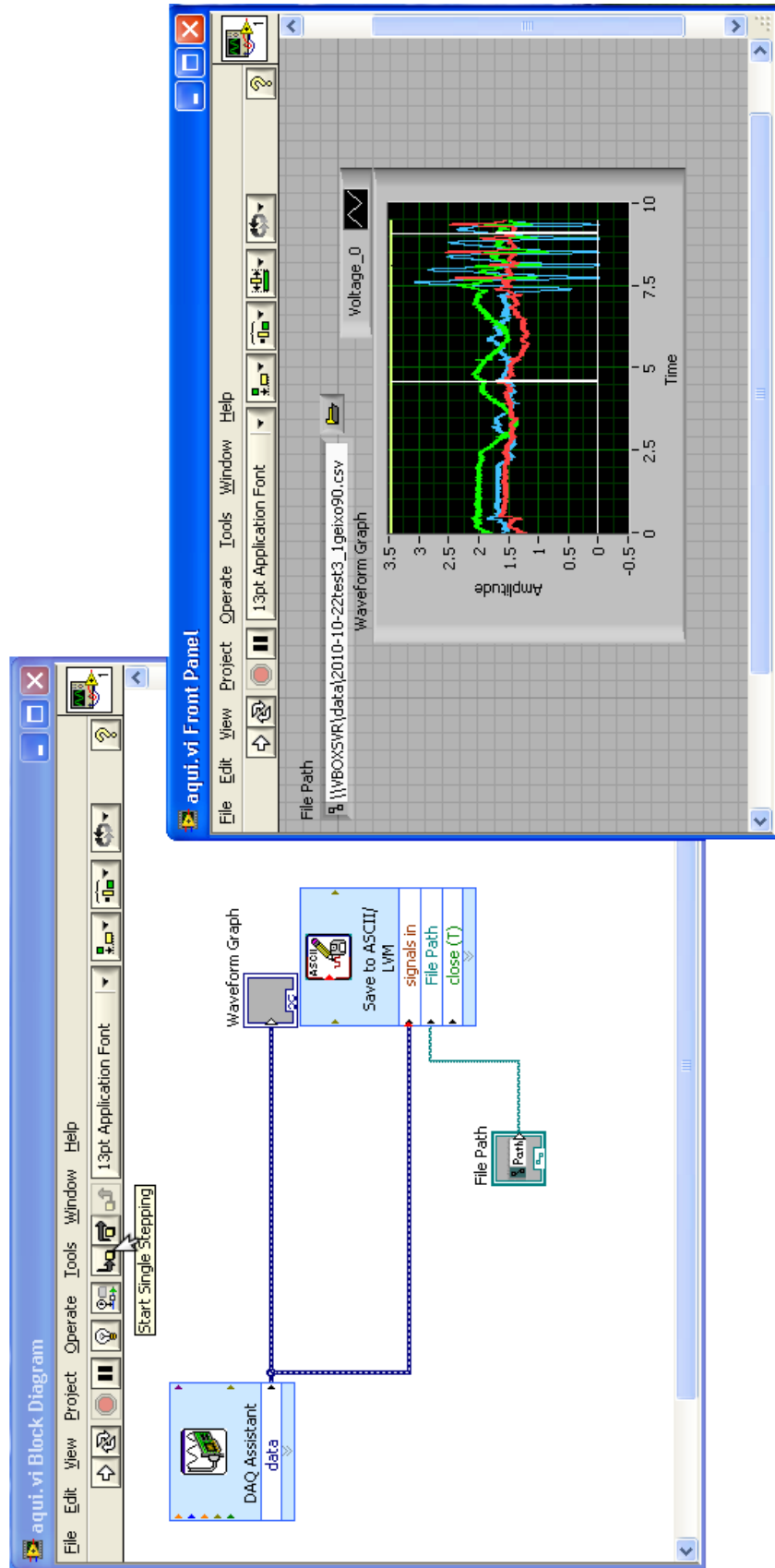


Figura 4.5: Rotina de aquisição implementada.



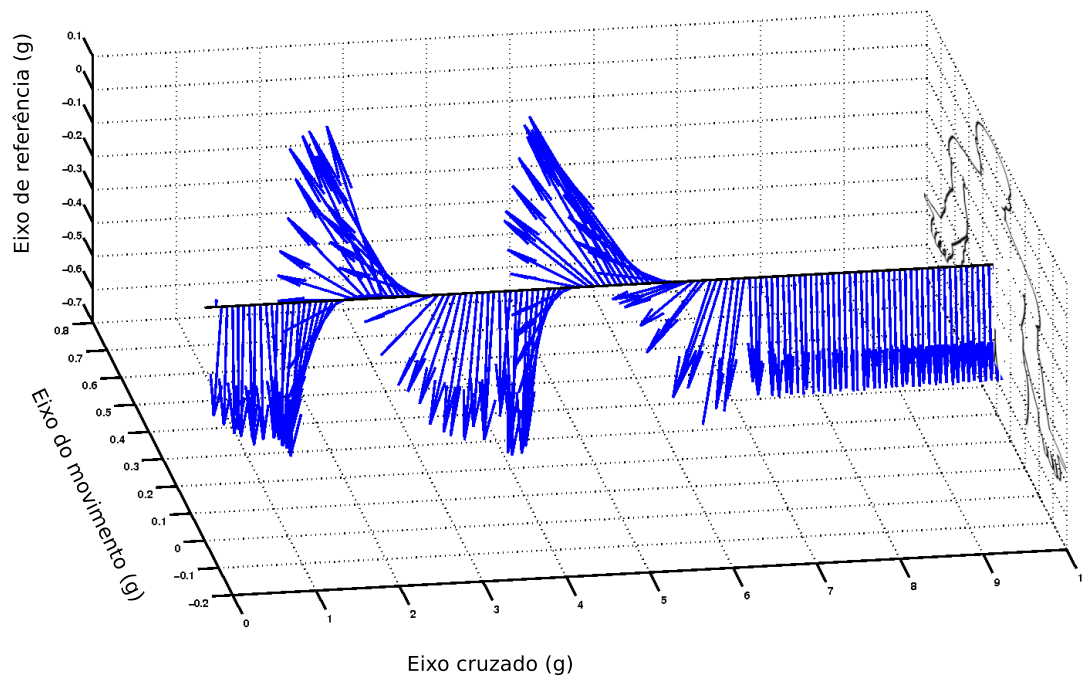


Figura 4.6: Reconstrução de um experimento realizado.

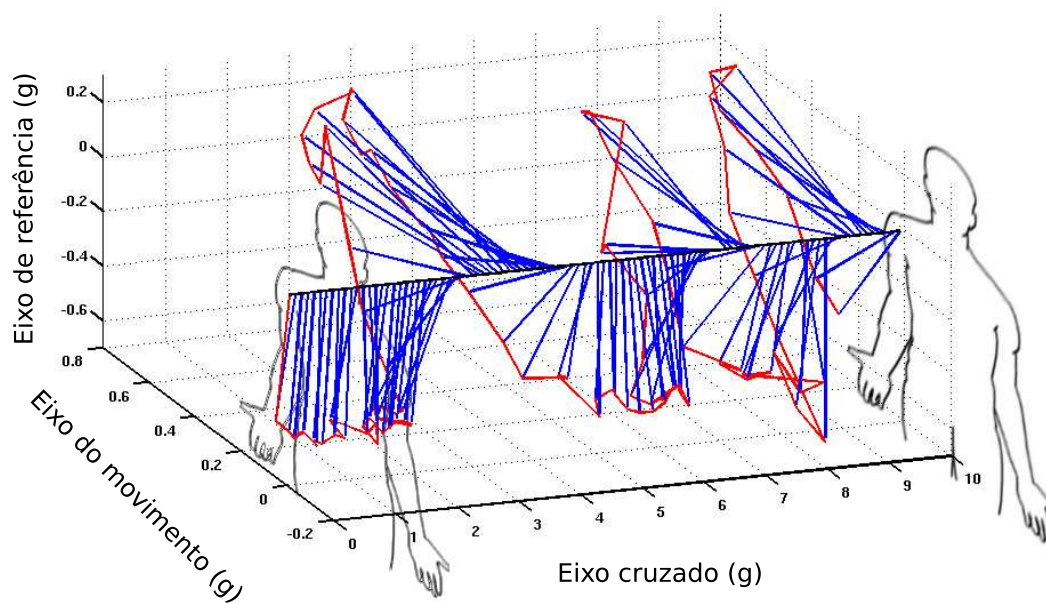


Figura 4.7: Reconstrução de um experimento realizado.

Também foram realizados testes com o uso de um quadro guia para o voluntário, pode-se ver o equipamento na Figura 4.8. Foi utilizado um conjunto de dois acelerômetros fixados ao braço e antebraço de um voluntário, ver Figura 4.9.

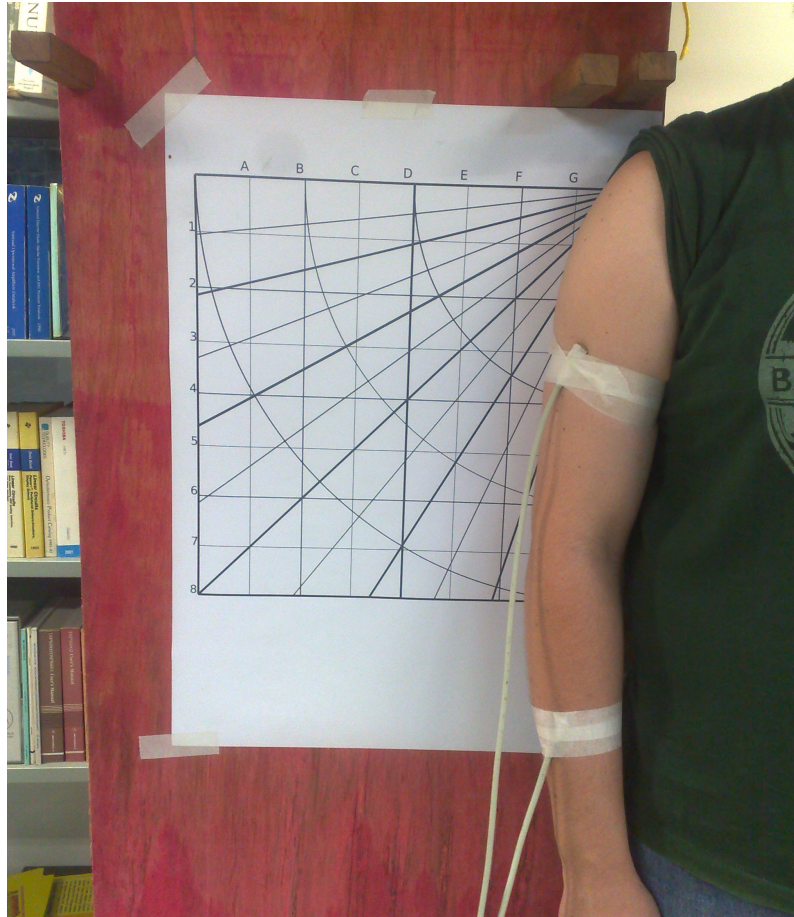


Figura 4.8: Voluntário posicionado junto ao quadro guia.



Figura 4.9: Fixação de um par de acelerômetros no voluntário.

O voluntário realizou uma série de movimentos dentro dos limites do quadro guia. Na Figura 4.10, pode-se ver os dados antes do alinhamento, enquanto na Figura 4.11, o movimento foi alinhado. O antebraço é representado pelos vetores verdes, enquanto os azuis representando o braço. Uma linha foi adicionada ao longo do movimento para facilitar a compreensão das Figuras. Novamente, os resultados foram condizentes com os movimentos realizados pelo voluntário.

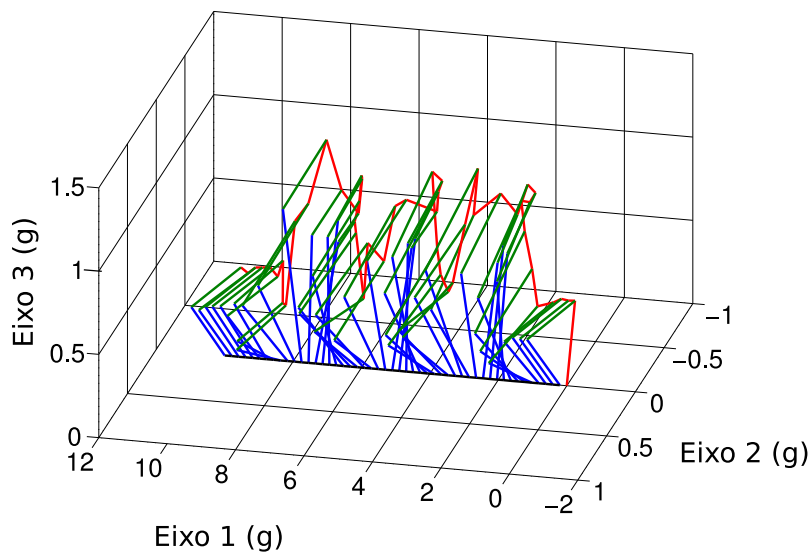


Figura 4.10: Reconstrução dos dados obtidos.

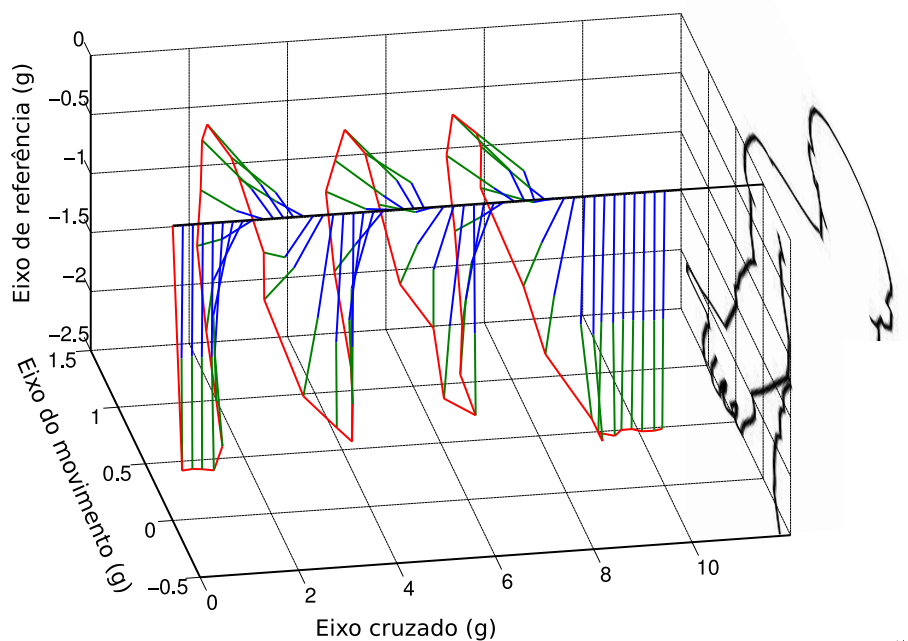


Figura 4.11: Reconstrução do movimento realizado.

Foi realizada uma análise do ângulo do movimento reconstruído. Os resultados podem ser vistos na Figura 4.12. No topo do movimento, o membro superior corresponde a zero graus ( $0^\circ$ ). Foram registrados erros variando entre  $3.85^\circ$  e  $5.37^\circ$  para o antebraço e de  $4.05^\circ$  a  $10.8^\circ$  para o braço. Deve-se ressaltar que o erro demonstra um desvio constante, que provavelmente está associado a um erro de referência.

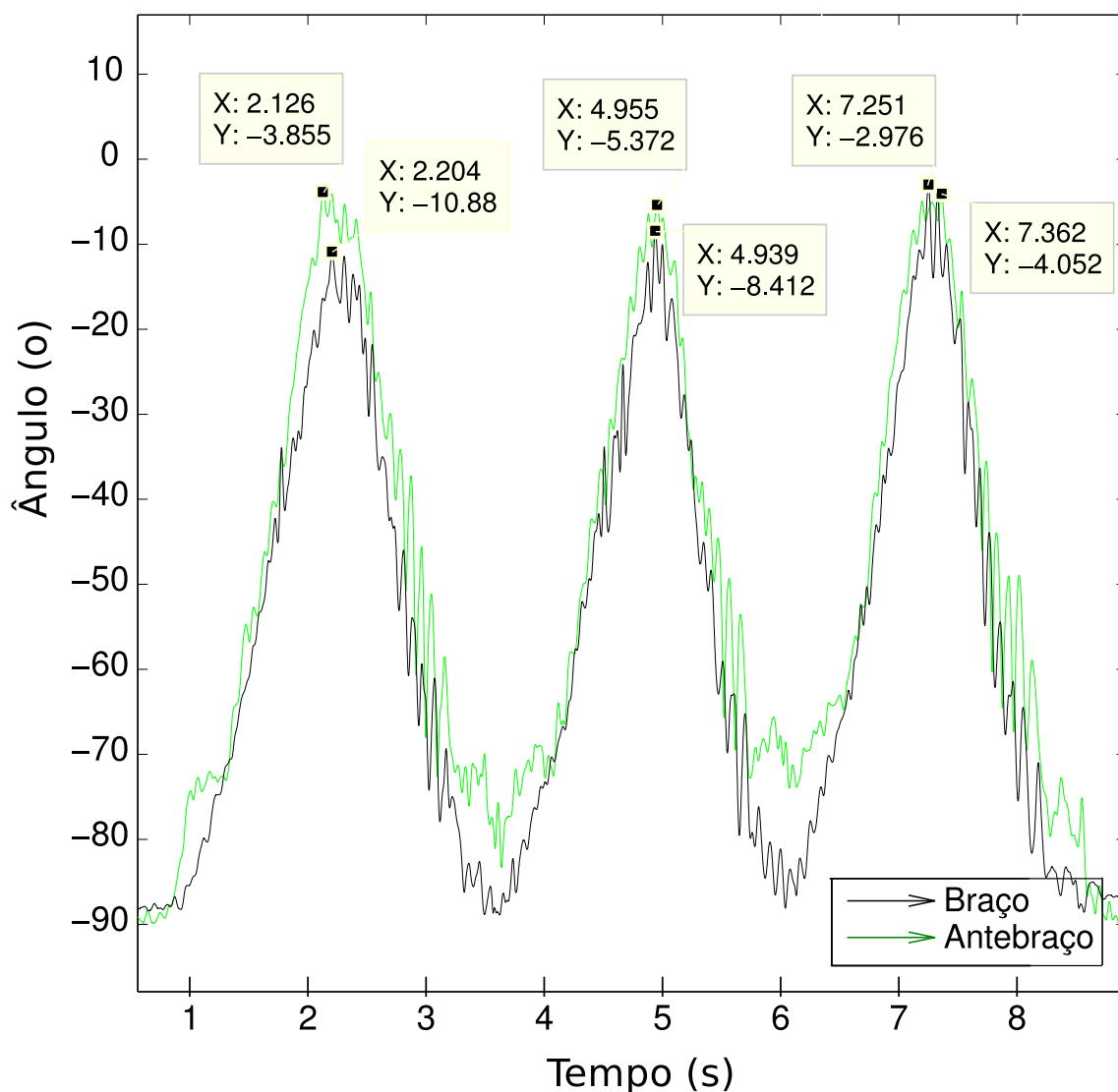


Figura 4.12: Ângulo do braço e antebraço durante o ensaio.

## 5 CONCLUSÕES

Relembrando que o objetivo primordial é a fundação sólida de um sistema para desenvolvimento de futuras aplicações de análise do movimento e da postura humana, pode-se concluir que o sistema mede os sinais desejados com sucesso enquanto mantém sua abordagem de baixo custo. O sistema de processamento e condicionamento tiveram êxito nas suas aplicações.

Por outro lado, a característica aleatória dos sinais e a ausência de um referencial estático dificultam enormemente as análises, dificultando a calibração e validação desse sistema sem a comparação com um sistema de videogrametria comercial.

O sistema desenvolvido apresenta características promissoras com soluções simples e robustas para complicações intrínsecas à tecnologia de acelerômetros MEMS, como encapsulamento e condicionamento do sinal. A eletrônica é simples e atende uma ampla gama de experimentos, podendo ser facilmente adaptada para uso de diversos sensores e sistemas de aquisição. O sistema de alinhamento atinge resultados promissores com um número mínimo de ajustes, entretanto peca na ausência de validação de sua precisão. Por sua vez, a experiência adquirida na manufatura de um sensor leve e resistente adequado à fixação no corpo humano é, por si só, um sucesso.

A interface do usuário com o sistema permanece bastante bruta, o que é subproduto do foco no desenvolvimento do sistema como plataforma e não como produto final. Parte importante do trabalho é evitar a necessidade de reinvenção do sistema. Para facilitar sua aplicabilidade esta disponível nos apêndices a documentação associada ao sistema A validação experimental necessita do uso de um sistema de cinemetria comercial.

## 6 MELHORIAS E TRABALHOS FUTUROS

Inicialmente, é essencial um estudo mais completo de validação quanto a precisão do sistema, principalmente relativo ao algoritmo de alinhamento, seja por meio de outros sistemas ou por um amplo conjunto de ensaios rigorosos.

Para futuras revisões do sistema, seria interessante a implementação de um sistema de aquisição associado a um protocolo de comunicação mais compatível e a criação de uma biblioteca própria, sobre a qual seja possível construir aplicações em linguagens como *Python* ou *C*, mais conhecidas e flexíveis.

O uso de acelerômetros com saída digitais, normalmente moduladas, permitiria a comunicação digital, em contrapartida, adicionaria um microcontrolador e a complexidade envolvida na sua programação. A precisão dos dados dependeria da velocidade e precisão temporal do microprocessador o que necessita um estudo próprio do assunto.

Finalmente, seria muito interessante um mergulho nas possibilidades de construção de análises mais profundas dos dados que o sistema fornece. A análise diferencial e comum de múltiplos acelerômetros, com grupos de sensores montados de formas especializadas para estudos mais específicos.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BALBINOT, Alexandre; BRUSAMARELLO, Valner João (2006). "Instrumentação e Fundamentos de Medidas Vol. 1". 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2010. ISBN 978-85-216-1754-9.
- BRASIL. Congresso nacional. Senado Federal. Decreto Legislativo N° 186. Brasília: Senado Federal, 2008.
- FREESCALE SEMICONDUCTOR, Web site. Disponível em: <www.freescale.com>, Acessado em: setembro de 2010;
- MAGEE, D. J. Avaliação Postural In: MAGEE D. J. "Disfunção Musculoesquelética". 3ª edição, São Paulo: Manole:, 2002, p.105-157.
- NATIONAL INSTRUMENTS, Web site. Disponível em: <www.ni.com>, Acessado em: setembro de 2010;
- ONU. "Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência". Nova York, 2007.
- PALMER, L.M.; EPLER, ME. Postura. In: PALMER, L.M.; EPLER, ME. "Fundamentos das Técnicas de Avaliação Musculoesquelética". 2 edição, São Paulo: Guanabara Koogan, 2000. p.42-62., p.195-212.
- PATEL, A. T.; OGLE, A. A. "Diagnosis and Management of Acute Low Back Pain". American Academy of Family Physician, março 2000. Disponível em: <<http://www.aafp.org/afp/20000315/1779.html>>. Visitado em: setembro de 2010.
- TADIGADAPAL, S.; MATETI, K. "Piezoelectric MEMS sensors: state-of-the-art and perspectives". Measurement Science and Technology, v. 20, n. 9 Julho 2009. Disponível em: <[stacks.iop.org/MST/20/092001](http://stacks.iop.org/MST/20/092001)>. Visitado em: 05/11/2010.

WINTER, David A. "Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th ed.  
Hoboken: John Wiley & Sons, 2009. ISBN:978-0-470-39818-0. p. 73, p. 33,p. 65.



## APÊNDICE A NOTAÇÃO VETORIAL

O objetivo deste apêndice é apresentar a notação vetorial utilizada durante o trabalho. Os vetores são representados na forma de linha, e seus símbolos são apresentados em negrito, conforme visto na Equação 22. Matrizes são representadas na notação clássica e sua simbologia utiliza um efeito rebuscado conhecido como "*Blackboard Bold*", como podemos ver na equação 23.

$$\mathbf{V} = [v_1 \quad v_2 \quad \cdots \quad v_n] \quad (22)$$

$$\mathbb{B} = \begin{bmatrix} b_{1,1} & b_{1,2} & \cdots & b_{1,n} \\ b_{2,1} & b_{2,2} & \cdots & b_{2,n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ b_{m,1} & b_{m,2} & \cdots & b_{m,n} \end{bmatrix} \quad (23)$$

## APÊNDICE B CIRCUITO DO FILTRO ATIVO

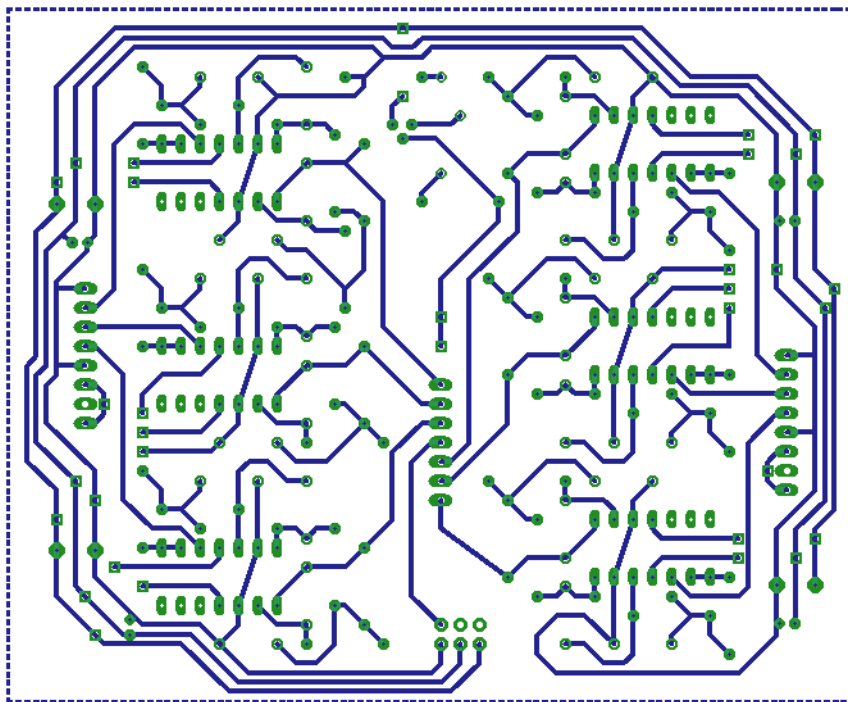


Figura B.1: Projeto da placa de circuito integrado do filtro ativo.

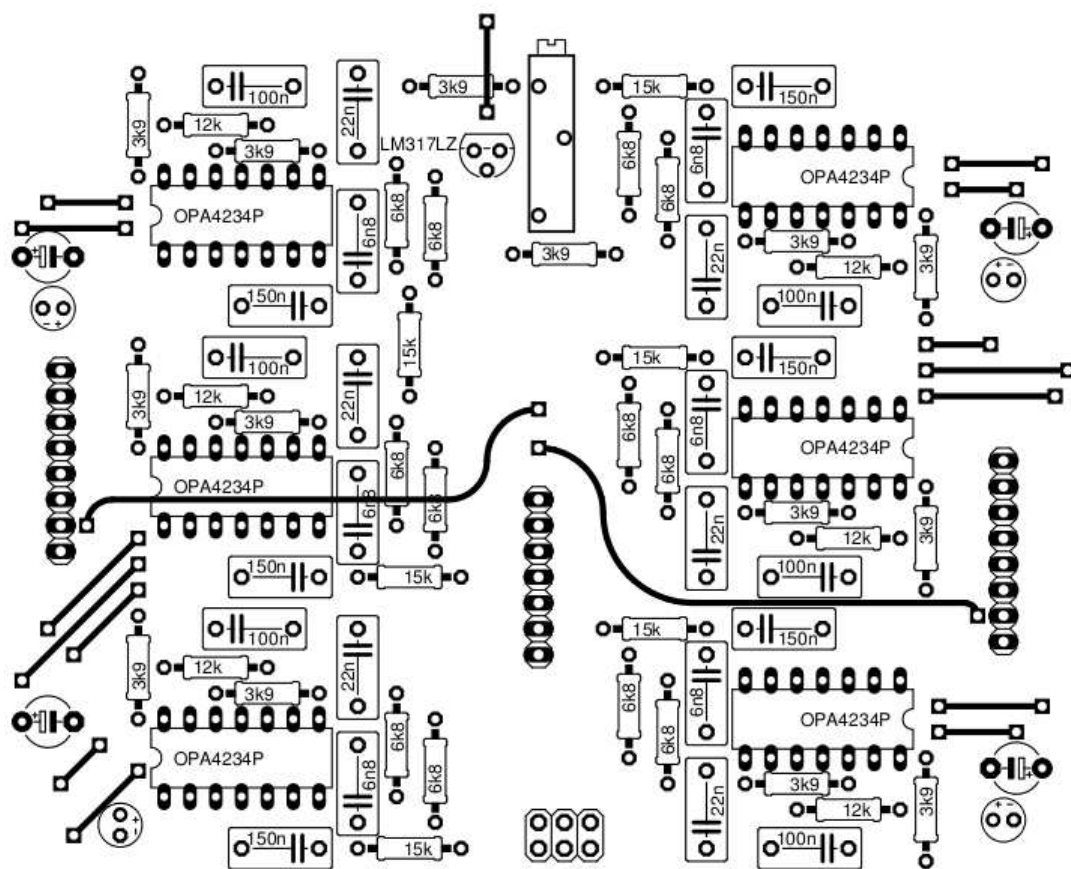


Figura B.2: Componentes da placa de circuito integrado do filtro ativo.

## APÊNDICE C ALGORITMOS EM MATLAB

### C.1 Função de calibração

```

1 function [ out ] = AjusteG( data , vcc )
2 % Ajuste do acelerometro
3 % data(:,3) -> dados do acelerometro
4 % vcc -> alimentacao do acelerometro
5     out = (data ./ ( vcc*ones(1,3) ) ) * 6 - 3;
6 end

```

### C.2 Análise completa de um experimento

```

1 clear ;
2 close all ;
3 clc ;
4 cd /media/stuff/1_Docs/1_EngUFRGS/TCC/matlab/data
5 %load 2010-11-25
6 load 2010-12-01
7 cd ..
8
9 acel_a = true ;
10 acel_b = true ;
11 ref = ref02 ;           % escolhendo o ensaio a ser tratado
12 ali = ali03 ;
13
14 projecao = 1 ;         % angulo maximo admitido de desvio do plano
    referencia
15 filtrar = true ;      % filtrar ou nao filtrar
16
17

```

```

18 time = ref(:,1);    % caracterizando o tempo
19 Fs = inv(time(2)); % caracterizando a frequencia de amostragem
20 LExp = length(ref); % comprimento do experimento em amostras
21
22
23 ref_a = AjusteG(ref(:,2:4),ref(:,8)) ; % ajuste de offset e ganho
24 ref_b = AjusteG(ref(:,5:7),ref(:,8)) ; % ajuste de offset e ganho
25 ali_a = AjusteG(ali(:,2:4),ali(:,8)) ; % ajuste de offset e ganho
26 ali_b = AjusteG(ali(:,5:7),ali(:,8)) ; % ajuste de offset e ganho
27
28 SpheAli_a = zeros(LExp,3);
29 [SpheAli_a(:,1), SpheAli_a(:,2), SpheAli_a(:,3)] = cart2sph(ali_a(:,1),
    ali_a(:,2),ali_a(:,3));
30 SpheAli_b = zeros(LExp,3);
31 [SpheAli_b(:,1), SpheAli_b(:,2), SpheAli_b(:,3)] = cart2sph(ali_b(:,1),
    ali_b(:,2),ali_b(:,3));
32
33
34 %% Filtro Digital
35 % Implementa um filtro digital para tratamento dos dados
36 % ap – amount of ripple allowed in the pass band. Also called Apass.
37 % ast1 – attenuation in the first stop band in decibels (the default
    units). Also called Astop1.
38 % ast2 – attenuation in the second stop band in decibels (the default
    units). Also called Astop2.
39 % fp1 – frequency at the edge of the start of the pass band. Specified
    in normalized frequency units.
40 % fp2 – frequency at the edge of the end of the pass band. Specified in
    normalized frequency units.
41 % fst1 – frequency at the edge of the start of the first stop band.
    Specified in normalized frequency units.
42 % fst2 – frequency at the edge of the start of the second stop band.
    Specified in normalized frequency units
43 if filtrar
44     fst1 = 0.1;
45     fp1  = 0.5;
46     fp2  = 10 ;
47     fst2 = 40 ;
48     ast1 = 100;

```

```

49 ap = 0.95;
50 ast2 = 85 ;
51
52 d = fdesign.lowpass(fp2 ,fst2 ,ap ,ast2 ,Fs);
53 Hkaiser = design(d,'kaiserwin');
54
55 if acel_a
56     ref_a = filter(Hkaiser ,ref_a);
57     ali_a = filter(Hkaiser ,ali_a);
58     SpheAli_a = zeros(LExp,3);
59     [SpheAli_a(:,1) , SpheAli_a(:,2) , SpheAli_a(:,3)] = cart2sph(ali_a
        (:,1) ,ali_a(:,2) ,ali_a(:,3));
60 end
61
62 if acel_b
63     ref_b = filter(Hkaiser ,ref_b);
64     ali_b = filter(Hkaiser ,ali_b);
65     SpheAli_b = zeros(LExp,3);
66     [SpheAli_b(:,1) , SpheAli_b(:,2) , SpheAli_b(:,3)] = cart2sph(ali_b
        (:,1) ,ali_b(:,2) ,ali_b(:,3));
67 end
68 end
69
70 %% Alinhamento
71
72 Zaxis_a = mean(ref_a) ./ norm(mean(ref_a));
73 Zaxis_b = mean(ref_b) ./ norm(mean(ref_b));
74
75 %Produto cruzado com a referencia
76 AliRot_a = zeros(size(ali_a));
77 AliRot_b = zeros(size(ali_b));
78 for i = 1:LExp
79     AliRot_a(i,:) = cross(ali_a(i,:) ,Zaxis_a);
80     AliRot_b(i,:) = cross(ali_b(i,:) ,Zaxis_b);
81 end
82 SpheRot_a = zeros(size(AliRot_a));
83 [SpheRot_a(:,1) ,SpheRot_a(:,2) ,SpheRot_a(:,3)] = cart2sph(AliRot_a(:,1)
        ,AliRot_a(:,2) ,AliRot_a(:,3));
84 SpheRot_b = zeros(size(AliRot_b));

```

```

85 [ SpheRot_b(:,1), SpheRot_b(:,2), SpheRot_b(:,3) ] = cart2sph(AliRot_b(:,1)
    , AliRot_b(:,2), AliRot_b(:,3));
86
87
88
89 %Analisando as vetores mais ortogonais
90 if acel_a
91     Ortg_a = abs(SpheRot_a(:,3) ./ SpheAli_a(:,3));
92     OrtgExp_a = [];
93     AliSel_a = [];
94     for i = 1:LExp
95         if Ortg_a(i) > (1-sin(deg2rad(projecao)));
96             OrtgExp_a = [OrtgExp_a ; AliRot_a(i,1) , AliRot_a(i,2) ,
                AliRot_a(i,3) ]; ##ok<AGROW>
97             AliSel_a = [AliSel_a ; ali_a(i,1) , ali_a(i,2) , ali_a(i,3)
                ]; ##ok<AGROW>
98         end
99     end
100
101     Yaxis_a = cross(Zaxis_a , mean(OrtgExp_a) ./ norm(mean(OrtgExp_a)));
102     Xaxis_a = cross(Zaxis_a , Yaxis_a);
103     Xaxis_a = Xaxis_a ./ norm(Xaxis_a);
104     Yaxis_a = cross(Xaxis_a , Zaxis_a);
105 end
106
107 if acel_b
108     Ortg_b = abs(SpheRot_b(:,3) ./ SpheAli_b(:,3));
109     OrtgExp_b = [];
110     AliSel_b = [];
111     for i = 1:LExp
112         if Ortg_b(i) > (1-sin(deg2rad(projecao)));
113             OrtgExp_b = [OrtgExp_b ; AliRot_b(i,1) , AliRot_b(i,2) ,
                AliRot_b(i,3) ]; ##ok<AGROW>
114             AliSel_b = [AliSel_b ; ali_b(i,1) , ali_b(i,2) , ali_b(i,3)
                ]; ##ok<AGROW>
115         end
116     end
117     Yaxis_b = cross(Zaxis_b , mean(OrtgExp_b) ./ norm(mean(OrtgExp_b)));
118     Xaxis_b = cross(Zaxis_b , Yaxis_b);

```

```

119     Xaxis_b = Xaxis_b ./ norm(Xaxis_b);
120     Yaxis_b = cross(Xaxis_b, Zaxis_b);
121 end
122
123 %% Analise de um experimento
124 mov = mov01; %dados a serem analisado
125 time = mov(:,1); %definir tempo
126 LExp = length(time); %quantidade de amostras
127 if acel_a
128     mov_a = AjusteG(mov(:,2:4), mov(:,8));
129     mov_a = filter(Hkaiser, mov_a);
130     MovOK_a = mov_a / ([ Xaxis_a ; Yaxis_a ; (-Zaxis_a) ]);
131     [MovSphe_a(:,1), MovSphe_a(:,2), MovSphe_a(:,3)] = cart2sph(MovOK_a
        (:,1), MovOK_a(:,2), MovOK_a(:,3));
132
133 end
134 if acel_b
135     mov_b = AjusteG(mov(:,5:7), mov(:,8));
136     mov_b = filter(Hkaiser, mov_b);
137     MovOK_b = mov_b / ([ Xaxis_b ; Yaxis_b ; (-Zaxis_b) ]);
138     [MovSphe_b(:,1), MovSphe_b(:,2), MovSphe_b(:,3)] = cart2sph(MovOK_b
        (:,1), MovOK_b(:,2), MovOK_b(:,3));
139 end
140 figure
141 plot(time, (rad2deg(MovSphe_a(:,2))), 'g');
142 hold;
143 plot(time, (rad2deg(MovSphe_b(:,2))), 'k');
144
145 %% Graficos
146
147 % recriacao dos movimentos
148 smp = 50;
149 ind = round(linspace(1, LExp, smp));
150
151 figure;
152 h = quiver3(time(ind,1), zeros(smp,1), zeros(smp,1), mov_a(ind,1), mov_a(
        ind,2), mov_a(ind,3));
153 set(h, 'ShowArrowHead', 'off', 'AutoScale', 'off');
154 hold;

```



```

155 h = quiver3( time(ind,1) + mov_a(ind,1) ,mov_a(ind,2),mov_a(ind,3) ,
               mov_b(ind,1) ,mov_b(ind,2) ,mov_b(ind,3) );
156 set(h,'ShowArrowHead', 'off', 'AutoScale', 'off' );
157 plot3( time(ind,1) ,zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) , 'k' )
158 plot3( time(ind,1) + mov_a(ind,1) + mov_b(ind,1) ,mov_a(ind,2)+mov_b(
               ind,2) ,mov_a(ind,3)+mov_b(ind,3) , 'r' );
159
160
161 figure ;
162 h = quiver3( time(ind,1) ,zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) ,MovOK_b(ind,1) ,
               MovOK_b(ind,2) ,MovOK_b(ind,3) );
163 set(h,'ShowArrowHead', 'off', 'AutoScale', 'off' );
164 hold ;
165 h = quiver3( time(ind,1) + MovOK_b(ind,1) ,zeros(smp,1) + MovOK_b(ind
               ,2) ,zeros(smp,1) + MovOK_b(ind,3) ,MovOK_a(ind,1) ,MovOK_a(ind,2) ,
               MovOK_a(ind,3) );
166 set( h,'ShowArrowHead', 'off', 'AutoScale', 'off' );
167 plot3( time(ind,1) ,zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) , 'k' )
168 plot3( time(ind,1) + MovOK_a(ind,1) + MovOK_b(ind,1) ,MovOK_a(ind,2)+
               MovOK_b(ind,2) ,MovOK_a(ind,3)+MovOK_b(ind,3) , 'r' );
169
170 %% criacao de um espaco linear menor para plotagem
171 smp = 40;
172 ind = round(linspace(1,LExp,smp));
173 ind2 = round(linspace(1,length(OrtgExp_a),smp));
174
175 % visualizacao dos dos vetores do experimento
176 figure ;
177 quiver3(zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) ,ali_a(ind,1) ,ali_a(ind
               ,2) ,ali_a(ind,3) );
178 hold ;
179 quiver3(zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) ,OrtgExp_a(ind2,1) ,
               OrtgExp_a(ind2,2) ,OrtgExp_a(ind2,3) );
180 quiver3([0],[0],[0],[Zaxis_a(1)],[Zaxis_a(2)],[Zaxis_a(3)]);
181 quiver3(zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) ,zeros(smp,1) ,AliSel_a(ind2,1) ,
               AliSel_a(ind2,2) ,AliSel_a(ind2,3) );
182 xlabel('Eixo_1_(g)')
183 ylabel('Eixo_2_(g)')
184 zlabel('Eixo_3_(g)')

```