

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E
TECNOLOGIA DE SÃO PAULO – IFSP
Campus São Paulo**

ALBERTO MITIO TSUDA

**DESENVOLVIMENTO DE SENSORES ATIVOS PARA
AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS**

Dissertação de mestrado apresentada ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo – IFSP como parte dos requisitos para obtenção de título de Mestre em Automação e Controle de Processo.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Pires

São Paulo

2015



INSTITUTO FEDERAL

MINISTERIO DA EDUCAÇÃO
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SÃO PAULO
CAMPUS SÃO PAULO
DIRETORIA GERAL DO CAMPUS SÃO PAULO
Coordenadoria de Registros Escolares de Pós-Graduação

ATA DE EXAME DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Nome do Programa: Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos

Nome do(a) Aluno(a): Alberto Mitio Tsuda

Nome do Orientador: Prof. Dr. Ricardo Pires

Nome do Coorientador:

Título do Trabalho: "Desenvolvimento de sensores ativos para aquisição e processamento de sinais eletromiográficos"

Abaixo o resultado de cada participante da Banca Examinadora

| Nome completo dos Participantes Titulares da Banca | Sigla da Instituição | Aprovado / Não Aprovado |
|--|----------------------|-------------------------|
| Prof. Dr. Ricardo Pires – Orientador | IFSP – SPO | <i>aprovado</i> |
| Prof. Dr. Fabio da Silva Bortoli – Membro Externo | IFSP – SPO | <i>aprovado</i> |
| Prof. Dr. Victor Inácio da Oliveira – Membro Externo | SENAI - SP | <i>aprovado</i> |
| Nome completo dos Participantes Suplentes da Banca | Sigla da Instituição | Aprovado / Não Aprovado |
| Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock – Membro Interno | IFSP - SPO | _____ |
| Prof. Dr. Bruno da Silva Rodrigues - Membro Externo | Uninove | _____ |

Considerando-o: APROVADO
 NÃO APROVADO

Assinaturas

São Paulo, 13 de abril de 2015

Ricardo Pires

Presidente da Banca

[Assinatura]

Membro Externo

[Assinatura]

Membro Externo

Observações:

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, por tudo que ele representa na minha vida.

A minha, família por toda atenção compreensão e apoio.

Ao IFSP, por ter proporcionado esta oportunidade tão valiosa em minha carreira.

A meu primeiro orientador Prof. Dr. Paulo Marcos de Aguiar, por ter aberto as portas desse mundo tão fascinante da biomedicina e bioengenharia

Ao professor Prof. Dr. Ricardo Pires por ter me acolhido e me orientado com paciência e dedicação.

Aos amigos Hugo Magalhães Martins e Cesar Augusto Domingues Loureiro, pela atenção e apoio nas horas difíceis.

A todos os docentes do curso de Mestrado em Automação e Controle de Processos IFSP(2012 – 2013)

RESUMO

Este trabalho visa ao desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinais eletromiográficos de superfície (SEMG) no antebraço, com a finalidade de controle futuro de prótese de mão. O trabalho dá prosseguimento a estudos anteriores desenvolvidos no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo - (IFSP), nos quais foram alcançados êxitos na execução de movimentos específicos em um sistema eletromecânico, com dois canais de aquisição de dados. Neste trabalho, é dada ênfase a um aprimoramento nas aquisições dos sinais EMGs, recorrendo ao desenvolvimento de eletrodos ativos e ao aumento do número de canais de aquisição. Com o uso de três canais e eletrodos ativos, ampliou-se a possibilidade de obter uma maior fidelidade na interpretação dos movimentos e também um aumento na taxa de acertos dessa interpretação. Outra melhoria é o acréscimo de movimentos detectados, o que possibilitará ao usuário a realização de mais tarefas e com maior segurança. Cada canal é constituído de um conjunto de dois eletrodos, formando pares de eletrodos próximos, cuja função é de prover sinal para entrada diferencial do amplificador INA 128, Burr-Brown, e mais um eletrodo em comum para os três canais que tem a função de servir como referência. Estes eletrodos foram posicionados em diversos locais estrategicamente estudados, com o objetivo de comparar os sinais com maiores amplitudes e que apresentaram padrões bem mais definidos. Para melhorar a qualidade do sinal obtido, foram projetadas e confeccionadas placas com circuito amplificador junto aos eletrodos, diminuindo significativamente o ruído. Para digitalização dos sinais EMG, optou-se pela utilização da plataforma Arduino, pela sua facilidade de utilização, capacidade de processamento, emprego de software livre e baixo custo. O projeto contou com o desenvolvimento de uma placa de condicionamento de sinais com três tipos de filtros, um amplificador, um ajuste de *offset* e um retificador, para se obter sinais livres de ruídos, amplificados e retificados e com condições de extrair padrões de movimentos das mãos. Os resultados obtidos atenderam às expectativas, tanto no aspecto da precisão quanto no aspecto da repetibilidade dos sinais com relação aos movimentos das mãos.

Palavras-chave:

eletromiografia, EMG, eletrodo ativo, prótese de membro superior.

ABSTRACT

This work aims to develop a system for the acquisition of surface electromyographic signals (SEMG) in the forearm, in order to control the prosthetic hand. The Project is a continuation of previous studies developed at the Federal Institute of Education, Science and Technology of São Paulo - (IFSP) in which successes in the execution of specific movements were achieved in an electromechanical system with two channels of data acquisition. In this work, emphasis is given to a larger improvement in the acquisition of EMG signals using the development of active electrodes and the increasing number of acquisition channels. With the use of three channels and active electrodes, increases the possibility of getting a higher fidelity in the interpretation of thia interpretation Another improvement is the addition of movements that allow the user to perform more tasks and more safely. Each channel consists of a set of two electrodes, constituting two pairs of electrodes next to each other, whose function is to provide differential input signal to the amplifier INA 128 and one common reference electrode. These electrodes were placed strategically at various locations studied, with the aim of comparing the signals with larger amplitudes and showed much more defined patterns. To improve the signal quality obtained was designed and assembled cards with amplifier circuit to the electrodes, significantly reducing noise. For scanning EMG signals, we chose to use the Arduino platform for its usability and processing capacity, employment of free software and low cost. The project included the development of the signal conditioning board, with three filters, an amplifier, an offset adjustment and a rectifier to provide free signal noise, amplified and rectified and conditions of extracting patterns of hand movements. The results met expectations, both in the accuracy aspect as in the aspect of the repeatability of the signals with respect to hand movements.

Keywords:

electromyography, EMG, active electrode, upper limb prosthesis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Sumário de eventos que causam o potencial de ação (GUYTON, 2006).... | 17 |
| Figura 2 - Estrutura do Músculo Esquelético (BELTRAMINI, 1999)..... | 18 |
| Figura 3 - Constituição de fibras musculares esqueléticas (BELTRAMINI, 1999).... | 18 |
| Figura 4 - Mecanismo de contração do músculo (GUYTON, 1993) | 19 |
| Figura 5 - Unidade motora (ORTOLAN, 2002)..... | 20 |
| Figura 6 - Esquema do potencial de ação da unidade motora (DE LUCA, 2006) | 20 |
| Figura 7 - Sinal EMG formado pela somatória de MUAP (DE LUCA, 2006). | 21 |
| Figura 8 Sinal EMG e o seu espectro na contração isométrica (DE LUCA, 2002)..... | 22 |
| Figura 9 - Geometria e disposição dos Condutores do Eletrodo (DE LUCA, 2002). .. | 24 |
| Figura 10 - Distância recomendada pela SENIAM | 24 |
| Figura 11 - Posicionamento dos Eletrodos e qualidade do Sinal (DE LUCA, 1993)... | 25 |
| Figura 12 - Músculos do antebraço, modificada pelo autor (NETTER, 2000). | 26 |
| Figura 13 - Circuito interno do amplificador INA128 (Burr Brown, 2005)..... | 27 |
| Figura 14 - Circuito de referência para o INA128 (Burr Brown, 2005)..... | 28 |
| Figura 15 - Filtro Passa alta passivo. | 29 |
| Figura 16 - Filtro passa baixa passivo. | 29 |
| Figura 17 - Topologia básica de filtros ativos Sallen Key..... | 30 |
| Figura 18 - Filtro passa alta ativo | 31 |
| Figura 19 - Filtro passa baixa ativo | 32 |
| Figura 20 - Filtro notch topologia duplo T | 33 |
| Figura 21 - Retificador de onda completa com amplificadores operacionais..... | 35 |
| Figura 22 - Diagrama de blocos da plataforma EMG..... | 36 |
| Figura 23 - Posicionamento dos sensores (Delsys,2002) | 37 |
| Figura 24 - Sistema de aquisição EMG passivo (MARTINS, 2012). | 41 |
| Figura 25 - Placa pré-amplificadora - primeira versão em teste..... | 42 |
| Figura 26 - <i>Layout</i> placa pré-amplificadora - primeira versão | 42 |
| Figura 27 - Esquema Elétrico placa pré-amplificadora | 43 |
| Figura 28 - Protótipo de um canal e sensor ativo e placa amplificadora. | 43 |
| Figura 29 – <i>Layout</i> placa pré-amplificadora com eletrodos centralizados..... | 44 |
| Figura 30 - Placa pré-amplificadora - segunda versão | 44 |
| Figura 31 - Circuito Pré-Amplificador - versão final | 45 |

| | |
|---|----|
| Figura 32 - <i>Layout</i> placa pré-amplificadora - versão final | 46 |
| Figura 33 - Placa pré-amplificadora versão final..... | 46 |
| Figura 34 - Esquema elétrico placa amplificadora - primeira versão | 48 |
| Figura 35 - Circuito amplificador com um canal – versão final..... | 49 |
| Figura 36 - Placa de circuito impresso do amplificador com um canal..... | 49 |
| Figura 37 - PCI Circuito pré-amplificador – modificado | 50 |
| Figura 38 - a) - Sinal do músculo não tensionado b) - Músculo semi-tensionado –c) Músculo tensionado | 51 |
| Figura 39- Músculo em repouso à esquerda e com atividade à direita..... | 52 |
| Figura 40 - Músculo acionado três vezes | 53 |
| Figura 41 - Conversão A/D – com valores próximo de Zero | 53 |
| Figura 42 - Conversão A/D - com valores acima do valor médio | 54 |
| Figura 43 - Plataforma de teste do programa para acionamento dos LEDs | 55 |
| Figura 44 - Tela de trabalho de conversão do Arduino para o Excel com PLX - DAC55 | |
| Figura 45 - Gráfico de simulação do algoritmo..... | 56 |
| Figura 46 - Sinais EMGs no osciloscópio para ajuste de amplitude. | 57 |
| Figura 47 - Acionamento dos leds indicativos de amplitude dos sinais EMG..... | 57 |
| Figura 48 - Monitoramento de simultâneo de três canais com diferentes movimentos | 58 |
| Figura 49 - Monitoramento simultâneo de três canais, detalhe da pulseira de velcro.. | 58 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|---------|---|
| ADC | Analógico Digital Converter (Conversor Analógico Digital) |
| ADP | Disfotato de Adenosina |
| Ag/AgCl | Eletrodo Prata / Cloridrato de Prata |
| ANN | Artificial Neural Network (Redes Neurais Artificiais) |
| ARES | Software CAD para roteamento de PCI do Proteus |
| ATP | Trifosfato de Adenosina |
| CC | Corrente Contínua |
| ECG | Eletrocardiograma |
| EMG | Eletromiografia |
| GND | Ground (Terra) |
| IFSP | Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de São Paulo |
| LABORE | Laboratório de Robótica e Reabilitação |
| LED | Diodo Emissor de luz |
| LPKF | Leiterplatten Kopier Fräsen (prototipadora de PCI) |
| MUAP | Motor Unit Action Potential |
| PCI | Placa de Circuito Impresso |
| PROTEUS | Software de simulação de circuitos eltoeltrônicos |
| PTH | Pin Through Hole (Componentes soldados através de furos) |
| SMD | Surface Mount Device |
| SENIAM | Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles |
| RMS | Root Mean Square – Valor Quadrático Médio |

SUMÁRIO

| | | |
|---|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 11 |
| | 1.1 APRESENTAÇÃO..... | 11 |
| | 1.2 JUSTIFICATIVA..... | 12 |
| 2 | OBJETIVO GERAL..... | 12 |
| | 2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... | 12 |
| 3 | LINHAS DE PESQUISA..... | 14 |
| | 3.1 PROCEDIMENTOS DE PESQUISA..... | 14 |
| 4 | REVISÃO BIBLIOGRÁFICA..... | 15 |
| | 4.1 ELETROMIOGRAFIA (EMG)..... | 15 |
| | 4.1.1 BOMBA DE SÓDIO POTÁSSIO..... | 15 |
| | 4.1.2 POTENCIAL DE AÇÃO..... | 16 |
| | 4.1.3 ESTRUTURA E ORGANIZAÇÃO DOS MÚSCULOS ESQUELÉTICOS..... | 17 |
| | 4.1.4 SINAL EMG..... | 20 |
| | 4.2 ELETRODOS..... | 22 |
| | 4.2.1 MATERIAIS UTILIZADOS EM ELETRODOS ATIVOS..... | 23 |
| | 4.2.2 CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS NO CONTATO ENTRE ELETRODO E PELE..... | 23 |
| | 4.2.3 DIMENSIONAMENTO DOS ELETRODOS ATIVOS E SUAS CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS..... | 23 |
| | 4.2.4 NÚMERO DE ELETRODOS..... | 25 |
| | 4.2.5 POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS NA REGIÃO DO MÚSCULO..... | 25 |
| | 4.2.6 PRINCIPAIS MÚSCULOS DO ANTEBRAÇO PARA ACIONAMENTO DA MÃO..... | 26 |
| | 4.3 CIRCUITOS ELETRÔNICOS..... | 27 |
| | 4.3.1 CIRCUITOS AMPLIFICADORES..... | 27 |
| | 4.3.2 CIRCUITOS DE REFERÊNCIA..... | 27 |
| | 4.3.3 FILTROS DE FREQUÊNCIA..... | 28 |
| 5 | MATERIAIS E MÉTODOS..... | 35 |
| | 5.1 ESCOLHA DOS SENSORES..... | 36 |
| | 5.2 POSICIONAMENTO DOS SENSORES..... | 36 |
| | 5.3 RECURSOS UTILIZADOS..... | 37 |
| 6 | DESENVOLVIMENTO..... | 39 |
| | 6.1 ELETRODO ATIVO..... | 40 |
| | 6.2 FERRAMENTAS DE DESENVOLVIMENTO..... | 40 |
| | 6.3 DESENVOLVIMENTO DE CIRCUITOS ELETRÔNICOS..... | 40 |

| | | |
|-------|--|----|
| 6.3.1 | MONTAGEM DO PRÉ AMPLIFICADOR | 41 |
| 6.3.2 | MONTAGEM DO AMPLIFICADOR E FILTROS | 47 |
| 7 | RESULTADOS E DISCUSSÕES..... | 51 |
| 8 | CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS | 59 |
| | REFERÊNCIAS | 61 |

1 INTRODUÇÃO

O estudo dos sinais eletromiográficos (EMG) e suas aplicações no desenvolvimento de próteses é de fundamental importância na vida das pessoas que sofreram amputações dos membros superiores ou inferiores. A reabilitação com a utilização desses equipamentos, traz uma melhoria na qualidade de vida dessas pessoas e também permite a reinserção delas no mercado de trabalho.

1.1 APRESENTAÇÃO

Com o desenvolvimento de novas tecnologias, verificou-se um crescimento significativo na utilização de próteses com controle eletrônico. Estas próteses permitem a substituição de diversas partes do corpo para reabilitação da função de órgãos danificados por traumas ou doenças.

Apesar do aumento da disponibilidade dessas próteses, observou-se uma grande lacuna entre aquelas que apresentam recursos limitados e as que apresentam sofisticados sistemas de controle e que na maioria das vezes são inacessíveis ao cidadão de baixo poder aquisitivo pelo seu custo elevado.

A proposta deste projeto segue a linha das próteses que possuem um elevado grau de mobilidade, com boa precisão, porém, com tecnologia nacional. Exceto os amplificadores INA 128 e os OPA 2604 os demais itens são fabricados no Brasil.

O Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo (IFSP) possui um projeto no Laboratório de Robótica e Reabilitação (LABORE), que consiste no desenvolvimento de mão robótica utilizando de recursos de prototipagem rápida, que deverá ser capaz de executar a maioria dos movimentos de um membro original. Portanto o desenvolvimento deste trabalho contribuirá significativamente para o andamento do LABORE.

O método aqui apresentado consiste em extrair as informações de controle dos sinais eletromiográficos, obtidos através do uso de sensores de superfície ativos, que após serem amplificados e filtrados, deverão passar por um processo de reconhecimento de padrões e convertidos em informações codificadas que irão acionar cada um dos atuadores da “mão”.

Dentre as principais etapas deste projeto estão: a captação e o condicionamento dos sinais EMG, com circuitos confeccionados e montados de forma personalizada, a digitalização e processamento dos sinais para reconhecimento de padrões, e finalmente a

identificação desses padrões de acordo com os movimentos desejados e o acionamento de LEDs para representação visual desses movimentos.

1.2 JUSTIFICATIVA

Este trabalho tem como principais justificativas:

- a) Dar continuidade ao trabalho desenvolvido por Msc Hugo M. Martins, 2012 e servir de suporte para a equipe do LABORE (Laboratório de Robótica e Reabilitação).
- b) Contribuir com os estudos sobre a aquisição, reconhecimento e interpretação de sinais EMG e sua conversão para sinais de comandos para acionamento de próteses, visando à acessibilidade para pessoas de baixa renda.
- c) Em relação a trabalhos anteriores, aumentar o índice de acertos na interpretação dos sinais medidos.

2 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um sistema de captura de sinais eletromiográficos utilizando sensores ativos de superfície, com condicionamento dos sinais por meio de filtros ativos, associado a uma plataforma microcontrolada, para atuar no controle de prótese de mão.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para alcançar o objetivo geral deste trabalho, foram estabelecidas e cumpridas as metas relacionadas a seguir:

- a) viabilizar a utilização de eletrodos circulares descartáveis acoplados diretamente à placa de circuito impresso, montados com componentes SMD (Surface Mount Device);
- b) desenvolver três circuitos de aquisição de sinais, obtendo assim três canais de captação de sinais EMG;
- c) desenvolver programas para a plataforma Arduino utilizando *open source* colaborativo, para processar os sinais EMG digitalizados para reconhecer padrões;
- d) converter os sinais interpretados em comando para dispositivos atuadores;

- e) implantar as soluções encontradas em sistemas embarcados, utilizando microcontroladores;
- f) efetuar testes e ajustes entre as partes do sistema.

3 LINHAS DE PESQUISA

Este trabalho tem como linhas de pesquisa as disciplinas de Bioengenharia, Processamento e Análise de Sinais, Bio-Instrumentação, Métodos não Convencionais de Controle, Controle de sistemas, Robótica, além de outros conteúdos relacionados à Automação que foram muito úteis para a execução deste projeto.

3.1 PROCEDIMENTOS DE PESQUISA

Várias fontes de pesquisas como artigos, livros, teses e sítios na Internet foram consultadas para a obtenção, assimilação e desenvolvimento de novos métodos de aquisição e condicionamento de sinais, que foram submetidos à validação em ensaios em laboratórios.

Os principais procedimentos de pesquisa são:

- a) desenvolvimento de eletrodos ativos para elaboração de circuitos de aquisição de sinais EMG de alto desempenho;
- b) condicionamento dos sinais com o uso de amplificadores operacionais de uso específico para instrumentação, emprego de circuitos de referência e filtros ativos para atenuação de ruído produzidos pelo meio ambiente;
- c) digitalização de sinais e identificação de padrões para reconhecimento e acionamento de atuadores conforme o músculo acionado.

4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

No desenvolvimento deste projeto foram abordados conceitos básicos sobre diversos itens relacionados a geração, aquisição, condicionamento, e reconhecimento dos sinais eletromiográficos.

4.1 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

O nosso corpo possui uma enorme quantidade de músculos esqueléticos, variando de tamanho e formato, e cada um deles tem tendões nas extremidades e na porção média, a parte ativa do músculo conhecida como ventre muscular. Os músculos são acionados por meio de comandos gerados pelo cérebro e são capazes de promover movimentos de seus membros.

Para a realização de diagnósticos, os profissionais da área médica e esportiva, utilizam-se da eletromiografia para estudo dos movimentos do corpo humano. Este estudo já vem sendo realizado há mais de 200 anos desde quando o engenheiro elétrico Luigi Galvani, observou que se um músculo esquelético for estimulado eletricamente ele se contrai e por outro lado quando contraído voluntariamente produz corrente elétrica.

A Eletromiografia é o estudo das funções musculares através da análise dos sinais elétricos emitidos pelas fibras musculares. Esses sinais elétricos são gerados a partir da diferença de fluxo de íons através da membrana das células musculares, o que ocasiona diferença de potencial elétrico.

4.1.1 BOMBA DE SÓDIO POTÁSSIO

A bomba de sódio potássio é a base do funcionamento de transmissão de sinais nervosos por todo sistema nervoso. Além disso, é também responsável pela manutenção das diferenças de concentração de sódio e de potássio estabelecendo um potencial elétrico negativo no interior das células (GUYTON & HALL, 1993). Este estudo, consiste na compreensão do funcionamento elétrico das células nervosas e musculares durante o repouso e durante a atividade.

Segundo estes autores, quando três íons de sódio se fixam na parte interna da proteína transportadora da membrana celular e dois íons de potássio se fixam à parte externa dessa mesma proteína, a função ATPase da proteína é ativada transformando ATP em ADP e liberando a energia de uma ligação fosfato que é rica em energia. Acredita-se que essa reação provoque

alteração conformacional, fazendo com que a proteína expulse o sódio para o exterior e traga o potássio para o interior da célula.

O fato da bomba de sódio potássio transportar três íons sódio para o exterior, em troca de dois íons potássio transportados para o interior, implica na efetiva transferência de uma carga positiva para o exterior, a cada ciclo da bomba. Obviamente, isso gera positividade no exterior da célula, mas cria déficit de íons positivos no interior celular; isto é, ela produz negatividade nesse interior. Como resultado, a bomba Na^+-K^+ é dita *eletrogênica*, por criar um potencial elétrico através da membrana como consequência de seu bombeamento.

Uma das razões que explicam a baixa frequência das atividades EMG é que essas atividades dependem da movimentação de íons (átomos carregados eletricamente) que são estruturas que possuem massa e dimensões muito maiores em comparação com os elétrons que são utilizados em circuitos eletrônicos (HALL, 1997).

4.1.2 POTENCIAL DE AÇÃO

As fases do potencial de ação são as descritas a seguir conforme a Figura 1:

- a) fase de repouso. A membrana está polarizada devido a elevado potencial de membrana presente. É o potencial de membrana antes do início do potencial de ação. Neste estado a amplitude do potencial chega a -90mV ;
- b) fase de despolarização. Nesta fase a membrana fica abruptamente permeável aos íons de sódio, o que permite a entrada de grande quantidade desses íons no interior da célula. Neste estado, o potencial em termos de amplitude chega a ficar próximo do zero podendo ficar positivo, alcançando até 35mV ;
- c) fase de repolarização. Após poucos décimos de milésimos de segundo da fase de despolarização, os canais de sódio começam a se fechar, enquanto os canais de potássio se abrem mais que normal. Desta forma ocorre uma rápida difusão dos íons de potássio para o exterior da célula, restaurando o potencial negativo normal de repouso.

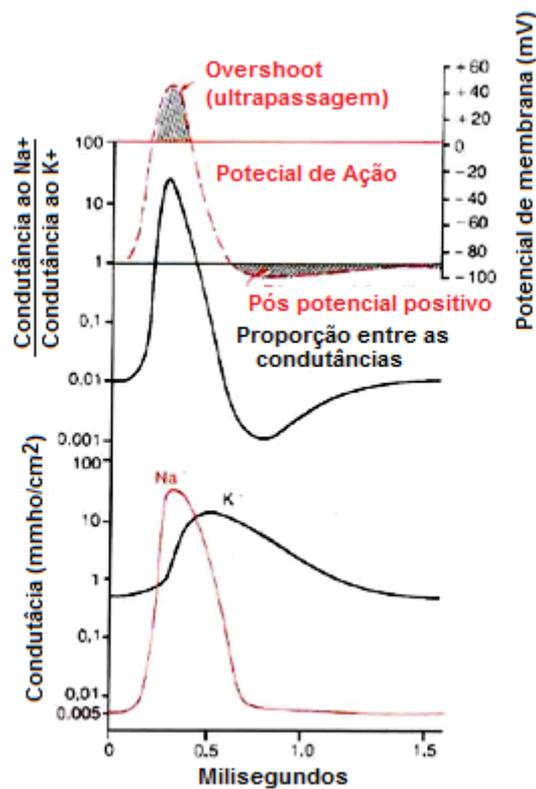


Figura 1 - Sumário de eventos que causam o potencial de ação (GUYTON, 2006).

4.1.3 ESTRUTURA E ORGANIZAÇÃO DOS MÚSCULOS ESQUELÉTICOS

Conforme demonstrado na Figura 2, o músculo estriado esquelético é constituído de inúmeras fibras musculares, envolvidos por uma camada de tecido conjuntivo chamado de endomério. Essas fibras são agrupadas formando um conjunto de fibras envolvidas pelo perimísio e são denominadas de fascículos, e o conjunto de fascículos formam os músculos que são envolvidos por um tecido conjuntivo conhecido por epimísio (BERNE ET ALL, 2004).

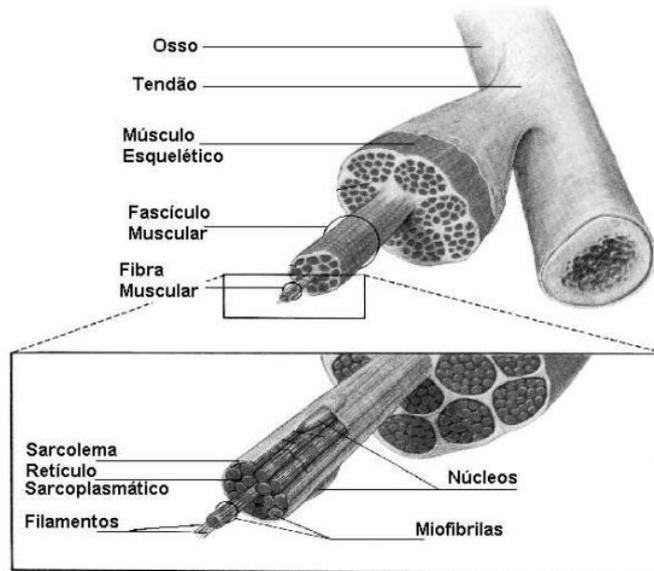


Figura 2 - Estrutura do Músculo Esquelético (BELTRAMINI, 1999).

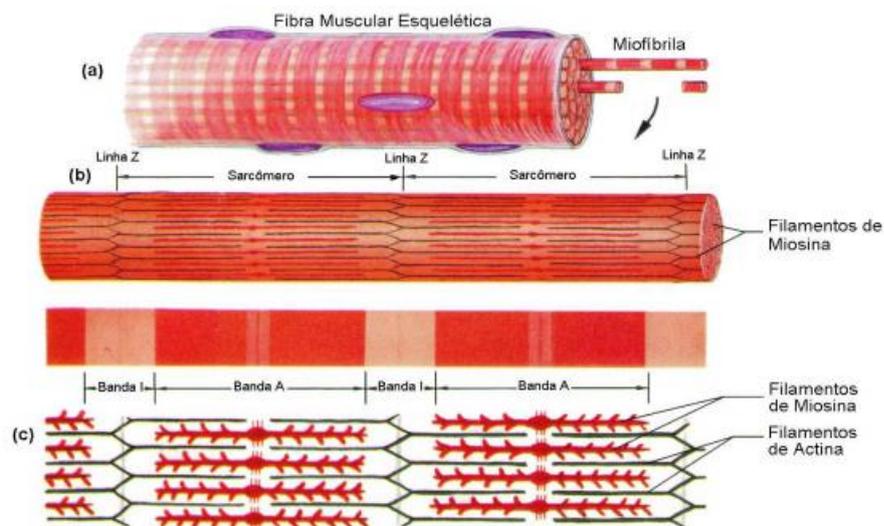


Figura 3 - Constituição de fibras musculares esqueléticas (BELTRAMINI, 1999).

Na Figura 3 observa-se que cada fibra muscular (a) contém de centenas a vários milhares de miofibrilas (b). Cada miofibrila por sua vez contém cerca de 1500 filamentos de miosina e 3000 filamentos de actina que são grandes moléculas poliméricas, responsáveis pela contração muscular.

O mecanismo de contração muscular ocorre segundo as etapas sucessivas descritas a seguir (GUYTON, 1993):

- a) um potencial de ação percorre um axônio motor até suas terminações nas fibras musculares;

b) uma substância neurotransmissora chamada de acetilcolina é secretada em cada terminação;

c) a acetilcolina faz com que numerosos canais protéicos dependentes se abram na região da fibra muscular;

d) a abertura desses canais permite o influxo de grande quantidade de íons de sódio para dentro da fibra muscular. Isso produz um potencial de ação na fibra muscular;

e) o potencial de ação se propaga ao longo da membrana da fibra muscular;

f) o potencial de ação despolariza a fibra muscular até o seu interior fazendo com que o retículo sarcoplasmático libere para as miofibrilas grande quantidade de íons de cálcio, que ficam armazenadas em seu interior;

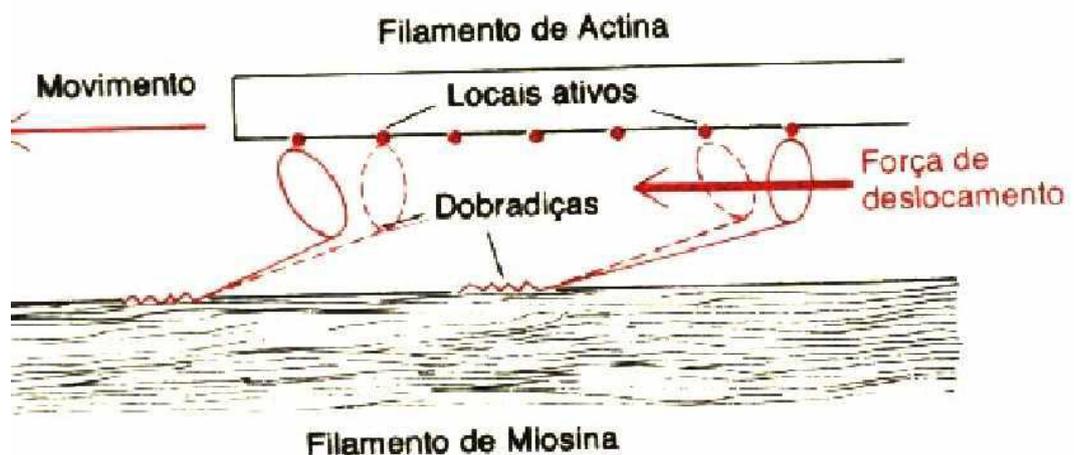


Figura 4 - Mecanismo de contração do músculo (GUYTON, 1993)

g) os íons de cálcio provocam atração entre os filamentos de actina e de miosina, fazendo com que deslizem um em direção ao outro, resultando em um processo contrátil. Esse processo está demonstrado na Figura 4;

h) após algumas dezenas de milissegundos os íons de cálcio são bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático, onde permanecem armazenados até que ocorra um novo potencial de ação muscular.

4.1.4 SINAL EMG

Nos estudos relacionados à área motora, denomina-se unidade motora a menor unidade muscular controlável. Essa unidade é constituída por um neurônio motor, junções neuromusculares e fibras musculares enervadas pelo neurônio conforme pode ser visto na Figura 5.

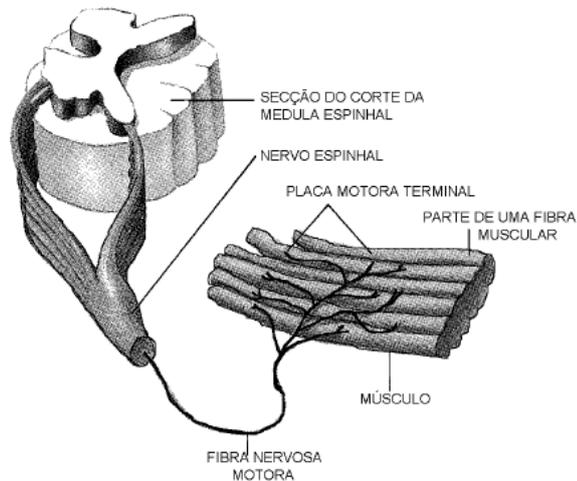


Figura 5 - Unidade motora (ORTOLAN, 2002).

MUAP, *Motor Unit Action Potential* é um sinal resultante da somatória dos potenciais de ação das diversas fibras musculares de uma unidade motora, conforme demonstrado na Figura 6.

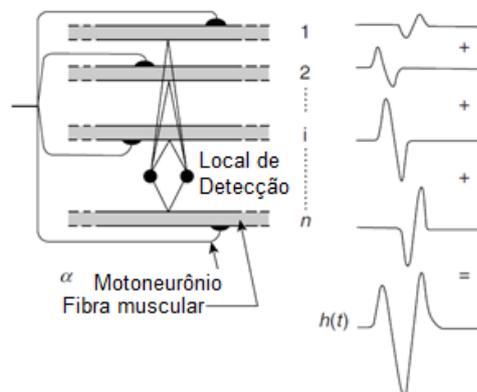


Figura 6 - Esquema do potencial de ação da unidade motora (DE LUCA, 2006)

Os MUAPs apresentam como características principais:

- a) duração aproximada de 2 a 10 ms;
- b) faixa de amplitude entre 100 μ V a 2 mV;

c) faixa de frequência entre 5Hz a 10KHz.

O sinal EMG é resultante da soma de diversos sinais gerados por potenciais de ação de cada músculo provenientes de vários MUAPs. A Figura 7 ilustra a formação do sinal EMG a partir da somatória de vários sinais de MUAP

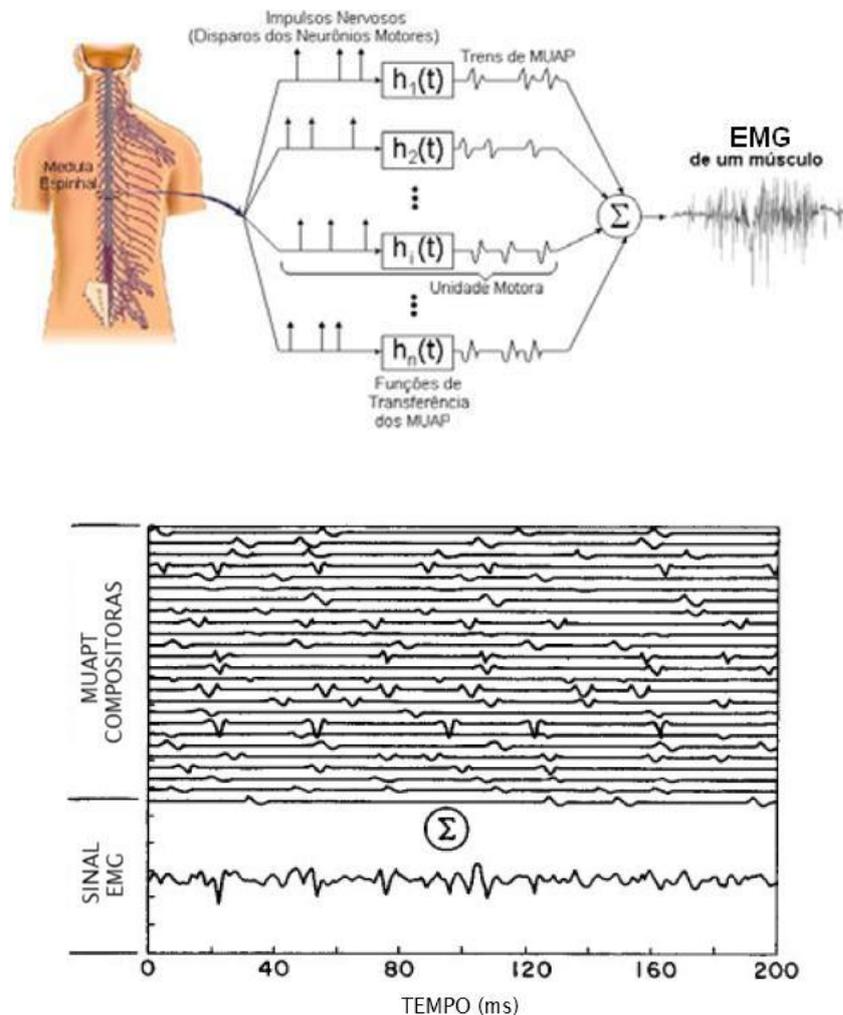


Figura 7 - Sinal EMG formado pela somatória de MUAP (DE LUCA, 2006).

Devido a sua natureza, os sinais EMG são descritos como um processo estocástico (DE LUCA, 2006), ou seja, na contração muscular existem diferenças entre MUAPs, irregularidades na taxa de disparo dos neurônios motores e também o envolvimento de mais de um músculo na atividade de contração (SOUZA ET AL, 2006). Entretanto, Englehart et. al (1998) encontraram características determinísticas no EMG nos primeiros 200 ms de uma contração muscular.

O sinal eletromiográfico obtido com a utilização de eletrodos de superfície é afetado pelas propriedades das camadas epiteliais e da interface eletrodo-pele de forma que apresenta

componentes frequenciais desde CC até 500Hz, com a maior parte da energia concentrada dentro da faixa de 50 a 150Hz (DE LUCA, 2002). A Figura 8 ilustra essa distribuição no gráfico da potência, onde o espectro de frequência corresponde ao sinal apresentado na parte superior da figura.

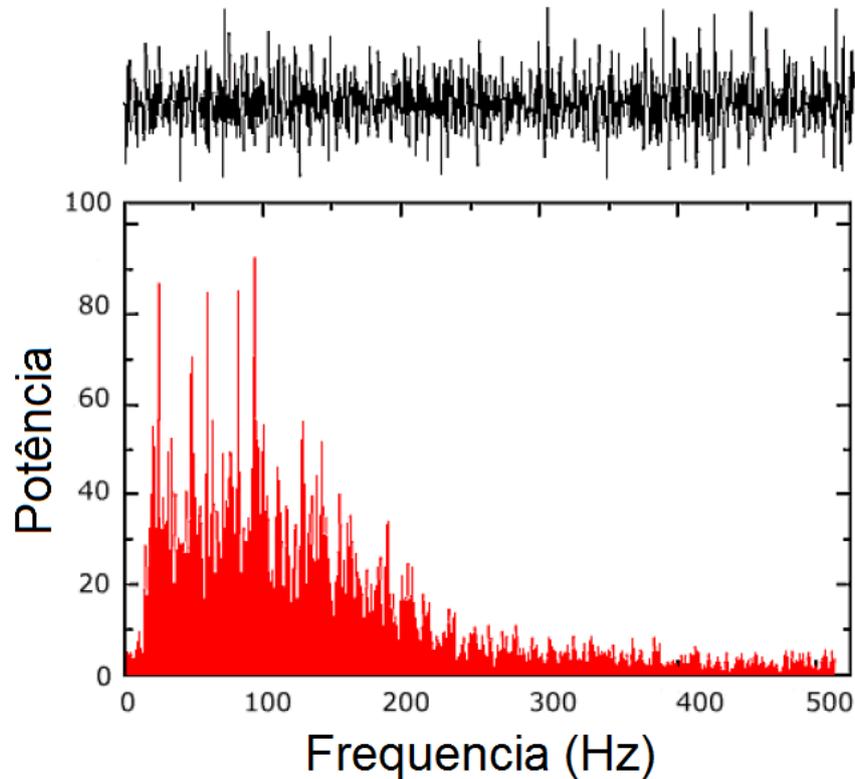


Figura 8 Sinal EMG e o seu espectro na contração isométrica (DE LUCA, 2002)

4.2 ELETRODOS

Na aquisição de sinais EMG, existem dois tipos de métodos: os invasivos e não invasivos: Nos eletrodos invasivos, são utilizados fios ou agulhas que são colocados em contato direto com os músculos, possuem baixa resistência elétrica, e obtêm-se amplitudes maiores e espectro de potência mais amplo (OLSON, 1998). Os eletrodos não invasivos são utilizados em superfície, sobre a pele e os sinais captados são de frequências mais baixas (até 500Hz) e amplitude variando entre $50\mu\text{V}$ a 5mV . Os sinais são mais grosseiros devido à captação da soma das atividades de um grupo de músculos ou de todo o músculo (ALMEIDA, 1985).

Os eletrodos de superfície podem ser de dois tipos: ativos ou passivos. Os eletrodos passivos podem ser descartáveis ou reutilizáveis e não possuem nenhum circuito eletrônico.

Os reutilizáveis deverão ser higienizados com gaze e água, pois o gel ou pasta condutora reage com a superfície de detecção podendo danificar o eletrodo. (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). O gel ou a pasta condutora é utilizado como elemento condutor entre a pele e o eletrodo.

Os eletrodos ativos, por sua vez, possuem circuitos amplificadores. Nesses circuitos, normalmente, são utilizados amplificadores diferenciais de instrumentação e, portanto, os eletrodos nessa aplicação são bipolares. (DELSYS INC 1996). Este eletrodo é formado por duas barras paralelas constituídas de um material altamente condutivo, geralmente de prata ou ouro.

4.2.1 MATERIAIS UTILIZADOS EM ELETRODOS ATIVOS

A captação de sinais eletromiográficos por meio de eletrodos ativos pode ser feita por 2 discos de Ag-AgCl com 2 mm de diâmetro ou duas barras de Ag-AgCl com 1 mm de largura por 10 mm de comprimento, dispostas paralelamente e distantes 10mm conforme configuração sugerida por Basmajian & DE LUCA (1985).

4.2.2 CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS NO CONTATO ENTRE ELETRODO E PELE

Para aquisição de sinais, algumas variáveis como material, dimensões, comprimentos dos cabos condutores e o eletrólito são fatores que afetam na impedância dos eletrodos. Esta impedância pode ser diminuída com o uso de eletrodos de boa condutividade, cabos condutores mais curtos e também uma temperatura adequada do material durante o registro (PORTNEY E ROY, 2004).

Devido às das capacitâncias paralelas presentes na interface eletrodo – eletrólito ou pele, a impedância de contato varia com a frequência. Em frequências muito elevadas as impedâncias de contato são muito pequenas, e em frequências baixas as impedâncias podem ser muito altas (MACDAMS, 2006).

4.2.3 DIMENSIONAMENTO DOS ELETRODOS ATIVOS E SUAS CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS

Os pares de eletrodos podem variar quanto ao comprimento e quanto à distância entre os próprios eletrodos conforme Figura 9:



Figura 9 - Geometria e disposição dos Condutores do Eletrodo (DE LUCA, 2002).

Quanto maior o comprimento do eletrodo, maior será a sensibilidade na captação dos sinais gerados pelos biopotenciais celulares, porém aumenta também a chance de captação de outros músculos ou interferência dos sinais provenientes do meio ambiente.

Em relação à distância entre as barras, quanto maior for essa distância maior será a amplitude do sinal captado. Porém, aumenta também a possibilidade de captação de sinais de outros músculos ou dos sinais do meio ambiente. (MARTINS, 2012)

A recomendação do SENIAM (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles), para músculos relativamente pequenos, é de que a distância entre dois eletrodos bipolares não deve exceder 1/4 do comprimento da fibra muscular, sendo, portanto recomendada uma distância de 20 mm, conforme pode ser visualizado na Figura 10.



Figura 10 - Distância recomendada pela SENIAM

4.2.4 NÚMERO DE ELETRODOS

Os sinais eletromiográficos podem ser obtidos por diversos arranjos de eletrodos, podendo ser classificados em : monopolar, bipolar, e multipolar. A configuração monopolar é mais suscetível à interferência, sendo utilizada apenas na análise de músculos pequenos devido a impossibilidade de se utilizar as configurações bipolar e multipolar. Em (MARCHET & DUARTE), as configurações bipolar e multipolar são mais utilizadas devido a possibilidade de se utilizar a amplificação diferencial para eliminar ruídos comuns inerentes ao meio (DE LUCA, 1997).

4.2.5 POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS NA REGIÃO DO MÚSCULO

A escolha do posicionamento dos eletrodos no músculo é outro fator importante a ser considerado, para se obter um sinal de melhor qualidade. Na Figura 11, os gráficos A e D representam os sinais captados na região tendinosa. Essa região corresponde à junção das células musculares com as células que formam o tendão, que prende o músculo ao osso. Não é apropriada a captação de sinais EMG nessa região.

No gráfico C, apesar de estar na região central, o eletrodo encontra-se deslocado lateralmente em relação ao eixo longitudinal do músculo, tendo assim um sinal atenuado pelo fato de ter contato com um menor número de músculos possíveis.

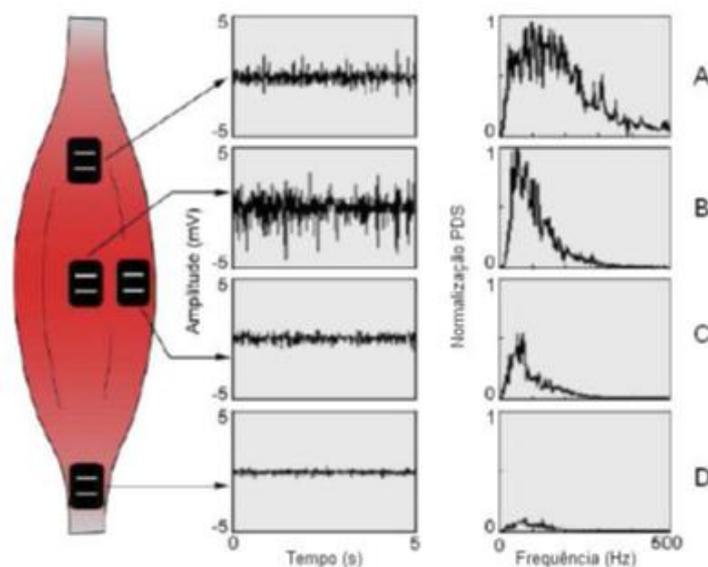


Figura 11 - Posicionamento dos Eletrodos e qualidade do Sinal (DE LUCA, 1993).

O gráfico B representa o sinal obtido pelos eletrodos colocados na posição mais adequada possível pelo fato de estar na região de maior concentração de fibras musculares e, portanto, local de maior atividade bioelétrica.

4.2.6 PRINCIPAIS MÚSCULOS DO ANTEBRAÇO PARA ACIONAMENTO DA MÃO

A escolha do posicionamento dos sensores na superfície dos músculos deve seguir a anatomia da Figura 12, onde estão identificadas as funções dos conjuntos de músculos do antebraço:

Região Anterior:

a) e b) Flexão de Punho e adução da mão (desvio ulnar); c) Flexão do Punho e flexão dos dedos;

Região Posterior:

e) Extensores dos Dedos; f) Extensores do Punho; g) Extensor do indicador; h) extensores do polegar.

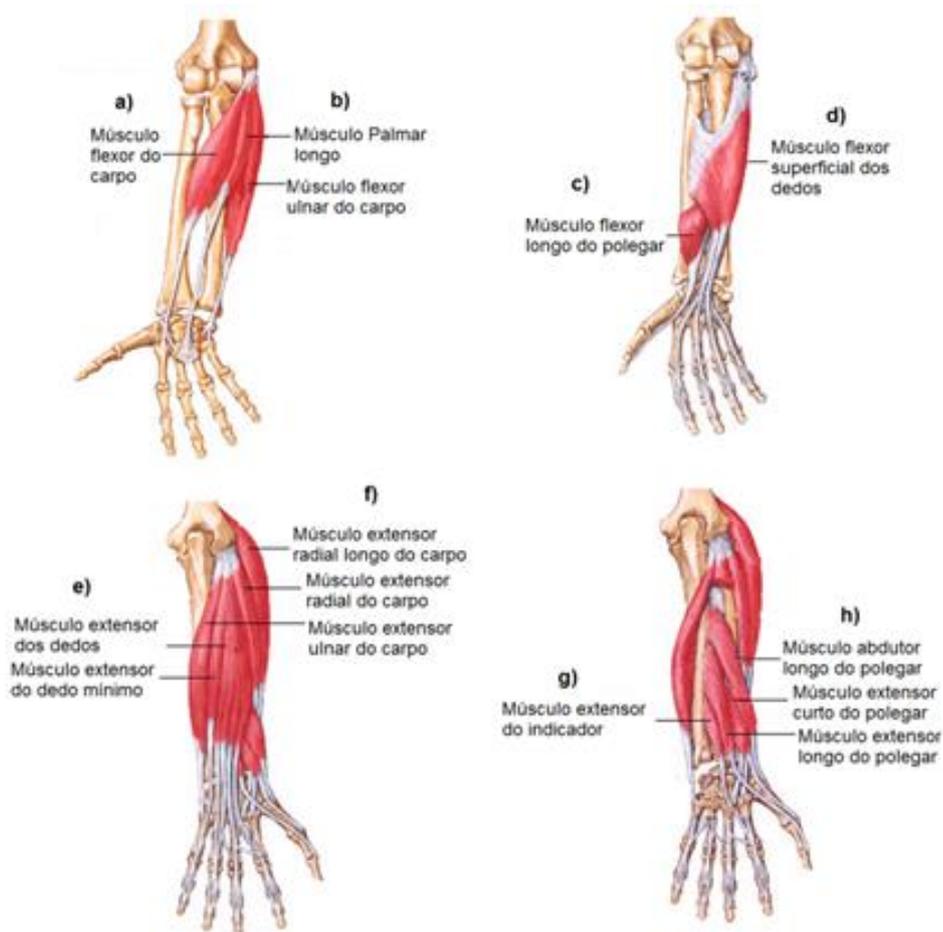


Figura 12 - Músculos do antebraço, modificada pelo autor (NETTER, 2000).

4.3 CIRCUITOS ELETRÔNICOS

Os circuitos eletrônicos utilizados neste projeto são os amplificadores, os circuitos de referência, os filtros, circuitos de ajuste de *bias* (*offset*) e os circuitos retificadores

4.3.1 CIRCUITOS AMPLIFICADORES

Neste projeto, decidiu-se pelo desenvolvimento de sensores ativos com a utilização de componentes SMD e circuito de casamento de impedância. Adotou-se como ponto de partida a placa utilizada em (MARTINS, 2012). O amplificador diferencial escolhido foi o amplificador de instrumentação INA128, que possui baixa distorção, excelente estabilidade, alta precisão, e com ganho ajustável entre 1 a 10.000 vezes. No processo de fabricação, é utilizado o corte a laser que proporciona um baixo valor de *offset* (50mV), e modo comum de rejeição alta, 120 dB para frequências de até 1KHz. A Figura 13 mostra o circuito interno do amplificador INA 128.

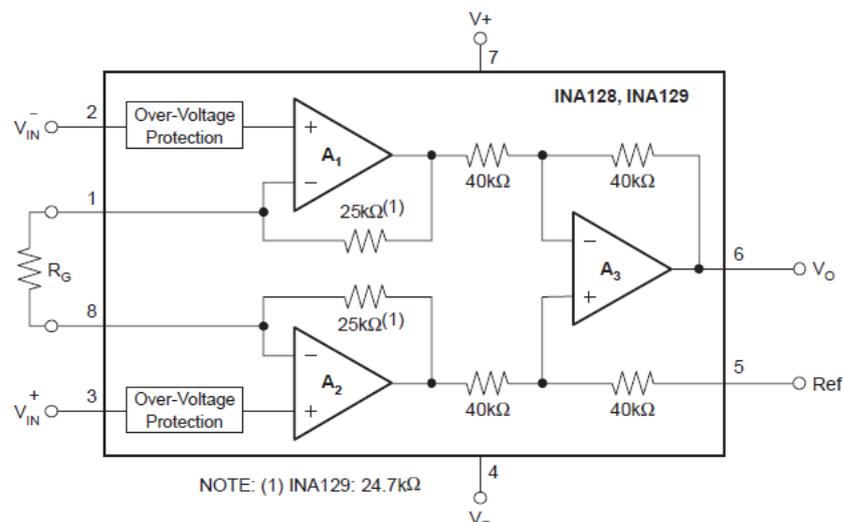


Figura 13 - Circuito interno do amplificador INA128 (Burr Brown, 2005).

4.3.2 CIRCUITOS DE REFERÊNCIA.

O circuito de referência é um circuito concebido para obter uma maior estabilidade na leitura dos sinais de entrada do amplificador. Devido à topologia de corrente de realimentação do INA128, o V_G é aproximadamente 0,7V menor que a tensão de entrada em modo comum. Na figura 14 é apresentada a sugestão do fabricante para aplicações em sinais ECG (Eletrocardiograma).

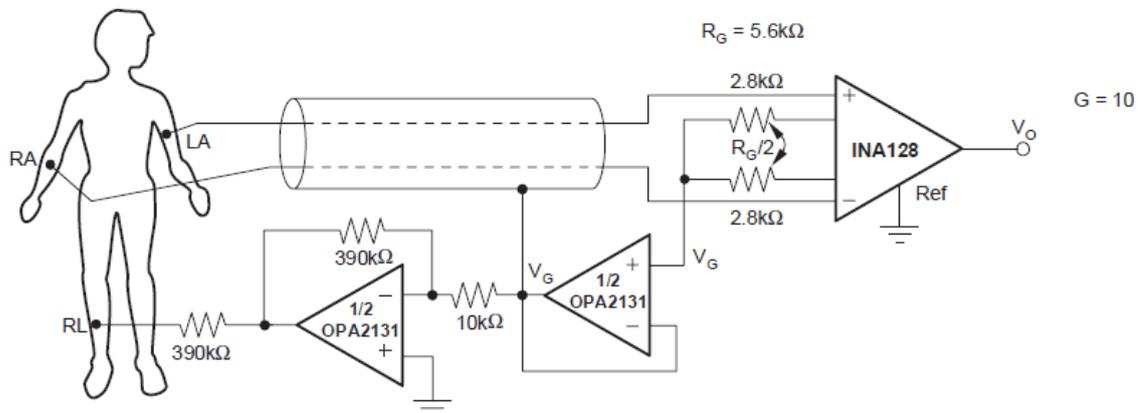


Figura 14 - Circuito de referência para o INA128 (Burr Brown, 2005).

4.3.3 FILTROS DE FREQUÊNCIA

A função dos filtros nos circuitos eletrônicos é a de permitir a passagem de sinais elétricos de uma determinada faixa de frequência e bloquear ou atenuar sinais em outras faixas de frequência, dependendo do objetivo que se quer atingir.

O projeto do filtro é uma das etapas mais importantes neste trabalho, visto que o resultado final de identificação de padrões depende diretamente da qualidade do sinal obtido. Em razão das condições em que são coletados os sinais EMG, eles, estão sujeitos à interferência de ruído de diversas fontes, desde aquele provocado por problemas de contato no momento da aquisição do sinal no eletrodo, devido aos movimentos dos músculos, até o último estágio de amplificação pelos quais os sinais passam e onde estão suscetíveis a qualquer interferência proveniente de irradiações eletromagnéticas de diversas procedências (eletrodomésticos, motores, transformadores e aparelhos eletrônicos).

Os filtros podem ser ativos ou passivos. Os passivos, como o próprio nome indica, são constituídos de componentes passivos, como resistores, capacitores e indutores. O ativo além dos componentes passivos utiliza-se de amplificadores operacionais que possibilitam amplificar, desacoplar e isolar os sinais.

4.3.3.1 FILTRO PASSA ALTA

O filtro passa alta é o nome dado a circuitos que permitem a livre passagem de sinais de alta frequência e atenuam ou anulam a passagem dos sinais de baixa frequência, conforme visto na Figura 15.

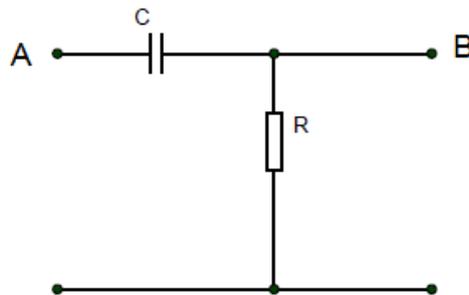


Figura 15 - Filtro Passa alta passivo.

O capacitor é um componente passivo que tem a característica de apresentar uma menor resistência a corrente alternada, quanto maior for a frequência. Portanto no filtro passa alta o capacitor é colocado de tal forma a ligar a entrada com a saída.

4.3.3.2 FILTRO PASSA BAIXA

O filtro passa baixa tem o comportamento oposto ao filtro passa alta, ou seja, sua função é de permitir a livre passagem de sinais de baixa frequência (do ponto A para o ponto B) e dificultar a passagem de sinal de alta frequência, conforme mostrado na Figura 16. O sinal de alta frequência encontra um caminho fácil em direção à terra (GND - Ground) e o sinal de baixa frequência encontra caminho mais fácil do ponto A para o ponto B.

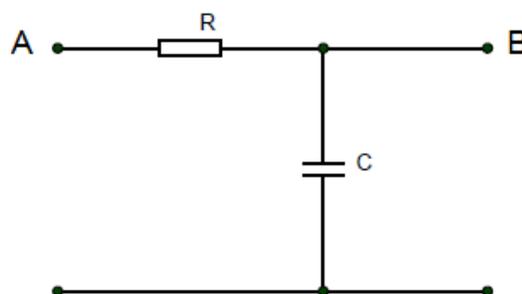


Figura 16 - Filtro passa baixa passivo.

4.3.3.3 FILTROS ATIVOS

O filtro ativo, além dos componentes passivos, possui em seu circuito um amplificador operacional cuja função é de amplificar, desacoplar e isolar sinais aplicados na entrada.

Dentre as diversas topologias de filtros ativos, a topologia Sallen Key é uma topologia que é de simples implementação, possui ganho unitário ou superior e utiliza apenas um amplificador operacional.

A estrutura básica da topologia Sallen Key é mostrada na figura 17, onde os componentes passivos, resistores e capacitores, são representados por impedâncias indicadas pela letra Z.

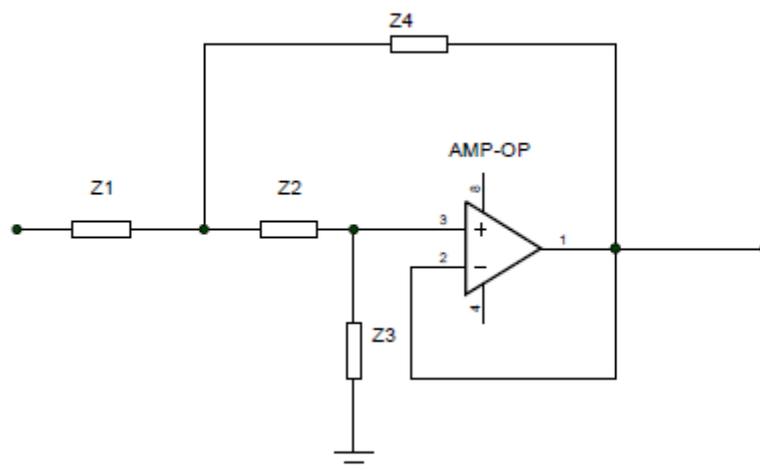


Figura 17 - Topologia básica de filtros ativos Sallen Key

4.3.3.4 FILTRO PASSA ALTA ATIVO

A Figura 18 apresenta o esquema elétrico do filtro passa alta ativo, com a topologia Sallen Key, onde são definidas as posições de cada componente e os valores definidos por meio de cálculos utilizando as formulas apresentadas abaixo.

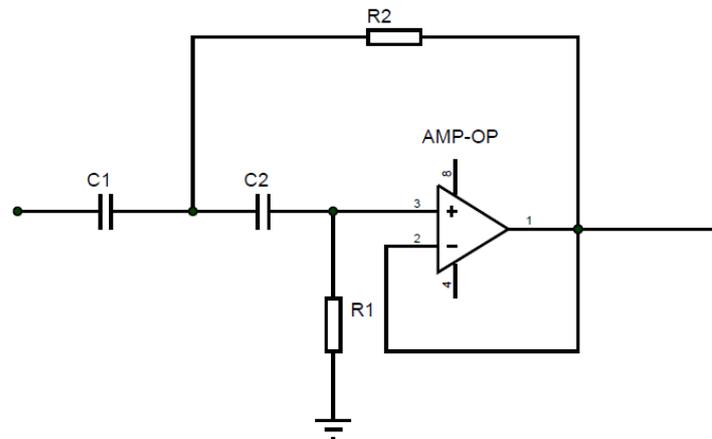


Figura 18 - Filtro passa alta ativo

Os valor da frequência de corte é dada pela equação 1 e fator de qualidade do filtro é determinado pela equação 2. Frequência de corte é o valor da frequência a partir da qual o sinal começa a sofrer atenuação até atingir o valor zero, e o fator de qualidade indica o grau de seletividade do filtro, isto é quanto maior o valor de Q mais seletivo é o filtro.

Frequência de corte:

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

Fator de qualidade:

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

$$Q = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot R_2 \cdot (C_1 + C_2)} \quad (2)$$

4.3.3.5 FILTRO PASSA BAIXA ATIVO

A figura 19 apresenta o esquema elétrico do filtro passa baixa ativo com a topologia Sallen Key, da mesma forma que o filtro passa alta ativo, os valores de cada componente são definidos por meio de cálculos utilizando as fórmulas estabelecidas a seguir.

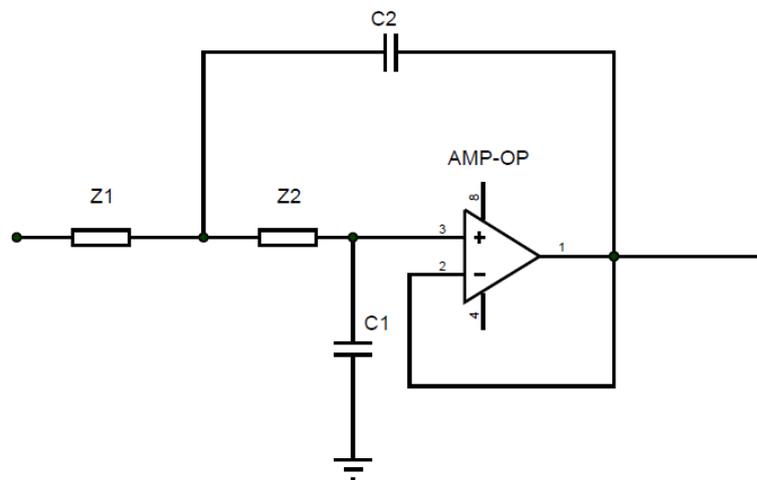


Figura 19 - Filtro passa baixa ativo

Os valor da frequência de corte é dado pela equação 3, e o fator de qualidade do filtro é calculado pela equação 4.

Frequência de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad (3)$$

Fator de qualidade:

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

$$Q = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C_1 \cdot (R_1 + R_2)} \quad (4)$$

Para o filtro passa baixa ativo, adotou-se a frequência de 500Hz com ganho unitário produzindo uma curva de resposta com frequências altas atenuadas.

4.3.3.6 FILTRO NOTCH

Filtro notch é um filtro rejeita faixa específico para uma determinada frequência. Neste projeto, a frequência que se deseja atenuar é a de 60Hz, provocado pela rede elétrica. A interferência provocada por essa fonte é altamente significativa, pois qualquer condutor próximo à rede elétrica serve como uma antena captando as ondas eletromagnéticas e transformado-a em sinais elétricos indesejáveis. A figura 20 mostra um filtro notch topologia duplo T e suas fórmulas.

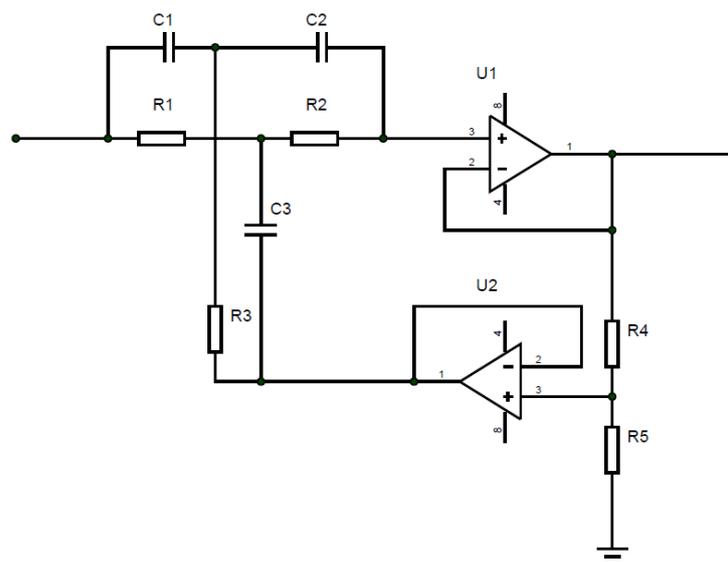


Figura 20 - Filtro notch topologia duplo T

Considerando $R_1 = R_2 = 2 R_3 = R$ e $C_1 = C_2 = C_3/2 = C$ a frequência central do filtro é dada pela equação 5:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

E o fator de qualidade do filtro é dado pela equação 6:

$$Q = \frac{R_4 + R_5}{4R_4} \quad (6)$$

4.3.3.7 AMPLIFICADOR

Após a amplificação do sinal no amplificador diferencial do sensor ativo, outro estágio de amplificação foi colocado no circuito para ajustar o ganho do sinal para que este ocupasse a faixa entre 0 a 5V, possibilitando a adequação do sinal para entrada dos conversores analógicos-digitais do Arduino.

4.3.3.8 AJUSTE DE BIAS

O ajuste de *bias* é um procedimento que utiliza um circuito que permite centralizar o sinal no seu eixo horizontal para cima ou para baixo com o objetivo de alinhá-lo junto a uma referência desejada. Normalmente, o eixo central do sinal é alinhado com o eixo zero do circuito, ou seja, com a referência 0V (terra).

O ajuste de *bias*, também chamado de ganho de *offset*, consiste em determinar o nível de referência do sinal em medição. Isso significa deslocar o sinal em níveis superiores ou inferiores a certo ponto, sendo que todo o sinal se desloca proporcionalmente a esse ponto.

Assim, compreende-se que o sinal alternado irá ter seu ponto central, que pode ser a referência de valor para a medição de amplitude ajustado pelo *Bias*. Uma senoide pode ter seus valores mínimo e máximo encontrados acima do ponto zero, ou seja, ambos positivos. O mesmo pode acontecer abaixo do eixo horizontal. Assim, ajustar o *bias* para um sinal senoidal, por exemplo, significa ajustar o nível médio da senoide.

4.3.3.9 CIRCUITO RETIFICADOR

O objetivo da utilização do circuito retificador nesta etapa da placa condicionadora é de atender aos requisitos de entrada da placa arduino. Esses requisitos se referem ao sinal ter uma referência 0V (Terra) e somente sinais positivos até 5V.

Pelo fato de as tensões dos sinais EMG serem da ordem de mV, o uso somente de resistores e diodos não é adequado, pois as tensões, nestes casos, não são suficientes para sobrepor a barreira de potencial de 0,7V do diodo (FRANCO, 1998).

Este problema pode ser resolvido com a utilização de retificadores de precisão, ou seja, pode-se colocar um diodo na rede de realimentação de um amplificador operacional, assim reduzindo limite de tensão por um fator igual ao de ganho do amplificador (FRANCO, 1998).

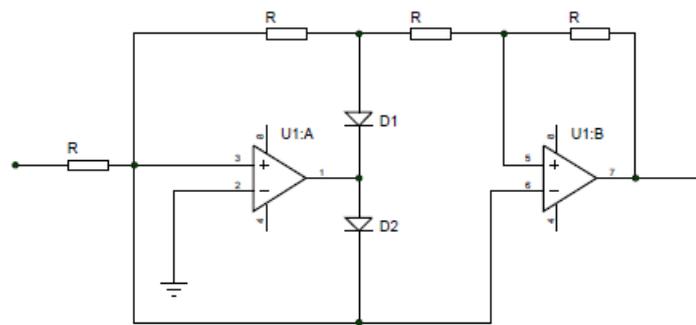


Figura 21 - Retificador de onda completa com amplificadores operacionais

5 MATERIAIS E MÉTODOS

O método adotado para a execução deste projeto consiste em desenvolver uma tecnologia nacional, empregando os recursos mais avançados na área de aquisição e tratamento de sinais EMG existentes atualmente. Na Figura 22, é apresentado o diagrama de bloco da plataforma de controle de prótese de mão por meio de sinais eletromiográficos.

Quando um músculo é acionado, são gerados sinais EMG, com frequência variando na faixa entre 20 a 500Hz e amplitude de 5 μ V chegando até a 5mV. Os dois eletrodos ligados aos terminais do amplificador diferencial captam esses sinais e os enviam ao amplificador INA128. Esse amplificador subtrai a tensões entre as duas entradas (positiva e negativa) e amplifica essa diferença. Junto com o circuito pré-amplificador, existe um circuito de referência que utiliza um terceiro ponto de contato para manter a amplitude do sinal coletado

dentro de valores aceitáveis, ou seja, elimina qualquer variação de tensão provocada pelas alterações térmicas do corpo ou qualquer outro ruído.

O sinal pré-amplificado então é enviado para a placa de amplificação e filtro onde, além de receber mais uma amplificação, o sinal passa por um processo de filtragem com o objetivo de obter o sinal mais fiel possível ao original.

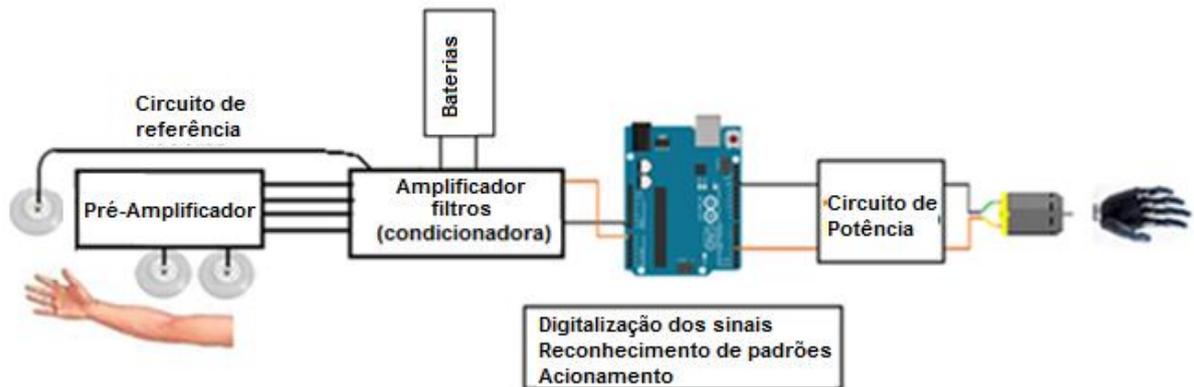


Figura 22 - Diagrama de blocos da plataforma EMG

5.1 ESCOLHA DOS SENSORES

Neste projeto, foram empregados três conjuntos de sensores ativos com dois eletrodos cada um, sendo dois eletrodos para o duplo diferencial e um terceiro eletrodo comum aos três eletrodos, servindo como base de referência. A escolha dos sensores ativos foi motivado pelo fato de se obter a amplificação do sinal antes de ocorrer a captação do ruído pelos condutores. Já a utilização dos sensores de três eletrodos deve-se ao fato de eles permitirem a redução do ruído e a minimização dos problemas de *cross talk*.

5.2 POSICIONAMENTO DOS SENSORES

Utilizando as informações contidas na Figura 12, e tendo como foco os movimentos gerados por cada um dos músculos, a escolha dos pontos para colocação dos eletrodos, neste projeto, levou em consideração os resultados obtidos durante o ensaios, Figura 46, e também referências de publicações da Delsys, conforme mostra a Figura 23.

Portanto, foram escolhidos: os músculo flexor do carpo (movimento de flexão), músculo extensor dos dedos (movimento de extensão) e músculo extensor longo do polegar (extensão do polegar).

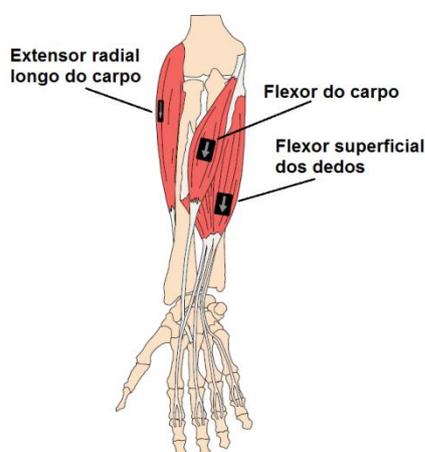


Figura 23 - Posicionamento dos sensores (Delsys,2002)

5.3 RECURSOS UTILIZADOS

Neste projeto, na fase de execução, foram empregados os recursos listados a seguir:

- na confecção das placas de circuito impresso foram necessários: Kit para corrosão de PCI, Computador para executar programas aplicativos de simulação de circuitos eletrônicos, *software* de desenvolvimento de *layout* e impressora laser para impressão do *layout*.
- posteriormente foram utilizados recursos de uma prototipadora de placas LPKF do SENAI (Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial) unidade Tatuapé.
- na soldagem dos componentes à placa, foram necessários: estação de solda com temperatura controlada, lupa com aumento de 10X, solda fina 0,5mm e multímetro digital para verificação das conexões e das tensões e valores de resistência.
- na fase de teste das placas pré-amplificadora e condicionamento de sinais, fez-se necessário o emprego de multímetro digital, osciloscópio Digital Agilent DSO3062A.
- para a etapa de digitalização e processamento de sinais o recurso utilizado foi a plataforma Arduino Mega 2560, que utiliza microcontrolador Atmel e computador com software para desenvolvimento de programas em linguagem C++ para aplicação no Arduino.

- f) após a fase de processamento, para teste dos atuadores optou-se pelo uso de três conjuntos de três LEDs para simulação do acionamento da prótese.

6 DESENVOLVIMENTO

A primeira etapa deste projeto foi o desenvolvimento de um equipamento com maior qualidade na captação de sinais EMG em relação ao trabalho anterior (MARTINS, 2012). Esta etapa teve como proposta principal a confecção de um eletrodo ativo compacto, com realização de testes visando ao máximo de desempenho com mínimo de componentes.

A etapa seguinte foi o desenvolvimento de um circuito condicionador de sinais, cujo objetivo foi o de obter sinal retificado, com amplitudes na faixa de 0 a 5V, livre de interferência de fontes externas com frequência fora da faixa em análise. Uma fonte de ruído muito comum que infelizmente se encontra dentro da faixa de frequência utilizada em eletromiografia é a interferência provocada pela rede elétrica. Para este problema foi desenvolvido um circuito de filtro tipo Notch.

Para a etapa de digitalização e processamento de sinais optou-se pela utilização da plataforma Arduino, por ela ser amplamente conhecida e ter grande disponibilidade de recursos de *software* e de *hardware*, permitindo assim uma redução nos custos e aumento na utilização dos recursos disponíveis para essa plataforma. Além disso, o NI LabVIEW *interface for ArduinoToolkit* proporciona uma fácil interface entre a plataforma Arduino e o LabVIEW. Essa ferramenta poderá ser utilizada nas etapas futuras de análise e reconhecimento de sinais.

O Arduino foi utilizado na etapa de conversão do sinal analógico para o digital, processo este conhecido como ADC (*Analógico Digital Converter*). O Arduino com amostragem de 10kHz, atende com sobras, os requisitos do projeto quanto à velocidade de conversão A/D. Segundo teorema de Nyquist para uma recuperação correta do sinal, a frequência de amostragem deve ser no mínimo o dobro da frequência do sinal. Portanto o Arduino trabalhando com três canais simultaneamente e taxa de amostragem superior ao dobro da faixa de frequência significativa dos sinais EMGs que é de até 500Hz, o microcontrolador pôde trabalhar sem comprometer o seu desempenho.

Após a digitalização, o processo de reconhecimento de padrões dos sinais é realizado detectando-se os valores das amplitudes dos sinais e acionando um LED para cada nível de tensão pré-estabelecido.

Esses níveis de tensão são obtidos com o uso de valores que são resultados da aplicação de algoritmo apresentado na equação 7 e testado conforme mostrado no apêndice D.

$$Y_2 = (0,1 * X) + (0,9 * Y_1) \quad (7)$$

Sendo: Y_1 Resultado anterior, Y_2 próximo resultado, X dado novo.

Para cada sensor, é feita uma média ponderada entre a última amostra e o conjunto das amostras anteriores, para atenuar variações rápidas.

6.1 ELETRODO ATIVO

O eletrodo ativo consiste em circuitos eletrônicos colocados junto à região de captação de sinais, onde é necessário um emprego mínimo de componentes e que tenham tamanho reduzido. Optou-se, portanto pela utilização de componentes SMD. Durante o desenvolvimento deste trabalho, foram utilizados eletrodos circulares descartáveis de uso comum em eletrocardiogramas e que são de fácil aquisição em lojas de materiais hospitalares.

6.2 FERRAMENTAS DE DESENVOLVIMENTO

Para desenvolvimento e simulação dos circuitos, optou-se pela utilização do *software* Proteus versão 7.7, da Labcenter Electronics, e para o projeto da placa de circuito impresso foi utilizado o Ares também do mesmo fabricante. Para simulação do circuito pré-amplificador foi utilizado o software Multisim versão 11.0 da empresa National Instruments.

6.3 DESENVOLVIMENTO DE CIRCUITOS ELETRÔNICOS

Os circuitos eletrônicos deste projeto são constituídos por três partes: pré-amplificador, amplificador e microcontrolador. O pré-amplificador é formado por um amplificador de instrumentação e um circuito de referência. Associados ao amplificador estão os filtros ativos. No microcontrolador, são utilizados os recursos de conversão analógico-digital e principalmente rotinas de programação para detectar padrões cujo objetivo é de reconhecer sinais que correspondam a movimentos pré-estabelecidos. Os padrões são determinados pelas características dos três sinais no momento do acionamento da mão. Para cada movimento o conjunto de valores médios capturados para cada um dos três canais, tornam-se referência para interpretação desse movimento. Portanto com os valores médios armazenados para identificar o respectivo movimento é possível o acionamento de prótese com base nesses padrões previamente armazenados.

6.3.1 MONTAGEM DO PRÉ AMPLIFICADOR

Podem-se comparar visualmente sistemas de eletrodo passivo e sistemas de eletrodo ativo, uma vez que os eletrodos passivos, apresentados na Figura 24, não possuem nenhum circuito eletrônico acoplado, portanto existe apenas uma superfície metálica para aquisição dos sinais. Os sinais de baixa amplitude captados pelos eletrodos precisam percorrer toda a extensão do cabo até chegar à placa. Durante esse trajeto, o sinal EMG pode ser afetado por ruído captado pelo próprio condutor.

Nos eletrodos ativos, mostrados na Figura 25, observa-se a presença de uma placa com circuito eletrônico junto a eles. Tal circuito tem a função de realizar uma pré-amplificação dos sinais EMG, o que permite uma maior imunidade ao ruído captados pelo próprio condutor, .

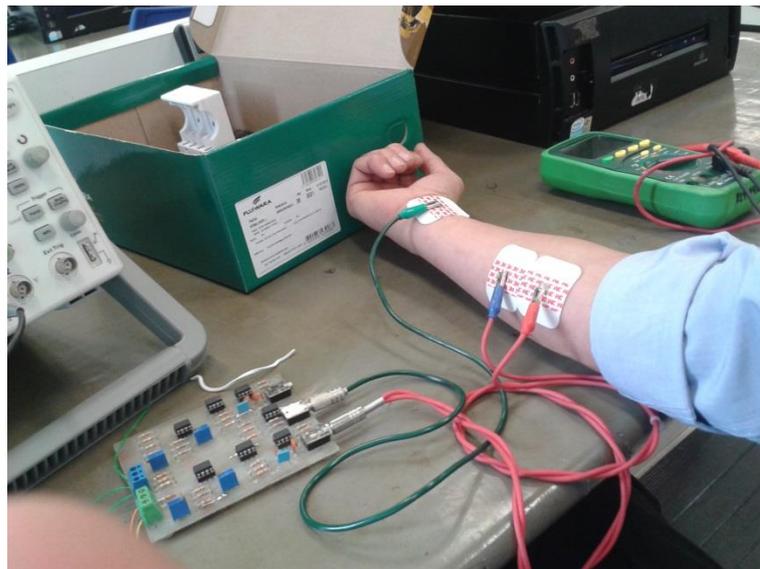


Figura 24 - Sistema de aquisição EMG passivo (MARTINS, 2012).

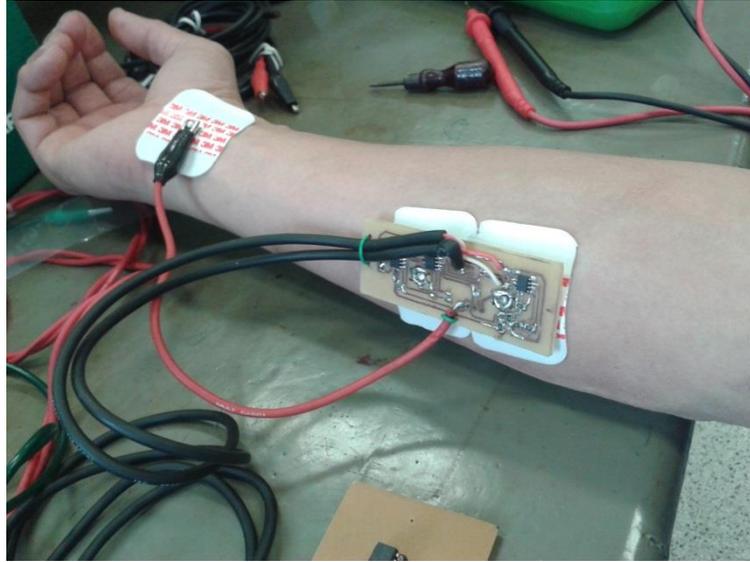


Figura 25 - Placa pré-amplificadora - primeira versão em teste

Na confecção da PCI (Placa de Circuito Impresso) pré-amplificadora, optou-se pela elaboração de placa que pudesse acoplar os eletrodos nela própria. Por esse motivo, o *layout* da placa teve que ser criteriosamente estudado para obter uma perfeita distribuição dos componentes, permitindo a acomodação direta do eletrodo na placa respeitando o espaçamento e as dimensões e também permitir uma conexão elétrica confiável. Na Figura 26, tem-se o *layout* da placa que foi utilizada para verificar a montagem dos componentes SMD (primeira versão).

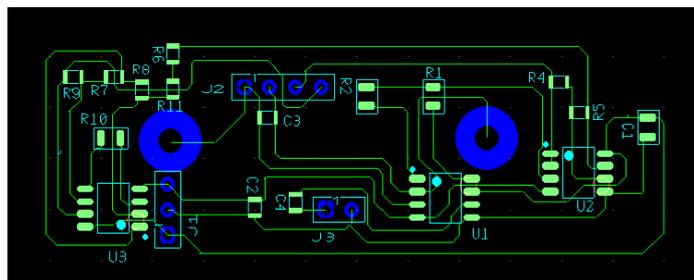


Figura 26 - Layout placa pré-amplificadora - primeira versão

Na primeira versão, conforme mostrado na figura 27, o circuito utilizado foi constituído por um amplificador de instrumentação, o INA128 com ganho de 1136 vezes e um circuito de referência para malha dos cabos e também para referência média do corpo.

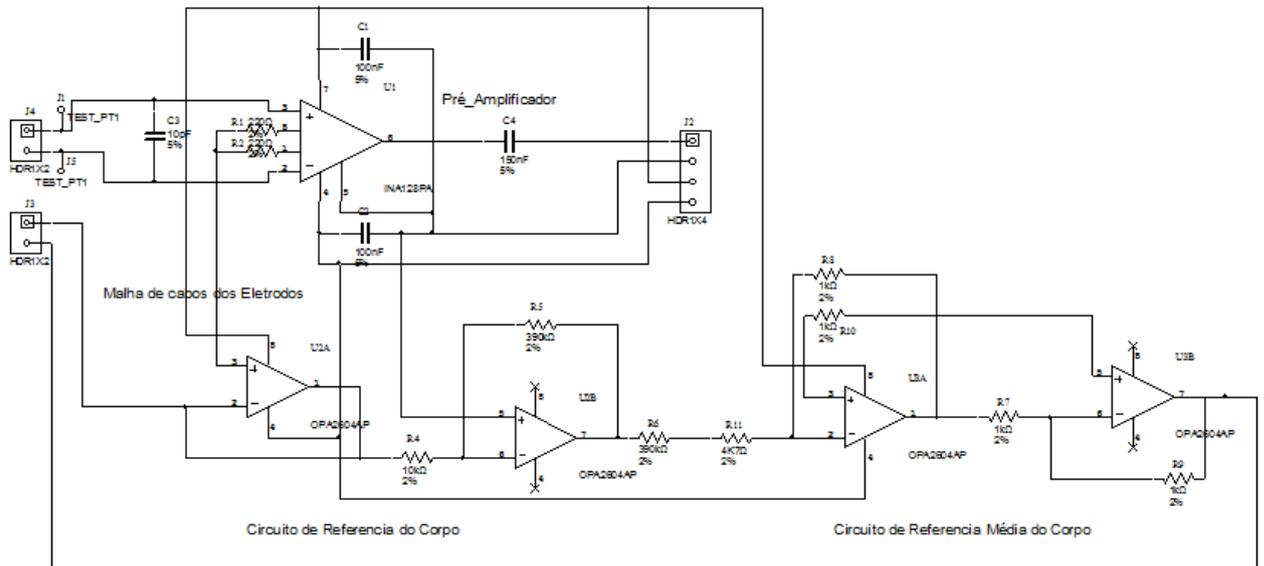


Figura 27 - Esquema Elétrico placa pré-amplificadora

Com o objetivo de realizar os primeiros testes com a placa pré-amplificadora, foi desenvolvido um protótipo de um sistema completo, onde se encontram: a fonte com as baterias de 9V recarregáveis, uma placa amplificadora com um filtro passivo e a placa de sensor ativo para análise do funcionamento do pré-amplificador. Este conjunto completo é apresentado na figura 28.



Figura 28 - Protótipo de um canal e sensor ativo e placa amplificadora.

Após os testes com a primeira placa, decidiu-se pela adoção da distância entre os eletrodos recomendado pela Delsy para teste de melhoria nos sinais. Para isso foi concebida

uma segunda versão de placa pré-amplificadora com a distância entre os eletrodos de 10mm e com a localização deles no centro da placa. O *layout* da placa é apresentado na Figura 29.

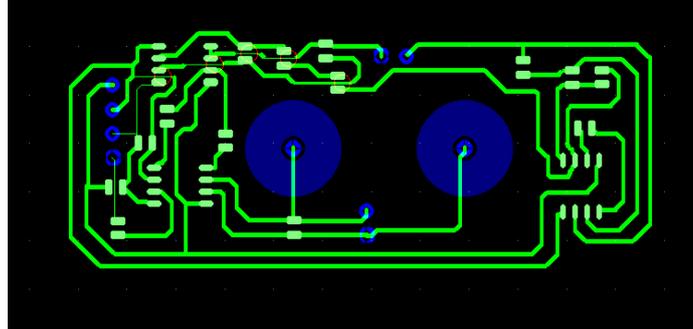


Figura 29 – Layout placa pré-amplificadora com eletrodos centralizados

A placa pré-amplificadora com a montagem completa é visualizada na Figura 30, onde é notada a distância menor entre os dois eletrodos em comparação com a da primeira versão.

Para colocação dos eletrodos, devido a suas dimensões, optou-se pelo corte de uma das laterais de cada um dos eletrodos na região adesivada. Isto foi necessário por causa da interferência física entre dois eletrodos quando próximos no momento da sua fixação na placa pré-amplificadora.

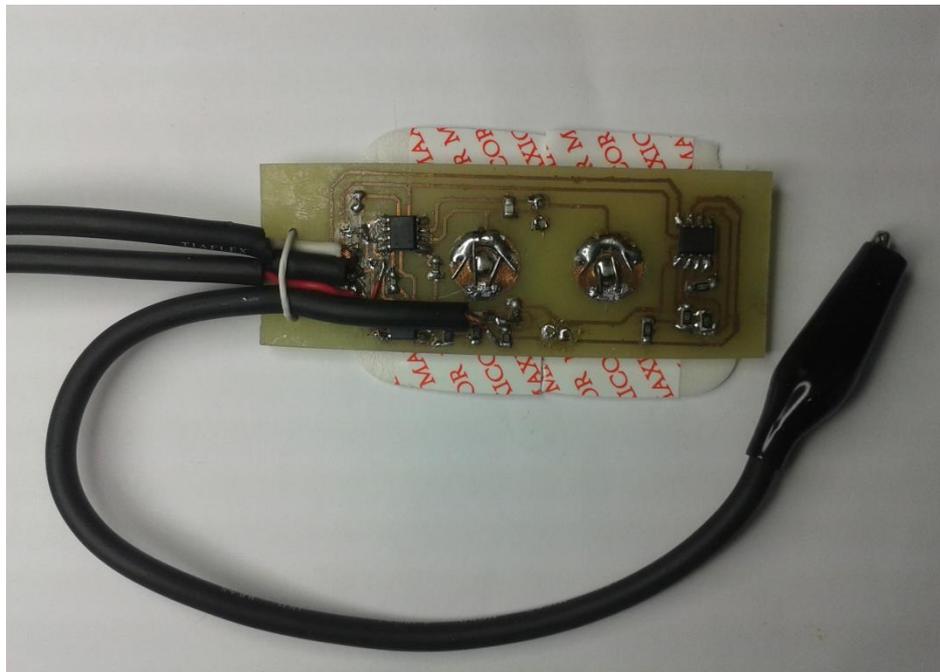


Figura 30 - Placa pré-amplificadora - segunda versão

A Figura 31 mostra o esquema elétrico da placa pré-amplificadora versão final, onde se pode localizar um circuito amplificador diferencial, com a utilização do amplificador de instrumentação INA128 e um circuito de referência onde são utilizados dois amplificadores operacionais de precisão o OPA2604. O amplificador operacional OPA2604 utilizado nos circuitos de referência é constituído por dois amplificadores inseridos em um único encapsulamento. Por esse motivo, a confecção da placa de circuito impresso pôde ser simplificada e miniaturizada. Quanto menores forem as dimensões da placa pré-amplificadora, melhor será no aspecto de interferência mecânica e consequentemente diminuirá os ruídos originários da instabilidade do contato elétrico entre placa, eletrodo e pele. A interferência mecânica ocorre durante os movimentos do antebraço em razão da dimensão da placa possibilitar o contato dela com regiões da superfície do braço ou com outros objetos, causando instabilidade no contato de fixação entre eletrodo e o circuito de entrada do pré amplificador.

Outra mudança nessa versão é a retirada do segundo estágio do circuito de referência da placa pré-amplificadora e a sua colocação na placa amplificadora para cada um dos canais. Esta mudança foi realizada com o objetivo de se utilizar uma única referência para todos os eletrodos. Com essa finalidade, na placa amplificadora, foi montado um circuito amplificador somador inversor junto com um amplificador inversor. Esse circuito é denominado circuito de referência média do corpo.

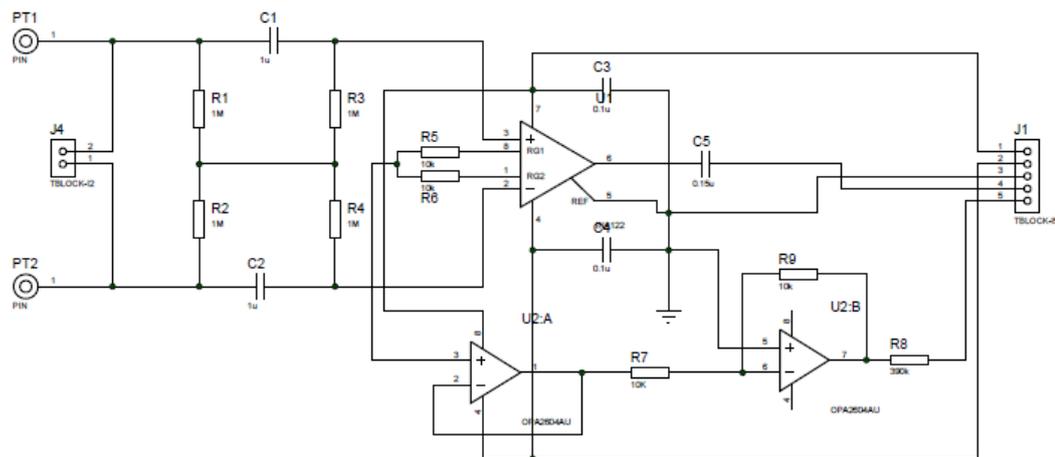


Figura 31 - Circuito Pré-Amplificador - versão final

Na figura 32 tem-se o desenho de uma placa modificada, com a introdução de um circuito que tem a função de casar a impedância do circuito de entrada do pré-amplificador

com a impedância composta pela pele e o gel condutor. Com a adoção desse circuito, obteve-se um sinal mais consistente (repetitivo) conforme os sinais apresentados nas figuras do capítulo de resultados, figuras 34 e 35.

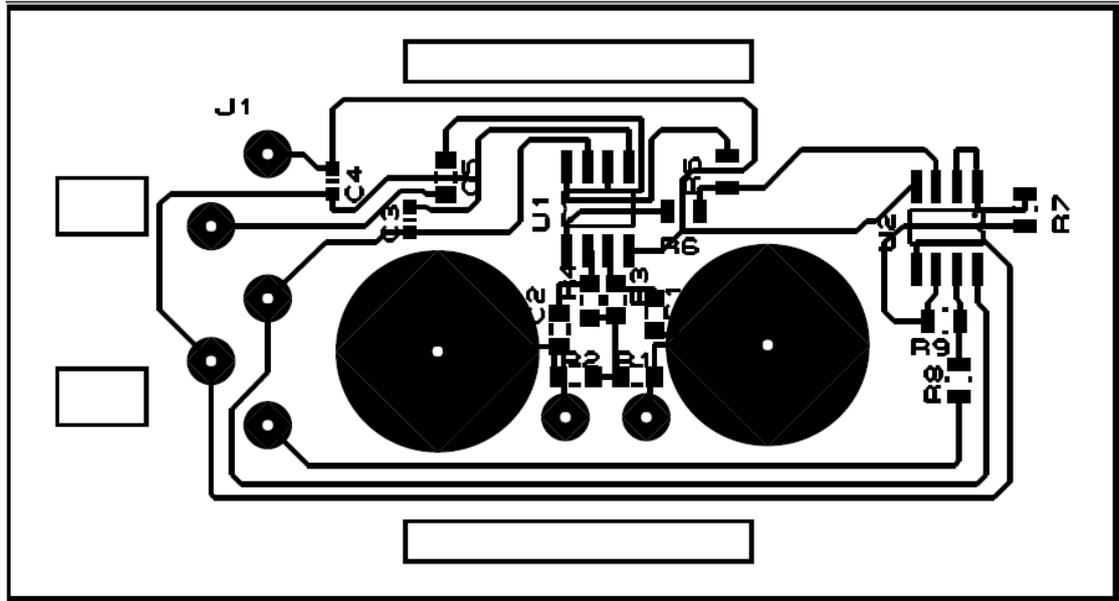


Figura 32 - Layout placa pré-amplificadora - versão final

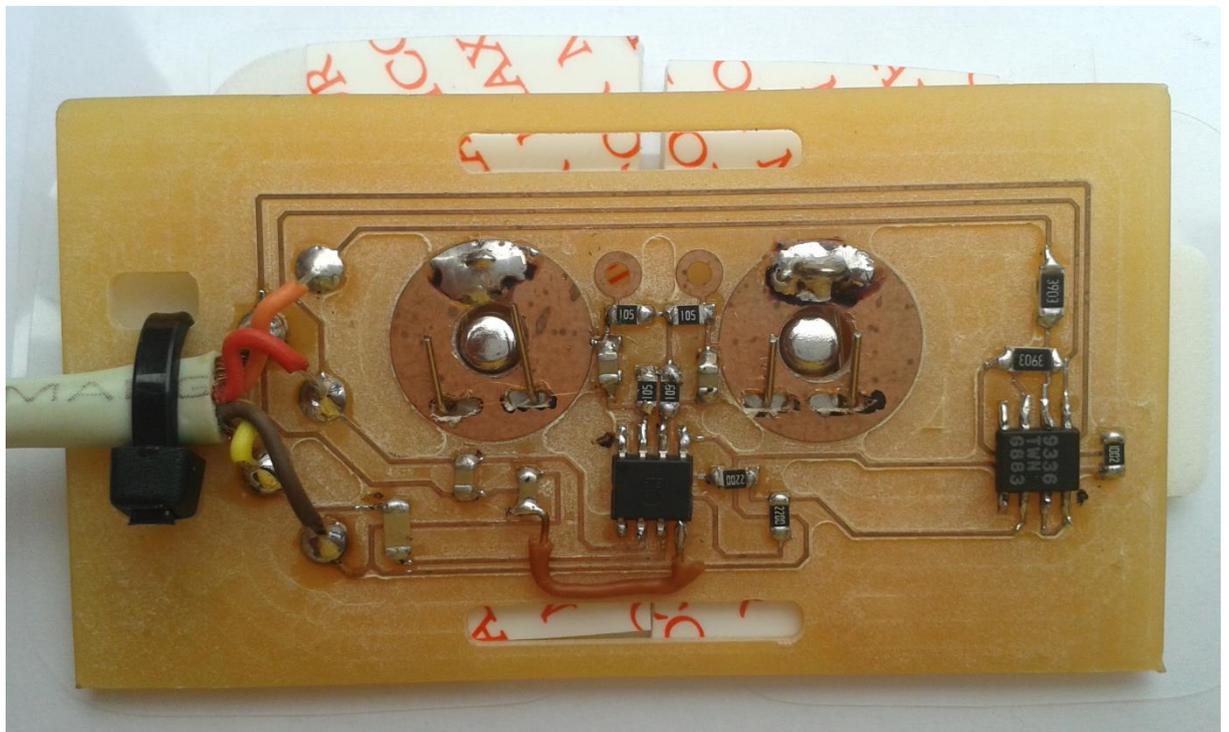


Figura 33 - Placa pré-amplificadora versão final

Na figura 33 é apresentada uma foto da placa pré-amplificadora montada com componentes SMD, onde pode ser vista com detalhes a fixação dos eletrodos descartáveis por meio de hastes de metal. A haste é dobrada ao meio e soldada na placa com as extremidades livres e a base do eletrodo é colocada sob pressão entre as duas barras da haste, para se obter um contato adequado entre a placa e o eletrodo.

Por se tratarem de testes iniciais, o músculo escolhido para esses testes foi o músculo flexor ulnar do carpo. O objetivo principal nesses testes foi de verificar a funcionalidade dos eletrodos ativos e realizar comparações com relação a resultados das placas anteriores.

6.3.2 MONTAGEM DO AMPLIFICADOR E FILTROS

A placa amplificadora é considerada a placa principal do sistema de aquisição de sinais EMG. Essa placa tem como função principal o condicionamento dos sinais EMG captados nos eletrodos e aplicar processos de amplificação, filtro, ajustes de *offset* e de referência. O cuidado principal para o estágio de saída da placa amplificadora foi de fornecer sinais condicionados com características próprias para o processamento desses sinais para extração de informações sobre padrões de movimentos.

Na Figura 34, mostra-se a placa amplificadora com a utilização de componentes normais PTH (*pin through hole*). Observa-se que o circuito apresentado é responsável pelo tratamento apenas de um canal. Essa primeira versão ainda sem um cuidado maior com o condicionamento dos sinais, conforme mencionado no item 6.3.1, possui um circuito básico de filtro passivo passa alta, amplificador para ajuste de ganho para que o sinal alcance nível próximo do nível TTL (0 a 5V) e um circuito ajuste de *bias* ou *offset*, para que o sinal possa ser ajustado e centralizado em relação à linha base, que no caso é o terra de saída. Os amplificadores utilizados no circuito amplificador e filtro são os amplificadores de precisão OPA2604.

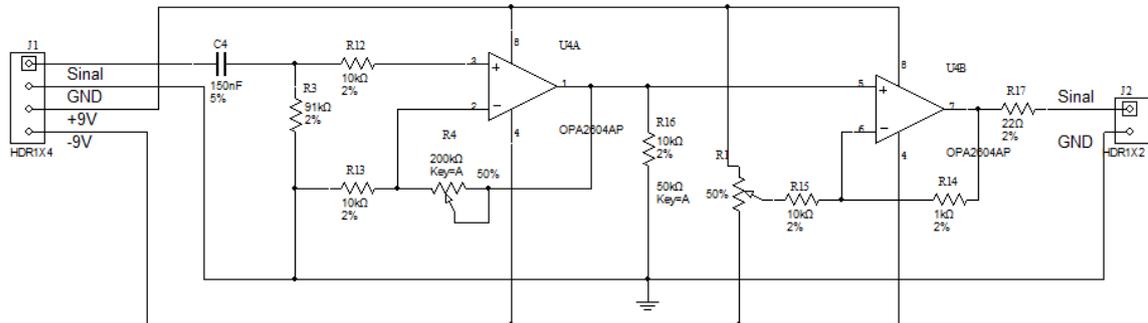


Figura 34 - Esquema elétrico placa amplificadora - primeira versão

Uma vez concluída a etapa de desenvolvimento dos sensores ativos, na próxima etapa decidiu-se pelo aprimoramento do circuito de amplificação e filtragem. Os circuitos desenvolvidos nesta etapa são: filtro passa alta, filtro passa baixa, filtro Notch, amplificador, ajuste de *bias* ou *off set* e retificador.

Utilizando a figura 35 para identificação de cada estágio da placa amplificadora e filtro, têm-se os seguintes circuitos: primeiro estágio é o circuito de filtro passa alta que é constituído pelo amplificador operacional U1A, com os capacitores C1 e C2 e resistores R1 e R2, o segundo estágio é o circuito de filtro passa baixa que é constituído pelo amplificador U1B, resistores R3 e R4 e capacitores C3 e C4, o terceiro estágio é o circuito denominado filtro Notch, constituído pelos amplificadores operacionais U1C e U1D, pelos trimpot RV3, RV4, RV5 e RV6 e pelos capacitores C5, C6, C7 e C8, o quarto estágio é o estágio de amplificação que é constituído pelo amplificador operacional U2A, pelos resistores R8, R9 e R10 e pelo trimpot RV2, o quinto estágio é o circuito de ajuste de *bias* ou *offset* que é constituído pelo amplificador operacional U2B, pelos resistores R11e R12 e pelo trimpot RV7, e finalmente o sexto e último estágio o circuito retificador constituído pelos amplificadores operacionais U2C e U2D, pelos resistores R14, R15, R16 e R17 e pelos diodos D1 e D2. A placa de circuito impresso dessa placa versão final é apresentada na Figura 37.

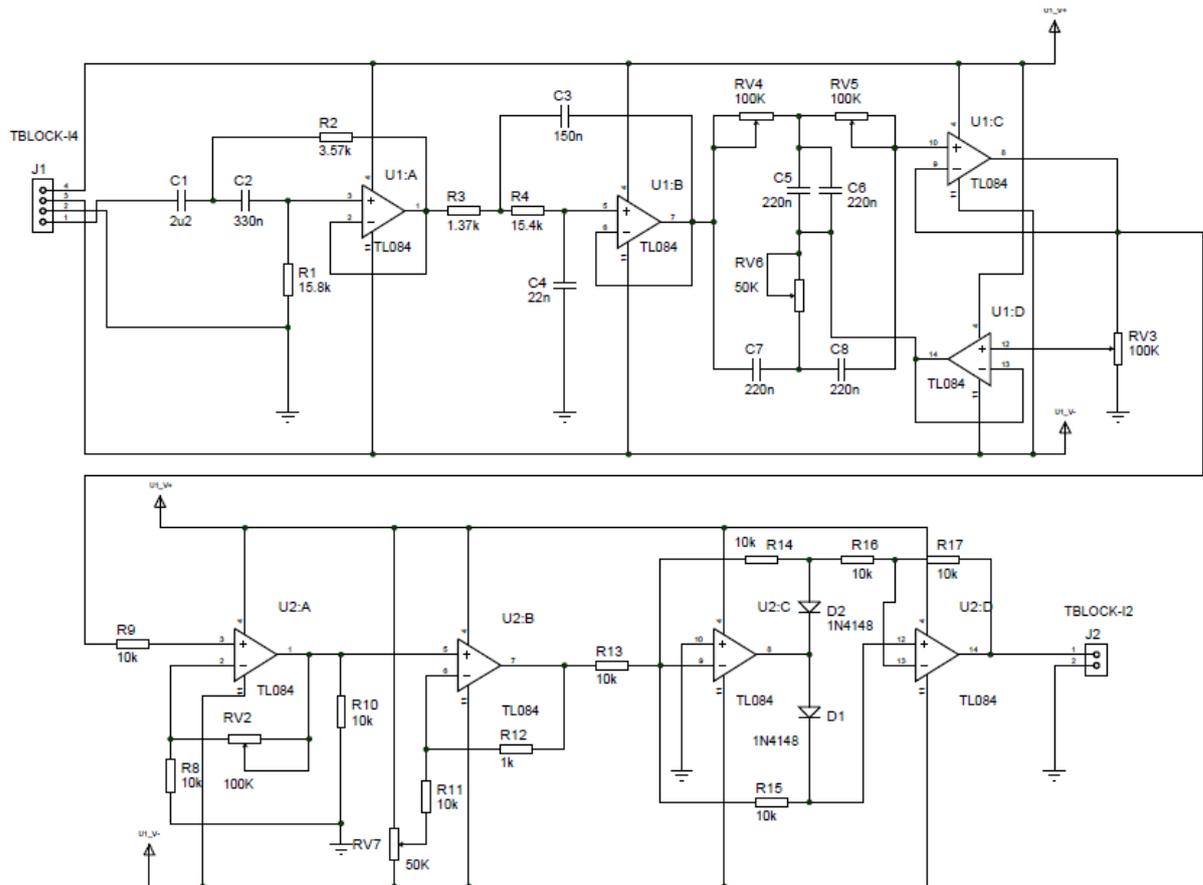


Figura 35 - Circuito amplificador com um canal – versão final

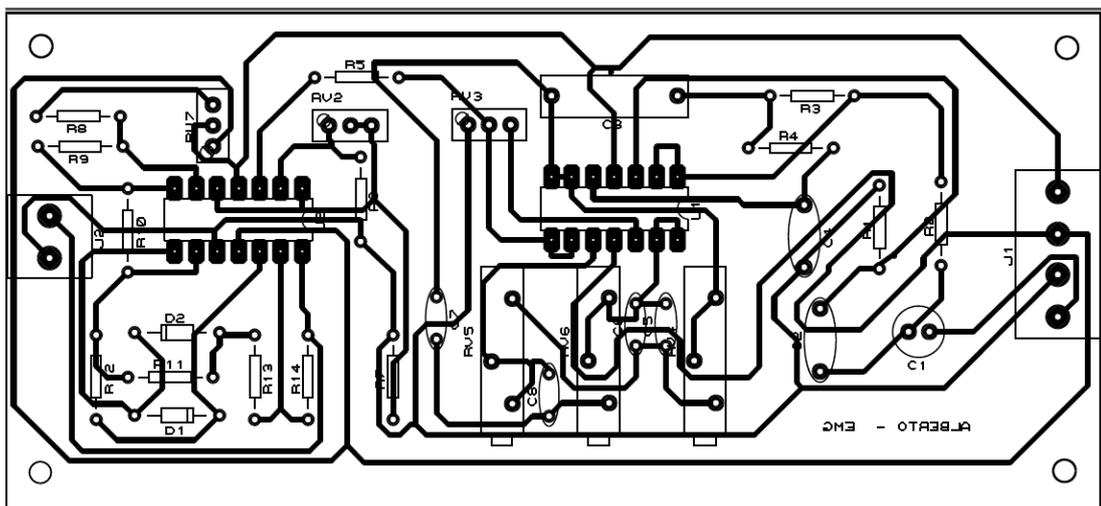


Figura 36 - Placa de circuito impresso do amplificador com um canal

Após testes realizados com a primeira placa de pré-amplificação, verificou-se a necessidade de melhoria na distribuição dos conectores em razão da dificuldade na identificação das suas funções no momento do teste. A Figura 27 mostra os conectores de

entrada e saída que ficaram com suas funções distintas, ou seja o conector J2 possui conexões de alimentação (+ 9V, - 9V e terra) e também o sinal pré-amplificado. O conector J3 está ligado diretamente aos eletrodos e o J4 é utilizado para conectar eletrodo de referência.

Outra razão para o desenvolvimento de um novo *layout* foi a necessidade de redimensionar o posicionamento dos eletrodos para atender a futuras alterações na distância entre eles, como mostrado na Figura 29, a área central da placa possui uma região desprovida de componentes e trilhas para haver possibilidade de mudanças na colocação dos eletrodos.

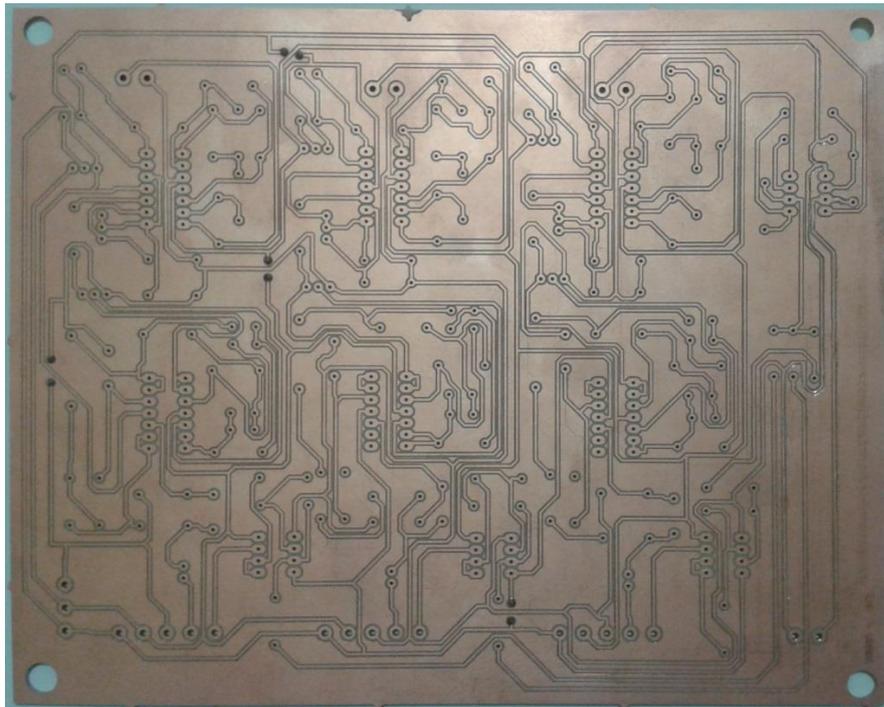


Figura 37 - PCI Circuito pré-amplificador – modificado

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para o desenvolvimento deste projeto, foram realizados testes de aquisição de sinais com três versões de placa pré-amplificadora. Para testes de condicionamento de sinais foram utilizadas duas versões de placa amplificadora. Para testes de reconhecimento de padrões, foi utilizado o arduino juntamente com placa sinalizadora de padrões. Com esses testes e as análises dos resultados foi possível a obtenção do circuito final apresentado nesta dissertação.

De início, com base no trabalho anterior (Martins, 2012), montou-se uma placa pré-amplificadora, com os eletrodos que eram fixados diretamente na própria placa e que apresentou resultados inconclusivos, onde o nível de ruído era elevado e os sinais EMG's tinham pouca definição. Para o teste dessa placa foi confeccionada uma primeira versão da placa condicionadora, que apresentava poucos recursos para filtragem do ruído.

Após os testes com a primeira placa pré-amplificadora conforme a Figura 38, desenvolveu-se uma segunda versão da placa com ajustes na distância entre os eletrodos para o valor recomendado pela Delsys com a intenção de se obter um sinal com menos interferência eletromagnética. Porém durante os testes os resultados se mostraram ainda insuficientes na relação entre ruído e o sinal e também na sua estabilidade e repetibilidade. Como na maioria dos ensaios, foram necessários o registro de sinais em dois canais simultâneos e o osciloscópio utilizado não dispunha desse recurso, optou-se pelo registro por meio de fotos.

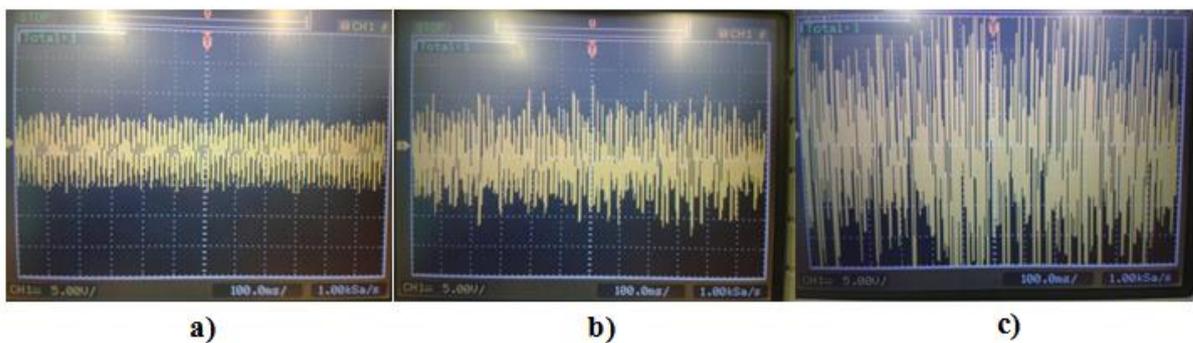


Figura 38 - a) - Sinal do músculo não tensionado b) - Músculo semi-tensionado –c) Músculo tensionado

Nas placas pré-amplificadoras, versões 1 e 2, os testes não tiveram resultados conclusivos por não apresentarem uma relação constante entre os movimentos provocado pelo acionamento dos músculos e os sinais obtidos, portanto não havendo uma boa repetibilidade. Sendo assim não foram registrados os sinais dos testes realizados.

Durante o desenvolvimento da terceira versão da placa, optou-se pela retirada do segundo estágio do circuito de referência da placa pré-amplificadora (vide Figuras 27 e 31) e a sua colocação na placa condicionadora (vide Figura Apêndice A) para ser somada com as referências do outros dois canais. Uma outra modificação foi a inclusão de um circuito de casamento de impedância na entrada do amplificador de instrumentação para permitir uma melhor eficiência na transmissão do sinal da pele para o circuito. Além disso decidiu-se pelo remodelamento da placa condicionadora com o objetivo de tornar o sistema mais imune ao ruído. Com a inclusão de filtros ativos passa alta e passa baixa, mais os circuitos de filtro notch e um circuito retificador, obtiveram-se então resultados mais robustos, nos quais os sinais indicativos de atividades musculares eram bem mais nítidos do que nas placas anteriores, conforme se apresenta na figura 39.

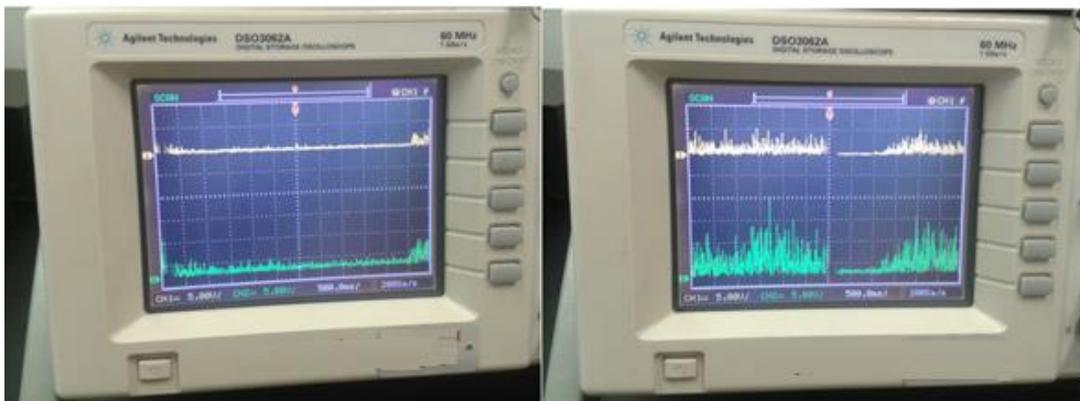


Figura 39- Músculo em repouso à esquerda e com atividade à direita

Na Figura 40, pode se observar, no osciloscópio, o comportamento de dois canais em que os sinais se apresentam em uma sequência de picos que correspondem ao momento em que são ativados os músculos para fechar a mão, e nos instantes em que o braço permanece em estado de repouso, ou seja, com os músculos relaxados, onde os sinais se apresentam com picos próximos de zero volts, ou seja, abaixo de 5mV.

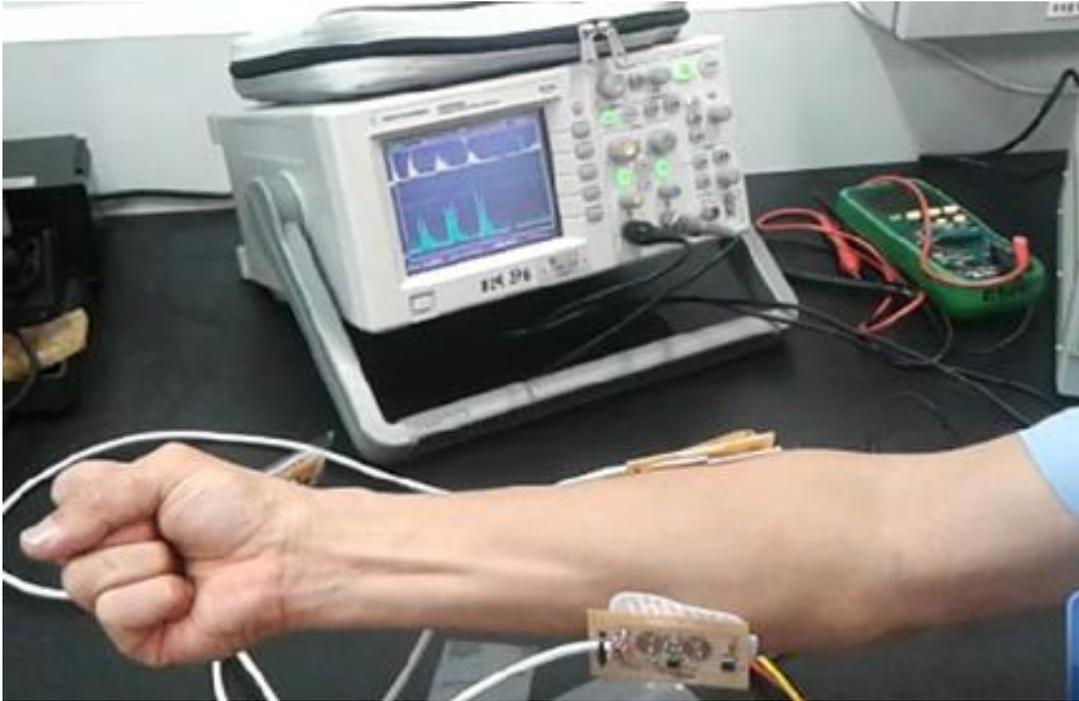


Figura 40 - Músculo acionado três vezes

A conversão de sinais analógicos para digitais foi feita com o auxílio de ferramentas de fácil utilização, como já citado. Foi criado um programa na plataforma Arduino que recebe os sinais já amplificados e retificados pelos canais de aquisição e condicionamento e os converte em dados digitais, podendo ser monitorados por uma interface serial, ou utilizados para continuidade na aplicação por parte do sistema microcontrolado do Arduino. Essa conversão foi feita e é possível verificá-la nas Figuras 41 e 42 onde os sinais são monitorados com osciloscópio e o resultado já está convertido pelo monitoramento serial.



Figura 41 - Conversão A/D – com valores próximos de Zero

Com planilha

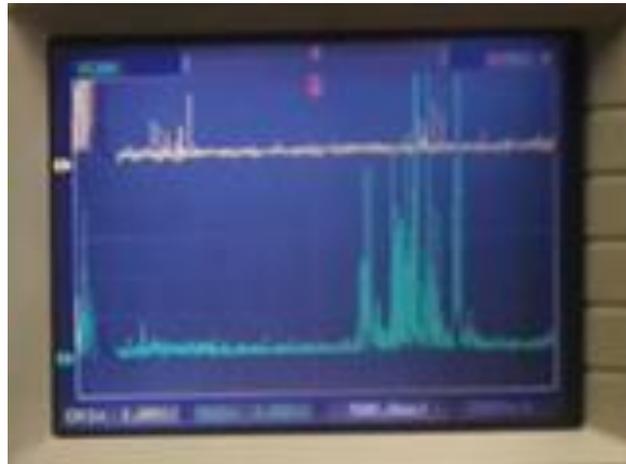


Figura 42 - Conversão A/D - com valores acima do valor médio

Na etapa de acionamento dos LEDs, foi montada uma plataforma de teste com um conjunto de três LEDs para cada canal, conforme mostrado na Figura 43 e foi desenvolvido um programa para o controle do acionamento dos LEDs, apresentado no Apêndice C, onde é possível verificar o uso do algoritmo mostrado na equação 7, para obter a média dos valores, e com isso obter uma estabilidade maior nos resultados. Para o teste do algoritmo foi utilizado o programa PLX – DAC da empresa ParalLax Inc., cuja tela de trabalho é apresentada na Figura 44, e o gráfico resultante é mostrado em detalhes na Figura 45. Nesse gráfico eixo Y é representado em valores convertidos para o binário na faixa entre 0 a 1024, o eixo X representa a linha do tempo com intervalos de 10ms a cada amostragem. A curva azul representa os valores instantâneos obtidos diretamente do sinal EMG e convertido para o digital, e a curva vermelha representa a média dos valores obtidos com o uso do algoritmo. Analisando as duas curvas é possível concluir de que a curva da média corresponde a média do comportamento da curva azul e além disso, apresenta uma estabilidade maior.

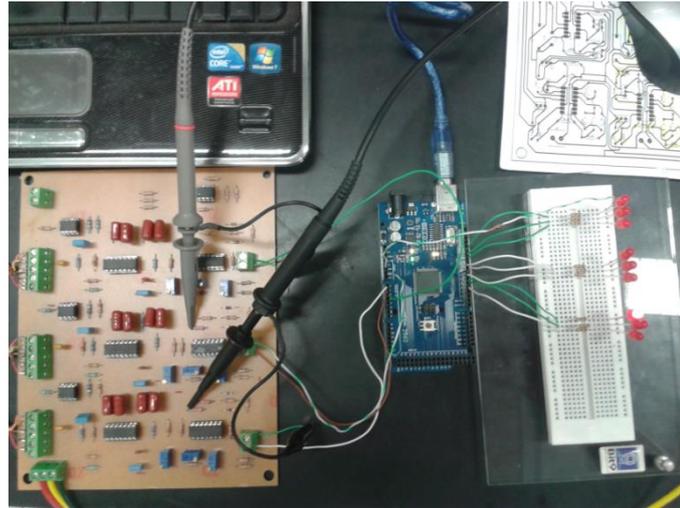


Figura 43 - Plataforma de teste do programa para acionamento dos LEDs

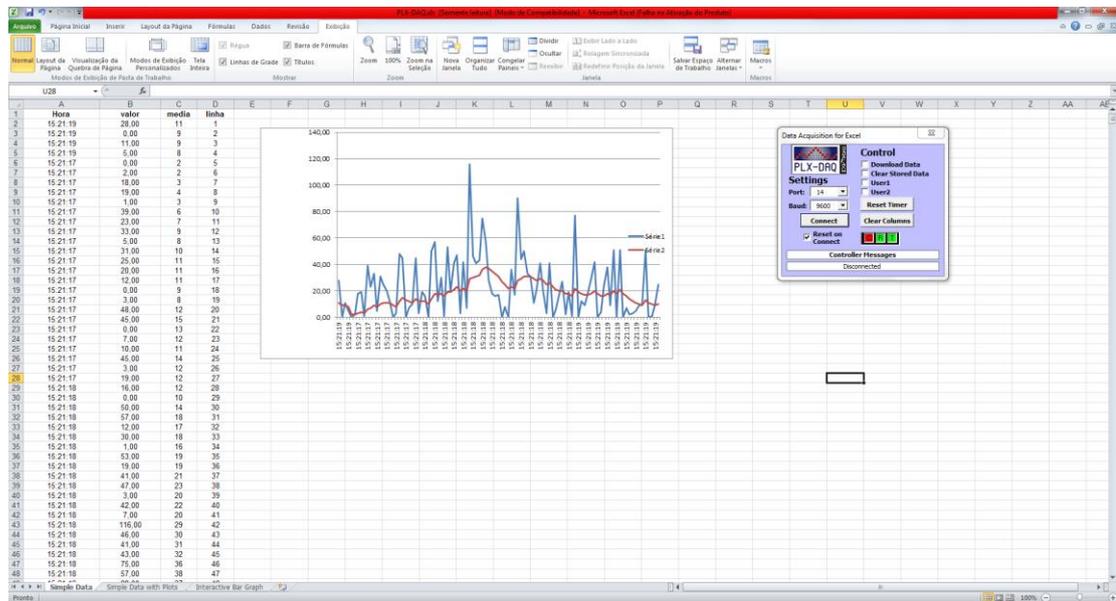


Figura 44 - Tela de trabalho de conversão do Arduino para o Excel com PLX - DAC

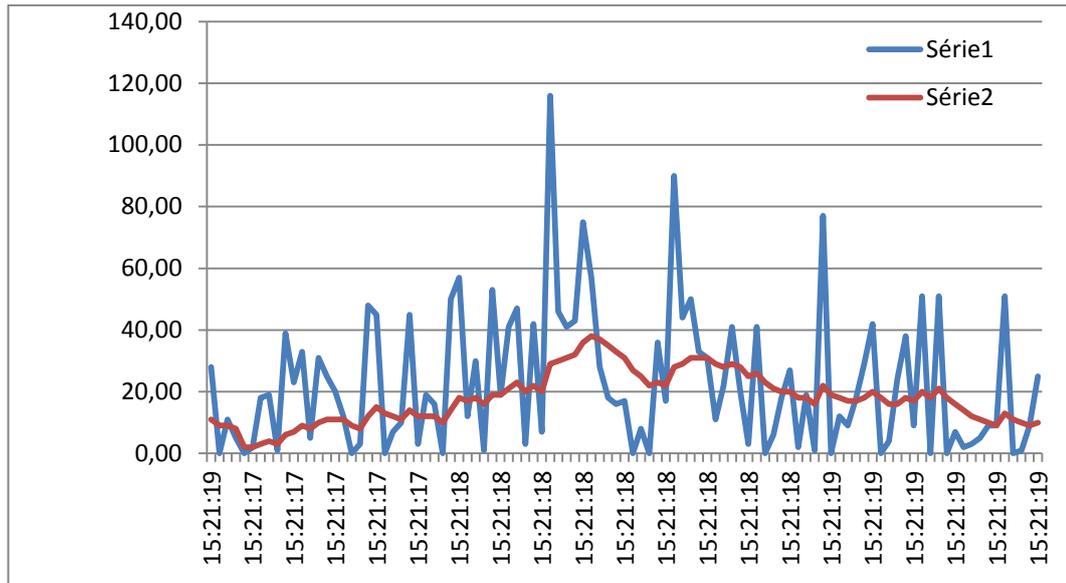


Figura 45 - Gráfico de simulação do algoritmo

Com o sistema completo com três LEDs para cada canal montado na placa, foi realizado o ajuste de amplitude por meio do ajuste de ganho na placa amplificadora e no Arduino por meio da definição das três faixas para o acionamento dos LEDs. Este procedimento foi adotado em cada um dos três canais. A figura 46 apresenta no osciloscópio o resultado de quatro estados de acionamento dos músculos do braço:

- a) representa o braço praticamente sem o acionamento.
- b) o braço está sendo acionado porém ainda sem resultar nos movimento das mãos.
- c) indica a atuação da mão no movimento de fechamento.
- d) corresponde a uma mão fechada e com esforço simulando o aperto de um objeto.

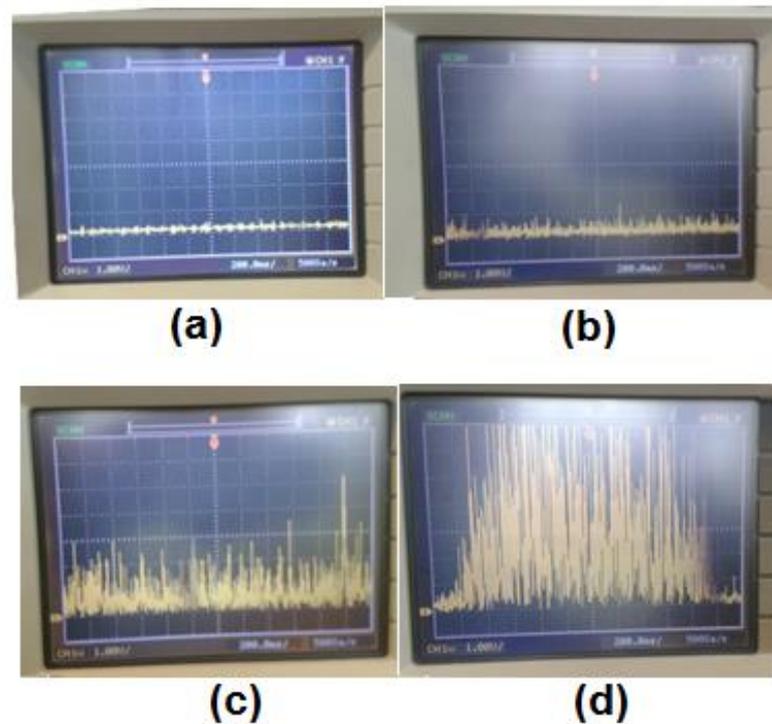


Figura 46 - Sinais EMGs no osciloscópio para ajuste de amplitude.

Para visualizar as quatro situações, foi utilizado o Arduino com o programa apresentado no apêndice C, que realiza a conversão dos sinais analógicos em digitais e seleciona os níveis por meio de três faixas de valores que foram ajustados para obter uma resposta compatível com os níveis apresentados no osciloscópio conforme mostrado na Figura 47. Foi realizado teste em apenas um dos canais, sendo que cada canal é composta de três LEDs. As letras abaixo das figuras indicam as mesmas situações descritas na figura 46.

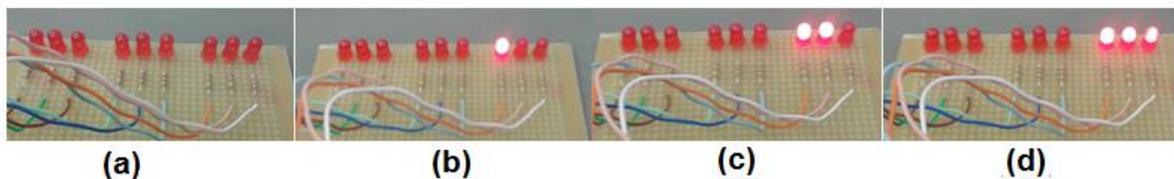


Figura 47 - Acionamento dos leds indicativos de amplitude dos sinais EMG.

A figura 48 apresenta os ensaios realizados com os três canais sendo monitorado simultaneamente por meio de dois osciloscópios.

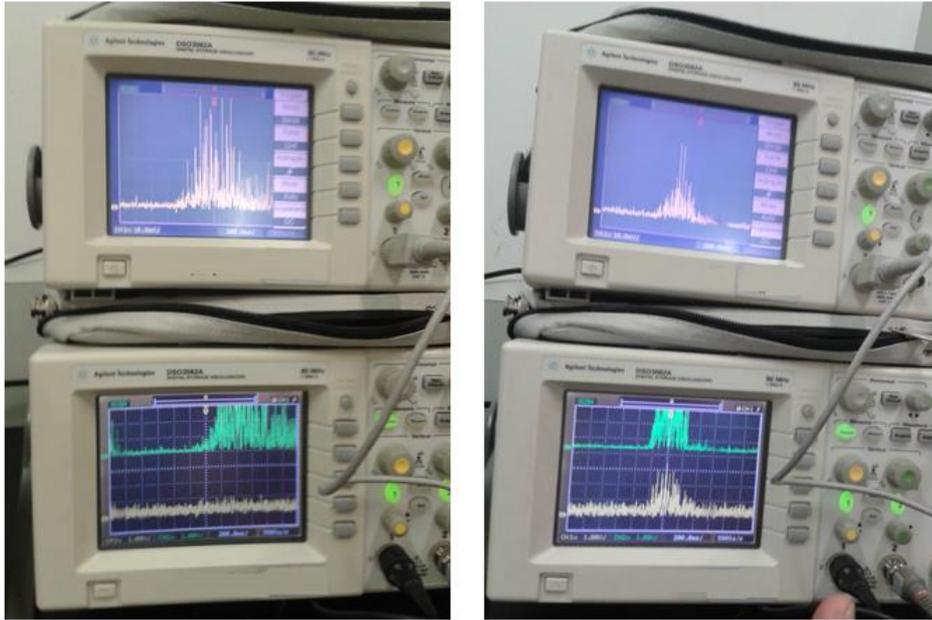


Figura 48 - Monitoramento simultâneo de três canais com diferentes movimentos

Para maior estabilidade mecânica no contato entre eletrodo e pele, na aquisição de sinais EMG, optou-se pela utilização de pulseiras de velcro o que permitiu obter uma melhor fixação das placas pré-amplificadoras, detalhe é mostrado na figura 49.

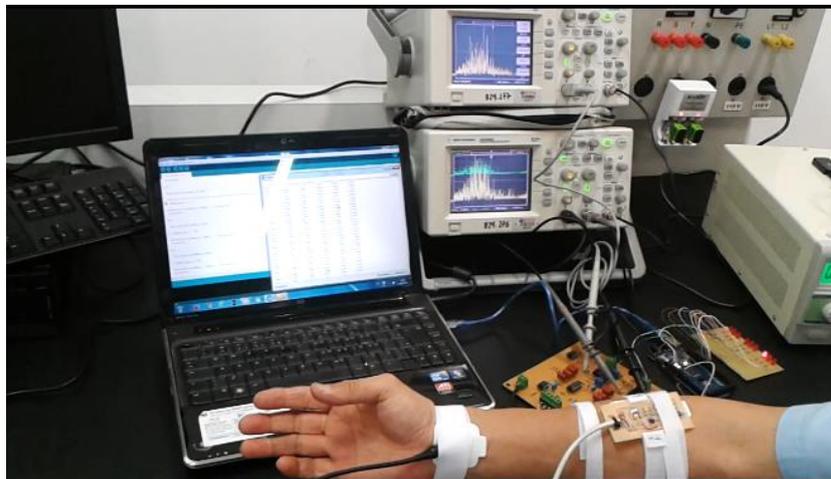


Figura 49 - Monitoramento simultâneo de três canais, detalhe da pulseira de velcro

8 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Durante o desenvolvimento do projeto, verificou-se uma grande quantidade de informações em artigos, livros, teses e sítios na Internet sobre a eletromiografia e controle de prótese de membro superior. Observou-se porém, uma escassez de fabricantes que produzam produtos voltados para essa área.

Aplicando esses conhecimentos na prática, por meio da implementação dos circuitos e da realização dos testes, constatou-se que vários fatores são importantes para chegar a um resultado satisfatório onde os sinais EMG são apresentados livres de qualquer interferência. Por exemplo, os cuidados com a superfície da pele são importantes no sentido de diminuir a impedância da interface da pele com o eletrodo. Esses cuidados envolvem tanto a limpeza prévia do local de teste quanto a eventual depilação ou até mesmo a esfoliação. Além desses cuidados, para melhorar a interface entre a pele e o circuito eletrônico, pode utilizar-se um circuito de casamento de impedância para se obter uma condição de máxima transferência dos sinais EMG entre a pele e a entrada do amplificador de instrumentação. Outro cuidado que se deve ter é o ruído provocado pela instabilidade de contato entre os eletrodos e a pele. Para isso, deve-se ter o cuidado de se obter uma boa fixação do eletrodo ou do conjunto eletrodo placa com a superfície da pele.

Com resultados mais consistentes que os resultados obtidos com eletrodos passivos utilizados no trabalho anterior, do Hugo Martins (2012), ao qual este projeto dá sequência, os eletrodos ativos utilizando os contatos de disco descartáveis se mostraram como uma boa opção para coleta de sinais eletromiográficos. Para trabalhos futuros, pode-se desenvolver uma pesquisa para utilização de eletrodos de AgCL não descartáveis.

Ainda em comparação com o projeto anterior, o incremento de novos circuitos na placa de condicionamento de sinais fez com que os resultados apresentados indicassem claramente qualquer atividade muscular por meio do aumento da amplitude dos sinais observados no osciloscópio.

Os filtros e o amplificadores utilizados neste projeto permitiram a obtenção de um sinal compatível com a entrada AD do Arduino, isto é sinal retificado, com *offset* ajustado e a amplitude dentro da faixa de 0V até 5V.

Os trabalhos realizados com a identificação de padrões por meio de aproximações dos três dos valores dos três canais obtidos simultaneamente ficou dentro da expectativa, ou seja a partir desta plataforma, poderão ser desenvolvidos trabalhos para o acionamento dos atuadores da prótese de mão.

Portanto os resultados deste projeto mostraram uma viabilidade concreta no sentido de se produzir uma prótese nacional de alto desempenho e com aplicação de recursos disponíveis no país.

Para trabalhos futuros, na etapa de reconhecimento dos padrões, poderão ser utilizados algoritmos implantados por controle não convencional, por exemplo, rede neural artificial (ANN) ou Lógica Fuzzy. Estes algoritmos poderão ser previamente simulados no MATLAB, para permitir que finalmente sejam implantados em um software supervisorio proprietário. Para sinais de entrada, poderá ser considerada a integral da envoltória dos sinais EMGs e espectro de frequência, cujo método permitirá obter informações mais consistentes para o controle da mão artificial.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, M. A. F. Filtragem Digital de Sinais Biomédicos. Florianópolis. Dissertação (Mestrado) Programa de Pos-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J., Muscle Alive: Their Functions Revealed by Eletromiography. ISBN:0-0683-00414-X, 5º ed. Baltimore, 1985.
- BELTRAMINI, L. M., **Elementos de Histologia e Anatomo-fisiologia Humana**, 1ª ed., Santa Catarina, IFSC, 1999.
- BERNE, R. M., **Fisiologia**, 5ª ed. São Paulo, Mosby Elsevier, 2004.
- DELSYS Inc. Tutorials & WhitePapers: A discussion on Surface Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition, www.Delsys.com. 1996.
- DELSYS Inc. Technical Note 101, EMG Sensor Placement, 2002.
- DE LUCA, C. J. , **Detection and Recording**, Delsys Incorporated, 2002.
- DE LUCA, C. J. ,**Eletromyography**, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley Publisher Ed., 98-109, 2006.
- ENGLEHART K. H. B. P. P. and Stevenson M., **Time-Frequency Representation For Classification of Transient Myoelectric Signals**, Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engeneering in Medicine and Biology Society.
- FRANCO, S., **Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits**, Nova York, MacGraw-Hill, 1998, 2ª Edição.
- GUYTON & HALL, **Tratado de Fisiologia Médica**. Editora Mc Graw Hill, 1993, 9ª Edição.
- MARTINS, H. M. **Plataforma de Estudos de Sinal Eletromiográfico Destinado ao Aacionamento de Prótese de Mão**. Dissertação (Mestrado), Instituto Federal de São Paulo São Paulo, 2012.
- OLSON,W. H. **Basics Concepts of Medical Instrumentation**. WEBSTER, J. G. Medical instrumentation: Aplication and Design. ISBN: 0_471-15368.3º ed. New York. 1998.
- ORTOLAN, R. L. **Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mielétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação**. Tese de Mestrado em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos – Brasil.
- SENIAM (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles), (www.seniam.org) acesso em : 24 agosto. 2014.
- SOUZA, V. R. et all, 12º Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA, São José dos Campos, SP, Brasil, Outubro de 2006.(Titulo do trabalho)

MACDAMS, ERIC. **Bioelectrodes**. University of Ulster, Jordanstown, Newtownabbey, Ireland, 2006

ANEXO A

DATASHEET AMPLIFICADOR DIFERENCIAL INA 128



Burr-Brown Products
from Texas Instruments



INA128
INA129

SBO9051B - OCTOBER 1995 - REVISED FEBRUARY 2005

Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS

FEATURES

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50 μ V max
- LOW DRIFT: 0.5 μ V/ $^{\circ}$ C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 5nA max
- HIGH CMR: 120dB min
- INPUTS PROTECTED TO \pm 40V
- WIDE SUPPLY RANGE: \pm 2.25V to \pm 18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 700 μ A
- 8-PIN PLASTIC DIP, SO-8

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

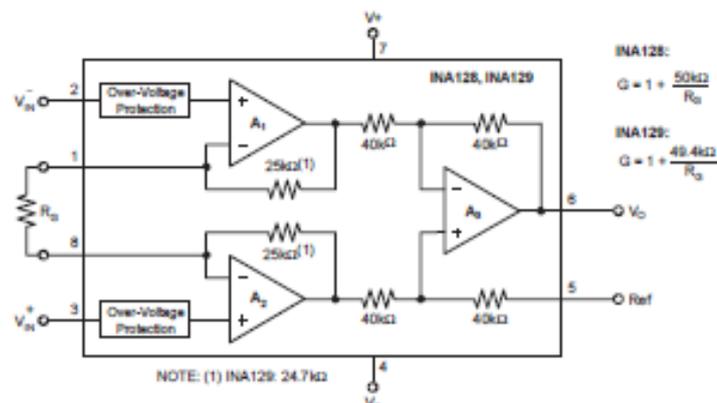
DESCRIPTION

The INA128 and INA129 are low power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. The versatile 3-op amp design and small size make them ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200kHz at G = 100).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. The INA128 provides an industry-standard gain equation; the INA129 gain equation is compatible with the AD620.

The INA128/INA129 is laser trimmed for very low offset voltage (50 μ V), drift (0.5 μ V/ $^{\circ}$ C) and high common-mode rejection (120dB at G \geq 100). It operates with power supplies as low as \pm 2.25V, and quiescent current is only 700 μ A—ideal for battery-operated systems. Internal input protection can withstand up to \pm 40V without damage.

The INA128/INA129 is available in 8-pin plastic DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range. The INA128 is also available in a dual configuration, the INA2128.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

All trademarks are the property of their respective owners.

PRODUCTION DATA: Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

TEXAS
INSTRUMENTS
www.ti.com

Copyright © 1995–2005, Texas Instruments Incorporated

DATASHEET AMPLIFICADOR OPERACIONAL OPA2604



OPA2604

www.burr-brown.com/datasbook/OPA2604.html

Dual FET-Input, Low Distortion OPERATIONAL AMPLIFIER

FEATURES

- LOW DISTORTION: 0.0003% at 1kHz
- LOW NOISE: $10\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- HIGH SLEW RATE: $25\text{V}/\mu\text{s}$
- WIDE GAIN-BANDWIDTH: 20MHz
- UNITY-GAIN STABLE
- WIDE SUPPLY RANGE: $V_{\text{S}} = \pm 4.5$ to $\pm 24\text{V}$
- DRIVES 600Ω LOADS

APPLICATIONS

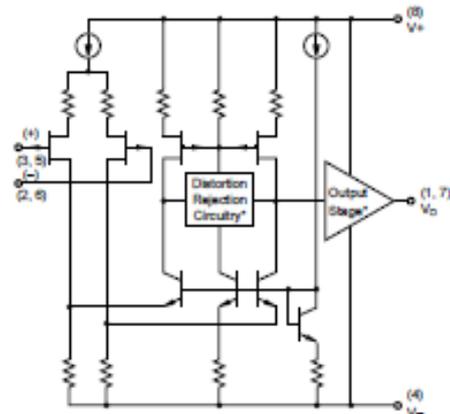
- PROFESSIONAL AUDIO EQUIPMENT
- PCM DAC I/V CONVERTER
- SPECTRAL ANALYSIS EQUIPMENT
- ACTIVE FILTERS
- TRANSDUCER AMPLIFIER
- DATA ACQUISITION

DESCRIPTION

The OPA2604 is a dual, FET-input operational amplifier designed for enhanced AC performance. Very low distortion, low noise and wide bandwidth provide superior performance in high quality audio and other applications requiring excellent dynamic performance.

New circuit techniques and special laser trimming of dynamic circuit performance yield very low harmonic distortion. The result is an op amp with exceptional sound quality. The low-noise FET input of the OPA2604 provides wide dynamic range, even with high source impedance. Offset voltage is laser-trimmed to minimize the need for interstage coupling capacitors.

The OPA2604 is available in 8-pin plastic mini-DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the -25°C to $+85^{\circ}\text{C}$ temperature range.

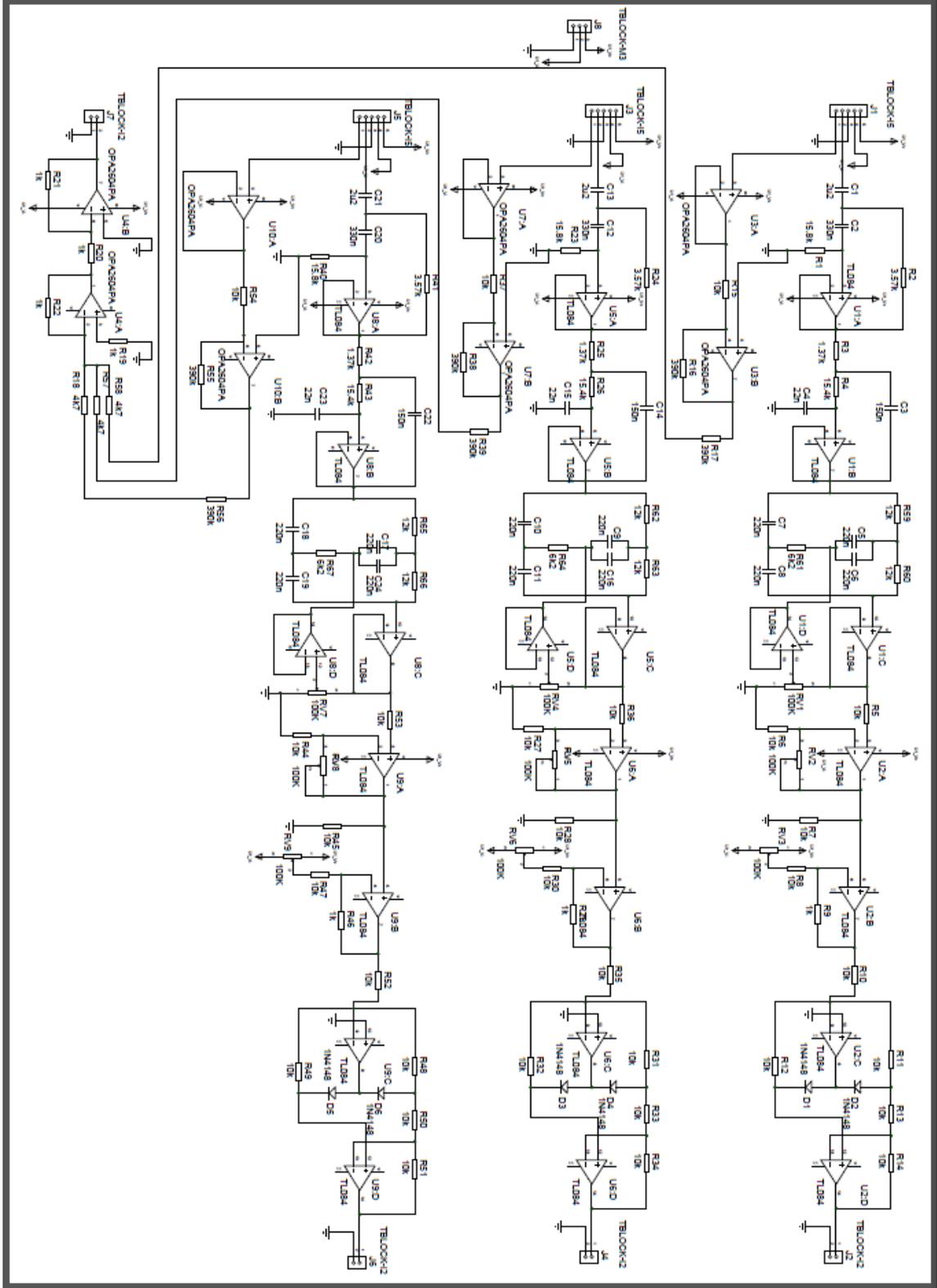


* Patents Granted:
#5053718, 5019789

International Report Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85754 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Fax: (520) 746-1111
Internet: <http://www.bur-brown.com> • FdLINE: (800) 546-6113 (US/Canada Only) • Cable: BURBROU • Telex: 006-6491 • FAX: (520) 885-1510 • Immediate Product Info: (800) 546-6112

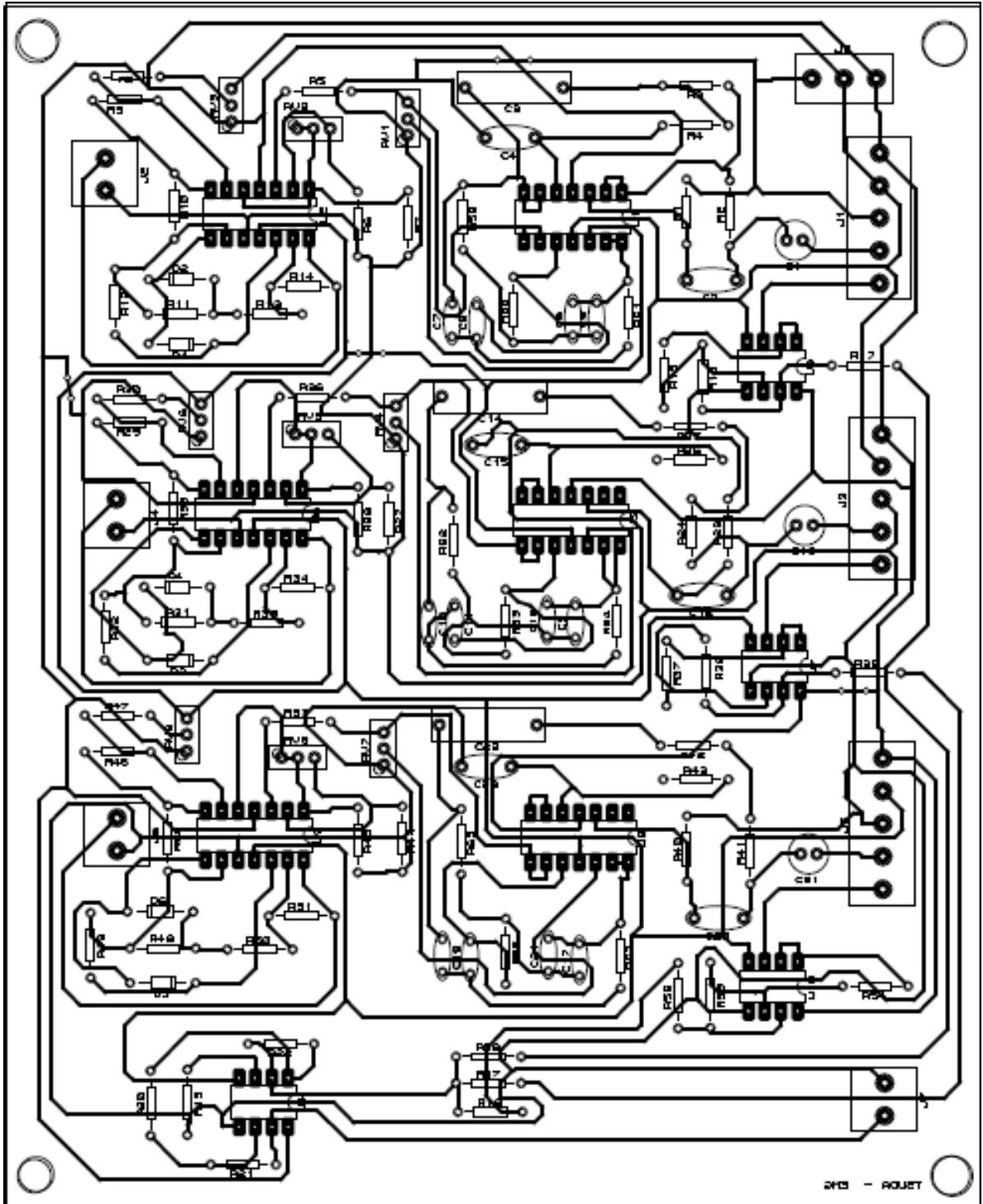
APÊNDICE A

ESQUEMA ELÉTRICO DO CIRCUITO AMPLIFICADOR



APENDICE B

LAY-OUT DO CIRCUITO AMPLIFICADOR



APÊNDICE C

PROGRAMA DO ARDUINO

```

/*****
* Acionamento de Leds (sinais EMGs)
* Função: Converter dados Analógicos para Digitais e selecionar três níveis de tensão para
acionamento de três leds
* Autor: Alberto Mitio Tsuda
* Data: 12/03/2015
* versão: 04
*****/

int valor_pot_0,valor_pot_1,valor_pot_2;
float med_0,med_1,med_2,valor_pot_0,valor_pot_1,valor_pot_2;
int ledPin_12 = 12; // Led no pino 12
int ledPin_11 = 11; // Led no pino 11
int ledPin_10 = 10; // Led no pino 10
int ledPin_9 = 9; // Led no pino 12
int ledPin_8 = 8; // Led no pino 11
int ledPin_7 = 7; // Led no pino 10
int ledPin_6 = 6; // Led no pino 12
int ledPin_5 = 5; // Led no pino 11
int ledPin_4 = 4; // Led no pino 10
int media_2 = 0;
int media_1 = 0;
int media_0 = 0;

void setup()
{
  Serial.begin (9600); // Inicia Comunicação Serial do Arduino
  pinMode(ledPin_12, OUTPUT); // Configura pin 12 como saída
  pinMode(ledPin_11, OUTPUT); // Configura pin 11 como saída
  pinMode(ledPin_10, OUTPUT); // Configura pin 10 como saída
  pinMode(ledPin_9, OUTPUT); // Configura pin 12 como saída
  pinMode(ledPin_8, OUTPUT); // Configura pin 11 como saída
  pinMode(ledPin_7, OUTPUT); // Configura pin 10 como saída
  pinMode(ledPin_6, OUTPUT); // Configura pin 12 como saída
  pinMode(ledPin_5, OUTPUT); // Configura pin 11 como saída
  pinMode(ledPin_4, OUTPUT); // Configura pin 10 como saída
}

void loop()
{
  valor_pot_0= analogRead (A0); // Use analogRead no pin 0
  valor_pot_1 = analogRead (A1); // Use analogRead no pin 0
  valor_pot_2 = analogRead (A2); // Use analogRead no pin 0

  // distribuição de pesos para valores acumulados e os novos valores obtidos
  media_0 = (0.1*valor_pot_0+0.9*media_0);
  media_1 = (0.1*valor_pot_1+0.9*media_1);
  media_2 = (0.1*valor_pot_2+0.9*media_2);
  // ajuste para apresentação na tela do monitor

  med_0 = media_0*0.001;
  med_1 = media_1*0.001;
  med_2 = media_2*0.001;
  val_pot_0 = (valor_pot_0*0.001);

```

```

Val_pot_1 = (valor_pot_1*0.001);
val_pot_2 = (valor_pot_2*0.002);
//Apresenta dos novos valores e dos valores acumulados

Serial.println("");
Serial.print (val_pot_0, 4);
Serial.print (" | ");
Serial.print (med_0, 4);
Serial.print (" | ");
Serial.print (Val_pot_1, 4);
Serial.print (" | ");
Serial.print (med_1, 4);
Serial.print (" | ");
Serial.print (val_pot_2, 4);
Serial.print (" | ");
Serial.print (med_2, 4);

delay (30);

//Acionamento leds canal 0
//*****

if (valor_pot_0> 220)
{
digitalWrite(ledPin_12, HIGH); //Aciona Led
delay(10);
}
else
{
digitalWrite(ledPin_12,LOW);
}
if (valor_pot_0 > 480)
{
digitalWrite(ledPin_11, HIGH); //Aciona Led
delay(10);
}
else
{
digitalWrite(ledPin_11,LOW);
}
if (valor_pot_0 > 760)
{
digitalWrite(ledPin_10, HIGH); //Aciona Led
delay(10);
}
else
{
digitalWrite(ledPin_10,LOW);
}

//Acionamento leds canal 1
//*****

if (valor_pot_1 >220)
{
digitalWrite(ledPin_9, HIGH); //Aciona Led
delay(10);
}
else

```

```

{
  digitalWrite(ledPin_9,LOW);
}
if (valor_pot_1 > 480)
{
  digitalWrite(ledPin_8, HIGH); //Aciona Led
  delay(10);
}
else
{
  digitalWrite(ledPin_8,LOW);
}
if (valor_pot_1 > 760)
{
  digitalWrite(ledPin_7, HIGH); //Aciona Led
  delay(10);
}
else
{
  digitalWrite(ledPin_7,LOW);
}

//Acionamento leds canal 2
//*****

if (valor_pot_2>220)
{
  digitalWrite(ledPin_6, HIGH); //Aciona Led
  delay(10);
}
else
{
  digitalWrite(ledPin_6,LOW);
}
if (valor_pot_2 > 480)
{
  digitalWrite(ledPin_5, HIGH); //Aciona Led
  delay(10);
}
else
{
  digitalWrite(ledPin_5,LOW);
}
if (valor_pot_2 > 760)
{
  digitalWrite(ledPin_4, HIGH); //Aciona Led
  delay(10);
}
else
{
  digitalWrite(ledPin_4,LOW);
}

//*****
}

```

APÊNDICE D

PROGRAMA DO ARDUINO

```

/*****
* Apresentação gráfica no Excel com PLX - DAC
* Função: Apresentar o comportamento dos sinais convertido no gráfico excel
* Autor: Alberto Mitio Tsuda
* Data: 14/03/2015
* versão: 01 (teste)
*****/

float pinoPotenciometro = 0; // variavel que define a porta do potenciometro.
int linha = 0; // variavel que se refere as linhas do excel
int LABEL = 1;
int valor = 0; // variavel que guarda o valor lido do potenciometro
int valor_medio = 0;
void setup(){
  Serial.begin(9600); // inicialização da comunicação serial
  Serial.println("CLEARDATA"); // Reset da comunicação serial
  Serial.println("LABEL,Hora,valor,media,linha"); // Nomeia as colunas
}

void loop(){

  valor = analogRead(pinoPotenciometro); // faz a leitura do potenciometro e guarda o valor
  em val.
  linha++; // incrementa a linha do excel para que a leitura pule de linha em linha

  Serial.print("DATA,TIME,"); //inicia a impressão de dados, sempre iniciando
  Serial.print(valor);
  Serial.print(",");
  valor_medio = (0.1*valor) + (0.9*valor_medio);
  Serial.print(valor_medio);
  Serial.print(",");
  Serial.println(linha);

  if (linha > 100) //laço para limitar a quantidade de dados
  {
    linha = 0;
    Serial.println("ROW,SET,2"); // alimentação das linhas com os dados sempre iniciando
  }
  delay(10); // espera 10 milisegundos
}

```

APÊNDICE E:
SIMULAÇÃO E TESTE DO ALGORITMO ADOTADO

Tabela de valores convertido pelo PLX – DAC para EXCEL

| Hora | valor | media | Linha |
|----------|--------|-------|-------|
| 15:21:19 | 28,00 | 11 | 1 |
| 15:21:19 | 0,00 | 9 | 2 |
| 15:21:19 | 11,00 | 9 | 3 |
| 15:21:19 | 5,00 | 8 | 4 |
| 15:21:17 | 0,00 | 2 | 5 |
| 15:21:17 | 2,00 | 2 | 6 |
| 15:21:17 | 18,00 | 3 | 7 |
| 15:21:17 | 19,00 | 4 | 8 |
| 15:21:17 | 1,00 | 3 | 9 |
| 15:21:17 | 39,00 | 6 | 10 |
| 15:21:17 | 23,00 | 7 | 11 |
| 15:21:17 | 33,00 | 9 | 12 |
| 15:21:17 | 5,00 | 8 | 13 |
| 15:21:17 | 31,00 | 10 | 14 |
| 15:21:17 | 25,00 | 11 | 15 |
| 15:21:17 | 20,00 | 11 | 16 |
| 15:21:17 | 12,00 | 11 | 17 |
| 15:21:17 | 0,00 | 9 | 18 |
| 15:21:17 | 3,00 | 8 | 19 |
| 15:21:17 | 48,00 | 12 | 20 |
| 15:21:17 | 45,00 | 15 | 21 |
| 15:21:17 | 0,00 | 13 | 22 |
| 15:21:17 | 7,00 | 12 | 23 |
| 15:21:17 | 10,00 | 11 | 24 |
| 15:21:17 | 45,00 | 14 | 25 |
| 15:21:17 | 3,00 | 12 | 26 |
| 15:21:17 | 19,00 | 12 | 27 |
| 15:21:18 | 16,00 | 12 | 28 |
| 15:21:18 | 0,00 | 10 | 29 |
| 15:21:18 | 50,00 | 14 | 30 |
| 15:21:18 | 57,00 | 18 | 31 |
| 15:21:18 | 12,00 | 17 | 32 |
| 15:21:18 | 30,00 | 18 | 33 |
| 15:21:18 | 1,00 | 16 | 34 |
| 15:21:18 | 53,00 | 19 | 35 |
| 15:21:18 | 19,00 | 19 | 36 |
| 15:21:18 | 41,00 | 21 | 37 |
| 15:21:18 | 47,00 | 23 | 38 |
| 15:21:18 | 3,00 | 20 | 39 |
| 15:21:18 | 42,00 | 22 | 40 |
| 15:21:18 | 7,00 | 20 | 41 |
| 15:21:18 | 116,00 | 29 | 42 |
| 15:21:18 | 46,00 | 30 | 43 |
| 15:21:18 | 41,00 | 31 | 44 |
| 15:21:18 | 43,00 | 32 | 45 |
| 15:21:18 | 75,00 | 36 | 46 |
| 15:21:18 | 57,00 | 38 | 47 |
| 15:21:18 | 28,00 | 37 | 48 |
| 15:21:18 | 18,00 | 35 | 49 |
| 15:21:18 | 16,00 | 33 | 50 |
| 15:21:18 | 17,00 | 31 | 51 |
| 15:21:18 | 0,00 | 27 | 52 |

| | | | |
|----------|-------|----|-----|
| 15:21:18 | 8,00 | 25 | 53 |
| 15:21:18 | 0,00 | 22 | 54 |
| 15:21:18 | 36,00 | 23 | 55 |
| 15:21:18 | 17,00 | 22 | 56 |
| 15:21:18 | 90,00 | 28 | 57 |
| 15:21:18 | 44,00 | 29 | 58 |
| 15:21:18 | 50,00 | 31 | 59 |
| 15:21:18 | 33,00 | 31 | 60 |
| 15:21:18 | 31,00 | 31 | 61 |
| 15:21:18 | 11,00 | 29 | 62 |
| 15:21:18 | 22,00 | 28 | 63 |
| 15:21:18 | 41,00 | 29 | 64 |
| 15:21:18 | 20,00 | 28 | 65 |
| 15:21:18 | 3,00 | 25 | 66 |
| 15:21:18 | 41,00 | 26 | 67 |
| 15:21:18 | 0,00 | 23 | 68 |
| 15:21:18 | 6,00 | 21 | 69 |
| 15:21:18 | 18,00 | 20 | 70 |
| 15:21:18 | 27,00 | 20 | 71 |
| 15:21:18 | 2,00 | 18 | 72 |
| 15:21:18 | 19,00 | 18 | 73 |
| 15:21:18 | 1,00 | 16 | 74 |
| 15:21:19 | 77,00 | 22 | 75 |
| 15:21:19 | 0,00 | 19 | 76 |
| 15:21:19 | 12,00 | 18 | 77 |
| 15:21:19 | 9,00 | 17 | 78 |
| 15:21:19 | 18,00 | 17 | 79 |
| 15:21:19 | 29,00 | 18 | 80 |
| 15:21:19 | 42,00 | 20 | 81 |
| 15:21:19 | 0,00 | 18 | 82 |
| 15:21:19 | 4,00 | 16 | 83 |
| 15:21:19 | 24,00 | 16 | 84 |
| 15:21:19 | 38,00 | 18 | 85 |
| 15:21:19 | 9,00 | 17 | 86 |
| 15:21:19 | 51,00 | 20 | 87 |
| 15:21:19 | 0,00 | 18 | 88 |
| 15:21:19 | 51,00 | 21 | 89 |
| 15:21:19 | 0,00 | 18 | 90 |
| 15:21:19 | 7,00 | 16 | 91 |
| 15:21:19 | 2,00 | 14 | 92 |
| 15:21:19 | 3,00 | 12 | 93 |
| 15:21:19 | 5,00 | 11 | 94 |
| 15:21:19 | 9,00 | 10 | 95 |
| 15:21:19 | 9,00 | 9 | 96 |
| 15:21:19 | 51,00 | 13 | 97 |
| 15:21:19 | 0,00 | 11 | 98 |
| 15:21:19 | 1,00 | 10 | 99 |
| 15:21:19 | 9,00 | 9 | 100 |
| 15:21:19 | 25,00 | 10 | 101 |