



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**Rafael Branquinho Scholz dos Reis**

**Implementação de um Sistema Embarcado para Miofeedback**

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2013

RAFAEL BRANQUINHO SCHOLZ DOS REIS

## **Implementação de um Sistema Embarcado para Miofeedback**

*Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de **Mestre em Engenharia Elétrica**.*

**Área de Concentração:** Instrumentação  
Biomédica

**Orientador:** Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2013

RAFAEL BRANQUINHO SCHOLZ DOS REIS

**Proposta de uma Ferramenta Embarcada Portátil para  
Eletromiografia com *Biofeedback* em *Hardware***

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia.

---

Rafael Branquinho Scholz dos Reis

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira  
Orientador (UFU)

---

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade  
Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

---

Prof. Dr<sup>a</sup>. Lilian Ribeiro M. Paiva  
Instituto Federal do Triângulo Mineiro (IFTM)

Uberlândia, março de 2013

## Resumo

A eletromiografia é uma técnica de estudo e análise dos fenômenos bioelétricos que acontecem nas membranas celulares das fibras musculares. Através da eletromiografia é possível chegar ao diagnóstico de uma série de disfunções e problemas motores, podendo analisar o comportamento dos músculos em diversas situações. O sinal eletromiográfico, resultante do somatório de Trens de Potencias de Ação da Unidade Motora (TPPAUM) de diversas fibras musculares inervadas por neurônios motores, é captado e mensurado por um equipamento denominado eletromiógrafo. Com o advento da tecnologia eletrônica muitos equipamentos, principalmente os da área da saúde, têm se tornados portáteis e embarcados, como oxímetros e eletrocardiógrafos. A grande maioria dos eletromiógrafos é baseada em uma comunicação com um computador, seja *USB* ou *RS-232*, por meio de uma interface em *software*, na qual são realizados todos os processamentos necessários, além de salvar o sinal para posterior análise. Sendo assim o aparelho, *hardware*, possui o sistema de condicionamento do sinal e o processo de digitalização para envio de dados ao computador. Isso torna o usuário do aparelho, ou seja, fisioterapeutas, médicos, dentistas e outros, a ficarem dependentes de um meio externo para visualizar e processar o sinal. Poucos estudos têm se atentado ao fato de projetar um eletromiógrafo que contivesse todas essas características de forma embarcada e portátil. Sendo assim existe



## Resumo

uma carência de estudos que objetivem essa criação. Neste contexto, a motivação principal desta pesquisa é criar um protótipo de um eletromiógrafo embarcado portátil com *biofeedback* em *hardware*. Para isso foi criada uma placa de circuito impresso profissional, na qual contém a instrumentação necessária para aquisição, condicionar, digitalizar, visualizar, processar, salvar e, ainda, enviar o sinal eletromiográfico para um *display*. O *biofeedback* para a visualização desse sinal se dá por um *display* de cristal líquido (*Liquid Crystal Display - LCD*) do tipo TFT (*Thin-Film Transistor*), colorido, *touch-screen* e de 320x240 pontos. Além disso, como auxílio ao *biofeedback*, há uma barra gráfica de 10 *LED's* para cada canal de aquisição, com o intuito de indicar nível de atividade muscular. O sistema funciona à bateria e possui quatro canais de eletromiografia com eletrodos ativos e um eletrodo de referência. Os resultados obtidos são satisfatórios visto que é a primeira versão desse protótipo, sendo que o sinal foi condicionado de forma condizente com o que foi projetado e, também, digitalizado para mostrá-lo no *display LCD*.

**Palavras-chaves:** Eletromiografia, Sistema Embarcado, Portátil, *Biofeedback*.

## Abstract

**E**lectromyography is a technique for the study and analysis of bioelectric phenomena that occur in the cell membranes of muscle fibers. Through this technique it is possible to diagnose a number of disorders and motor problems and also to analyze the behavior of muscles in various situations. The electromyographic (EMG) signal, resulting from the summation of Motor Unit Action Potential Trains (MUAPT's) of different muscle fibers innervated by the motor neurons, is captured and measured by a device called electromyography. With the advent of technology many electronic devices, especially in health care, have become portable and embedded as oximeters and electrocardiographs. The vast majority of electromyographic device is based on a communication with a computer, either RS-232 or USB via an interface in software, in which all processes necessities are performed, and then saves the signal for further analysis. Thus the device, hardware, has a signal conditioning system and digitizing process for sending data to the computer. This makes the device user, i.e., physical therapists, doctors, dentists and others, to become dependent on an external device to view and process the signal. Few studies have been worrying to the fact of designing an EMG device that possessed all these traits so embedded and portable. Thus there is a lack of studies that aim this creation. In this context, the main motivation of this research is to create a prototype of a portable EMG biofeedback embedded in hardware. To

## Abstract

do this it was created a professional printed circuit board, which contains the necessary instrumentation for acquisition, conditioning, digitalizing, viewing, processing, saving and also sending the EMG signal. The biofeedback for displaying this signal is provided by a Liquid Crystal Display - LCD using TFT (Thin-Film Transistor) technology, colored, touch-screen and 320x240 points. Further, as aid biofeedback, there is a bar graph with 10 LEDs for each acquisition channel in order to indicate the level of muscle activity. The system is battery-powered and has four channels of electromyography assets and a reference electrode. The results are satisfactory since it is the first version of the prototype, and the signal was conditioned satisfactorily with what was designed and also digitalized to show it on the LCD.

**Keywords:** Electromyography, Embedded System, Portable, Biofeedback.

Aos meus amados pais, Ana Rita e Alexandre, e ao amado irmão Gabriel e à minha amada namorada Isabela.

## Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a Deus, por nunca ter me abandonado, principalmente nos momentos difíceis, me permitindo chegar até aqui, proporcionando pessoas incríveis no meu caminho nessa existência, as quais contribuíram para que eu me tornasse a pessoa que sou hoje e por me fazer entender um pouco mais sobre a vida a cada dia.

Aos meus amados pais, Ana Rita e Alexandre, e ao meu irmão Gabriel, pelo carinho, amor incondicional, dedicação, pelo incentivo aos estudos e à realização de todos os meus sonhos. Além disso, pela base familiar sólida e intermitente, com empenho ao crescimento moral, intelectual, sentimental e doutrinário.

Em especial à minha mãe, quem eu amo incondicionalmente, por simplesmente tudo que fez e faz por mim nessa vida. Uma pessoa com grande personalidade e de inteligência incomparável, alegrando todos ao seu redor. Obrigado por ter me trazido a esse mundo novamente e me acolhido no seu ventre e nos seus braços me dando o mais puro amor. É com lágrimas, mas de alegria e orgulho, que escrevo essas dedicações, pois falar de você sempre vai ser difícil. A mulher que nunca mediu esforços para fazer aos filhos aquilo que, muitas vezes, ela mesma nunca teve ou fez. O maior presente que Deus nos dá é a família e o amor de mãe. Devo agradecer isso todos os dias. Amo-te e sempre te amarei.

## Agradecimentos

Ao meu querido pai, homem de grande fibra, talento, honra, responsabilidade, carácter, confiança. Um ser humano que jamais faria mal a ninguém. Você é um espelho de pessoa a ser seguido; o exemplo que eu segui durante toda minha vida. Obrigado por todo o apoio, todo o amor, carinho, abdicação, esforço, pelo ombro amigo em muitos momentos e pelas risadas e brincadeiras que sempre fizeram alegrar o ambiente dentro do nosso lar. Orgulho-me infinitamente por ter pais como vocês. Esse caminho que estou seguindo é puramente fruto de uma dedicação conjunta entre você e minha mãe. Obrigado meu pai, meu amigo, meu companheiro, meu exemplo de vida. Amo-te pra sempre.

Ao meu amado irmão por ser o meu verdadeiro e único amigo nessa vida. Recordo-me de todos os momentos que passamos juntos até hoje *Biel*. Muitas vezes foi você quem me dava conselhos de vida como um adulto de grande experiência e vivência. Deus colocou essa jóia rara, que é você, no meu caminho para que eu pudesse aprender as mais valiosas virtudes: humildade, paciência, amor, honestidade, carisma, etc. Você sempre será meu maior orientador, tutor e mestre de ensinamentos. Obrigado pelo apoio e incentivo a esse trabalho meu irmão. Não tenho palavras para continuar, pois as mesmas me engasgam na garganta, junto à emoção. Amo-te *Biel*.

À minha namorada e futura esposa, Isabela, pelo amor verdadeiro, pelo carinho, sem os quais não sei viver, pelo companheirismo, pelo entendimento e apoio, pela alegria constante, pela superação conjunta, pelas palavras confortantes nas horas mais difíceis e por tudo que ela representa na minha vida. Agradeço todos os dias por ter você no meu

## Agradecimentos

caminho e na minha vida; uma pessoa de estima insuperável e de extrema admiração, me ensinando todos os dias a essência do mais puro amor. “... e permanece, permanece... e só faz bem... e que para sempre permaneça”. À sua família, que também é minha, pela admiração, carinho, incentivo, respeito, apoio, amor, pelos conselhos e por tê-la trazido novamente a este mundo para que pudéssemos lapidar juntos um pouco mais nossos corações.

Aos meus familiares maternos e paternos, ausentes e presentes, os quais torceram pela minha felicidade, auxiliando no aprendizado da experiência de vida, na qual, muitas vezes, a derrota ensina muito mais do que a vitória e nos ergue para uma nova luta. Aos primos, tios, avós e avô e tias. Em especial à minha avó Maria, pelo amor verdadeiro e incondicional, sendo meu grande exemplo de vida e amizade. À minha avó Elza pelo carinho, amor e apoio. Ao meu avô Sebastião pelo exemplo de carácter, honestidade, sinceridade, pela alegria e pelo amor.

Aos meus amigos e colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab). Em especial ao Prof. PhD. Alcimar Barbosa Soares pelo apoio financeiro a este projeto, bem como os ensinamentos, orientações e motivações. Ao Prof. Msc. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira pela amizade verdadeira, pelo companheirismo, pelo ensino e orientação e pelas ótimas confraternizações em grupo. À amiga Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ângela, pelo carisma, pelo sorriso sincero, pelo abraço amigo, pelas palavras verdadeiras e pelos conselhos profissionais e de vida. Ao meu amigo Dhainner por tudo que representa como pessoa, pelo estímulo de luta, pelo apoio moral, principalmente na época de finalização deste trabalho,

## Agradecimentos

pela confiança, honestidade e pelas aventuras que vivemos. À minha amiga Marla pela aprendizagem conjunta, por me ajudar com muitos problemas deste projeto, por mostrar ser uma pessoa com grande personalidade, otimismo, simpatia e por me ensinar a ser mais decisivo em algumas situações.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Adriano Alves Pereira pelas orientações, pelas palavras amigas, pelos conselhos, pelos “puxões de orelha”, pelo carisma e companheirismo. Acima de tudo isso, obrigado pela amizade, pois é algo que jamais se perde ou se esquece. Seus ensinamentos tanto acadêmicos, quanto de vida, são marcos na minha existência que levarei adiante na minha caminhada. Em especial, também, ao apoio de sua família.

Ao Prof. Msc. Bruno Mulina. Amigo que esteve presente durante esse trabalho, permitindo que o mesmo pudesse ser concluído e atingisse os resultados esperados. Obrigado pelos conselhos e pela demonstração de maturidade nos conhecimentos repassados. Serei eternamente grato.

Aos funcionários do departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, que sempre me receberam com carinho e disposição.

À empresa RF MEDICAL pelo apoio a esse projeto com a doação dos cabos, conectores e eletrodos da caixa do mesmo.

À empresa ACRILBRAZ pela confecção da caixa de acrílico desse projeto.



## Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro.

*“Comece fazendo o que é necessário, depois o que é possível, e de repente você estará fazendo o impossível.”*

São Francisco de Assis

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

Chico Xavier

*“A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará ao seu tamanho original”.*

Albert Einstein

# Sumário

<b>RESUMO .....</b>	<b>I</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>III</b>
<b>SUMÁRIO .....</b>	<b>XII</b>
<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>XIV</b>
<b>LISTA DE SIGLAS .....</b>	<b>XVII</b>
<b>INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA .....</b>	<b>19</b>
1.1 OBJETIVO PRINCIPAL .....	20
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	20
1.3 PUBLICAÇÃO OBTIDA .....	20
1.3.1 <i>Trabalhos em desenvolvimento publicados em Anais de Congressos</i> .....	20
1.3.2 <i>Trabalhos completos publicados em Anais de Congressos</i> .....	21
1.4 ORGANIZAÇÃO DESTA DISSERTAÇÃO .....	21
<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>23</b>
2.1 O SINAL ELETROMIOGRÁFICO E A ELETROMIOGRAFIA .....	23
2.2 INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA EM ELETROMIOGRAFIA .....	28
2.4 <i>BIOFEEDBACK</i> EM ELETROMIOGRAFIA .....	33
<b>ESTADO DA ARTE .....</b>	<b>36</b>
3.1 ANÁLISE DOS TRABALHOS ENCONTRADOS NA LITERATURA .....	36
<b>DESENVOLVIMENTO DO PROJETO .....</b>	<b>45</b>
4.1 SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DO SINAL EMG .....	46
4.1.1 <i>Pré-Amplificador – 1º Estágio</i> .....	46
4.1.2 <i>Amplificador – 2º estágio</i> .....	48
4.1.3 <i>Filtro Passivo Passa-Alta – 3º Estágio</i> .....	49

4.1.4	<i>Filtro Passa-Baixa Ativo de 3 Pólos e Ganho Unitário – 4º Estágio</i> .....	50
4.1.5	<i>Filtro Passa-Alta Ativo de 2 Pólos e Ganho Unitário – 5º Estágio</i> .....	55
4.1.6	<i>Amplificador Programável – 6º Estágio</i> .....	60
4.1.7	<i>Retificador de Onda Completa de Precisão (R.O.C.P.) – 7º Estágio</i> .....	61
4.2	SISTEMA DE <i>BIOFEEDBACK</i> .....	64
4.3	SISTEMA DE GRAVAÇÃO DE DADOS.....	66
4.4	SISTEMA DE COMUNICAÇÃO EXTERNA .....	67
4.5	FERRAMENTAS E TÉCNICAS .....	68
<b>RESULTADOS</b> .....		<b>69</b>
5.1	COLETA DO SINAL EMG .....	69
5.2	PROJETO DAS PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO .....	70
5.2.1	<i>PCI do Eletrodo Ativo EMG</i> .....	71
5.2.2	<i>PCI do Condicionamento do Sinal EMG</i> .....	71
5.2.3	<i>PCI do ROCP para a envoltória do sinal EMG</i> .....	73
5.2.4	<i>PCI da “Placa Mãe” embarcada</i> .....	75
5.3	TESTE DO PROTÓTIPO COM O <i>DISPLAY</i> .....	76
5.4	TESTE DO CARTÃO DE MEMÓRIA.....	78
<b>DISCUSSÃO E CONCLUSÕES</b> .....		<b>79</b>
6.1	O CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DO SINAL EMG.....	79
6.2	O RETIFICADOR DE ONDA COMPLETA DE PRECISÃO.....	80
6.3	O <i>BIOFEEDBACK</i> NO <i>DISPLAY</i> .....	80
6.4	A GRAVAÇÃO DE DADOS.....	81
6.5	CONTRIBUIÇÕES .....	82
6.6	TRABALHOS FUTUROS.....	82
<b>REFERÊNCIAS</b> .....		<b>83</b>

# Lista de Figuras

FIGURA 1. ESTRUTURA MUSCULAR ESQUELÉTICA E SUAS DIVISÕES ANATÔMICAS (ADAPTADA DE (GUYTON, 2006)).	24
FIGURA 2. ESTRUTURA MOLECULAR DE UM FILAMENTO DE MIOSINA (ADAPTADA DE BERNE ET AL., 2004).	25
FIGURA 3. SINAL ELETROMIOGRÁFICO E SEU ESPECTRO DE FREQUÊNCIA (ADAPTADA DE DE LUCA, 2002).	26
FIGURA 4. SINAL EMG BRUTO, SINAL EMG RETIFICADO, ENVOLTÓRIA LINEAR E RMS MÓVEL (ADAPTADA DE MARCHETTI E DUARTE, 2006).	27
FIGURA 5. ELETRODO INVASIVO, DE AGULHA (ADAPTADA DE DUGDALE ET AL, 2010).	29
FIGURA 6. ELETRODO DE SUPERFÍCIE PASSIVO (ANDRADE, 2000).	29
FIGURA 7. ELETRODO DE SUPERFÍCIE ATIVO (DATAHOMINIS, 2012).	30
FIGURA 8. DIAGRAMA DE BLOCOS SIMPLIFICADO DA INSTRUMENTAÇÃO DE UM EQUIPAMENTO DE ELETROMIOGRAFIA. ADAPTADO DE (CRISWELL, 2010).	31
FIGURA 9. CIRCUITO INTERNO DO A.I. ESCOLHIDO PARA ESSE PROJETO.	32
FIGURA 10. COMPONENTES DE UM SISTEMA TÍPICO DE BIOFEEDBACK. (ADAPTADO DE (SHERMAN, 2003)).	35
FIGURA 11. SENSOR WIRELESS PORTÁTIL PARA ELETROCARDIOGRAFIA (PATEL ET AL, 2012).	
37	
FIGURA 12. DIAGRAMA DE BLOCOS DE UM SISTEMA PORTÁTIL MICROCONTROLADO, À BATERIA, PARA DETECTAR BIOPOTENCIAIS (GNECCHI, 2010).	40
FIGURA 13. DIAGRAMA DE BLOCOS ESQUEMÁTICO PARA O PROJETO EMBARCADO MICROCONTROLADO DE EEG PARA PEA (GNECCHI, 2010).	42
FIGURA 14. PROJETO DO EEG PORTÁTIL PARA DETECÇÃO DE PEA. A) APARELHO, DE FORMA GERAL, B) BOTÕES DE NAVEGAÇÃO DO MENU, C) ELETRODOS DE CONEXÕES, D) KNOBS DE AJUSTE DO SINAL EEG, E) ADAPTADOR DE TENSÃO ALTERNADA, F) CONECTOR DE FONE DE OUVIDO, G) DISPLAY LCD 128x64, H) CONECTOR DE INTERFACE COM O COMPUTADOR (GNECCHI, 2010).	42

FIGURA 15. PROJETO DO ECG PORTÁTIL PARA DETECÇÃO DE ARRITMIAS. A) APARELHO, DE FORMA GERAL, B) CONEXÕES PARA PORTA SERIAL E CARTÃO SD, C) LOCALIZAÇÃO DA BATERIA (ADAPTADA DE (GNECCHI, 2010)).	44
FIGURA 16. DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA COMO UM TODO.	45
FIGURA 17. DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO.	46
FIGURA 18. CIRCUITO ESQUEMÁTICO PARA O PRÉ-AMPLIFICADOR, UTILIZADO NOS ELETRODOS ATIVOS.	47
FIGURA 19. CIRCUITO ESQUEMÁTICO PARA O SEGUNDO ESTÁGIO DE AMPLIFICAÇÃO.	48
FIGURA 20. CIRCUITO ESQUEMÁTICO PARA FILTRO PASSA-ALTA PASSIVO DE UM PÓLO.	49
FIGURA 21. CIRCUITO ESQUEMÁTICO PARA FILTRO PASSA-BAIXA, ATIVO E DE TRÊS PÓLOS.	50
FIGURA 22. CIRCUITO ESQUEMÁTICO PARA FILTRO PASSA-BAIXA, ATIVO E DE TRÊS PÓLOS COM OS VALORES PROJETADOS E AJUSTADOS DOS COMPONENTES.	52
FIGURA 23. RESPOSTA EM FREQUÊNCIA E EM FASE DO FILTRO PASSA-BAIXA ATIVO DE 3 PÓLOS, COM GANHO UNITÁRIO – SIMULAÇÃO NO MATLAB.	53
FIGURA 24. LUGAR DAS RAÍZES DO FILTRO PASSA-BAIXA ATIVO DE TRÊS PÓLOS COM GANHO UNITÁRIO – SIMULAÇÃO NO MATLAB.	54
FIGURA 25. DIAGRAMA DE NYQUIST DA RESPOSTA DO FILTRO PASSA-BAIXA ATIVO DE TRÊS PÓLOS COM GANHO UNITÁRIO – SIMULAÇÃO NO MATLAB.	54
FIGURA 26. CIRCUITO ESQUEMÁTICO PARA FILTRO PASSA-ALTA, ATIVO E DE DOIS PÓLOS.	55
FIGURA 27. CIRCUITO ESQUEMÁTICO PARA FILTRO PASSA-ALTA, ATIVO E DE DOIS PÓLOS COM OS VALORES PROJETADOS E AJUSTADOS DOS COMPONENTES ELETRÔNICOS.	57
FIGURA 28. RESPOSTA EM FREQUÊNCIA E EM FASE DO FILTRO PASSA-ALTA ATIVO DE 2 PÓLOS, COM GANHO UNITÁRIO – SIMULAÇÃO NO MATLAB.	58
FIGURA 29. LUGAR DAS RAÍZES DO FILTRO PASSA-ALTA ATIVO DE DOIS PÓLOS COM GANHO UNITÁRIO – SIMULAÇÃO NO MATLAB.	59
FIGURA 30. DIAGRAMA DE NYQUIST DA RESPOSTA DO FILTRO PASSA-ALTA ATIVO DE DOIS PÓLOS COM GANHO UNITÁRIO – SIMULAÇÃO NO MATLAB.	59
FIGURA 31. DIAGRAMA DE BODE PARA O FILTRO PASSA-FAIXA COM GANHO UNITÁRIO – SIMULAÇÃO NO SOFTWARE PROTEUS.	60
FIGURA 32. ESQUEMÁTICO DO PGA UTILIZADO COM O BARRAMENTO DA SPI 1 DO DSPIC.	61

FIGURA 33. PRIMEIRA ETAPA DO RETIFICADOR DE ONDA COMPLETA DE PRECISÃO. ....	62
FIGURA 34. SEGUNDA ETAPA DO RETIFICADOR DE ONDA COMPLETA DE PRECISÃO. ....	63
FIGURA 35. RETIFICAÇÃO COMPLETA DO SINAL DE ENTRADA NO R.O.C.P. ....	63
FIGURA 36. SUBTRAÇÃO DO NÍVEL DC NO SINAL RETIFICADO. ....	64
FIGURA 37. DISPLAY TFT TOUCH SCREEN 320x240 PONTOS. ....	65
FIGURA 38. BARRA GRÁFICA DE 10 LED'S, DRIVER LM3914 E AJUSTE DE SENSIBILIDADE. ....	66
FIGURA 39. CIRCUITO ESQUEMÁTICO DO CARTÃO SD E A COMUNICAÇÃO SPI_2 COM O dsPIC. ....	67
FIGURA 40. CIRCUITO ESQUEMÁTICO DA COMUNICAÇÃO EXTERNA COM USB. ....	67
FIGURA 41. PROCEDIMENTOS DE PREPARAÇÃO DA PELE PARA COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS. A)ÁLCOOL, ALGODÃO E ELETRODOS, B)COLOCAR ÁLCOOL NO ALGODÃO, C)LIMPAR A REGIÃO DE DETECÇÃO COM O ALGODÃO, D) LIMPAR A REGIÃO ESCOLHIDA PARA O ELETRODO DE REFERÊNCIA, E), F) E G) COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS, H) COLOCAÇÃO DOS CONECTORES DO ELETRODO ATIVO. ....	70
FIGURA 42. PCI PARA O CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO. ....	71
FIGURA 43. PCI PARA O CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO. ....	71
FIGURA 44. RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DA PCI DE CONDICIONAMENTO. ....	72
FIGURA 45. TESTE DO APARELHO. ....	72
FIGURA 46. SINAL EMG BRUTO, DESLOCADO DE, APROXIMADAMENTE, +1,650V (TENSÃO DE REFERÊNCIA). ....	73
FIGURA 47. PCI PARA O CIRCUITO DO ROCP. ....	73
FIGURA 48. RESPOSTA DA PCI DE ROCP, COM GERADOR DE FUNÇÕES (SINAIS). ....	74
FIGURA 49. SINAL EMG BRUTO E SUA RETIFICAÇÃO COMPLETA PELA PCI DO ROCP (À ESQUERDA); SINAL EMG BRUTO E A ENVOLTÓRIA DO MESMO PELA PCI DO ROCP (À DIREITA). ....	74
FIGURA 50. PCI PARA A “PLACA MÃE”. ....	75
FIGURA 51. RESPOSTA DO PROTÓTIPO NO DISPLAY. ....	76
FIGURA 52. DEMONSTRAÇÃO DO GANHO COM OS BOTÕES E O PROCESSO DE SALVAR O SINAL EMG NO CARTÃO SD. ....	77

# Lista de Siglas

<b>A/D</b>	Analógico/Digital
<b>AI</b>	Amplificador de Instrumentação
<b>AO</b>	Amplificador Operacional
<b>CI</b>	Circuito Integrado
<b>CMRR</b>	<i>Common Mode Rejection Rate</i>
<b>DC</b>	<i>Direct Current</i>
<b>DSP</b>	<i>Digital Signal Processor</i>
<b>ECG</b>	Eletrocardiografia
<b>EEG</b>	Eletroencefalografia
<b>EMG</b>	Eletromiográfico
<b>FFT</b>	<i>Fast Fourier Transform</i>
<b>FIR</b>	<i>Finite Impulse Response</i>
<b>IIR</b>	<i>Infinite Impulse Response</i>
<b>LED</b>	<i>Light Emitting Diode</i>
<b>PA</b>	Potencial de Ação
<b>PCI</b>	Placa de Circuito Impresso
<b>PDA</b>	<i>Personal Digital Assistant</i>
<b>PEA</b>	Potencial Evocado Auditivo



<b>PGA</b>	<i>Programmable Gain Amplifier</i>
<b>RMS</b>	<i>Root Mean Square</i>
<b>RRMC</b>	Razão de Rejeição em Modo Comum
<b>ROCP</b>	Retificador de Onda Completa de Precisão
<b>SD</b>	<i>Secure Digital</i>
<b>SPI</b>	<i>Serial Peripheral Interface</i>
<b>TFT</b>	<i>Thin Film Transistor</i>
<b>UM</b>	Unidade Motora
<b>USB</b>	<i>Universal Serial Bus</i>

## Introdução e Justificativa

O estudo do sinal eletromiográfico (EMG) e suas aplicações na fisioterapia em reabilitação com *biofeedback*, possui fundamental importância na vida das pessoas que necessitem desse tipo de terapia. Equipamentos de eletromiografia, na maioria dos casos, são dedicados à captação, condicionamento, digitalização e envio do sinal EMG a um computador com *software* para processamento e análise. Logicamente, isso acarreta um grande número de *hardware* e acessórios, atrasando exames e ocupando grande espaço físico. Tendo em vista essa dificuldade, esse trabalho se justifica no fato de que um sistema embarcado e portátil para eletromiografia auxiliaria bastante esses exames, sendo que não necessitaria de um computador com interface em *software* para processamento. Essa ferramenta proposta utilizaria um *display* gráfico *touch screen* com boa resolução, colorido, podendo mostrar o sinal EMG, processá-lo matematicamente e salvá-lo em um cartão de memória do tipo *SD* (*Secure Digital*). Algumas hipóteses serão testadas como o fato de digitalizar o sinal EMG e mostrá-lo em um *display* gráfico, além de validar as placas de circuito impresso (PCI) e o filtro passa-faixa projetado. Espera-se que os resultados sejam favoráveis no que tange à captação, condicionamento, digitalização e processamento do sinal EMG, sendo que os mesmos serão utilizados para análises posteriores por profissionais da área da saúde como fisioterapeutas, com o auxílio do *biofeedback*.

### 1.1 Objetivo Geral

---

Esta dissertação tem por objetivo o desenvolvimento de um protótipo portátil embarcado de um eletromiógrafo com sistema de *biofeedback*, utilizando eletromiografia de superfície, no qual serão testados alguns processamentos do sinal eletromiográfico por meio de um microcontrolador *dsPIC*.

### 1.2 Objetivos Específicos

---

Com o intuito de alcançar o objetivo geral desta dissertação, foram estipulados objetivos específicos, tais como:

- Estudar a eletromiografia no que tange suas atribuições fisiológicas e anatômicas;
- Desenvolver uma placa de circuito impresso que contenha todo o *hardware* embarcado, inclusive fonte de alimentação, de maneira que se torne portátil;
- Estudar o funcionamento do *dsPIC33FJ128GP*;
- Estudar o controlador do *display* de cristal líquido e criar um código para comunicar com o mesmo, por meio do entendimento das bibliotecas presentes no *software MikroC Pro for dsPIC*;
- Testar e validar a placa de circuito impresso com coleta de sinal eletromiográfico;
- Criar um código no *MikroC* para transmitir o sinal eletromiográfico no *display*, bem como salvá-lo no cartão de memória *SD*.

### 1.3 Publicações Obtidas

---

#### 1.3.1 Trabalhos em desenvolvimento publicados em Anais de Congressos

- REIS, R.B.S.; PEREIRA, A.A.; MILAGRE, S.T.; DIONISIO, V.C.: **Proposta de uma ferramenta embarcada portátil para eletromiografia com**

*biofeedback em hardware*. In: XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, 2012, Recife, Brasil, pp.1664-1666, 2012. ISSN – 2179-3220.

### 1.3.2 Trabalhos completos publicados em Anais de Congressos

- REIS, R.B.S.; MILAGRE, S.T.; PEREIRA, A.A.; SOUZA, D. B.; SÁ, A. C. B. **Avaliação de qualidade de uma bomba de infusão baseada na análise de incertezas de medição**. In: XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, 2012, Recife, Brasil, pp.1762-1766, 2012. ISSN – 2179-3220.

## 1.4 Organização desta Dissertação

---

No Capítulo 2 é realizada a fundamentação teórica da dissertação, englobando, inicialmente, as teorias a respeito do sinal eletromiográfico e sobre eletromiografia. Neste tópico foi relatada, de maneira simples, a fisiologia da contração muscular, referente ao deslizamento da actina sobre a miosina, bem como da estrutura músculo-esquelética e suas divisões. Posteriormente, é feita uma apresentação das características do sinal EMG, como amplitude, frequência e formas de processá-lo e analisá-lo.

Ainda nesse capítulo, é detalhada a instrumentação eletrônica de um eletromiógrafo, desde o eletrodo até sua visualização em *software* no computador. Visualizam-se as vantagens e desvantagens dos tipos de eletrodos (de superfície ou de agulha), o sistema de condicionamento com filtros e amplificadores, bem como a digitalização do sinal EMG por um conversor analógico/digital (A/D), isolamento digital, envio de dados via *USB* e interpretação do sinal no computador. Por fim, é realizada uma breve abordagem sobre *biofeedback* em eletromiografia e de uma maneira geral, conceituando os principais tópicos.

No Capítulo 3 é feita uma apresentação do estado da arte referente às pesquisas realizadas sobre projetos de equipamentos de captação de biopotenciais de maneira embarcada, portátil e com *biofeedback*.

## Introdução e Justificativa

No Capítulo 4 é apresentado o desenvolvimento do projeto proposto, detalhando o sistema de condicionamento do sinal EMG com o cálculo realizado para os filtros ativos e passivos e, também, para o amplificador de ganho programável. A resposta em frequência dos filtros foi estimada por meio de suas equações de transferência, e os diagramas de Nyquist e o de Lugar das Raízes foram criados a partir do *Matlab*. Após esse estágio, é detalhado o sistema de *biofeedback* com o uso do *display* e das barras gráficas, e, em seguida, o sistema de gravação de dados, por meio do cartão de memória. Por último, detalha-se sobre o projeto do meio de comunicação externa, utilizando envio de dados via *USB*, além de detalhar sobre as ferramentas utilizadas para o desenvolvimento de cada parte citada anteriormente.

No Capítulo 5 são apresentados os resultados desta dissertação, por meio de algumas etapas. A primeira consiste na visualização das Placas de Circuito Impresso (PCI) para cada sistema integrante do projeto. A segunda apresenta a forma de testar as PCI por meio da coleta do sinal EMG e, finalmente, a terceira consiste em validar o projeto, demonstrando o funcionamento de todo o circuito e suas respostas finais, comparadas com aquelas esperadas.

Por fim, no Capítulo 6 são apresentadas as discussões e conclusões desse trabalho, assim como as possíveis contribuições, os erros encontrados, por exemplo, a falha na demonstração correta da envoltória do sinal EMG no *display*, assim como alguns erros no processo de digitalização e conversão para o cartão de memória. Assim, são expostas as dificuldades, as sugestões de modificações em versões futuras desse projeto e as contribuições que o mesmo acarreta à literatura.

## Capítulo 2

### Fundamentação Teórica

A presente dissertação aborda o desenvolvimento de uma ferramenta embarcada portátil para eletromiografia com *biofeedback* em *hardware*, no que tange ao seu projeto, execução, validação e análise. Sendo assim, neste capítulo é realizada uma fundamentação teórica sobre a eletromiografia, bem como o sinal eletromiográfico e suas características, a instrumentação eletrônica de um eletromiógrafo, além de dissertar sobre o processamento daquele sinal e suas aplicações com *biofeedback*.

#### 2.1 O Sinal Eletromiográfico e a Eletromiografia

---

O músculo estriado esquelético possui inúmeras fibras musculares multinucleadas, sendo que cada uma delas é envolvida pelo endomísio, uma espécie de camada de tecido conjuntivo. As fibras, por sua vez, quando agrupadas formam os fascículos, os quais são envolvidos pelo perimísio. O conjunto e o grupo de fascículos formam o músculo, envolvido por tecido conjuntivo denominado epimísio (Berne *et al.*, 2004).

A fibra muscular esquelética é composta por centenas ou até milhares de miofibrilas (moléculas de proteínas contráteis), denominadas de miosina e actina, numa proporção aproximada de cerca de 1500 e 3000, respectivamente (Guyton e

## Fundamentação Teórica

Hall, 2006). A miofibrila se subdivide longitudinalmente em sarcômeros, o qual é limitado entre duas linhas escuras, chamadas de linha Z, sendo a unidade contrátil propriamente dita do músculo estriado esquelético (Berne *et al.*, 2004). A Figura 1 ilustra a estrutura muscular esquelética detalhadamente.

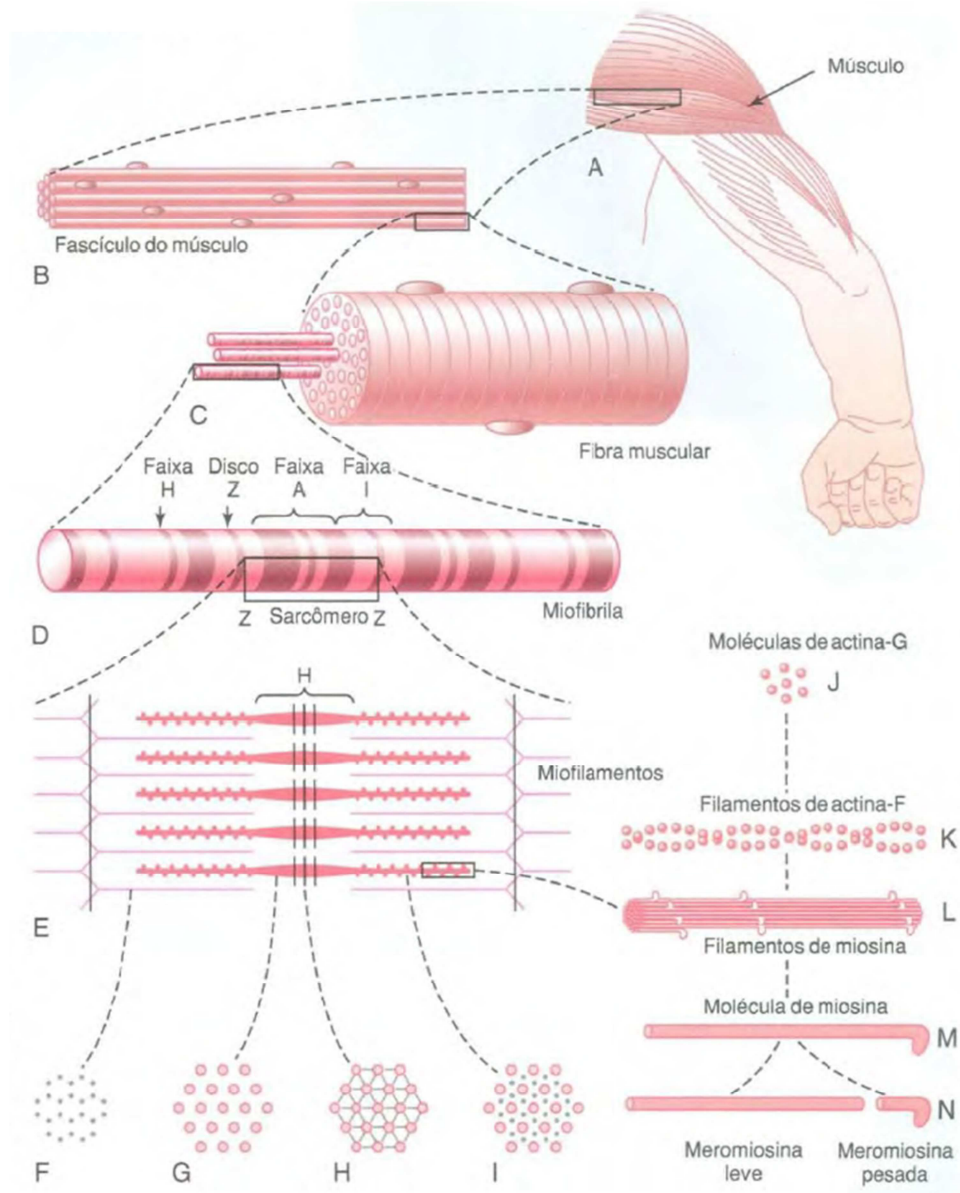


Figura 1. Estrutura muscular esquelética e suas divisões anatômicas (adaptada de (Guyton, 2006).

O movimento muscular pode ser desencadeado por estímulos nervosos. Esse processo é normalmente conhecido por excitação-contração. Isso promove o surgimento de Potenciais de Ação (PA) pelos motoneurônios alfa ( $\alpha$ ) inervando as fibras musculares, formando a Unidade Motora (UM) e realizando a interação entre a

## Fundamentação Teórica

actina e a miosina (Guyton, 2006). Para que a contração muscular ocorra normalmente, os túbulos T, invaginações da membrana celular que penetram até o interior da fibra, possuem grande função de liberação de íons Cálcio pelo retículo sarcoplasmático. Com o aumento desses íons no sarcoplasma e por meio de outros fatores químicos a contração é desencadeada, pela despolarização da membrana das células das fibras musculares.

A actina e a miosina, moléculas polimerizadas de proteínas, possuem algumas características mórnicas que possibilitam uma espécie de encaixe uma com a outra para que haja deslizamento da primeira sobre a segunda. Uma molécula isolada de miosina possui a seguinte característica, como mostrado na Figura 2, sendo que as pontes cruzadas funcionam como uma dobradiça arrastando a molécula de actina.

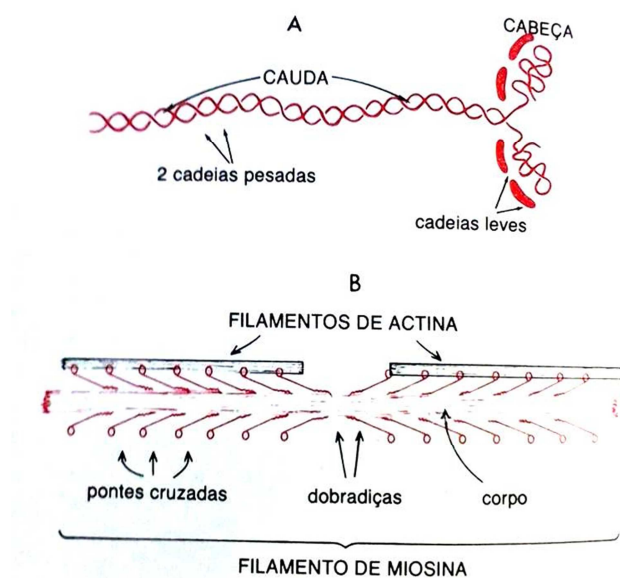


Figura 2. Estrutura molecular de um filamento de miosina (adaptada de Berne *et al.*, 2004).

Para caracterizar o sinal eletromiográfico (EMG), pode-se partir do princípio de que o mesmo é a somação algébrica de todos os sinais detectados em uma determinada área muscular (Enoka, 2000). O sinal EMG pode ser afetado por propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos e, principalmente, pelo controle do sistema nervoso periférico, sendo que a instrumentação utilizada afeta sua detecção e exibição (Basmajian, 1985).



## Fundamentação Teórica

A menor unidade funcional de um sistema neuromuscular é a Unidade Motora (UM), a qual pode ser definida como uma célula do corno anterior da coluna medular, o seu axônio, e todas as fibras musculares inervadas por esse axônio. Uma UM típica inclui o corpo celular de um neurônio motor alfa no corno ventral da coluna espinhal e seu axônio atravessa até um músculo como um nervo periférico inervando inúmeras fibras musculares (Lamb e Hobart, 1992).

Esse sinal, também nomeado como mioelétrico, é uma manifestação de uma atividade neuromuscular associada a uma contração muscular, proveniente dos potenciais de ação que percorrem as diversas fibras musculares (De Luca, 1997). O sinal EMG possui característica estocástica e, geralmente, utilizam-se funções Gaussianas para explicá-lo. A amplitude desse sinal pode variar entre 0 e 10mV de pico a pico, sendo que a banda de passagem de frequências dominantes, para eletromiografia de superfície, pode se encontrar entre 50 a 150Hz (De Luca, 2002). A Figura 3 apresenta um sinal eletromiográfico, na sua forma bruta, seguido de seu espectro de frequência, no qual se observam os valores dominantes.

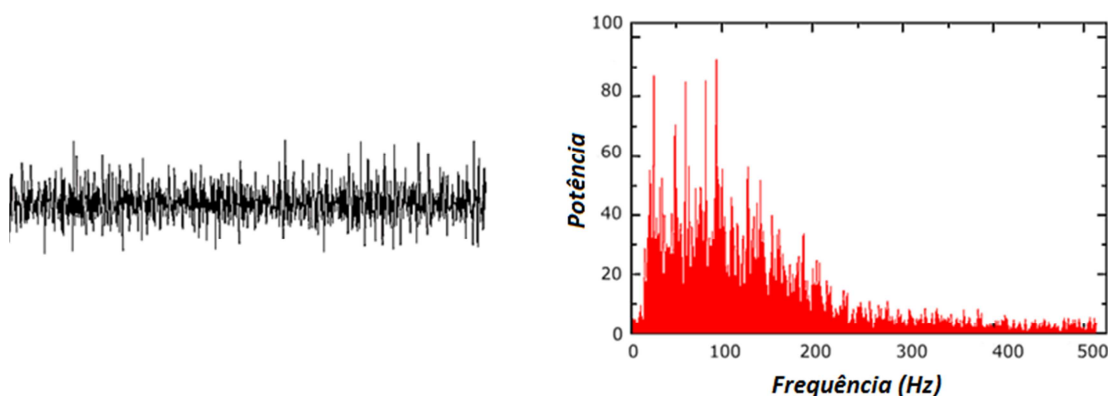


Figura 3. Sinal eletromiográfico e seu espectro de frequência (adaptada de De Luca, 2002).

A eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular do corpo humano (Enoka, 2000). O sinal EMG possui amplitudes que variam, de forma aleatória, em torno do zero e, como possui características de um sinal estocástico, a tendência é de que seu nível médio seja igual à zero. Dessa forma, a média do sinal, somente, não traz informações úteis para análise (Basmajian, 1985).

## Fundamentação Teórica

Se for realizada a retificação do sinal EMG é possível realizar alguns processamentos como o cálculo do valor *RMS* (*Root Mean Square*), a média móvel e a integral. A Figura 4 mostra os gráficos de um sinal EMG na sua forma bruta, a sua retificação completa, sua envoltória e o valor *RMS* (Marchetti e Duarte, 2006).

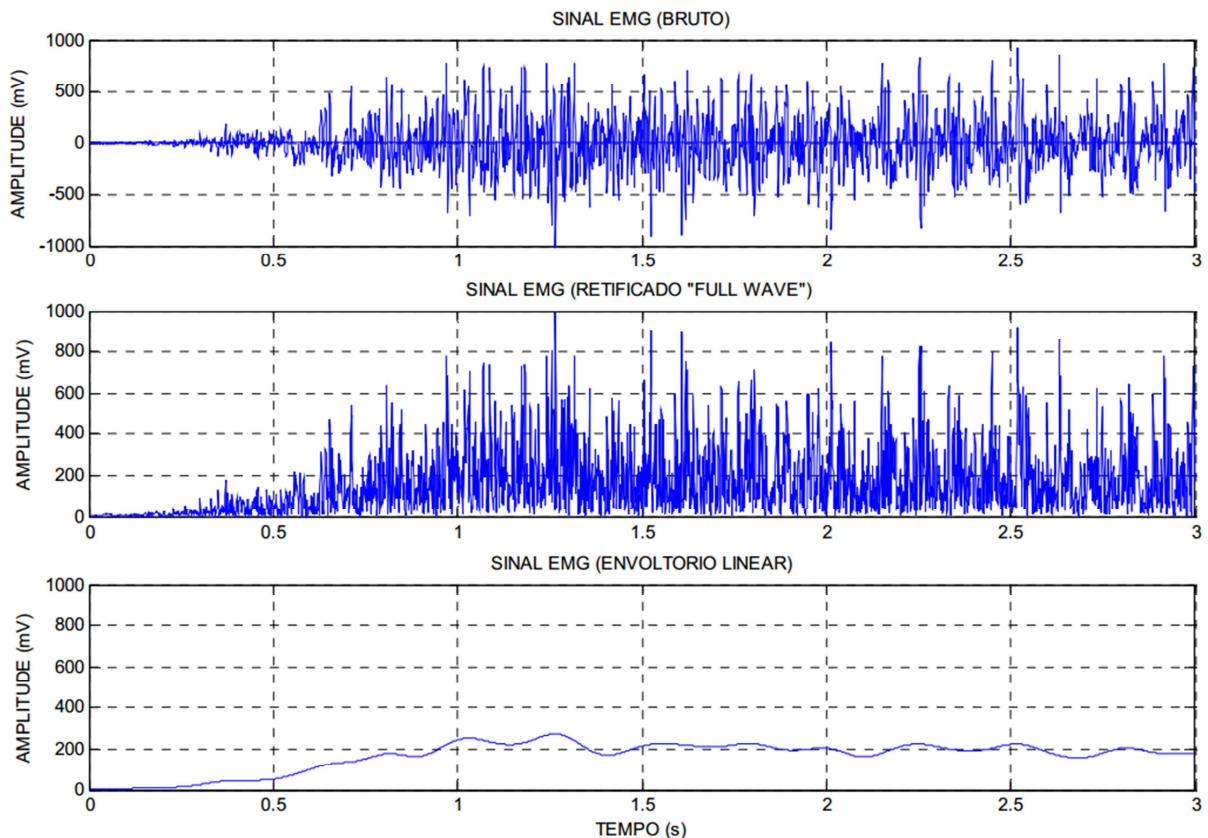


Figura 4. Sinal EMG bruto, sinal EMG retificado, envoltória linear e *RMS* móvel (adaptada de Marchetti e Duarte, 2006).

Utilizar a retificação de onda completa do sinal EMG é interessante, pois se mantém toda a energia do mesmo. Para haver uma suavização do sinal retificado é aplicado um filtro passa-baixa sintonizado em 20 Hz.

A eletromiografia fundamenta-se em aplicações voltadas para os estudos fisiológicos, motores e biomecânicos, dentre outros como terapias de reabilitação e treinamento esportivo. Alguns benefícios como mensurar o desempenho muscular e melhorá-lo em atletas, e auxiliar nas tomadas de decisões clínicas são presentes nessa técnica também (Konrad, 2005).

### 2.2 Instrumentação Eletrônica em Eletromiografia

---

A detecção do sinal EMG pode ser feita por dois tipos de eletrodos: invasivos ou de superfície. Os eletrodos variam de acordo com o tipo de aquisição, a tarefa empenhada, a natureza da pesquisa e o músculo específico. A área da interface eletrodo-tecido é chamada de superfície de detecção. Funcionam como um filtro passa-baixa, cuja característica depende do tamanho e da forma do eletrodo e do eletrólito utilizado (Basmajian, 1985). São dispositivos ativos ou passivos que são sensibilizados e detectam a presença de um sinal e permitem a captação do mesmo, para que esse seja enviado a outro meio.

Uma premissa geral, em termos de seleção de músculos é de que aqueles que são menores, geralmente, requerem eletrodos também menores, na faixa de 1 a 5mm, para captar e mensurar o sinal EMG. Os eletrodos são, geralmente, arranjados (posicionados) na configuração bipolar, na qual estão presentes dois eletrodos dedicados para detecção e um eletrodo de referência, posicionado sobre uma região eletricamente neutra, como uma proeminência óssea (Soderberg, 1992).

Os eletrodos invasivos são geralmente utilizados para aqueles músculos menores e mais profundos na musculatura, sendo difícil de detectar sinal pela superfície. As grandes vantagens de utilização desses eletrodos é, primeiro, a capacidade de detectar potenciais de ação de unidades motoras (*Motor Unit Action Potential* - MUAP) individuais e, segundo, permitir a análise de diferentes regiões do músculo, pelo fato de poderem ser reposicionados após a inserção (Basmajian, 1985). Além disso, existe a desvantagem de que esse tipo de eletrodo pode causar dor e incômodo à pessoa que o estiver utilizando.



Figura 5. Eletrodo invasivo, de agulha (Adaptada de Dugdale *et al*, 2010).

Os eletrodos de superfície são, portanto, não invasivos e colocados sobre a pele na região desejada do músculo. Esses podem ser classificados ainda em eletrodos passivos ou ativos. Os passivos, como mostrados na Figura 6, são mais vulneráveis a ruídos externos, sendo necessário abrasar a pele e, muitas vezes, utilizar um gel condutor, para diminuir a impedância da mesma, melhorando o contato da interface eletrodo-pele (Webster, 1997).



Figura 6. Eletrodo de superfície passivo (Andrade, 2000).

Os eletrodos de superfície ativos são aqueles que possuem componentes eletrônicos ativos, como amplificadores de instrumentação, diretamente próximos à

## Fundamentação Teórica

superfície de detecção. A sua utilização reduz ruídos indesejáveis e diminui drasticamente a interferência causada pelo movimento dos cabos. A alta impedância de entrada desses eletrodos faz com que seja praticamente dispensável o uso de gel condutor. Como a Razão de Rejeição em Modo Comum (RRMC) do amplificador diferencial costuma ser muito alta, os ruídos de interferência, como o de 60Hz, são altamente atenuados, fazendo com que o sinal pré-amplificado, percorrendo o cabo até o aparelho, esteja mais imune a artefatos (DataHominis, 2012). A Figura 7 exemplifica o eletrodo ativo.

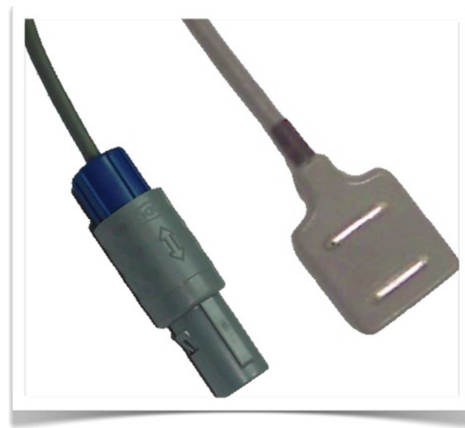


Figura 7. Eletrodo de superfície ativo (DataHominis, 2012).

Um sistema simples para instrumentação eletrônica de um eletromiógrafo se baseia em estágios de amplificação e filtros. A amplificação inicial pode ser feita com amplificadores de instrumentação (A.I), os quais possuem características favoráveis, como alta RRMC, maior ou igual a 90dB. Após esse ganho o sinal é filtrado inicialmente de maneira analógica e, em seguida, amplificado novamente por um estágio de alto ganho, preparando o mesmo para o fundo de escala do conversor A/D. Esse processo é exemplificado na Figura 8.

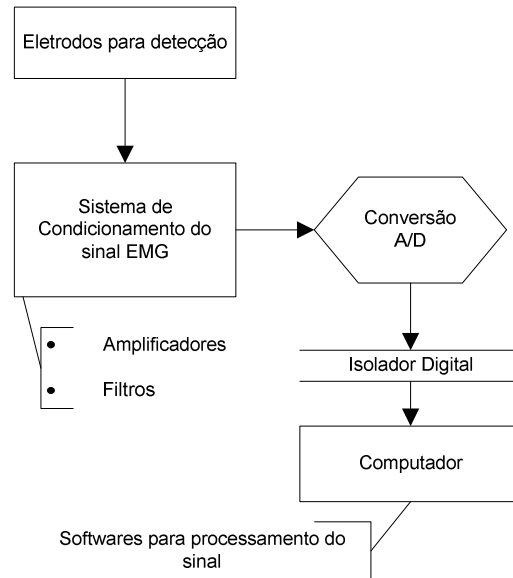


Figura 8. Diagrama de blocos simplificado da instrumentação de um equipamento de eletromiografia. Adaptado de (Criswell, 2010).

Os amplificadores servem basicamente para aumentar o nível de tensão dos sinais provenientes dos eletrodos, preparando a entrada para os estágios seguintes. Geralmente, aplica-se um ganho baixo no A.I., em torno de 20 vezes, permitindo que o restante seja realizado pelo próximo estágio de ganho. É de preferência que o amplificador escolhido tenha alta razão sinal/ruído, de forma que quanto maior essa relação menor é o efeito do ruído sobre o sinal, grande largura de banda de frequência, compatível com o sinal analisado para algo em torno de 1MHz, e baixa *input bias current*, na ordem de  $10^{-12}A$ . A Figura 9 mostra um A.I. internamente, o INA333, o qual foi utilizado nesse projeto para a confecção do eletrodo ativo. Percebe-se que o ganho é ajustado simplesmente por um resistor externo  $R_G$ .

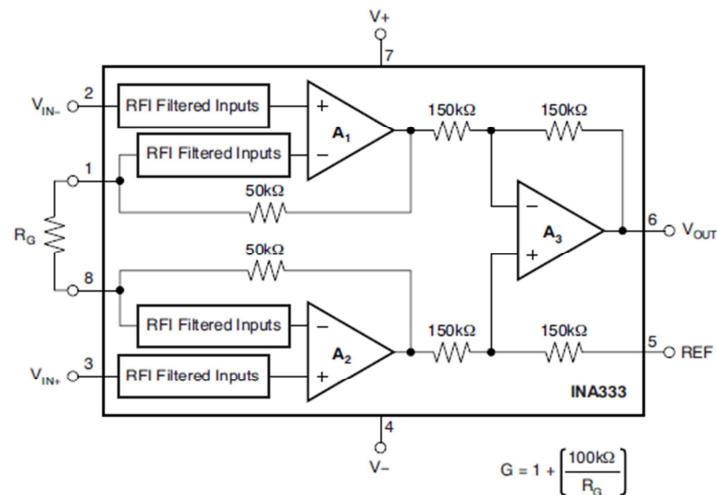


Figura 9. Circuito interno do A.I. escolhido para esse projeto.

O processo de filtragem do sinal EMG pode ser feito por filtros ativos de até quinta ordem ou mais, provocando possíveis consequências ao sinal, como deformação em fase. A função principal é eliminar (atenuar ao máximo) componentes indesejáveis no sinal pretendido, como ruídos de movimentação dos cabos (artefatos), nível DC de tensão, comum às entradas do amplificador diferencial e ruídos da rede elétrica (60 Hz). É interessante que se utilizem filtros cuja resposta em frequência não deforme o sinal nem em amplitude nem em fase, sendo que os mais comuns são a topologia *Sallen-Key* com resposta em aproximação de *Butterworth*, plana na banda de passagem (Sallen e Key, 1955).

Para eletromiografia de superfície, normalmente utiliza-se um filtro passa-faixa sintonizado de 20 a 500 Hz. A filtragem melhora a relação sinal-ruído, sendo que, dessa forma, o sinal passa por outro estágio de alto ganho, a fim de melhorar a resolução para o estágio seguinte de digitalização.

Após o estágio de condicionamento, o sinal é enviado a um conversor A/D. Esse dispositivo vai realizar o processo de amostragem do sinal, tornando-o discreto no tempo e, posteriormente, de quantização, sendo, portanto, digital. A amplificação auxilia para adequar ao fundo de escala do conversor A/D, cuja quantidade de *bits* de resolução é uma escolha muito importante.

Após esse estágio de digitalização, o sinal é enviado a um computador para ser analisado e salvo em uma interface de *software*. É importante haver uma isolamento de dados e de alimentação entre o computador e o *hardware* de aquisição do sinal EMG, para proteger o paciente de possíveis curtos-circuitos levando a choques elétricos. É interessante alimentar o circuito com fontes de tensão contínua diretamente, como baterias.

### 2.4 *Biofeedback* em Eletromiografia

---

Acredita-se que um indivíduo possa auto-regular parâmetros fisiológicos e biológicos em busca do funcionamento adequado do próprio organismo, por meio da integração do corpo e da mente. Dessa forma, ao se falar de *biofeedback* deve-se ter a noção de que é um método psicofísico que opera com a noção de que esses indivíduos têm a habilidade inata e potencial de influir no desempenho de seu corpo, com empenho e vontade própria, apresentando eficácia no controle de fenômenos biológicos e psicofisiológicos (Schwartz e Andrasik, 2003).

As terapias utilizadas nesse método possuem aplicações diversas em muitas modalidades, como por exemplo, *biofeedback*, *neurofeedback*, *termofeedback* e outras, definidas conforme a situação a ser analisada ou tratada. Enxaquecas e dores de cabeça tensionais, disfunções temporo-madibulares, reabilitação de pessoas com paralisia cerebral e distúrbios neuromusculares, asma e doenças alérgicas, dentre outros, são exemplos de aplicações do *biofeedback* (Schwartz e Andrasik, 2003).

O *biofeedback* pode ser definido como um conjunto de procedimentos terapêuticos para medida de parâmetros, com precisão e retroalimentação, de modo que os pacientes e terapeutas tenham uma gama de informação sobre o estado de um paciente. A partir disso são realizados treinamentos por meio de recursos visuais, sonoros, analógicos ou digitais, possibilitando ao paciente desenvolver consciência, confiança e um aumento no controle voluntário de seus processos fisiológicos que não estão em padrões considerados normais. (Schwartz e Andrasik, 2003)



## Fundamentação Teórica

A técnica de *biofeedback*, baseada na eletromiografia, pode ser utilizada para tratamento de problemas neurológicos como derrame cerebral, paralisia cerebral, traumatismo crânio-encefálico, dor crônica por meio do monitoramento da tensão muscular em várias partes do corpo. Para a análise do sinal EMG, utiliza-se, geralmente, a retificação de onda completa do mesmo, para obtenção do valor absoluto. Quando se deseja conhecer o nível de atividade do sinal EMG, ou seja, redução ou aumento da amplitude do mesmo, passa-se um filtro passa-baixa na retificação para que se suprimam as altas frequências, sendo agora chamado de envoltória linear (Marchetti e Duarte, 2006). A partir disso, o *feedback* é então mostrado ao paciente de acordo com a amplitude da envoltória do sinal, sendo possível treinar o indivíduo a contrair ou relaxar a musculatura.

A qualidade do sinal pode ser influenciada pelo posicionamento dos eletrodos, podendo acarretar um efeito indesejado chamado *crosstalking*, que seria a captação de eletromiografia de músculos vizinhos. Além disso, a colocação dos eletrodos não deve ser feita em regiões que atrapalhem a visão ou a movimentação (Andrade, 2000). No projeto proposto nesta dissertação, o sinal EMG bruto, assim como sua envoltória, poderão ser mostrados no *display* embarcado no *hardware*.

De acordo com (Sherman, 2003) os sistemas modernos de *biofeedback* são altamente sofisticados com sistemas microcontrolados proporcionando maior qualidade e flexibilidade na gravação e visualização do sinal. A Figura 10 exemplifica os componentes básicos de um sistema de *biofeedback*, sugerido em (Sherman, 2003).

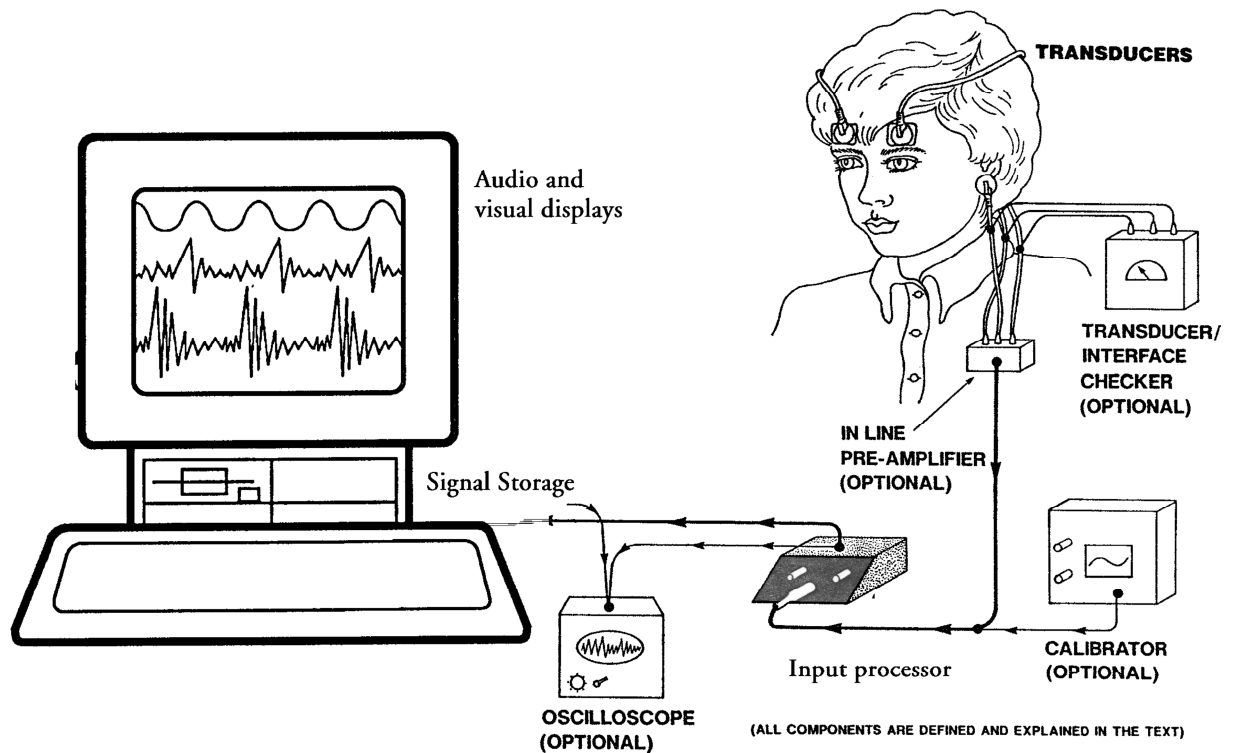


Figura 10. Componentes de um sistema típico de *biofeedback*. (Adaptado de (Sherman, 2003)).

Nesse sistema, observa-se a presença de um meio de transdução do sinal coletado e eletrodos ativos por amplificadores próximos à região de detecção. O osciloscópio é colocado como opcional, pois contribui para verificação do sistema visualizado no *software*. O *biofeedback* constitui no áudio e no método gráfico no *display* de enxergar o sinal, podendo ainda ser salvo no computador.

## Estado da Arte

O presente capítulo descreve o estado da arte referente a alguns estudos relacionados à utilização de biopotenciais, especialmente eletromiografia, voltados para sistemas embarcados, portáteis e com alguma forma de *biofeedback* no próprio equipamento. É importante salientar que, durante esta pesquisa bibliográfica, houve certa dificuldade de encontrar estudos relacionados a este trabalho, no que tange às propostas similares. Muitos trabalhos e pesquisas utilizam eletromiografia para demonstração em monitores de computadores como *biofeedback*, sendo que os mesmos não são embarcados e portáteis, como o trabalho proposto nesta dissertação.

### 3.1 Análise dos trabalhos encontrados na literatura

---

A utilização da eletromiografia com *biofeedback* é de grande importância para estudos e trabalhos relacionados à reabilitação de alguns músculos. Isso pode ser verificado em pesquisas envolvendo controle de interfaces de ambientes virtuais como em (Patel *et al*, 2012), dentre outros. Nesse trabalho, a motivação dos autores consistiu em realizar uma revisão de temas que envolvessem sistemas ou métodos que pudessem ser utilizados no cotidiano de pessoas para monitoramento caseiro e possibilitar certa reabilitação na própria casa. Tecnologias como um sensor *wireless* microcontrolado flexível para eletrocardiografia são apresentadas nesta revisão de

forma a demonstrar como a tecnologia embarcada e portátil pode ser útil, prática e gratificante para a vida de muitos indivíduos. O processamento dos dados pode ser feito no próprio sistema em *hardware* e enviado remotamente a ambientes virtuais para reabilitação com *biofeedback*, como, também, a interfaces de *softwares* para análises (Patel *et al*, 2012). A Figura 11, adaptada de (Patel *et al*, 2012), exemplifica o sistema portátil para eletrocardiografia citado anteriormente.

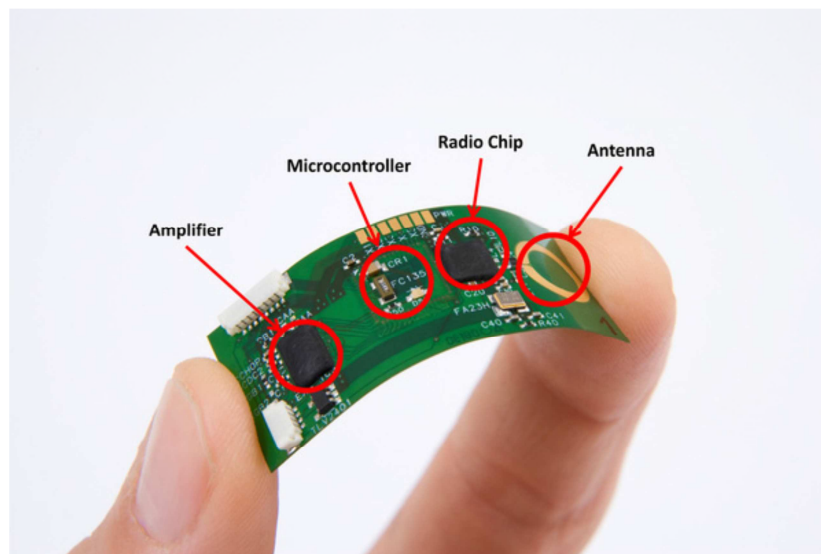


Figura 11. Sensor *wireless* portátil para eletrocardiografia (Patel *et al*, 2012).

O avanço da miniaturização dos componentes eletrônicos e sua alta capacidade de desempenho promovem pesquisas, principalmente na área de equipamentos médicos, com foco na portabilidade, processamento embarcado, *biofeedback* para reabilitação e treinamento, e transmissão de dados sem fio. Sendo assim, sistemas portáteis de EMG, com *biofeedback* embarcado, podem ser utilizados em várias aplicações, como o uso de tecnologias gráficas de comunicação móvel, como celulares, e, ainda, com a capacidade de armazenar dados para posterior análise (Patel *et al*, 2012; Wu *et al*, 2008).

Sistemas como em (Patel *et al*, 2012) agem em contribuição e similaridade à proposta desta dissertação visto que se buscou integrar o *hardware* de forma portátil e miniaturizada com processamento embarcado. As vantagens do trabalho desse artigo com relação a essa proposta é o envio de informações via *wireless*, o que viabiliza

ainda mais o estudo e a pesquisa, sendo mais confortável ao paciente pela ausência de fios, possibilitando movimentos mais fidedignos.

Em (Wu *et al*, 2008) há uma visão do projeto e construção de um aparelho médico embarcado e portátil para cuidado individualizado. Esse trabalho consistiu no desenvolvimento de um protótipo em *hardware* capaz de mensurar variáveis fisiológicas do corpo humano por meio de eletrodos localizados em regiões anatômicas diversas. Baseado na tecnologia *wireless* para a transmissão de dados, o sistema conta com o envio de dados via *bluetooth*. O trabalho preza as vantagens de se realizar monitoramento em casa, distante de uma central hospitalar ou clínica, por meio de sistemas configuráveis remotamente e com auxílio diagnóstico.

Esse sistema é baseado em celulares ou PDAs (*Personal Digital Assistants*) como forma de computadores portáteis, sendo que possui processamento embarcado e formas de tomadas de decisões de gerenciamento de recursos de sensibilidade. Através de ferramentas matemáticas, estatísticas, os sinais monitorados e trabalhados são enviados a sistemas remotos e visualizados em interfaces gráficas de *softwares* em computadores, celulares ou PDAs. Esse sistema também se compara com a proposta desta dissertação, visto que é embarcado e possui processamento de sinal em *hardware*, além de poder ser visualizado de forma gráfica em um *display* como de um celular ou PDA, servindo como proposta de *biofeedback*, baseando-se na amplitude, frequência e outras características dos sinais analisados.

A literatura mostra vários trabalhos que utilizam eletromiografia relacionada a um monitor de um computador como sistema de *biofeedback* visual. Em (Samani *et al*, 2010) verificou-se a criação de uma interface desse sistema, com instruções em *software* desenvolvida em *LabView*® para captar informações de regularidade de ativação muscular e amplitude do sinal EMG. O músculo analisado foi o trapézio e sua eletromiografia foi analisada durante o trabalho com uso de computador. A motivação consistiu no fato da prevalência de problemas músculo esqueléticos na região do ombro, relacionados a longos períodos de trabalhos e, conseqüentemente, de ativação muscular. Os achados desse trabalho consistiram em mostrar que

sistemas avançados de *biofeedback* podem mudar os padrões de ativação muscular, condicionando melhoria na atividade motora.

Já em (Bardack *et al*, 2010) há uma aplicação de EMG, com *biofeedback*, voltada para pacientes de pós-acidente vascular cerebral, por meio de interfaces de jogos, porém não é feita utilizando um sistema de processamento e *biofeedback* em *hardware* de forma embarcada. Naquele estudo, o objetivo principal foi criar um sistema de *biofeedback*, com eletromiografia, que possibilitasse um indivíduo interagir com um *avatar* em *software* como um *videogame* interativo, e controlá-lo por meio de exercícios de reabilitação. Em virtude disso, e similar ao proposto nesta dissertação, foi desenvolvido um sistema de eletromiografia portátil, baseando-se, também, no valor de envoltória do sinal EMG e não utiliza tecnologia *wireless* para envio de informações.

Aparelhos modernos de eletromiografia podem estar embarcados em computadores pessoais e possuem tecnologias avançadas com sistemas microprocessados. Para se observar mudanças na tensão elétrica do sinal e, conseqüentemente, de suas amplitudes, é interessante observar isso em um *display*, com os valores de tensão devidamente ajustados, ou então por meio de uma barra gráfica luminosa indicando ativação ou relaxamento da musculatura. O usuário de um sistema desses necessita ajustar os ganhos (amplificação) e visualizá-los no *display* de forma que esteja razoável para se detectar mudanças na amplitude do sinal EMG (Sherman, 2003).

A idéia de miniaturização de tecnologias, para portabilidade, juntamente com rapidez de processamento e interfaces amigáveis são detalhes que auxiliam em sistemas com *biofeedback*. Sistemas embarcados e portáteis, como visualizado em (Gnecchi, 2010), são de grande utilidade, tanto em análises clínicas quanto em reabilitação, uma vez que os dados podem ser processados, visualizados e salvos no próprio aparelho. Gnecchi apresenta uma visão das características elétricas de diferentes equipamentos portáteis de medir biopotenciais. São apresentados dois sistemas microcontrolados portáteis: um para aquisição de dados de

Eletroencefalografia (EEG) para medida de Potenciais Evocados Auditivos (PEA) e outro para aquisição de Eletrocardiografia (ECG) ambulatorial. Um sistema de aquisição de dados genérico para medir biopotenciais, microcontrolado e de forma portátil, alimentado à bateria, é mostrado na Figura 12 (Gnecchi, 2010).

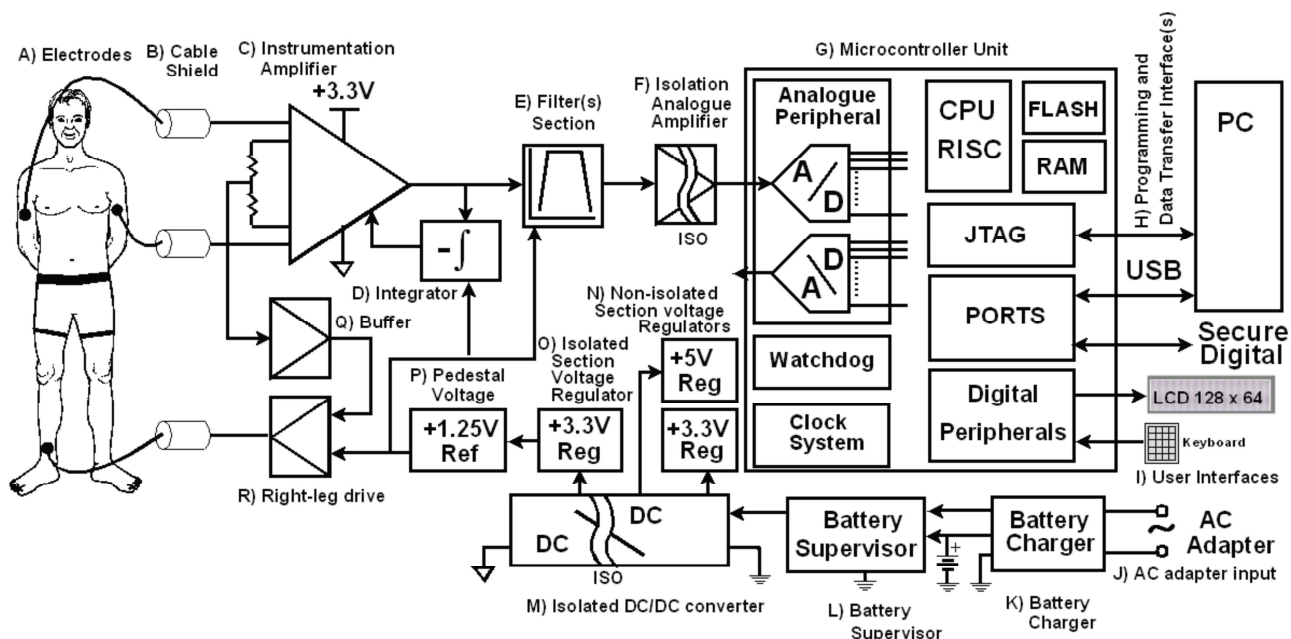


Figura 12. Diagrama de blocos de um sistema portátil microcontrolado, à bateria, para detectar biopotenciais (Gnecchi, 2010).

Na Figura 12 é possível observar a preocupação do pesquisador em isolar o sistema da rede elétrica com um isolador do tipo DC-DC, quando o aparelho é conectado em tensão alternada para carregar a bateria. Além disso, é utilizada alimentação de +3.3V e tensão de referência de +1.25V, sendo que no trabalho desta dissertação a tensão de referência foi de +1.650V. Essa diferença pode resultar numa perda de resolução do sinal coletado, visto que a amplificação do mesmo fica limitada a +2.5V, aproximadamente, sendo que poderia ir até +3.3V. É interessante notar que há outro isolador do tipo analógico, porém para transmissão do sinal ao microcontrolador, o qual se conecta via *USB* a um computador externo ligado à rede

elétrica. Dos trabalhos apresentados na literatura, (Gnecchi, 2010) é aquele que mais se identifica ao projeto proposto nesta dissertação, trazendo informações relevantes e argumentos que auxiliam na justificativa da mesma. Abrange conceitos de isolamento digital e galvânico do paciente e do circuito eletrônico, enfatizando, ainda, sua importância e os riscos de não utilizá-lo. Outro tema relevante e que auxilia este trabalho é a sugestão de utilização de um microcontrolador do tipo *DSP* (*Digital Signal Processor*), o qual consegue realizar cálculos mais complexos e maneira mais rápida.

Gnecchi contribuiu fortemente para esta dissertação, pois na proposta da mesma é utilizado um microcontrolador *dsPIC* de grande desempenho e velocidade, podendo realizar cálculos de filtros digitais do tipo *FIR* (*Finite Impulse Response*) e *IIR* (*Infinite Impulse Response*) com grande facilidade, além de realizar processamentos no domínio da frequência como a Transformada Rápida de Fourier – *FFT* (*Fast Fourier Transform*).

Os trabalhos apresentados em (Gnecchi, 2010), como citados anteriormente, são sistemas portáteis com as características já apresentadas, e com destaque para a utilização de *displays* gráficos e sistema para gravação de dados no próprio *hardware*, de forma embarcada. No caso do EEG, temos o seguinte esquemático para a representação do projeto, como mostrado na Figura 13. Observa-se que existe isolamento do paciente tanto para a alimentação externa (rede elétrica) quanto para o envio do sinal ao microcontrolador. Em similaridade ao este trabalho há a presença de um *display* e de um barramento *USB*.



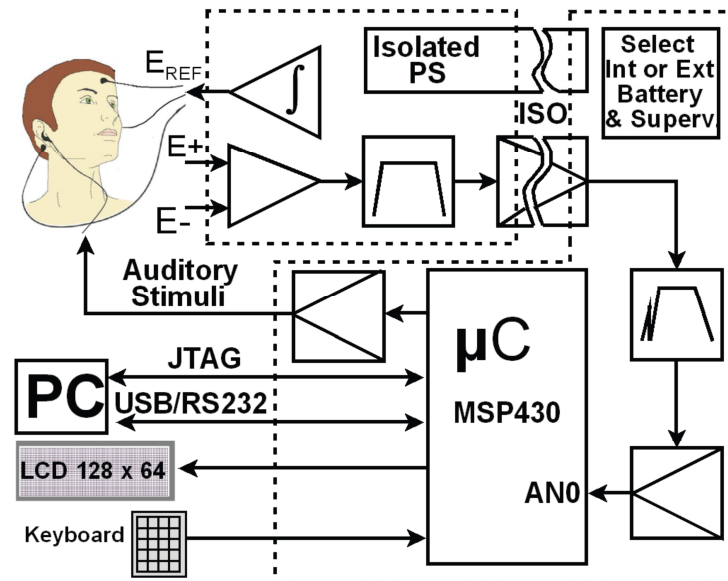


Figura 13. Diagrama de blocos esquemático para o projeto embarcado microcontrolado de EEG para PEA (Gnecchi, 2010).

Esse projeto possui um teclado com alguns botões, chaves e potenciômetros com ajustes de parâmetros. A Figura 14, adaptada de (Gnecchi, 2010) , exemplifica o projeto construído para o diagrama mostrado na figura anterior.

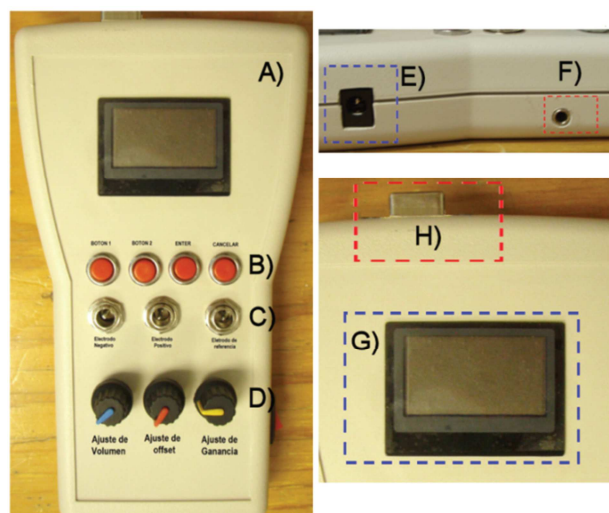


Figura 14. Projeto do EEG portátil para detecção de PEA. A) Aparelho, de forma geral, B) botões de navegação do menu, C) eletrodos de conexões, D) Knobs de ajuste do sinal EEG, E) adaptador de tensão alternada, F) conector de fone de ouvido, G) Display LCD 128x64, H) conector de interface com o computador (Gnecchi, 2010).

Já no caso do ECG, temos que a motivação para a construção do aparelho portátil e com *biofeedback* embarcado se dá pelo alto valor financeiro de aparelhos convencionais, que necessitam de 12 derivações e um computador para visualizar e armazenar os dados. Além disso, esse estudo sugere a utilização de apenas 3 derivações, visto que o intuito é a detecção de arritmias cardíacas, as quais em 90% dos casos são detectados com essa derivação.

A gravação dos dados durante o monitoramento é de grande importância, especialmente no tempo total da coleta de informações. O trabalho citado em (Gnecchi, 2010) faz uso de um cartão de memória do tipo *SD Memory Card* (*Secure Digital Memory Card*) além de uma interface RS-232 para envio de informações ao computador. A Figura 15, adaptada de (Gnecchi, 2010), mostra o projeto descrito anteriormente.



Figura 15. Projeto do ECG portátil para detecção de arritmias. A) Aparelho, de forma geral, B) conexões para porta serial e cartão SD, C) localização da bateria (adaptada de (Gnecchi, 2010)).

As bibliografias encontradas contribuíram fortemente para o aprimoramento desta dissertação. Não foram encontrados muitos trabalhos que atendessem a tantas semelhanças com o *hardware* proposto quanto àqueles apresentados neste capítulo. Isso, de certa forma, foi positivo, pois se notou a necessidade de enriquecer a literatura com mais uma iniciativa de construção de um equipamento eletromédico.

## Desenvolvimento do Projeto

A definição de uma metodologia para o projeto e avaliação do sistema embarcado proposto neste está associada a muitos desafios. O presente estudo propõe uma abordagem em instrumentação eletrônica para integrar, em uma única plataforma de *hardware*, a aquisição, o condicionamento, a digitalização, o processamento e a visualização da eletromiografia. Isso pode ser mais bem visualizado na Figura 16.

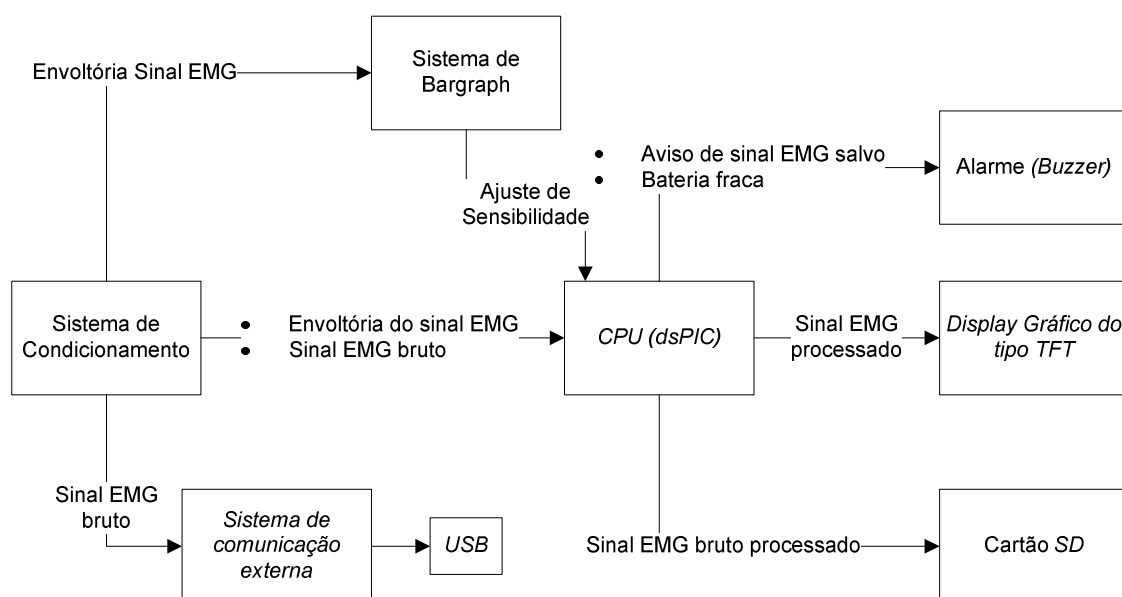


Figura 16. Diagrama de blocos do sistema como um todo.

## 4.1 Sistema de condicionamento do sinal EMG

O protótipo proposto possui quatro canais ativos para eletromiografia e um eletrodo de referência. O sistema de condicionamento foi projetado de forma ativa com Amplificadores Operacionais (AO) do tipo *single supply* com alimentação de 0V a +3.3V, sendo a tensão de referência o valor médio entre as mesmas, ou seja, +1.650V. A característica de *single-supply* do projeto se justifica para facilitar a operação com os conversores analógico-digital (A/D) do microcontrolador nos estágios à frente. Esse sistema citado consiste de pré-amplificadores e amplificadores ativos, com AO, além de uma etapa de filtragem do sinal EMG, a qual será explicada a seguir. O sistema de condicionamento apresenta o seguinte diagrama de blocos, na Figura 17, sendo que os mesmos serão explicados separadamente.

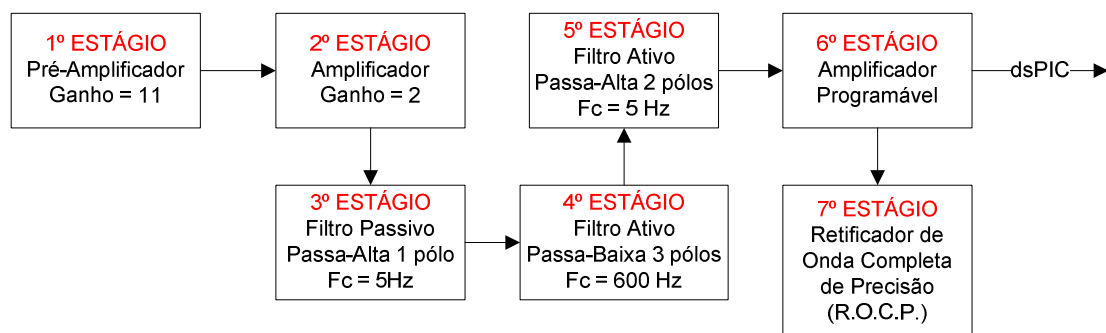


Figura 17. Diagrama de blocos do sistema de condicionamento do sinal eletromiográfico.

O AO utilizado em todo o circuito foi o MCP602x, onde “x” pode ser substituído por 1, 2, 3 ou 4, dependendo da aplicação. Essa escolha se deve às características como *single-supply* (+2.5V a +5.5V), *Rail-to-Rail input/output*, grande largura de banda de até 10MHz e baixa tensão de *offset*. Os resistores e capacitores escolhidos possuem 1% e 10% de precisão, respectivamente.

### 4.1.1 Pré-Amplificador - 1º Estágio

Estabeleceu-se um estágio de pré-amplificação, no eletrodo ativo, utilizando um Amplificador de Instrumentação (AI) INA333, o qual possui uma RRMC, ou do

inglês *Common Mode Rate Rejection (CMRR)*, típica de 100dB para ganhos iguais ou acima de 10 e, além disso, possui uma característica muito importante que é *Rail-to-Rail Output*, garantindo que o sinal de saída aproxime-se o máximo possível da tensão de alimentação do A.I. Esse amplificador foi configurado para amplificar a diferença entre os sinais de entrada, um pela porta inversora e outro pela não-inversora, caracterizando uma amplificação em simples diferencial. Nas entradas desse A.I. há filtros contra interferência de rádio-frequência, *Radio-Frequency Interference (RFI) Filters*.

O circuito eletrônico projetado para esse pré-amplificador foi utilizado para a criação do eletrodo ativo presente nos quatro canais de aquisição de eletromiografia. O ganho foi ajustado para 11, por meio de um resistor de precisão de 1% no valor de 10k $\Omega$ . A Figura 18 exemplifica o que foi dito acima e a equação 4.1 mostra a fórmula utilizada para o ganho segundo o *datasheet* do A.I.

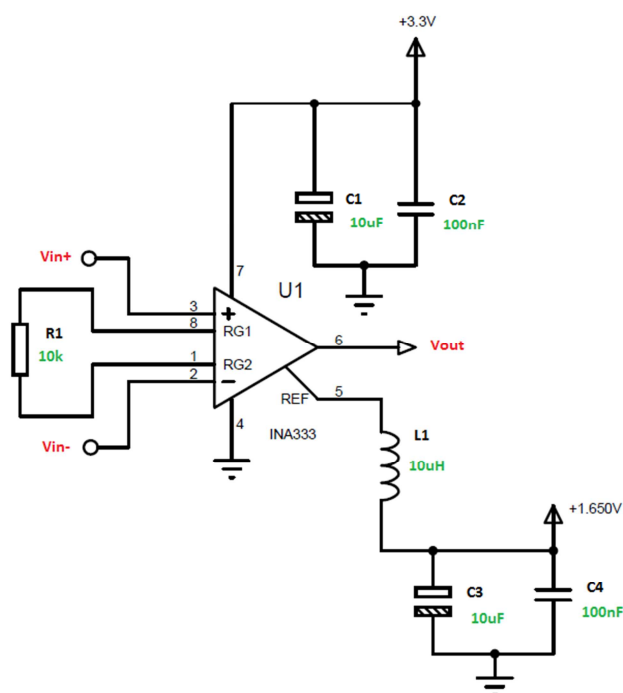


Figura 18. Circuito esquemático para o pré-amplificador, utilizado nos eletrodos ativos.

Como é possível observar na Figura 2 acima, a alimentação é do tipo *single-supply* e o pino 5 do A.I. é utilizado para uma tensão de referência de +1.650V, a qual

é passada anteriormente a um indutor de 1uH, para evitar oscilações e ruídos de nível contínuo (DC).

$$G = 1 + \frac{100k\Omega}{R_G} \quad (4.1)$$

Onde:

- $G$  = ganho do A.I.
- $R_G$  = resistor de ganho, no caso  $R_1 = 10k\Omega$ .

Para a confecção dos cabos de eletromiografia foram utilizados conectores de simples encaixe, comumente aplicados em eletrocardiografia, e cabos com malhas de aterramento para evitar ruídos eletromagnéticos externos.

#### 4.1.2 Amplificador - 2º estágio

O segundo estágio do sistema de condicionamento consiste em outra etapa de ganho utilizando Amplificador Operacional, configurado como não-inversor, com ganho 2, como mostra a Figura 19.

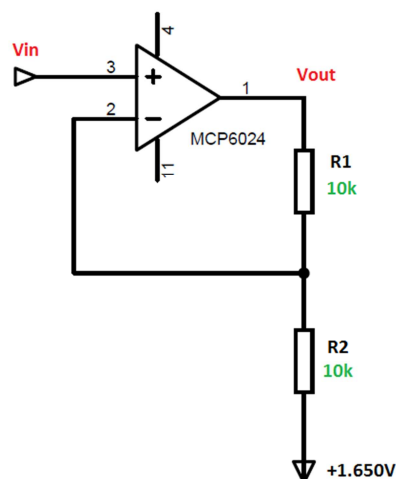


Figura 19. Circuito esquemático para o segundo estágio de amplificação.

A fórmula para o ganho desse amplificador é mostrada na equação 4.2, na qual  $R_1 = R_{11}$  e  $R_2 = R_{18}$ , totalizando um ganho  $G = 2$ , pois os resistores são iguais.

$$G = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (4.2)$$

### 4.1.3 Filtro Passivo Passa-Alta - 3º Estágio

Após esse processo de adequação de amplitude do sinal para os estágios seguintes, caracterizando a função dos amplificadores, inicia-se o primeiro estágio de filtragem do sinal eletromiográfico através de um filtro passa-alta passivo de um pólo, como mostrado na Figura 20. A frequência de corte projetada foi para 5Hz e o valor do resistor foi calculado a partir de uma escolha do valor do capacitor, como pode ser visto na equação 4.3. Isso se deve pelo fato de que, comercialmente, há poucos valores para capacitores, quando comparados aos dos resistores.

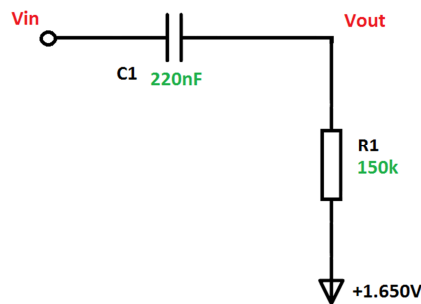


Figura 20. Circuito esquemático para filtro passa-alta passivo de um pólo.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C} \quad (4.3)$$

Onde:

- $f_c$  = frequência de corte do filtro, 5Hz.
- $R$  = resistor calculado do filtro,  $R = 150k\Omega$ .
- $C$  = capacitor escolhido para o filtro, 220nF.
- $\pi = 3,14159...$

Esse primeiro estágio de filtro serve para eliminar ruídos de artefatos de potenciais de meia-célula, criados entre os eletrodos e a pele, evitando saturação do amplificador de alto ganho, nos estágios seguintes.



#### 4.1.4 Filtro Passa-Baixa Ativo de 3 Pólos e Ganho Unitário - 4º Estágio

O quarto estágio do sistema de condicionamento consiste em um filtro passa-baixa, ativo e de três pólos, utilizando A.O. com ganho unitário. Esse filtro baseou-se na aproximação de *Butterworth*, para resposta em frequência e fase do sinal, pois possui faixa de passagem e de rejeição planas e região de transição moderada. A topologia do filtro é classificada como *Sallen Key*, (Bonfim, 2010) na qual se utilizam resistores e capacitores, com um circuito ativo. Esse filtro foi projetado para uma frequência de corte de 600Hz, como pode ser visualizado no circuito esquemático na Figura 21, na qual encontram-se as impedâncias, as tensões  $V_{in}$ ,  $V_Y$ ,  $V_X$  e  $V_{OUT}$  e as correntes (Sallen e Key, 1955).

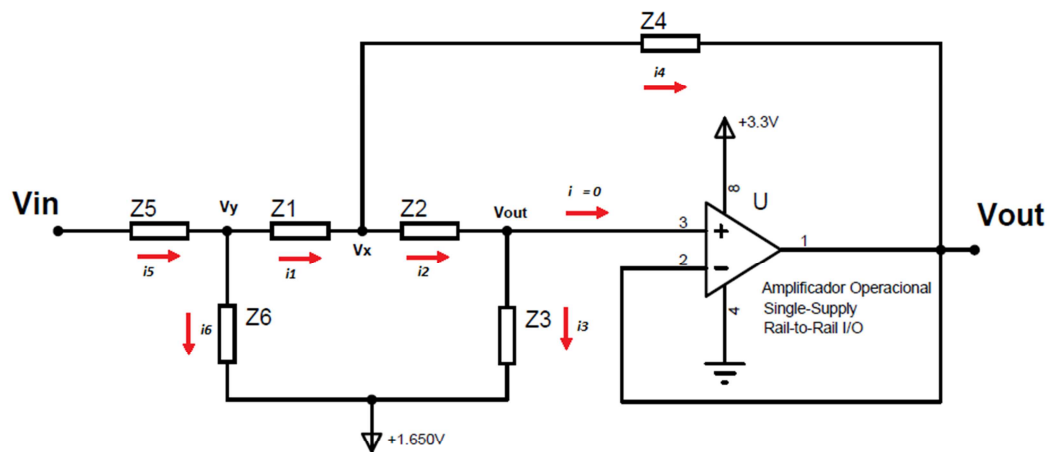


Figura 21. Circuito esquemático para filtro passa-baixa, ativo e de três pólos.

A equação de transferência do filtro foi calculada, por ser um sistema linear, e demonstrada a seguir, com a simulação no *software Matlab* para visualização das respostas em frequência e fase, assim como a resposta no diagrama de *Nyquist* e os zeros e os pólos no plano de eixos Real e Imaginário. O circuito na Figura 20 é resolvido através das seguintes equações:

- $V_X$ :

$$\frac{V_X - V_{OUT}}{Z_2} = \frac{V_{OUT} - 0}{Z_3}$$

$$V_X = V_{OUT} \left(1 + \frac{Z_2}{Z_3}\right)$$

- $V_Y$ :

$$\frac{V_Y - V_X}{Z_1} = \frac{V_X - V_{OUT}}{Z_4} + \frac{V_X - V_{OUT}}{Z_2}$$

$$V_Y = V_{OUT} \frac{(Z_3 Z_4 + Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 + Z_1 Z_4)}{Z_3 Z_4}$$

- $\frac{V_{OUT}}{V_{IN}}$ :

$$\frac{V_{IN} - V_Y}{Z_5} = \frac{V_Y - 0}{Z_6} + \frac{V_Y - V_X}{Z_1}$$

$$V_{IN} = V_{OUT} \left[ \left( \frac{Z_1 Z_6 + Z_1 Z_5 + Z_5 Z_6}{Z_1 Z_6} \right) \left( \frac{Z_3 Z_4 + Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 + Z_1 Z_4}{Z_3 Z_4} \right) - \frac{Z_5}{Z_1} \left( \frac{Z_3 + Z_2}{Z_3} \right) \right]$$

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{Z_1 Z_3 Z_4 Z_6}{(Z_1 Z_6 + Z_1 Z_5 + Z_5 Z_6)(Z_3 Z_4 + Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 + Z_1 Z_4) - Z_4 Z_6 Z_5 (Z_2 + Z_3)}$$

Adotando-se:

$$Z_1 = Z_2 = Z_5 = R \quad Z_4 = X_{C4} = \frac{1}{sC_4} \quad Z_3 = X_{C3} = \frac{1}{sC_3} \quad Z_6 = X_{C6} = \frac{1}{sC_6}$$

Temos:

$$G(s) = \frac{1}{s^3 R^3 C_3 C_4 C_6 + s^2 2R^2 C_3 (C_4 + C_6) + sR(3C_3 + C_6) + 1} \quad (4.4)$$

Escolhendo-se o valor de  $R_1 = R_2 = R_5 = R = 47k$  e para uma frequência de corte  $f_c = 600Hz$  temos que os valores aproximados de  $C_3 = 1.2nF$ ,  $C_4 = 22nF$  e  $C_6 = 10nF$  e fator de qualidade  $Q = 0,707$  para aproximação *Butterworth*. A versão finalizada do filtro ativo passa-baixa de três pólos de ganho unitário, representado na Figura 22.

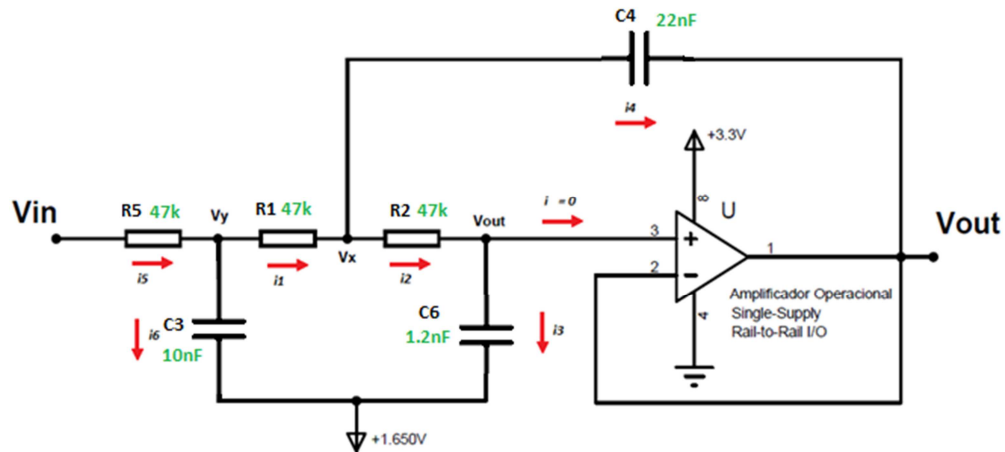


Figura 22. Circuito esquemático para filtro passa-baixa, ativo e de três pólos com os valores projetados e ajustados dos componentes.

Foi simulado no *software Matlab* a função de transferência do circuito acima para demonstrar a sua resposta em frequência e em fase, na Figura 23. Além disso, é possível visualizar que o filtro as raízes da função, localizadas à esquerda no plano  $s$  e dois zeros, como justificado na Figura 24, mostrando que o sistema é estável. O diagrama de *Nyquist* é mostrado na Figura 25 enfatizando a estabilidade do filtro pelas suas raízes imaginárias.

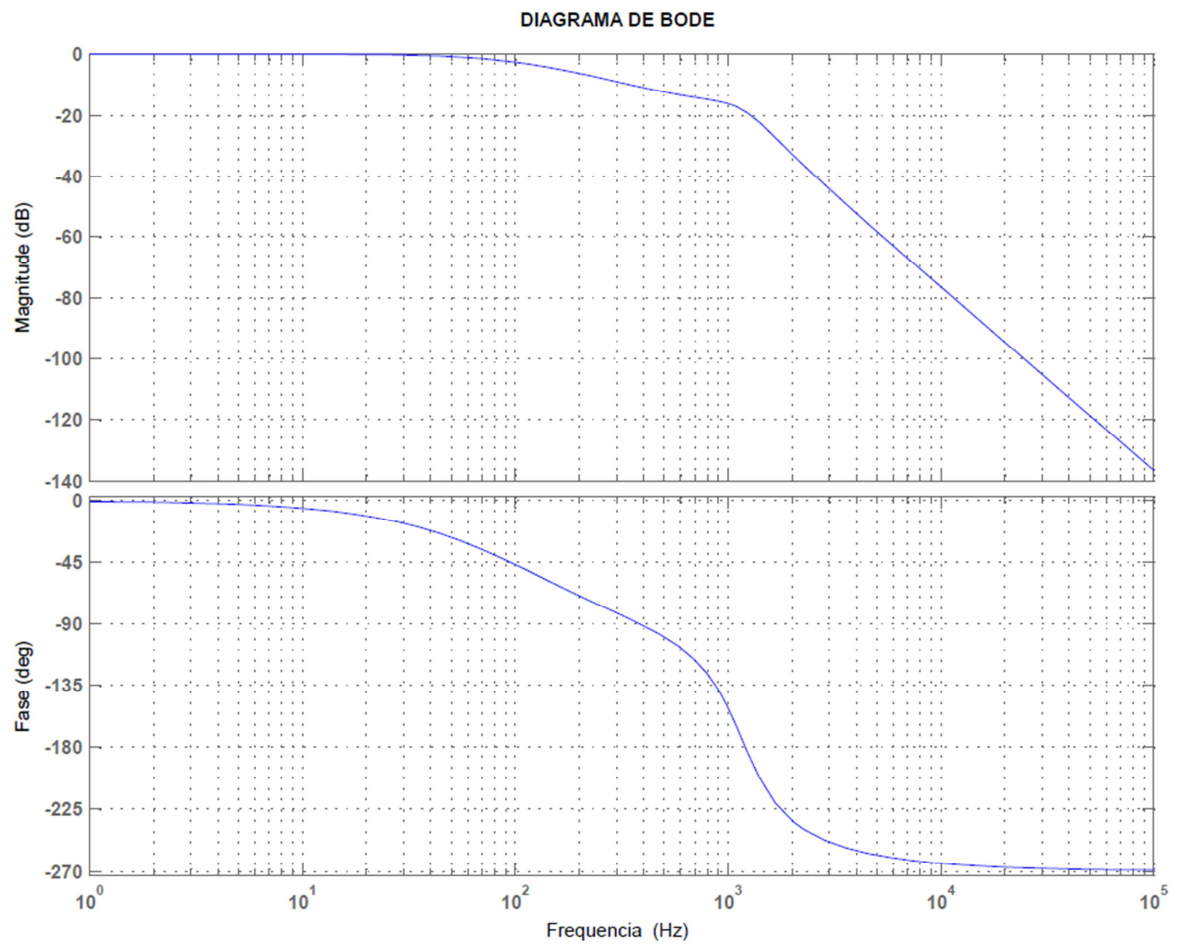


Figura 23. Resposta em Frequência e em Fase do filtro passa-baixa ativo de 3 pólos, com ganho unitário – Simulação no *Matlab*.

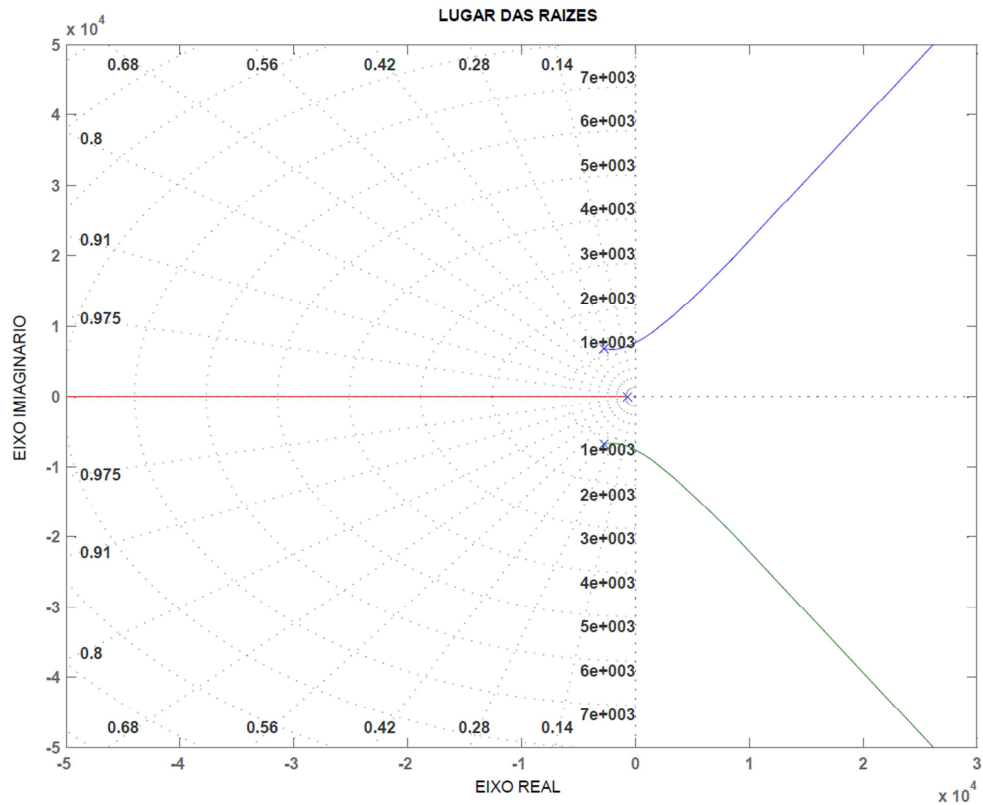


Figura 24. Lugar das raízes do filtro passa-baixa ativo de três pólos com ganho unitário – Simulação no *Matlab*.

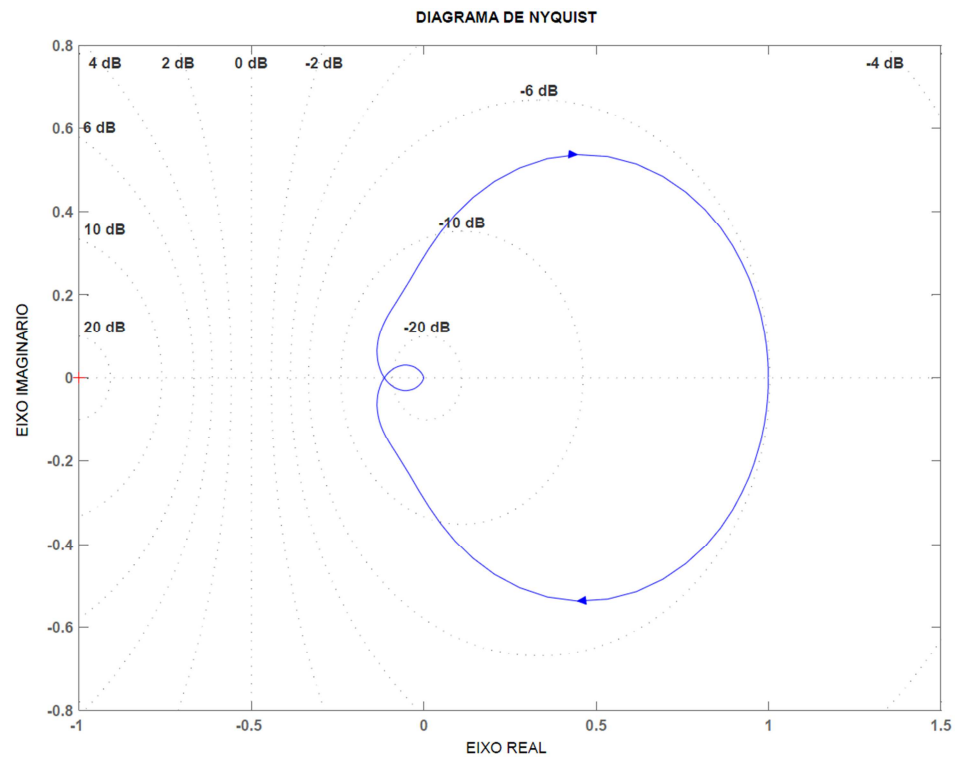


Figura 25. Diagrama de Nyquist da resposta do filtro passa-baixa ativo de três pólos com ganho unitário – Simulação no *Matlab*.

#### 4.1.5 Filtro Passa-Alta Ativo de 2 Pólos e Ganho Unitário – 5º Estágio

O quinto estágio do sistema de condicionamento consiste em um filtro passa-alta, ativo e de dois pólos, utilizando AO com ganho unitário. Esse filtro também se baseou na aproximação de *Butterworth*, para resposta em frequência e fase do sinal, possuindo faixa de passagem e de rejeição planas e região de transição moderada. Da mesma forma que o filtro passa-baixa a topologia utilizada foi a *Sallen Key* (Bonfim, 2010), na qual se utilizam resistores e capacitores, com um circuito ativo, e com ganho unitário. Esse filtro foi projetado para uma frequência de corte de 5Hz, como pode ser visualizado no circuito esquemático na Figura 26, na qual encontram-se as impedâncias, as tensões  $V_{in}$ ,  $V_X$  e  $V_{OUT}$  e as correntes.

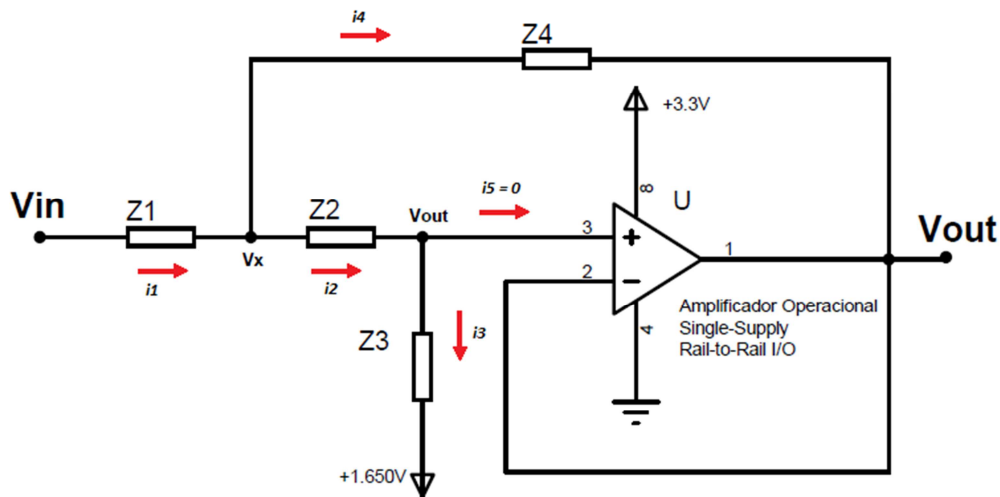


Figura 26. Circuito esquemático para filtro passa-alta, ativo e de dois pólos.

Por também ser um sistema linear, a equação de transferência do filtro foi calculada, como mostrado a seguir, para que se pudessem encontrar os valores dos componentes eletrônicos para as impedâncias mostradas na Figura 25.

- $V_X$ :

$$\frac{V_X - V_{OUT}}{Z_2} = \frac{V_{OUT} - 0}{Z_3}$$

$$V_X = V_{OUT} \left( 1 + \frac{Z_2}{Z_3} \right)$$

- $V_{IN}$ :

$$\frac{V_{IN} - V_X}{Z_1} = \frac{V_X - V_{OUT}}{Z_4} + \frac{V_X - V_{OUT}}{Z_2}$$

$$V_{IN} = V_X + (V_X - V_{OUT}) \left( \frac{Z_1}{Z_4} + \frac{Z_1}{Z_2} \right)$$

- $\frac{V_{OUT}}{V_{IN}}$ :

$$V_{IN} = V_{OUT} \left( \frac{Z_3 + Z_2}{Z_3} \right) + (V_{OUT} \left( \frac{Z_3 + Z_2}{Z_3} \right) - V_{OUT}) \left( \frac{Z_1 Z_2 + Z_1 Z_4}{Z_4 Z_2} \right)$$

$$V_{IN} = V_{OUT} \left[ \frac{Z_3 + Z_2}{Z_3} + \frac{Z_2}{Z_3} Z_1 \left( \frac{Z_2 + Z_4}{Z_2 Z_4} \right) \right]$$

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{Z_3 Z_4}{Z_4 (Z_3 + Z_2) + Z_1 Z_2 + Z_1 Z_4}$$

Adotando-se:

$$Z_3 = R_1, Z_4 = R_2 \quad Z_1 = X_{C1} = \frac{1}{sC_1} \quad Z_2 = X_{C2} = \frac{1}{sC_2}$$

Passando a equação anterior para o domínio da frequência e substituindo as impedâncias, temos:

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{R_1 R_2}{R_1 R_2 + \frac{R_2}{sC_2} + \frac{1}{s^2 C_1 C_2} + \frac{R_2}{sC_1}}$$

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{R_1 R_2 s^2 C_1 C_2}{s^2 R_1 R_2 C_1 C_2 + s R_2 C_1 + s R_2 C_2 + 1}$$

$$G(s) = \frac{s^2}{s^2 + \frac{s R_2 (C_1 + C_2)}{R_1 R_2 C_1 C_2} + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4.5)$$

Assim:

$$\omega_c^2 = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} \text{ e } \omega_c = 2\pi f_c$$

Sendo assim, temos que o fator de qualidade  $Q$  é:

$$\frac{\omega_c}{Q} = \frac{C_1 + C_2}{R_1 R_2 C_2}$$

$$Q = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \frac{R_1 C_1 C_2}{(C_1 + C_2) R_2}$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{R_2 (C_1 + C_2)} \quad (4.6)$$

Logo, a frequência de corte é dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4.7)$$

Escolhendo-se o valor de  $C_1 = C_2 = 330nF$  e para uma frequência de corte  $f_c = 5Hz$  temos que os valores de  $R_1 = 82k$  e  $R_2 = 47k$ . Portanto temos a versão finalizada do filtro ativo passa-alta de dois pólos de ganho unitário, representado na Figura 27.

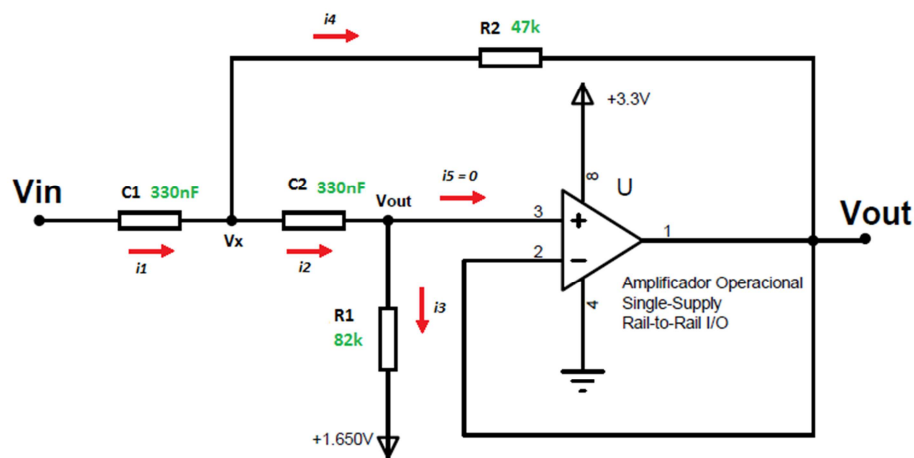


Figura 27. Circuito esquemático para filtro passa-alta, ativo e de dois pólos com os valores projetados e ajustados dos componentes eletrônicos.



Com o auxílio do *software Matlab*, pois é um *software* favorável a análises estatísticas e outras ferramentas matemáticas para processamento de sinais, a função de transferência do circuito acima foi utilizada para demonstrar a sua resposta em frequência e em fase, como na Figura 28. Assim, criou-se o gráfico do Lugar das Raízes daquela função, na Figura 29, mostrando, também, a estabilidade do filtro, pelas raízes à esquerda do plano  $s$ , e, também o Diagrama de *Nyquist*, na Figura 30.

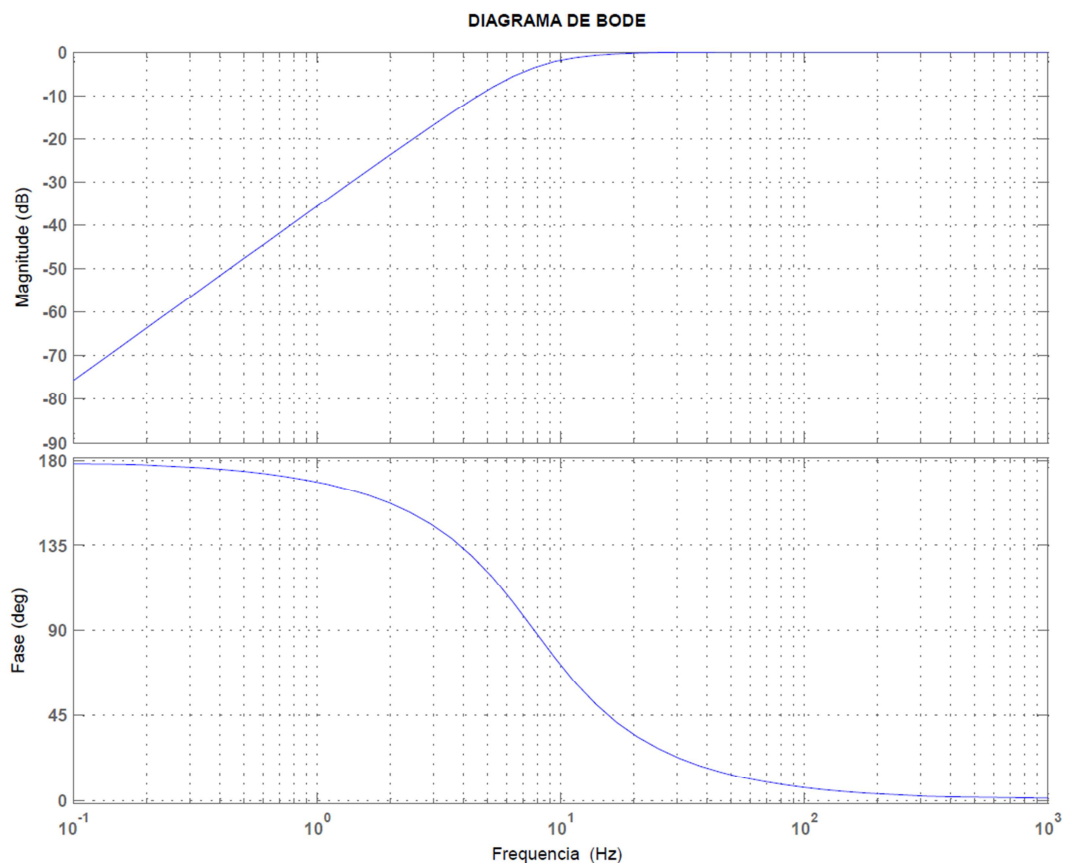


Figura 28. Resposta em Frequência e em Fase do filtro passa-alta ativo de 2 pólos, com ganho unitário – Simulação no *Matlab*.

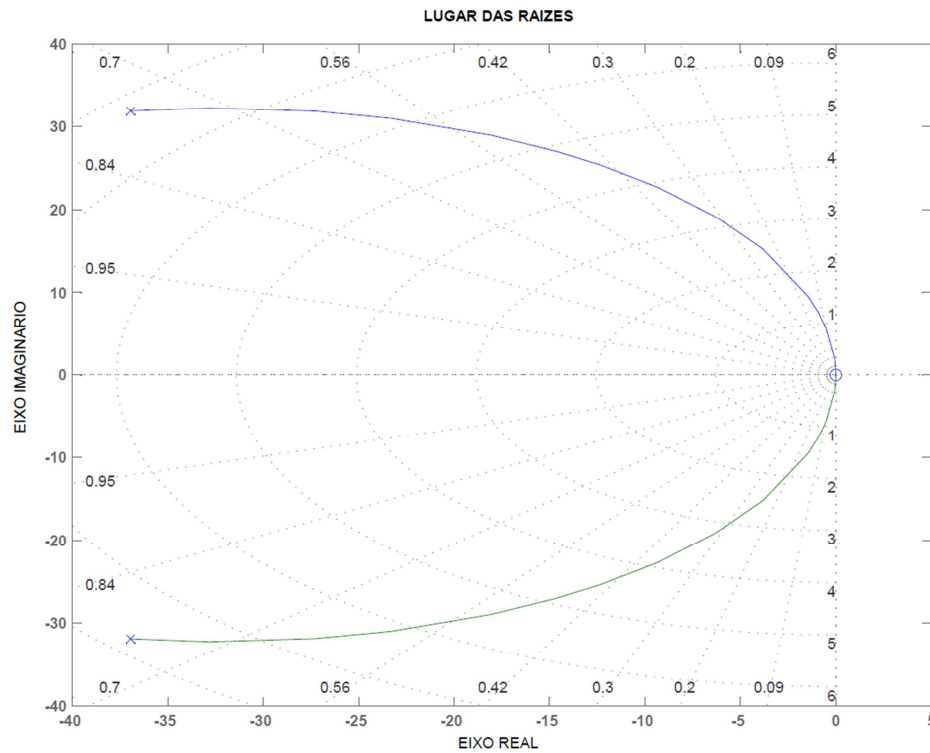


Figura 29. Lugar das raízes do filtro passa-alta ativo de dois pólos com ganho unitário – Simulação no *Matlab*.

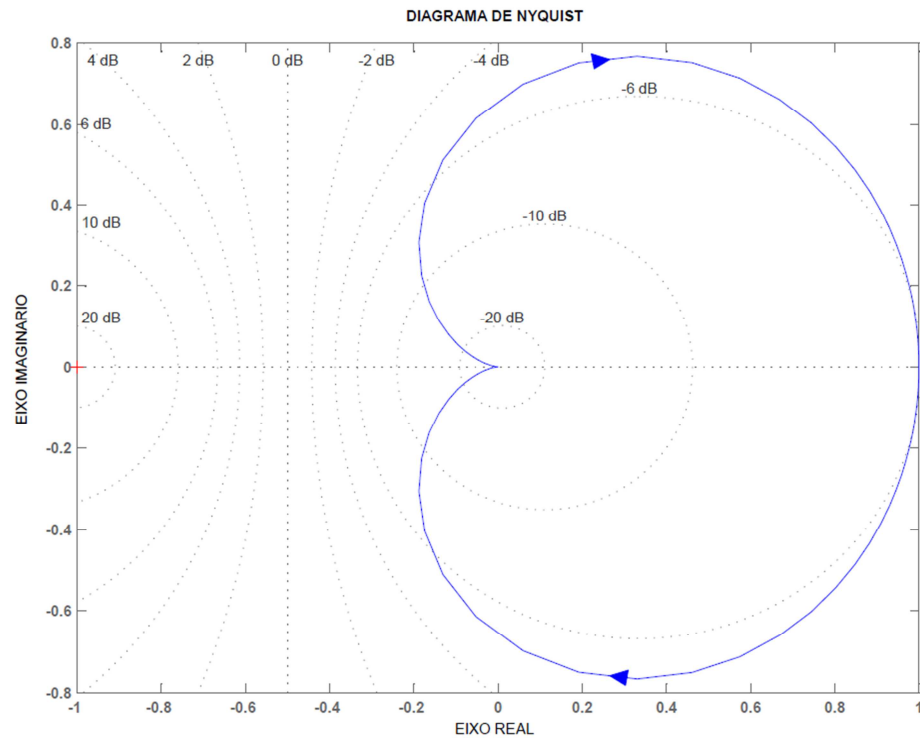


Figura 30. Diagrama de Nyquist da resposta do filtro passa-alta ativo de dois pólos com ganho unitário – Simulação no *Matlab*.

Por fim, foi simulado no *software Proteus* o circuito completo do filtro passa-faixa e o Diagrama de Bode do mesmo foi criado como mostrado na Figura 31.

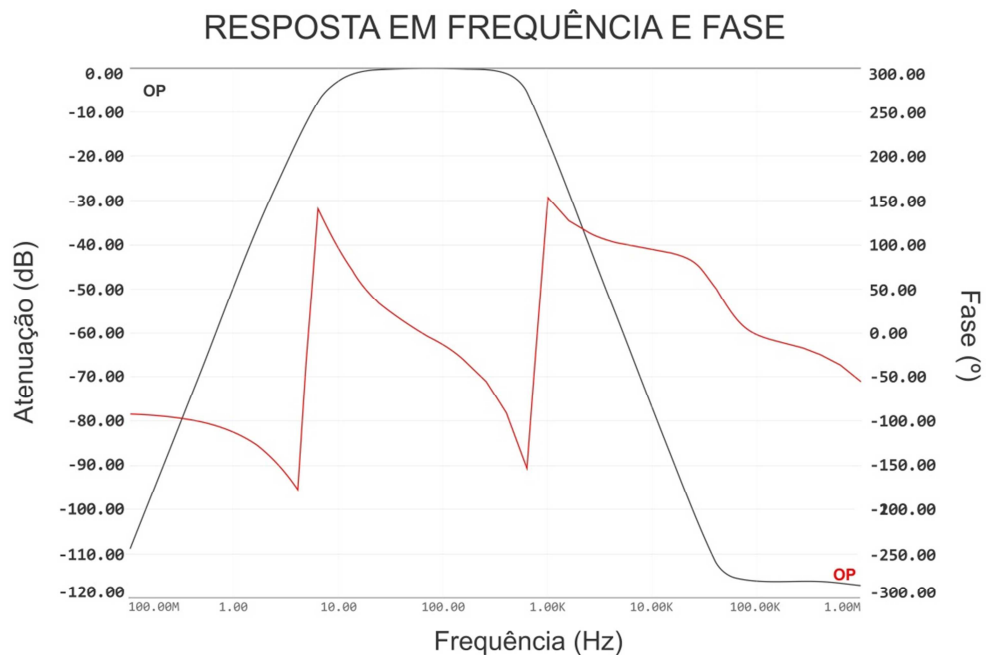


Figura 31. Diagrama de Bode para o Filtro Passa-Faixa com ganho unitário – Simulação no *software Proteus*.

#### 4.1.6 Amplificador Programável – 6º Estágio

Para o estágio de alto ganho foi utilizado o amplificador programável, *Programmable Gain Amplifier (PGA)*, MCP6S21, o qual é *Rail-to-Rail I/O* e *single supply* (+2.5V a +5.5V), com valores de seleções de ganho de: +1, +2, +4, +5, +8, +10, +16 a +32 V/V. A interface de comunicação com este amplificador é feita por *Serial Peripheral Interface (SPI)* através do microcontrolador principal utilizado neste projeto, o *dsPIC 33FJ128GP710*. O circuito esquemático para amplificador é mostrado na Figura 32.

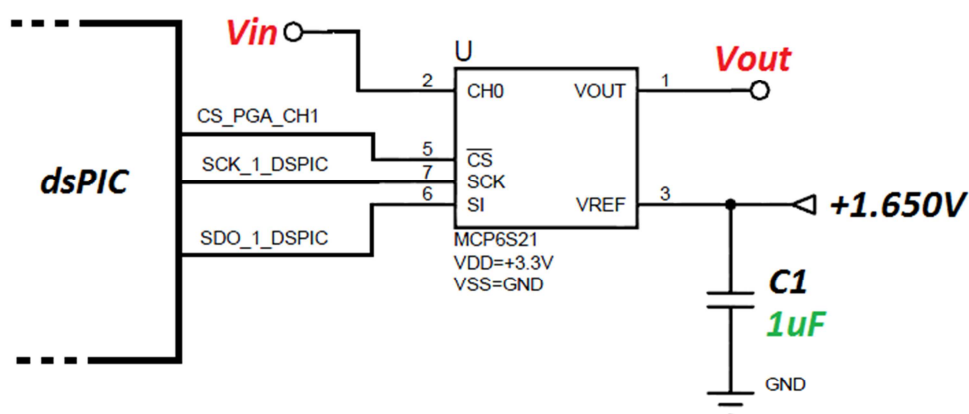


Figura 32. Esquemático do PGA utilizado com o barramento da SPI 1 do dsPIC.

Foi utilizada a SPI 1 do dsPIC, sendo que o mesmo possui 2 barramentos para essa comunicação. Os ganhos foram enviados em formato hexadecimal pela SPI, sendo de 0x01 a 0x07.

#### 4.1.7 Retificador de Onda Completa de Precisão (R.O.C.P.) – 7º Estágio

O sétimo estágio do sistema de condicionamento consiste em um circuito para obter a envoltória do sinal eletromiográfico. A justificativa para a utilização desse circuito implica para o fato de enviar o sinal retificado para acionar as barras gráficas de LED's e, ainda, ser enviado ao dsPIC para processá-lo e mostrá-lo no *display* gráfico. Esse estágio consiste em duas etapas: retificação de onda completa e subtração de nível DC (tensão de referência) juntamente com filtro passa-baixa para obter a envoltória do sinal. A primeira etapa é mostrada na Figura 33.