



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

**INTERFACE MULTIMODAL APLICADA À COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA
PARA PESSOAS COM DEFICIÊNCIAS MOTORAS GRAVES**

LUCAS ALTAMIRANDO DE ANDRADE DA ROCHA

Uberlândia

2013

LUCAS ALTAMIRANDO DE ANDRADE DA ROCHA

**INTERFACE MULTIMODAL APLICADA À COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA PARA
PESSOAS COM DEFICIÊNCIAS MOTORAS GRAVES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca examinadora

Prof. Dr. Eduardo Lazaro Martins Naves (UFU) - Orientador

Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares (UFU)

Prof. Dr. Guy Bourhis (Université de Lorraine)

Prof. Dr. Pierre Pino (Université de Lorraine)

Prof. Dr. Yann Morère (Université de Lorraine)

Prof. Dr. Alexandre Cardoso

Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

Orientador

Uberlândia

2013

Dedicatória

Dedico este trabalho às pessoas mais importantes da minha vida
Pelo que me ensinaram e transmitiram
Pelo apoio incondicional e incessante
Pelo que sou

AGRADECIMENTOS

A conclusão de um mestrado é apenas um dos passos no desenvolvimento pessoal e profissional de uma pessoa. Aumentar a nossa capacidade de desenvolvimento significa dar chances para novas oportunidades e caminharmos através de novos horizontes, o que é fundamental para enfrentarmos os desafios de nosso tempo. Um tempo onde a única constante é a mudança.

Agradeço a Deus por ter me dado a graça de viver e sempre iluminar meus caminhos em todos os momentos da minha vida.

Agradeço aos meus pais e irmãos pelo grande apoio, pelas condições proporcionadas a minha pessoa e, acima de tudo, pela educação e valores que me foram passados.

À minha amada namorada Larissa Silva Soares, pelo apoio, atenção, dedicação, carinho e paciência durante o meu processo de formação profissional e na vida.

Ao meu amigo, professor e orientador Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves pela sua grande dedicação e conhecimento, não só na realização deste projeto, mas também em meus projetos pessoais e profissionais.

Este trabalho não teria sido desenvolvido sem a participação de muitos amigos, aos quais agradeço muito por terem me ajudado a torná-lo realidade.

A CAPES pelo apoio financeiro durante o desenvolvimento do trabalho.

“Tudo o que é necessário para o triunfo do mal,
é que os homens de bem nada façam”.

Edmund Burke

RESUMO

Temos agora evidência suficiente de que é viável a utilização de sensores baseados na aquisição de sinais bioelétricos no domínio da comunicação aumentada alternativa. Além disso, eles são particularmente adequados para pessoas com deficiências motoras graves como, por exemplo, pessoas com lesões em altos níveis da medula espinhal ou com síndrome do encarceramento. O desenvolvimento de soluções neste segmento implica na descoberta de novos sensores capazes de se ajustar às limitações do usuário de maneira a traduzir suas intenções em comandos.

Neste sentido, este trabalho trata do desenvolvimento de uma interface multimodal capaz de ser acionada por diferentes tipos de sinais (Eletromiografia, Eletrooculografia, Aceleração e botão *ON/OFF*). O dispositivo foi usado para controlar um *software* de comunicação alternativa baseado em escaneamento automático e comandos simples do tipo *on/off*, buscando-se, assim, desenvolver um sensor versátil o suficiente para se adaptar às necessidades específicas de diferentes usuários sem a necessidade de análises trabalhosas ou a utilização de equipamentos de alto custo. O dispositivo aqui desenvolvido foi testado com sucesso em pacientes com deficiências motoras graves.

Palavras Chaves: Interface Homem Computador, Comunicação Aumentada Alternativa, Sinais Bioelétricos, Tecnologia Assistiva.

ABSTRACT

We have now enough evidence that it is feasible to use sensors based on the acquisition of bioelectric signals in the field of augmentative and alternative communication. Moreover, they are particularly suitable for people with severe motor disabilities, for example, people with high level spinal cord injury or locked-in syndrome. The development of solutions for this kind of people involves the discovery of ways to use sensors that adjust to the user needs, translating their intentions in commands. Thus, this work treats of the development of a multimodal interface controlled by different kinds of signals (Electromyography, Electrooculography, Acceleration and ON/OFF button). The device was applied for controlling an alternative communication software based on automatic scanning and single on/off commands. For that, we have developed a device that can be adapted in several users without the need for laborious analysis or expensive equipment. The sensor developed here has been successfully tested in patients with severe motor disabilities.

Keywords: Human Computer Interface, Augmented and Alternative Communication, Bioelectrical Signals, Assistive Technology.

LISTA DE ACRÔNIMOS

| | |
|--------|--|
| ACL | Acelerometria |
| ASK | <i>Amplitude Shift Keying</i> |
| CAA | Comunicação Aumentada e Alternativa |
| CMRR | <i>Common Mode Rejection Ratio</i> |
| CSA | Comunicação Suplementar e Alternativa |
| EEG | Eletroencefalografia |
| EDITH | Ambiente Digital De Teleação Para Pessoas Com Deficiência |
| ELA | Esclerose Lateral Amiotrófica |
| EMG | Eletromiografia |
| EOG | Eletrooculografia |
| EPR | Epitélio Pigmentar da Retina |
| ERG | Eletroretinografia |
| IHC | Interface Homem Computador |
| OPL | <i>Outer Plexiform Layer</i> |
| RF | Rádio Frequênciа |
| RMS | <i>Root Mean Square</i> |
| SENIAM | <i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i> |
| SMD | <i>Surface Mount Device</i> |
| TA | Tecnologia Assistiva |
| USB | <i>Universal Serial Bus</i> |

Lista de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 2. 1 - Prancha de Comunicação..... | 6 |
| Figura 2. 2 - Comunicador em forma de relógio | 7 |
| Figura 2. 3 - Vocalizador retangular com vinte e cinco áreas de mensagens visíveis | 7 |
| Figura 2. 4 - Exemplo de tela do Software Comunique | 8 |
| Figura 2. 5 - EDiTH: Teclado Virtual com varredura automática [14]. | 9 |
| Figura 3. 1 – Concentrações de íons nos fluidos extra e intracelular [33]..... | 13 |
| Figura 3. 2 – Etapas do potencial de ação [33]..... | 14 |
| Figura 3. 3 – Estrutura de um músculo esquelético..... | 15 |
| Figura 3. 4 – Sinal eletromiográfico | 16 |
| Figura 3. 5 – Espectro de frequência do sinal de EMG [15] | 17 |
| Figura 3. 6 – Sessão horizontal de um olho [33] | 18 |
| Figura 3. 7 – Estrutura celular da retina [33]..... | 19 |
| Figura 3. 8 – Sinais de EOG gerados pelos movimentos horizontais [21] | 20 |
| Figura 3. 9 - Ilustração de um eletrodo de agulha | 22 |
| Figura 3. 10 - Ilustração de um eletrodo de superfície de placa metálica..... | 23 |
| Figura 3. 11 - Posicionamento do eletrodo e a qualidade do sinal de EMG | 24 |
| Figura 3. 12 - Posicionamento dos eletrodos e a unidade motora do bíceps | 24 |
| Figura 3. 13 - Modelo do dipolo elétrico para o olho..... | 25 |
| Figura 3. 14 - Colocação dos eletrodos para medição de sinais de EOG. | 26 |
| Figura 3. 15 - Acelerômetro de três eixos | 27 |
| Figura 4. 1 - Interface Homem Computador (IHC) | 30 |
| Figura 4. 2 – Diagrama da Interface Homem-Computador proposta (módulo do usuário)..... | 30 |
| Figura 4. 3 - Diagrama da Interface Homem-Computador proposta (módulo do computador) | 31 |
| Figura 4. 4 - Diagrama detalhado do Módulo do Usuário | 32 |
| Figura 4. 5 – Condicionador de EMG e EOG. | 33 |
| Figura 4. 6 - Técnica de amplificação diferencial [17]..... | 34 |
| Figura 4. 7 - Condicionador do acelerômetro | 36 |
| Figura 4. 8 - Condicionador do Sensor externo..... | 37 |
| Figura 4. 9 - Inicializando rotina de processamento..... | 38 |
| Figura 4. 10 – Fluxograma da rotina do EMG | 40 |
| Figura 4. 11 – Fluxograma rotina do EOG | 42 |
| Figura 4. 12 – Fluxograma de rotina do Acelerômetro | 43 |
| Figura 4. 13 - Transmissor do Modulo do Usuário | 44 |
| Figura 4. 14 – Diagrama detalhado do Modulo do Computador | 45 |

| | |
|---|----|
| Figura 4. 15 – Receptor do modulo do computador | 46 |
| Figura 4. 16 – Fluxograma do processamento do sinal recebido no modulo do computador | 47 |
| Figura 4. 17 – Geração do Clique do mouse | 48 |
| Figura 5. 1 - Protótipo desenvolvido Módulo do Usuário | 50 |
| Figura 5. 2 - Protótipo desenvolvido Módulo do Computador..... | 50 |
| Figura 5. 3 – Periféricos desenvolvidos EMG/EOG e Acelerômetro..... | 51 |
| Figura 5. 4. - Utilização do sensor EMG | 53 |
| Figura 5. 5. - Realização do teste EMG..... | 53 |
| Figura 5. 6 – Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EMG em 800 ms | 54 |
| Figura 5. 7 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EMG em 1000 ms | 55 |
| Figura 5. 8 -Utilização do ACL | 56 |
| Figura 5. 9 - Realização do teste ACL..... | 56 |
| Figura 5. 10 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor ACL em 800 ms | 57 |
| Figura 5. 11 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor ACL em 1000 ms | 57 |
| Figura 5. 12 - Utilização do EOG..... | 58 |
| Figura 5. 13 - Realização do teste EOG | 58 |
| Figura 5. 14 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EOG em 800 ms..... | 59 |
| Figura 5. 15 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EOG em 1000 ms | 60 |
| Figura 5. 16 - Sensor <i>ON/OFF</i> | 60 |
| Figura 5. 17- Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor ON/OFF em 800 ms..... | 61 |
| Figura 5. 18 - Frequências de Cliques por Tempo com sensor <i>ON/OFF</i> em 1000 ms..... | 62 |
| Figura 5. 19 - Imagem do usuário utilizando o protótipo baseado no EMG | 63 |
| Figura 5. 20 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EMG em 1000 ms | 64 |
| Figura 5. 21 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo após uso do sensor EMG por 30 dias | 65 |
| Figura 5. 22 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor <i>ON/OFF</i> em 1000 ms..... | 66 |
| Figura 5. 23 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo após uso do sensor <i>ON/OFF</i> por 30 dias | 67 |

Lista de Equações

| | |
|--------------------|----|
| Equação 5. 1 | 54 |
| Equação 5. 2 | 54 |

Lista de Tabelas

Tabela 6. 1: Resumo da utilização do sistema multe molda aqui desenvolvido..... 71

Sumário

| | |
|---|-----------|
| Capítulo 1 Introdução | 1 |
| 1.1. OBJETIVO E METAS | 2 |
| 1.2. ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO | 3 |
| Capítulo 2 Comunicação Aumentativa Alternativa | 5 |
| 2.1. RECURSOS DE BAIXA TECNOLOGIA:..... | 5 |
| 2.2. RECURSOS DE ALTA TECNOLOGIA:..... | 7 |
| 2.2.1. Softwares De CAA | 8 |
| Capítulo 3 Biopotenciais E Sua Detecção | 11 |
| 3.1. ELETROMIOGRAFIA | 12 |
| 3.2. ELETROOCULOGRAFIA | 17 |
| 3.3. SENSORES | 21 |
| 3.3.1. Eletrodo Para Detecção do Sinal EMG | 21 |
| 3.3.2. Eletrodo Para Detecção Do Sinal EOG | 25 |
| 3.3.3. Sensor de acelerometria..... | 26 |
| 3.4. CONDICIONAMENTO DOS SINAIS..... | 28 |
| Capítulo 4 Projeto e Desenvolvimento do Equipamento..... | 29 |
| 4.1. SENSOR MULTIMODAL PROPOSTO | 30 |
| 4.2. MÓDULO DO USUÁRIO | 31 |
| 4.2.1. Condicionamento Dos Sinais..... | 33 |
| 4.2.2. Processamento Embarcado | 37 |
| 4.2.3. Transmissão | 44 |
| 4.3. MÓDULO DO COMPUTADOR | 45 |
| 4.3.1. Receptor..... | 46 |

| | | |
|--------------------------|---|-----------|
| 4.3.2. | Processador..... | 46 |
| 4.3.3. | Geração do Clique do Mouse e a Comunicação USB | 47 |
| Capítulo 5 | Resultados..... | 49 |
| 5.1. | INTERFACE MULTIMODAL..... | 49 |
| 5.2. | ENSAIOS REALIZADOS | 51 |
| 5.2.1. | Teste De Avaliação Com Usuários Saudáveis..... | 51 |
| 5.2.2. | Teste Em Voluntários Com Severas Restrições Motoras | 62 |
| Capítulo 6 | Conclusões e Trabalhos Futuros | 68 |
| 6.1 | CONCLUSÕES | 68 |
| 6.2 | TRABALHOS FUTUROS | 72 |
| Referências | | 73 |
| Anexo I | PUBLICAÇÕES..... | 77 |

Capítulo 1

Introdução

Na evolução humana a simples habilidade de expressar-se é um dos mais importantes marcos para a qualidade de vida, de pessoas que possuem severas restrições motoras. Ainda que não seja a única forma de comunicação, a linguagem falada ou gesticulada possui extrema importância na interação do convívio do dia-a-dia, e a perda dessas habilidades proporciona além de uma exclusão social uma perda de independência, iniciativa, produtividade, auto-estima, aprendizado, entre outros. Para contornar essa situação surgiu a Tecnologia Assistiva (TA), que é uma área do conhecimento de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços, que objetivam promover a funcionalidade relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social [1].

Existe, atualmente, diferentes tipos de doenças, síndromes ou acidentes que provocam severas restrições motoras, deixando o paciente quase incapaz de se comunicar ou interagir com o ambiente a sua volta, gerando novas necessidades. Surge, assim, a Comunicação Alternativa e Aumentada (CAA), que é utilizada para definir outras formas de comunicação, como o uso de gestos, língua de sinais, expressões faciais, o uso de pranchas de alfabeto ou símbolos pictográficos, comunicadores, até o uso de sistemas sofisticados, como o computador com voz sintetizada e tablets. A comunicação é considerada alternativa quando o indivíduo não apresenta outra forma de comunicação, e considerada ampliada quando o indivíduo possui alguma comunicação, mas essa não é suficiente para suas trocas sociais [2,3].

O processo de escolha dos recursos e/ou estratégias de comunicação suplementar e/ou alternativos a serem utilizados deve ser feito com muita cautela e participação. A devida seleção e

implementação destes recursos e estratégias poderão garantir a efetividade da comunicação do usuário não-falante e sua interação em diferentes ambientes naturais [4].

Neste contexto surgiram elementos que permitem a construção de Interfaces Homem-Computador (IHC) capazes de processar informações fisiológicas e utilizá-las para a operação de dispositivos variados, como controladores de equipamentos eletrônicos ou interfaces gráficas [5].

O desenvolvimento de sistemas CAA sempre enfrentará o desafio de buscar sinais de controle adequados para cada usuário e para cada aplicação. Normalmente, três fontes de controle biológicas são utilizadas: eletromiografia (EMG) [6, 7], eletrooculografia (EOG) [6] e eletroencefalografia (EEG) [8].

O desenvolvimento de novos sensores para captura de sinais bioelétricos tem sido objeto de estudo para o desenvolvimento de Tecnologias Assistivas, especialmente no domínio da Comunicação Alternativa Aumentada (CAA). Outro desafio refere-se à seleção do sensor mais adequado, considerando-se as capacidades motoras do usuário. Neste sentido, a definição do melhor dispositivo é um processo fortemente influenciado pelas necessidades específicas do usuário [9, 10]. Portanto, a avaliação do desempenho dos sensores utilizados é fundamental para o sucesso e aceitação da tecnologia por parte de cada usuário. Deste modo, o presente trabalho trata da elaboração de uma interface capaz de controlar um software de comunicação alternativa por meio de diferentes estratégias de controle, as quais serão adaptadas em função das necessidades de cada usuário.

1.1. OBJETIVO E METAS

Visto que cada usuário é único em suas limitações, esse projeto propõe uma interface multimodal baseada em sinais bioelétricos para o controle de uma IHC por meio de EMG, EOG ou Acelerometria (ACL).

Sinais baseados no EMG são considerados como um mecanismo alternativo para interagir com a TA [1, 6]. De fato, um dispositivo baseado no sinal EMG é relativamente fácil de interagir com um IHC [1]. No entanto, para um usuário com limitações motoras graves, o controle de qualquer dispositivo TA não é uma tarefa fácil [1,6].

O EOG é uma alternativa eficiente para CAA [6]. Os olhos humanos emergiram como uma modalidade de entrada de sinal bioelétrico importante para aplicações de IHC [11].

A utilização de acelerômetros em IHC como sensor de CAA é algo relativamente novo [12]. Mesmo com severa limitação motora, alguns usuários possuem movimentos voluntários como: os movimentos de sobrancelha, bochecha, inclinação da cabeça, etc. A utilização do acelerômetro nesses casos é uma estratégia viável e interessante, visto a simplicidade de implementação.

Para ilustrar e comprovar a performance e as potencialidades do sensor, será utilizado um software de IHC, o EDiTH (Ambiente Digital de Teleação para Pessoas com Deficiência) [13, 14], projetado para pessoas com deficiências motoras graves. O sistema EDiTH é um pacote de software que integra diversos recursos para auxiliar a comunicação e controle de um ambiente multimídia [14] (vide item 2.2.1.1).

É sabido que as limitações entre pacientes são quase únicas. Visando esse problema o sensor aqui proposto irá adaptar-se às necessidades do usuário, como fonte de sinal, tempo de resposta, entre outros. Além da construção do sensor multimodal, serão aplicadas técnicas para redução do sensor, minimização do custo do equipamento, processamento embarcado do sinal, transmissão sem fio e praticidade de utilização.

Portanto, no intuito de desenvolver um sensor que melhor atenda as necessidades dos usuários bem como sua utilização, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de uma interface multimodal com sensores baseados na eletromiografia, eletrooculografia, acelerometria e botão *ON/OFF* para operar um software de CAA que permita ao usuário se comunicar e interagir com o ambiente a sua volta.

1.2. ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A metodologia utilizada para alcançar o objetivo principal deste trabalho, citado anteriormente, será descrita nos capítulos subsequentes, os quais seguem a seguinte estrutura:

No Capítulo 2, serão expostos alguns sistemas de comunicação aumentativa e alternativa como pranchas de comunicação e softwares específicos como, por exemplo, o EDiTH a ser controlado.

O Capítulo 3 mostrará os biopotenciais que serão utilizados, assim como os sensores necessários para o registro desses sinais.

O Capítulo 4 conterá propriamente o desenvolvimento da interface multimodal, com a especificação de todas as suas características de hardware e software envolvidas no processo de desenvolvimento.

No Capítulo 5, será realizada a avaliação da interface com o dispositivo de controle do software de CAA EDiTH, assim como uma medida do seu desempenho na execução dessa tarefa.

A dissertação será finalizada com o Capítulo 6, o qual trata das principais conclusões. Neste também serão elucidadas as contribuições deste trabalho, bem como as sugestões de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Comunicação Aumentativa Alternativa

O termo Comunicação Aumentativa e Alternativa foi traduzido do inglês *Augmentative and Alternative Communication - AAC*. Além do termo resumido "Comunicação Alternativa", no Brasil encontramos também as terminologias "Comunicação Aumentativa e Alternativa - CAA" e "Comunicação Suplementar e Alternativa - CSA", utilizado para definir outras formas de comunicação como o uso de gestos, sinais da língua de sinais, expressões faciais, uso de pranchas de alfabeto ou símbolos pictográficos, comunicadores, até uso de sistemas sofisticados, como o computador com voz sintetizada e tablets.

Os sistemas de CAA podem ser organizados em recursos que não necessitam de auxílio externo (sinais manuais, gestos, apontar, piscar de olhos, sorrir, vocalizar), e os que necessitam de auxílio externo (objeto real, miniatura, retrato, símbolo gráfico, letras e palavras, dispostos em recursos de baixa e alta tecnologia).

2.1. RECURSOS DE BAIXA TECNOLOGIA:

Pranchas de comunicação: As pranchas de comunicação podem ser construídas utilizando-se objetos ou símbolos, letras, sílabas, palavras, frases ou números. As pranchas são personalizadas e devem considerar as possibilidades cognitivas, visuais e motoras de seu usuário.



Figura 2. 1 - Prancha de Comunicação

Fonte: site <http://www.assistiva.com.br/ca.html>

Essas pranchas podem estar soltas ou agrupadas em álbuns ou cadernos. O indivíduo vai olhar, apontar ou ter a informação apontada pelo parceiro de comunicação, dependendo de sua condição motora.

Eye-gaze: pranchas de apontar com os olhos que podem ser dispostas sobre a mesa ou apoiada em um suporte de acrílico ou plástico colocado na vertical. O indivíduo também pode apontar com o auxílio de uma lanterna com foco convergente, fixada ao lado de sua cabeça, iluminando a resposta desejada.

Avental: é um avental confeccionado em tecido que facilita a fixação de símbolos ou letras com velcro, que é utilizado pelo parceiro. No seu avental o parceiro de comunicação prende as letras ou as palavras e a criança responde através do olhar.

Comunicador em forma de relógio: o comunicador é um recurso que possibilita o indivíduo dar sua resposta com autonomia, mesmo quando ele apresenta uma dificuldade motora severa. Seu princípio é semelhante ao do relógio, só que é a pessoa que comanda o movimento do ponteiro apertando um acionador.

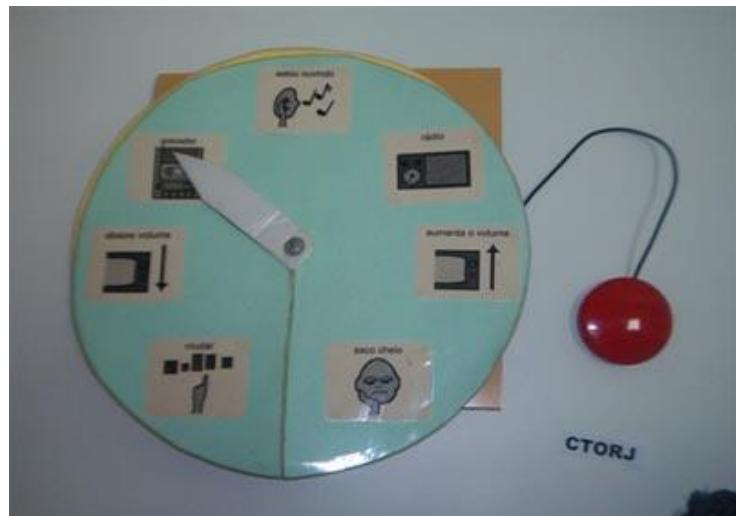


Figura 2. 2 - Comunicador em forma de relógio

Fonte: site <http://www.bengalalegal.com/ca-comunicacao-alternativa>

2.2. RECURSOS DE ALTA TECNOLOGIA:

Comunicadores com voz gravada: são comunicadores onde as mensagens podem ser gravadas pelo parceiro de comunicação.



Figura 2. 3 - Vocalizador retangular com vinte e cinco áreas de mensagens visíveis

Fonte: site <http://www.assistiva.com.br/ca.html>

Comunicadores com voz sintetizada: No comunicador com voz sintetizada o texto é transformado eletronicamente em voz.

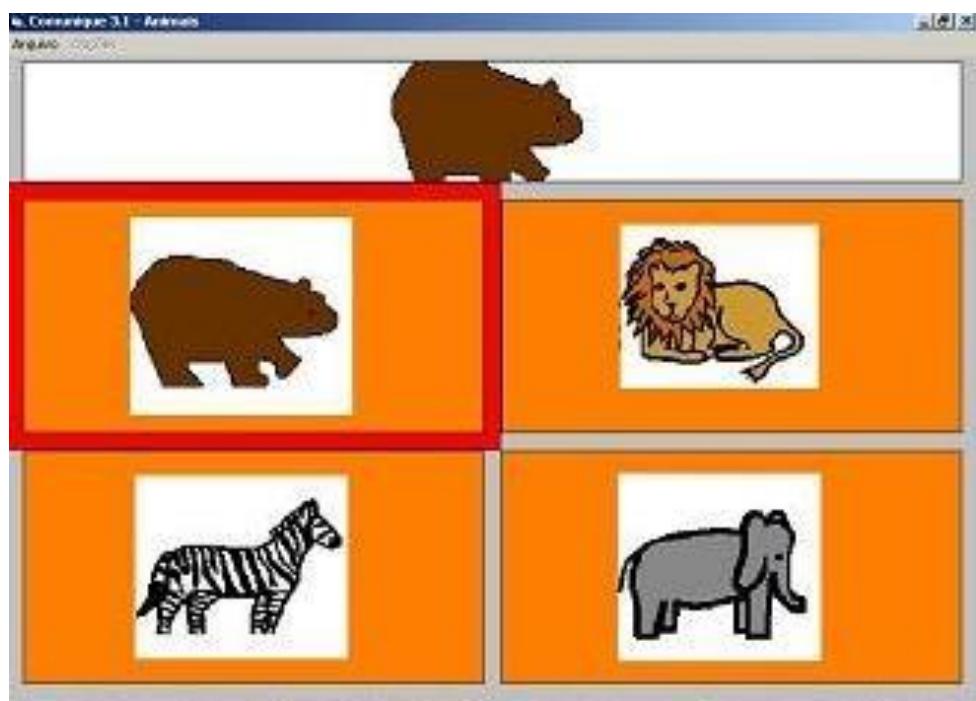


Figura 2. 4 - Exemplo de tela do Software Comunique

Fonte: site <http://www.comunicacaoalternativa.com.br/softwares-de-caa>

Computadores e softwares: Com o avanço da tecnologia surgiram novos sistemas de CAA para as pessoas com necessidades especiais como o Classroom, o OverlayMaker, o Comunicar com Símbolos, o Boardmaker, o Invento, EDiTH, entre outros.

2.2.1. Softwares De CAA

Para a construção de sistemas mais adequados às necessidades e capacidades de cada pessoa, é importante a existência de componentes hardware e software que sejam compatíveis entre si, possibilitando a sua integração em diferentes soluções de CAA. Têm sido efetuados muitos esforços para o desenvolvimento de software para atender diferentes necessidades dos usuários.

Dentre os softwares disponíveis, foi escolhido o EDiTH devido às suas funções capacidade e interação, tais como escrever, ler, mandar e-mail, ver filmes, entre outros.

2.2.1.1. EDiTH

O sistema EDiTH é um pacote de software que integra diversos recursos para controle de um ambiente multimídia [13]. Sua primeira versão foi desenvolvida em 1996 para um usuário com esclerose lateral amiotrófica (ELA). O sistema baseia-se na busca sequencial de linhas e de colunas (Figura 2.5), e pode ser controlado por sensores com características “on-off”.

O software possibilita a interação com interfaces destinadas à comunicação e ao controle de elementos do ambiente, integrando os mais recentes avanços no campo da CAA. O aplicativo está disponível para download no site do Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales da Universidade de Lorraine (LASC - França) [14].

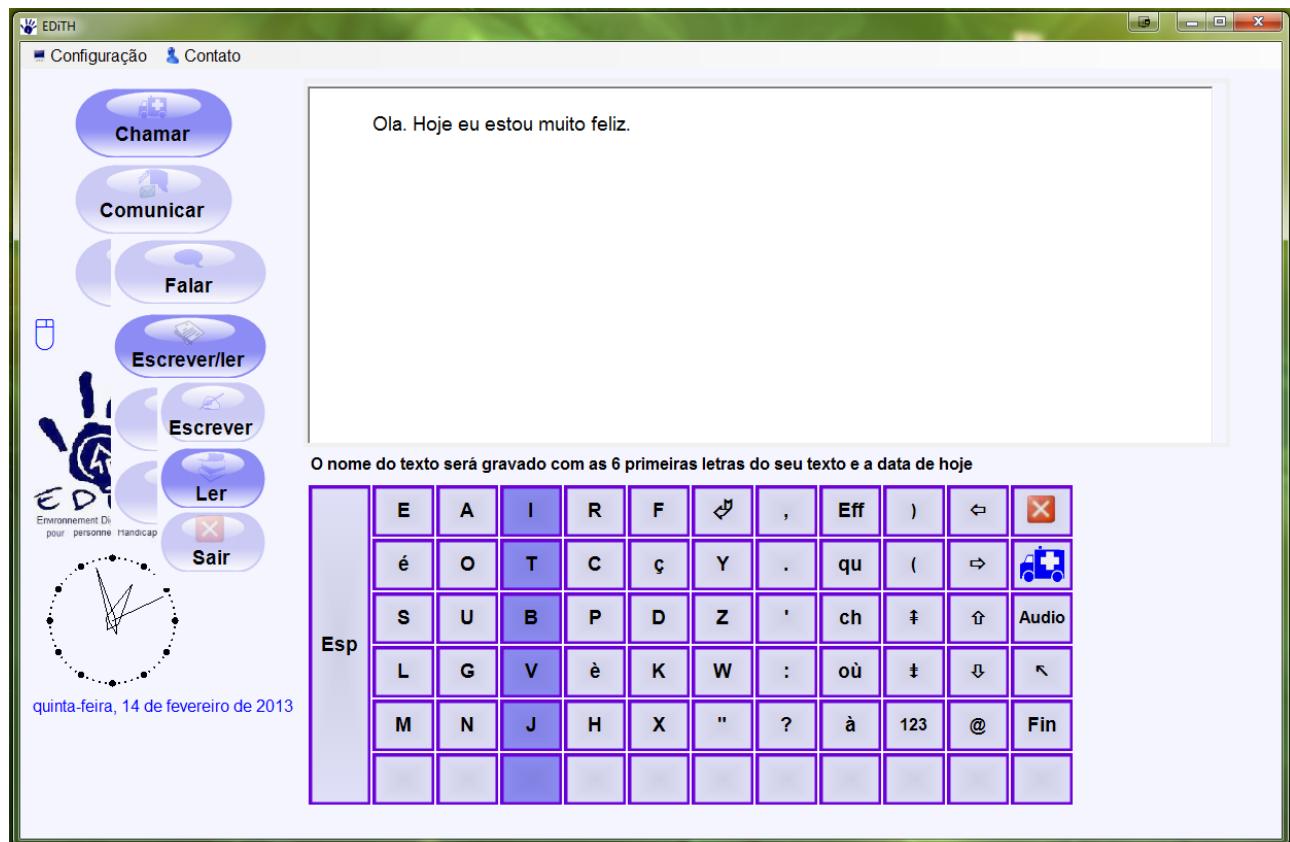


Figura 2.5 - EDiTH: Teclado Virtual com varredura automática [14].

O sistema EDiTH foi projetado para computadores padrão IBM-PC, por motivo de conveniência e praticidade de utilização, e possui duas componentes principais: uma interface funcional e uma interface de configuração. A interface funcional oferece várias facilidades como avisos e chamadas sonoras do pessoal de enfermagem, leitura de textos e escrita de texto. A interface

de configuração permite ao usuário ajustar a operação de diversas funcionalidades como, por exemplo, tempo de varredura do teclado virtual, adicionar livros, filmes, músicas no banco de dados e cadastrar e-mails.

O teclado virtual do EDiTH (Figura 2.5), foi utilizado como base para avaliação do sensor multimodal baseado em sinais EMG/EOG/ACL.

A seleção de caracteres no teclado virtual se dá com apoio de um mecanismo de varredura automática e cliques de mouse ou de outros dispositivos, como o descrito neste artigo. O software coloca em evidência uma coluna de cada vez e, caso aquela seja a coluna desejada, o usuário deve selecioná-la. Em seguida, a varredura muda para as linhas da coluna selecionada, colocando cada caractere em evidência. Da mesma forma, quando o caractere desejado é colocado em evidência o usuário deve selecioná-lo. Assim, um texto poderá ser escrito no editor virtual.

Capítulo 3

Biopotenciais E Sua Detecção

Na prática clínica moderna, uma variedade de sinais bioelétricos pode ser lida rotineiramente. Através de equipamentos de monitoração adequados, os engenheiros de hoje podem ler muitas formas de fenômenos bioelétricos com relativa facilidade. Dentre estes fenômenos incluem-se eletrocardiografia (ECG), eletrorretinografia (ERG), eletroneurografia (ENG), eletromiografia (EMG), eletroencefalografia (EEG), entre outros biopotenciais [15].

Biopotenciais ou potenciais bioelétricos são gerados como resultado de atividades eletroquímicas de certos tipos de células, conhecidas como células excitáveis. Estas são componentes de tecidos nervosos, musculares e até mesmo glandulares [16].

Os tecidos biológicos parecem tão diferentes em sua natureza hidratada e salinizada em comparação a equipamentos eletrônicos, como por exemplo, um aparelho televisor, com suas fiação e instalações metálicas, que, à primeira vista, nada teriam em comum. Ainda assim, notamos que células vivas dependem da atividade elétrica para sua própria existência e sobrevivência e os tecidos constituídos por estas células, como osso e fáscia, exibem uma ampla gama de propriedades elétricas. As células obedecem às mesmas leis que regem o uso de componentes elétricos e também usam as mesmas unidades como tensão, capacidade, fluxo de corrente e impedância [19, 20].

Como será observada, a principal diferença entre a eletricidade nos tecidos biológicos e a eletricidade nos equipamentos é que as células usam átomos eletricamente carregados, ou íons, para o movimento das cargas, enquanto que os sistemas elétricos utilizam elétrons [20].

3.1. ELETROMIOGRAFIA

A contração muscular surge como resultado do fluxo de potenciais de ação pelas fibras musculares excitadas por neurônios motores. Estes potenciais de ação podem ser detectados na superfície da pele, dando origem ao chamado sinal Eletromiográfico. A eletromiografia, por sua vez, pode ser definida como o estudo da função muscular através da análise do sinal EMG [17].

A seguir, serão descritas a estrutura, a organização, o processo, a geração do potencial de ação e a formação do sinal EMG.

3.1.1. Potenciais de ação

A Figura 3.1 mostra a composição química dos líquidos extra e intracelulares separados pela membrana celular, formada por uma camada dupla de lipídios.

Em geral, a concentração das substâncias mostrada na Figura 3.1 varia de acordo com o tipo de célula em questão, mas sempre resulta em uma diferença que pode ser medida.

Esta diferença (potencial de membrana) é em geral estável, mas em alguns tipos de células especiais (células excitáveis) ele pode ser alterado por mecanismos externos à célula e mais tarde recuperados.

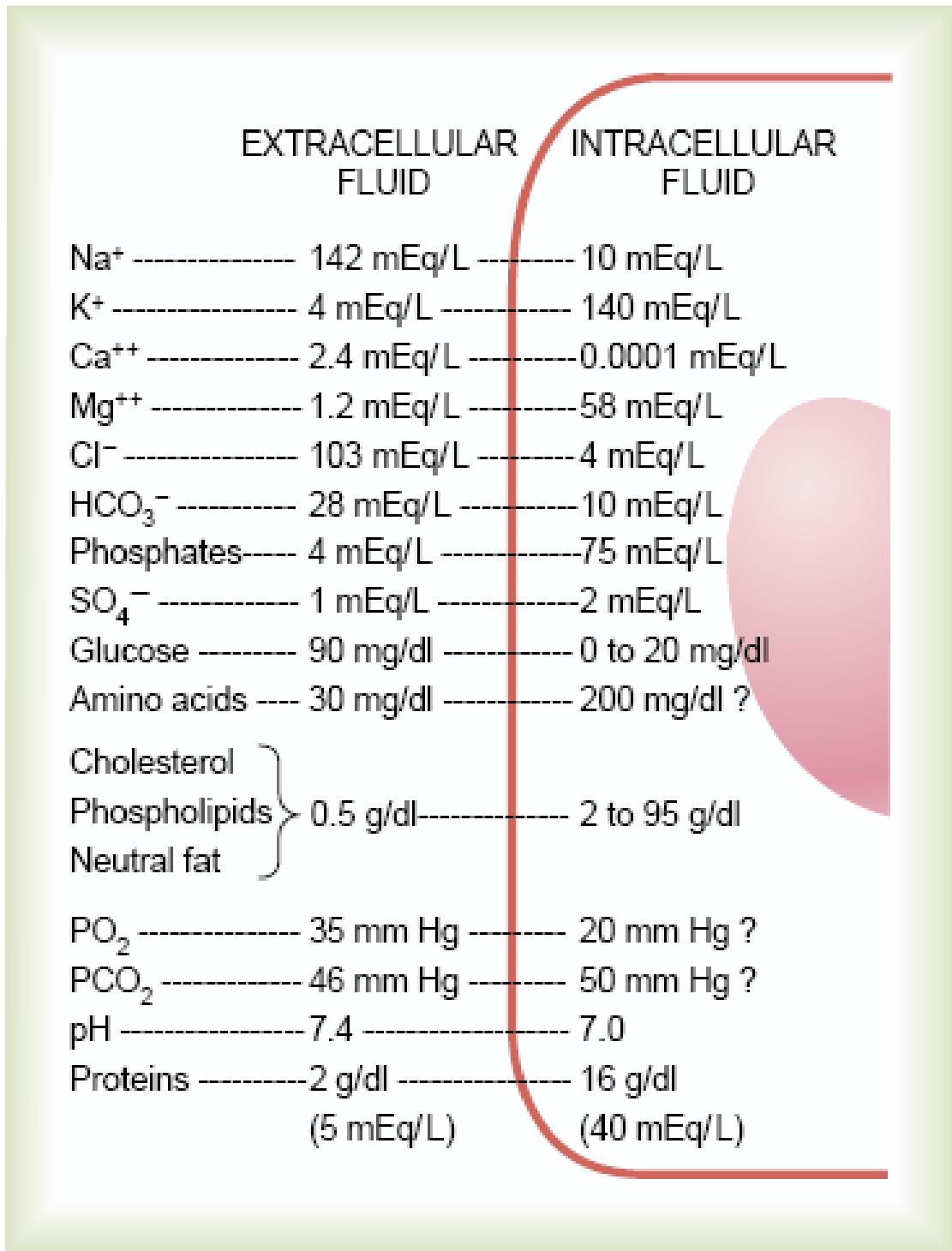


Figura 3. 1 – Concentrações de íons nos fluídos extra e intracelular [33]

Quando uma célula excitável não recebe qualquer estímulo externo, seu potencial de membrana é aproximadamente constante. Este potencial é chamado de potencial de repouso.

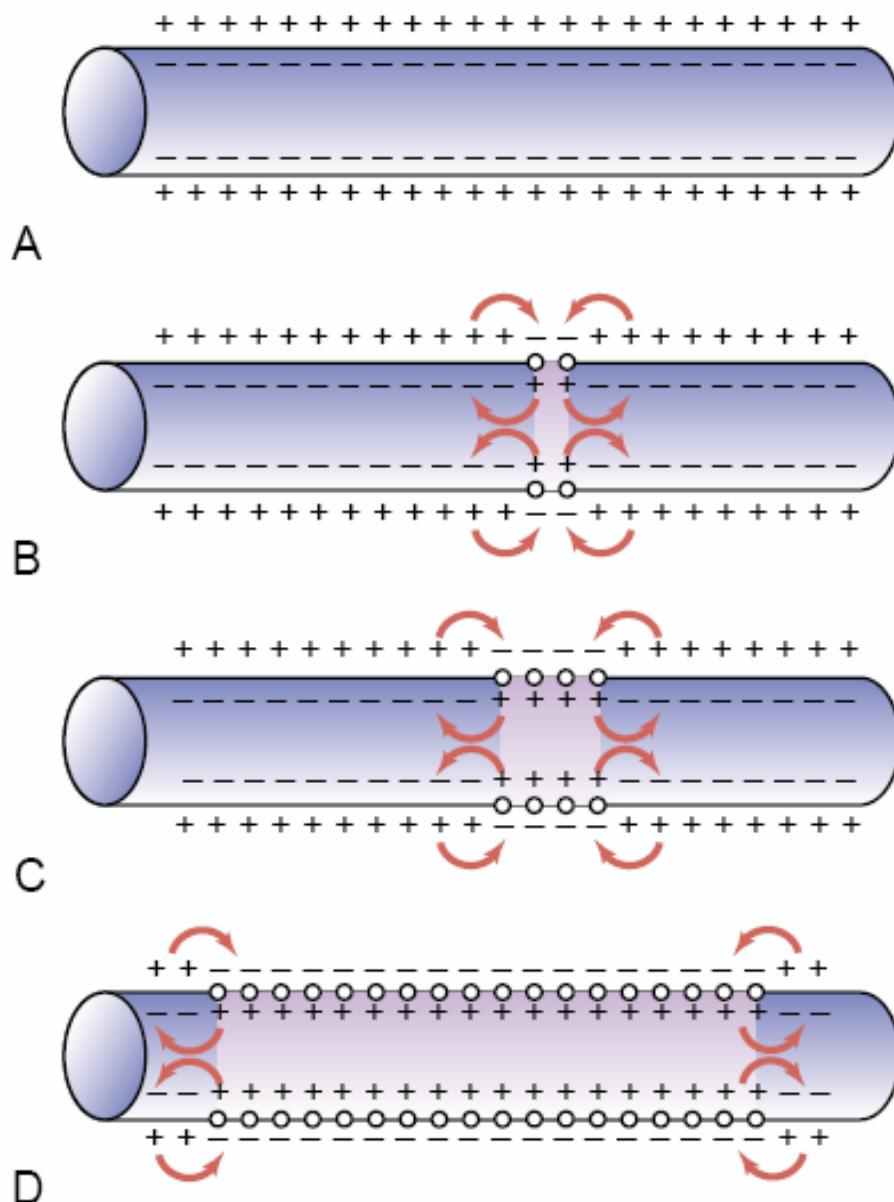


Figura 3. 2 – Etapas do potencial de ação [33]

Se tomarmos como exemplo as fibras nervosas, observamos que o potencial repouso da membrana das fibras nervosas, devido às diferenças de concentrações, é de aproximadamente -90 m Volts (Figura 3.2 A). Quando esta é submetida a um estímulo em sua região média (Figura 3.2 B), há um desequilíbrio iônico (despolarização) que gera um fluxo de corrente entre as regiões despolarizadas da membrana e as áreas adjacentes em repouso. Assim, a vizinhança é despolarizada, proporcionado um novo desequilíbrio (Figura 3.2 C) e o potencial de ação propaga-se bidirecionalmente pela fibra (Figura 3.2 D).

3.1.2. O sinal Eletromiográfico (EMG)

Anatomicamente, os músculos são constituídos de feixes de fibras musculares (Figura 3.3). As fibras musculares esqueléticas têm a forma de um cilindro com diâmetros variados entre 10 e 100 mm e comprimento de 1 a 30 cm.

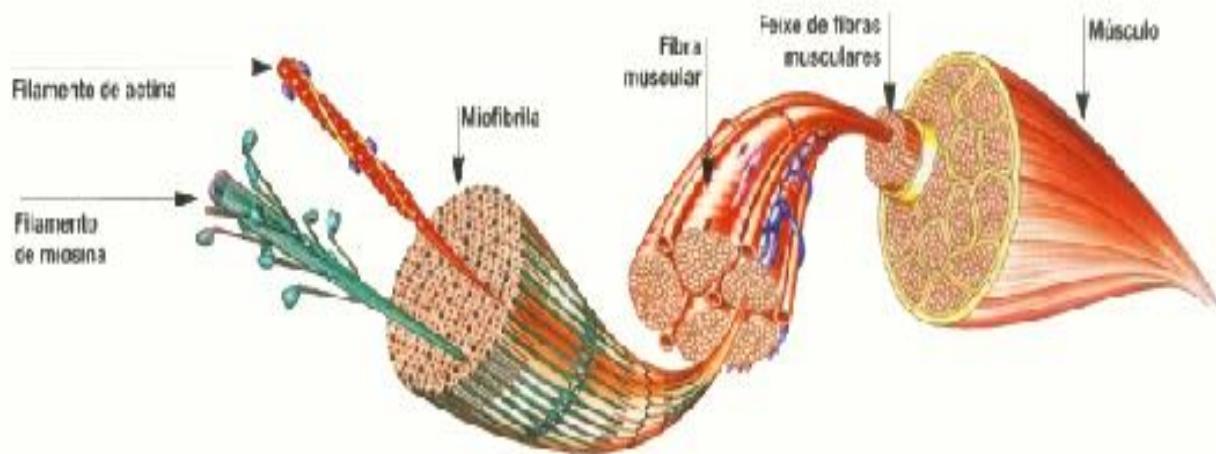


Figura 3. 3 – Estrutura de um músculo esquelético

Fonte: Modificado de Mader [4]

Cada fibra é constituída por centenas de miofibrilas, núcleos celulares e pelo retículo sarcoplasmático, envoltos em uma membrana plasmática, chamada de sarcolema.

As miofibrilas são compostas por miofilamentos, que são constituídos pelas proteínas miosina (filamentos grossos) e actina (filamentos mais finos) (Figura 3.3). Os filamentos de actina e de miosina são arranjados ao longo da fibra muscular e se sobrepõem. A disposição destes filamentos na fibra faz com que o músculo esquelético apresente estrias, por este motivo este músculo também é chamado de estriado.

Quando um potencial de ação muscular percorre uma fibra, diversos processos são estabelecidos no interior da membrana provocando o deslizamento dos filamentos de miosina e actina, constituindo o processo contrátil das miofibrilas e, por consequência, a contração muscular. Uma vez cessado o potencial de ação, a contração também cessa [18].

O EMG é o registro dos biopotenciais originários do processo de contração musculares. Ou seja, o sinal Eletromiográfico (Figura 3.4) é uma manifestação de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular [17].

Segundo De Luca (1997), o sinal mioelétrico ou eletromiográfico é a manifestação de uma atividade neuromuscular associada à contração muscular, proveniente dos potenciais de ação

que percorrem as diversas fibras musculares. Este sinal é resultado do somatório dos potenciais de ação das miofibrilas em ativação, como mostrado na Figura 3.4.

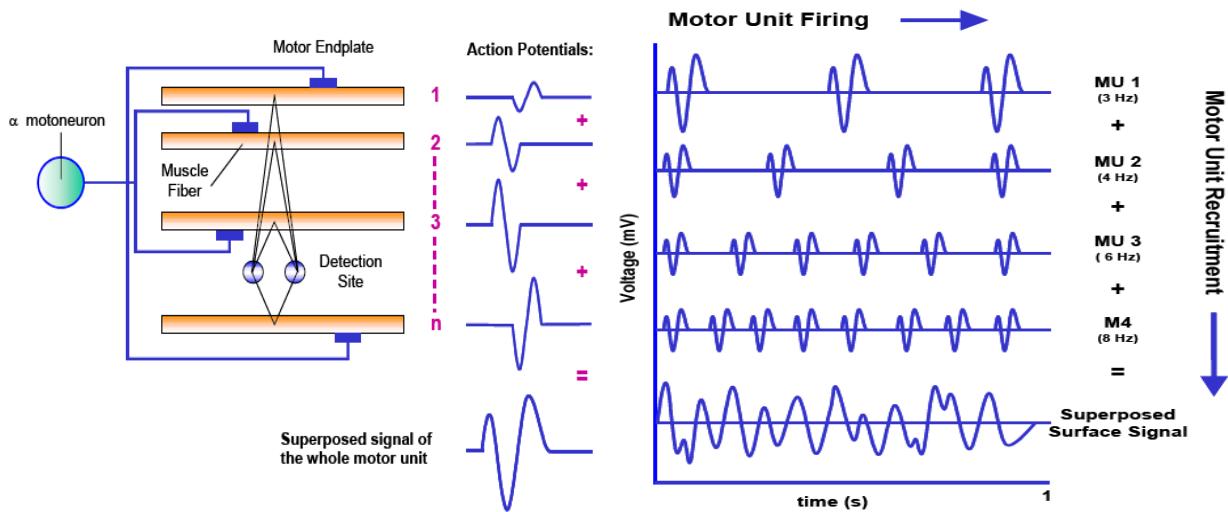


Figura 3. 4 – Sinal eletromiográfico

Fonte: <http://fisio.ib.usp.br/fisioteorica/artigos/fisio2/>

Dessa forma, as fibras musculares que compõem uma única unidade motora constituem uma unidade distribuída de fontes bioelétricas, localizadas em um volume condutor formado por todas as outras fibras musculares, sendo elas ativas ou inativas [15].

Em níveis altos de esforço, muitas unidades motoras superpõem suas respostas, gerando um sinal complexo (padrão de interferência), onde a distinção de unidades motoras individuais já não pode mais ser efetuada [15].

A amplitude do sinal de EMG é arbitrária, aleatória por natureza, e que pode ser razoavelmente representada por uma função de distribuição Gaussiana. A amplitude do sinal pode atingir de 0-10mV (pico-a-pico) ou de 0-1,5mV (RMS). Em termos de frequência, o sinal pode atingir uma faixa de 0-10KHz, com predominância de energia e consequentemente de informações, localizada até a faixa de 150 Hz. Na Figura 3.5, temos o exemplo do espectro de frequência de um sinal de EMG, detectado a partir do músculo tibial anterior.

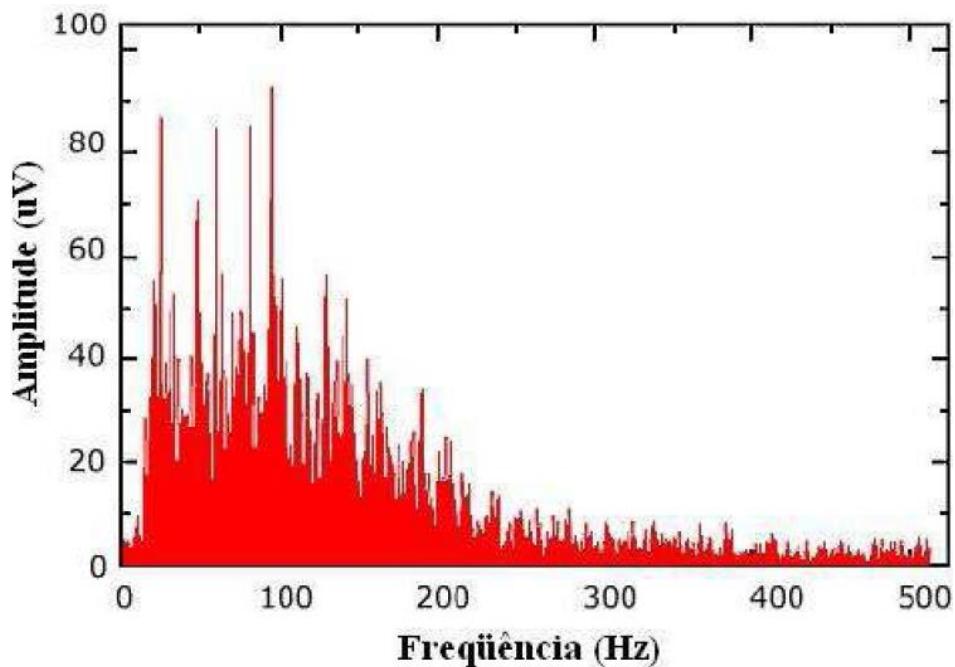


Figura 3.5 – Espectro de frequência do sinal de EMG [15]

3.2.ELETROOCULOGRAFIA

O olho humano funciona como um dipolo formado entre a córnea e a retina, em que a córnea é o pólo positivo e, a retina, o negativo. A magnitude do sinal está entre 0.4 – 1.0 m Volts [20]. A diferença de potencial e a rotação dos olhos são a base do sinal medido pelos eletrodos. Este sinal é conhecido como Eletrooculograma (EOG).

A luz entra na frente do olho e atravessa a córnea: atrás da córnea existe um fluido transparente chamado, humor aquoso. A principal função é prover nutrientes para a córnea e o cristalino, e também gerar uma pressão de 20-25 mmHg, que infla o olho contra os limites inelásticos da esclera e coróide. Este assegura a configuração geométrica apropriada para a formação das imagens pelo caminho ótico. O cristalino está localizado atrás do humor aquoso. O índice de refração e a forma são controlados pelos músculos ciliares. O cristalino completa a focalização da luz, começando na córnea e terminando na retina. Entre o cristalino e a retina existe um líquido (gel) chamado humor vítreo.

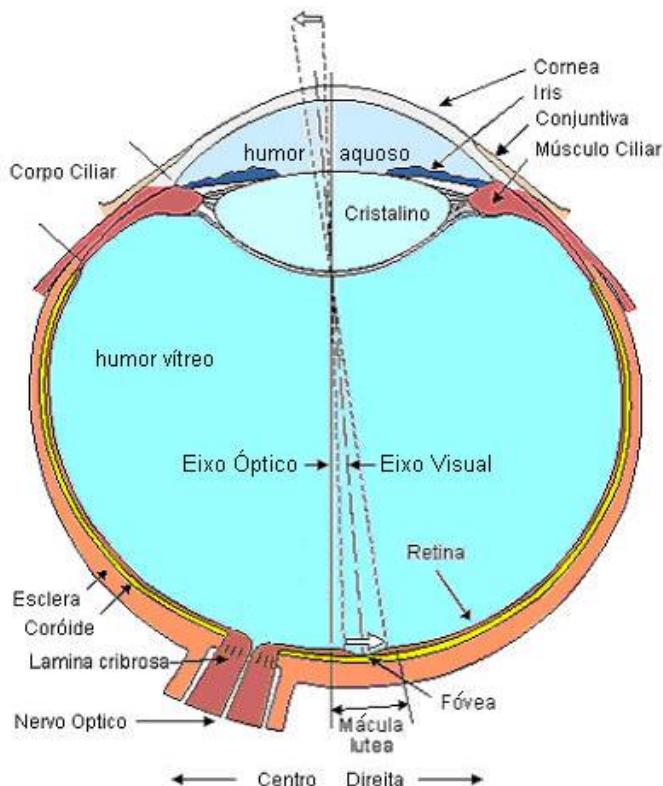


Figura 3. 6 – Sessão horizontal de um olho [33]

O centro da visão é focado na retina para a fóvea, onde a precisão visual é melhor (mais alta). A retina contém células fotossensíveis e outras muitas camadas de células nervosas. Essa combinação gera os pulsos relativos à imagem visual, que passa dos olhos para o cérebro por meio do nervo óptico.

3.2.1. O papel da retina

A luz entra através da estrutura neural para os fotorreceptores, chamados de cones e bastonetes. Logo atrás dos fotorreceptores, está o epitélio pigmentar da retina (EPR), onde a principal função é suprir as necessidades metabólicas dos fotorreceptores, além de outras funções de suporte. Os bastonetes respondem a luz escura, os cones contribuem para a visão em luz brilhante e colorida. Este é o lugar da excitação visual. O passo inicial na transformação da informação da luz em um sinal elétrico propagando até os fotorreceptores é chamado de transdução.

A sinapse dos fotorreceptores com uma célula horizontal e uma célula bipolar é conhecida como Triad. O sinal é transmitido via célula horizontal, resultando na inibição das células receptoras

vizinhas (inibição lateral). A célula bipolar responde eletricamente com hiperpolarização ou despolarização. A sinapse ocorre das células bipolares para as células ganglionares. Esta conexão sináptica, no entanto, é modulada pelas células amácrinas. Tais células providenciam um feedback negativo e, deste modo, é permitido regular a sensitividade da transmissão da bipolar para células ganglionares em níveis suaves.

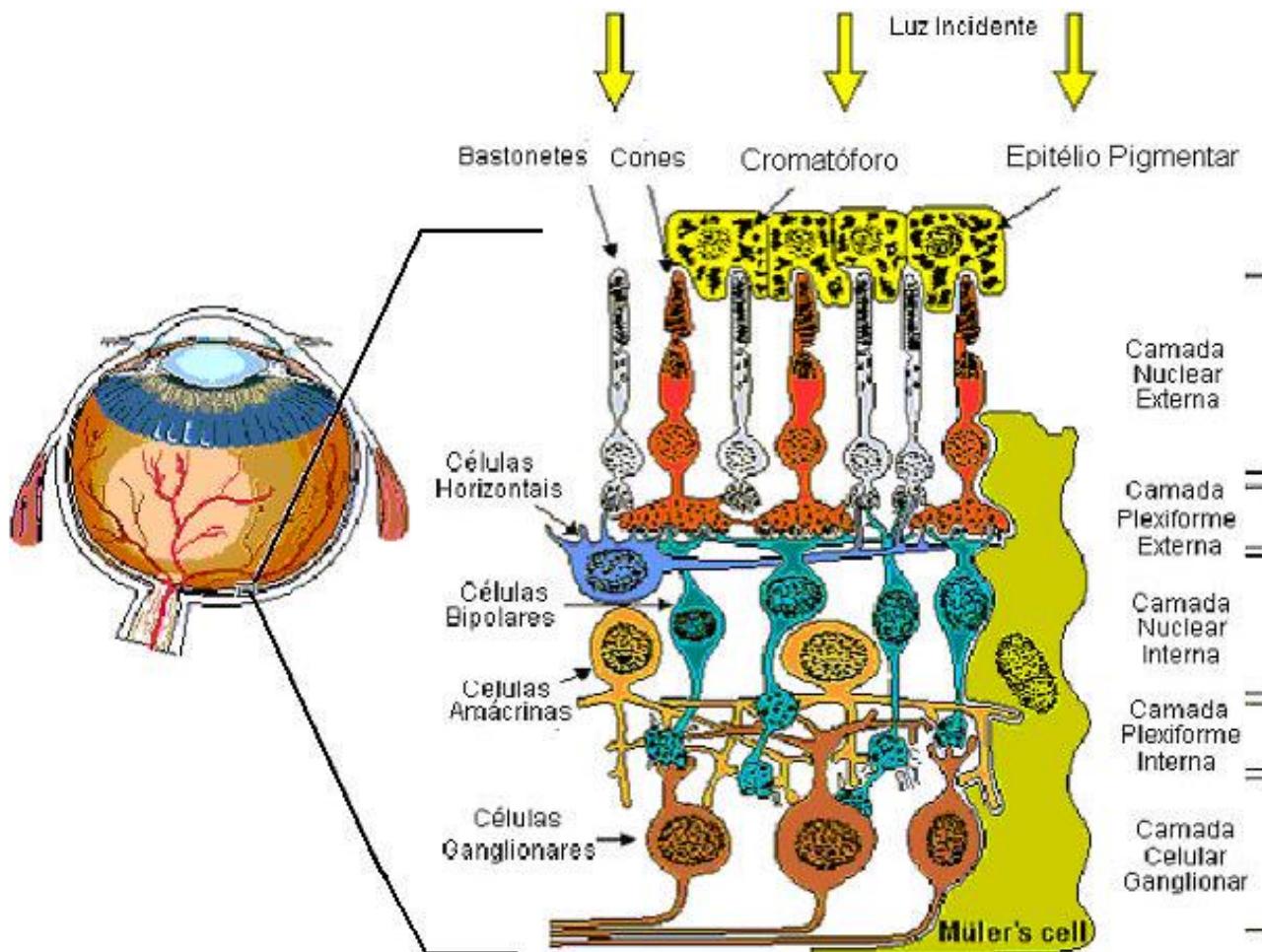


Figura 3. 7 – Estrutura celular da retina [33]

A magnitude deste baixo potencial é usada pela célula ganglionar para estabelecer o que é chamado de taxa de disparo, um processo que converte modulação de amplitude para modulação pulso-frequência. A região da EPR e a porção posterior dos fotorreceptores são chamadas de camada nuclear externa. A região de contato dos fotorreceptores com as células bipolares é conhecida como outer plexiform layer (OPL), camada plexiforme externa. A principal função da OPL é processar o sinal.

As células bipolares e amácrinas formam a camada nuclear interior. A região de contato das células bipolares e amácrinas com as células ganglionares são chamadas de inner plexiform layer (IPL), camada plexiforme interna. As comunicações entre essas células formam o sinal elétrico, que pode ser capturado, chamado de eletro-oculograma.

3.2.2. O sinal Eletrooculográfico (EOG)

Em 1848, Emil du Bois-Reymond observou que a córnea do olho é eletricamente positiva em relação à parte de trás do olho. O dipolo está orientado da córnea para a retina. Este potencial é a base para o eletrooculograma. Tal potencial corneoretinal é bem estável e está no alcance de 0.4 – 1.0 m Volts. Movimentos dos olhos, assim, produzem um movimento do dipolo e, consequentemente, sinais, que são a medida do movimento, podem ser obtidos.

A rotação do olho para a direita resulta em uma diferença de potencial, com o eletrodo na direção do movimento ficando positivo em relação ao segundo eletrodo (idealmente a diferença de potencial é proporcional ao seno do ângulo do movimento). O efeito oposto, que resulta da movimentação para a direita, também é ilustrado. A calibração do sinal pode ser executada pelo olhar do usuário em dois pontos diferentes, localizados em um ângulo conhecido e adquirindo, concomitantemente, EOGs. A precisão típica executada é de $\pm 2^\circ$, e a rotação máxima de $\pm 70^\circ$; no entanto, para ângulos entre 30° , não é observada uma linearidade progressiva [21]. As magnitudes dos sinais mais típicas atingem em torno de 5- 20 m Volts/°.

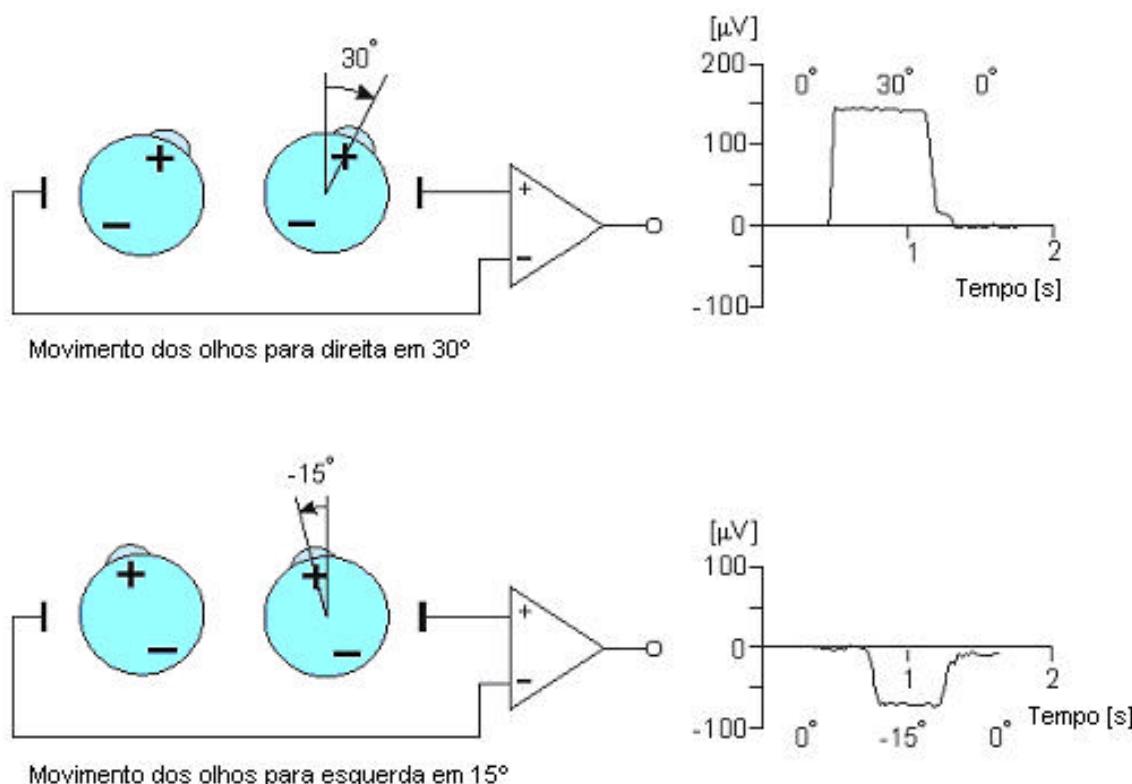


Figura 3. 8 – Sinais de EOG gerados pelos movimentos horizontais [21]

A Eletrooculografia possui vantagens e desvantagens em relação a outros métodos de determinação do movimento dos olhos. A desvantagem mais importante advém do fato que o potencial corneoretinal não é fixo, tem comportamento diversificado dia-a-dia, e é afetado pela luz, fadiga e outras propriedades. Consequentemente, há a necessidade de calibração e recalibração. A vantagem desta técnica inclui a captura do sinal com interferência mínima com atividades do sujeito e mínimo desconforto. Além disto, é um método em que os sinais podem ser adquiridos na total escuridão e/ou com os olhos fechados.

3.3. SENsoRES

O sensor é um dispositivo que transforma energia entre dois sistemas. Os sensores a serem utilizados para detecção de biopotenciais devem gerar um sinal de tensão na saída, cuja amplitude varie no tempo para representar a informação que está sendo medida. Contudo, para que a grandeza em questão seja bem representada, é importante que o sinal de saída deste sensor possua uma resposta em frequência satisfatória, ou seja, toda faixa de interesse do espectro de frequência deve estar representada no sinal de saída deste sensor.

Apesar dos sensores utilizados para captação do EMG e o EOG serem similares, optou-se por descrevê-los separadamente, pois cada um deles possui características particulares, que serão importantes nas etapas de condicionamento e processamento.

3.3.1. Eletrodo Para Detecção do Sinal EMG

Os eletrodos formam o aspecto mais crítico para os aparelhos de detecção, visto que a fidelidade do sinal de EMG, detectada pelo eletrodo, influencia todo o tratamento subsequente do sinal [15].

Para detectar e armazenar sinais eletromiográficos, devem ser considerados dois principais problemas que influenciam a fidelidade do sinal:

- 1) A taxa de ruído do sinal, ou seja, a relação entre a quantidade de energia do sinal de EMG e a quantidade de energia dos ruídos. Em geral, os ruídos são definidos como sinais elétricos que não fazem parte do sinal de interesse, que, no caso, seria o sinal de EMG;
- 2) A distorção do sinal, significando que a relativa contribuição de qualquer componente em frequência para a formação do sinal de EMG não deve ser alterada evitando, assim, deformações do sinal no momento da detecção.

A classificação dos eletrodos pode ser feita quanto ao método de aquisição, sendo invasivo ou não-invasivo:

Eletrodos invasivos:

São utilizados internamente ao corpo para a detecção de biopotenciais. Eles podem ser colocados de forma subcutânea (imediatamente abaixo da pele), ou podem até mesmo ser implantados no corpo como, por exemplo, um circuito de radiotelemetria. Para a eletromiografia, a utilização de eletrodos de agulha propicia detectar o sinal gerado diretamente na unidade motora. Com isso, a amplitude do sinal pode atingir de 0 a 5mV. De acordo com [15], na Figura 3.9, observamos a ilustração de um eletrodo de agulha.

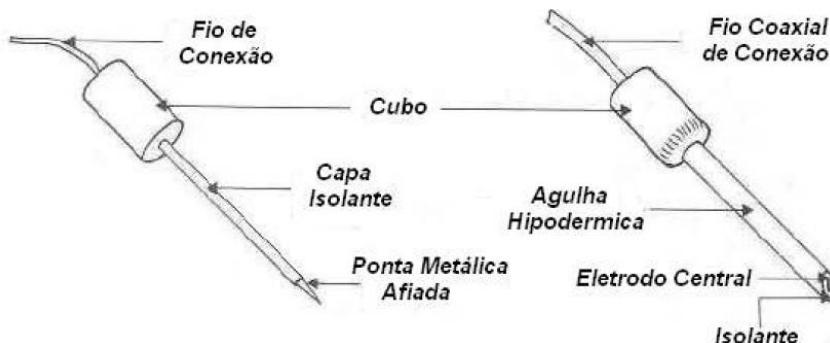


Figura 3.9 - Ilustração de um eletrodo de agulha

Fonte: Adaptado: de Webster, 1995 [15].

Eletrodos não-invasivos:

Estes tipos de eletrodos têm como objetivo não causar danos físicos durante a detecção dos biopotenciais (como cirurgias para implantes ou perfurações causadas por agulhas), ou seja, são

projetados para detectar vários tipos de biopotenciais a partir da superfície do corpo. Para a eletromiografia, eletrodos de superfície são amplamente utilizados em aplicações que envolvem, por exemplo, a fisioterapia. Através dos eletrodos de superfície, devido à impedância da pele e outros tecidos, a amplitude do sinal pode atingir apenas a faixa de 0 a $100\mu\text{V}$. Na Figura 3.10, observamos a ilustração de um eletrodo de superfície de placa metálica [15].

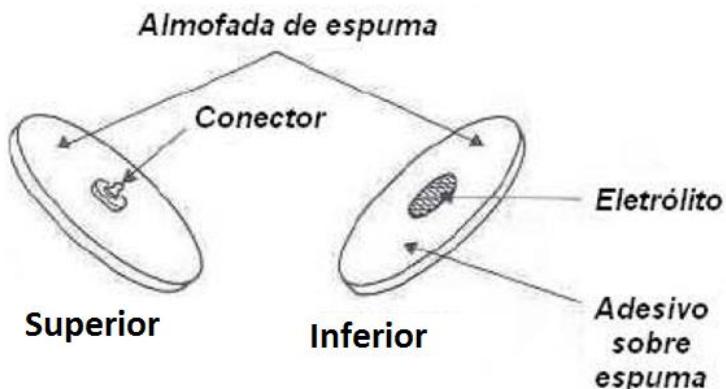


Figura 3. 10 - Ilustração de um eletrodo de superfície de placa metálica.

Fonte: Adaptado: de Webster [15].

Os eletrodos também podem ser utilizados através do tipo de inserção: monopolar, bipolar e multipolar, que são comumente utilizados em eletromiografias.

- **Monopolar:** além do eletrodo de referência, utilizam-se apenas mais um eletrodo para a detecção do biopotencial;
- **Bipolar:** nesta inserção, além do eletrodo de referência, utilizam-se dois eletrodos para a captação do biopotencial, fazendo-se, assim, uma aquisição diferencial;
- **Multipolar:** utilização de vários eletrodos para a captação do biopotencial.

Outro aspecto importante na detecção do sinal de EMG envolve o posicionamento do eletrodo. De acordo com a Figura 3.11, observamos a amplitude e o espectro de freqüência do sinal de EMG, influenciado pelo posicionamento do eletrodo. Nota-se que o eletrodo localizado na parte central do músculo consegue detectar o sinal de EMG com maior amplitude.

Ainda na Figura 3.11, observa-se o tipo de inserção bipolar, através de dois eletrodos que consistem nas duas barras metálicas dispostas paralelamente dentro do encapsulamento (retângulo escuro).

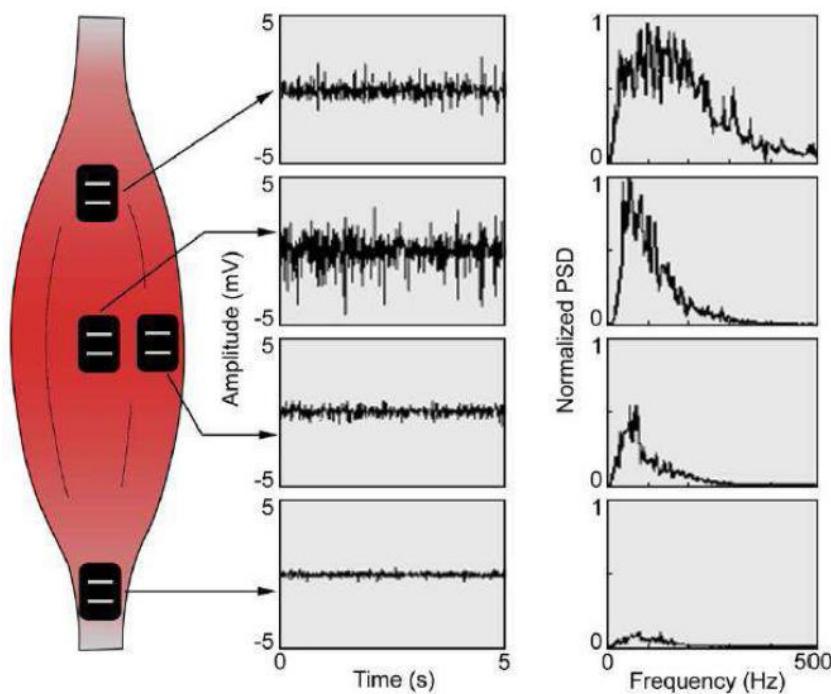


Figura 3.11 - Posicionamento do eletrodo e a qualidade do sinal de EMG

Fonte: Adaptado: de Webster [15].

O eletrodo deve ser colocado entre a zona de inervação e a zona de inserção do tendão, de acordo com a Figura 3.12. No caso de eletrodos de barra, a superfície de detecção deve ser alinhada perpendicularmente às fibras musculares.

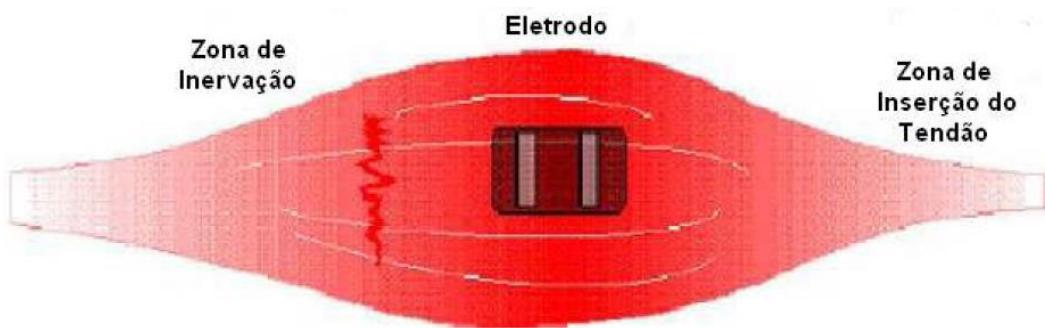


Figura 3.12 - Posicionamento dos eletrodos e a unidade motora do bíceps

Fonte: Adaptado: de Webster [15].

Desta forma, de acordo com a descrição dos itens anteriores e com a Figura 3.12, o eletrodo deve ser colocado o mais próximo possível das unidades motoras.

3.3.2. Eletrodo Para Detecção Do Sinal EOG

Potenciais eletrooculográficos (sinais de EOG) são pequenos potenciais elétricos, também conhecidos como potenciais entre a córnea e a retina, os quais são proporcionais ao ângulo (ou a posição) dos olhos em relação à cabeça. O sinal de EOG possui amplitude que varia de 0,05 a 3,5 mV, e é proporcional ao deslocamento do olho [22]. O potencial entre a córnea e a retina é produzido pela hiperpolarização e despolarização das células nervosas na retina. O olho humano é um dipolo elétrico, com o polo negativo ao fundo e o polo positivo na córnea, como mostrado na Figura 3.13.

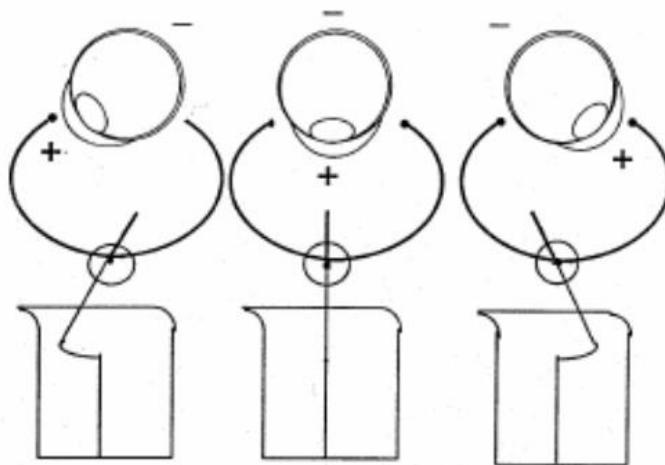


Figura 3. 13 - Modelo do dipolo elétrico para o olho.

Fonte: Adaptado: de Barea, R [35].

A Figura 3.14 mostra o posicionamento clássico dos eletrodos para captação do sinal EOG. Coloca-se um eletrodo ao lado de cada olho para medição de movimentos horizontais (eletrodos D e E), e outros dois eletrodos, um acima e outro abaixo do olho direito, para medição de movimentos verticais (eletrodos B e C). Um eletrodo de referência é fixado na testa (eletrodo A). O sinal de EOG varia, aproximadamente, de 20 µV para cada variação de um grau no movimento do olho [35].

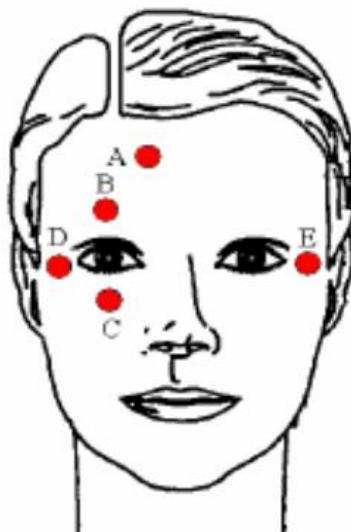


Figura 3. 14 - Colocação dos eletrodos para medição de sinais de EOG.

Fonte: Adaptado: de Barea [22].

O registro de um EOG possui vários problemas. Primeiramente, este sinal é raramente determinístico, até mesmo para a mesma pessoa em diferentes experimentos. O sinal de EOG é um resultado de vários fatores, incluindo rotação e movimento do globo ocular, movimento da pálpebra, fontes diferentes de artefatos, como EEG e EMG, colocação de eletrodos, movimentos de cabeça, influência da iluminação, etc.

3.3.3. Sensor de acelerometria

Um acelerômetro serve para medir a aceleração de um corpo (normalmente o que está ligado nele) em relação à gravidade. Dependendo da complexidade do acelerômetro usado, que varia de acordo com o número de seus eixos, ele também pode medir a direção dessa força [23].

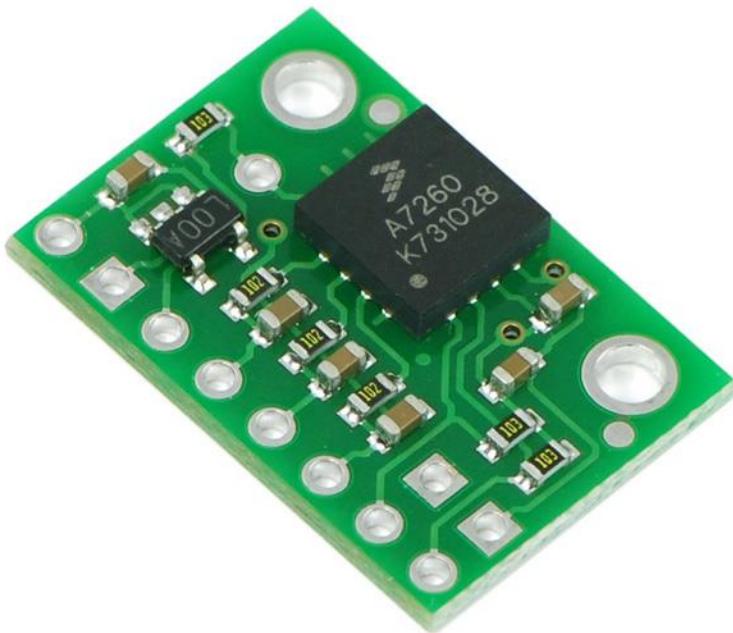


Figura 3. 15 - Acelerômetro de três eixos

Fonte: site <http://multilogica-shop.com/>

Essas características parecem justificar o grande número de autores que utilizam os acelerômetros em seus estudos, e até mesmo o surgimento de investigações que se propõem a identificar aspectos específicos inerentes ao uso desse transdutor no registro de sinais utilizados em ativadores de circuitos de registros de movimentos [24].

Os acelerômetros são sensores que respondem tanto à frequência como à intensidade do movimento, e o seu uso na avaliação da atividade física é baseada nas relações demonstradas entre a saída do acelerômetro e a energia gasta nos estudos da análise do movimento ou estudos ergonômicos. Estes diferem em muitos aspectos, nomeadamente, na sensibilidade axial (uni, bi ou triaxial), na frequência de ressonância e na sensibilidade direcional. Para este último, é necessário relacionar a amplitude do sinal com o ângulo de inclinação. A saída de um acelerômetro ideal, que está diretamente relacionada com o movimento humano, é: 1) a aceleração resultante do movimento que depende do tipo de atividade realizada, assim como a direção da medição; 2) a aceleração gravitacional. Existem ainda outras fontes contribuidoras para a saída do acelerômetro, como por exemplo, vibrações externas, e que, sobretudo, introduzem ruído. Para este ser atenuado, é necessário usar filtração adequada [24].

3.4. CONDICIONAMENTO DOS SINAIS

Conforme descrito, os sinais captados pelos eletrodos possuem amplitudes muito baixas. Além disso, sua detecção geralmente é contaminada por interferências como, por exemplo, induções eletromagnéticas da rede elétrica e outros artefatos.

Assim, o condicionamento do sinal é necessário para minimizar aquelas interferências e adequá-lo à manipulações futuras (como a digitalização), ou seja, o condicionamento envolve duas fases: amplificação e filtragem. Deste modo, será detalhada, no capítulo seguinte, a metodologia utilizada para o condicionamento dos sinais utilizados neste trabalho.

Capítulo 4

Projeto e Desenvolvimento do Equipamento

O desenvolvimento de novos sensores para captura de sinais bioelétricos tem sido objeto de estudo para o desenvolvimento de Tecnologias Assistivas (TA), especialmente no domínio da Comunicação Alternativa Aumentada (CAA) [5]. Esses sensores oferecem para pessoas acometidas por vários tipos de deficiências motoras graves, como, por exemplo, Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) e tetraplegia, alternativas para comunicação interpessoal e possibilidades de controle voluntário sobre seu ambiente. Estes elementos permitem a construção de Interfaces Homem-Computador (IHC), capazes de processar informações fisiológicas e utilizá-las para a operação de dispositivos variados, como controladores de equipamentos eletrônicos ou interfaces gráficas [5].

Entretanto, considerando que cada usuário é único em suas limitações, o desenvolvimento de sistemas CAA sempre enfrentará o desafio de buscar sinais de controle adequados para cada usuário e para cada aplicação. Normalmente, três fontes de controle biológicas são utilizadas: eletromiografia (EMG) [6, 7], eletrooculografia (EOG) [6] e eletroencefalografia (EEG) [7].

Nesse sentido, este capítulo aborda todos os aspectos relevantes ao desenvolvimento de um sensor multimodal, capaz de acionar IHCs por meio de sinais EMG, EOG, aceleração ou ainda por botões do tipo *ON/OFF*. O diagrama básico do sistema é mostrado na Figura 4.1.

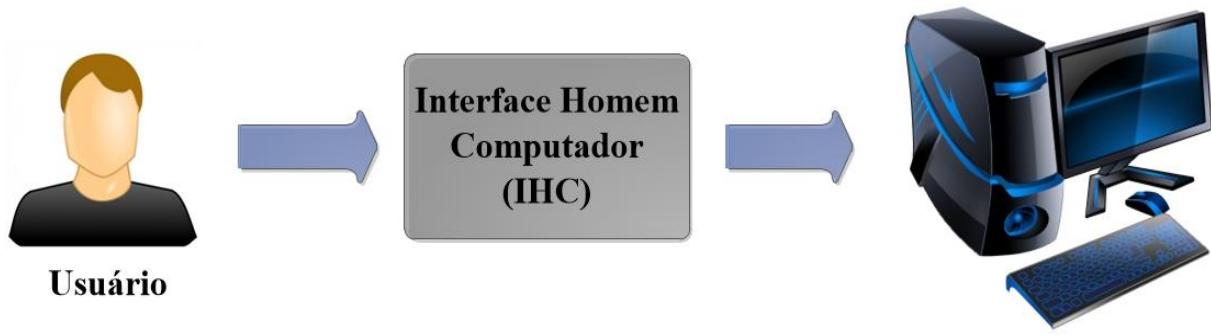


Figura 4. 1 - Interface Homem Computador (IHC)

4.1. SENSOR MULTIMODAL PROPOSTO

Um equipamento que atenda de forma geral usuários com restrições motoras graves, não é algo fácil de realizar-se, pois existem muitas características que variam de usuário para usuário. Para tal, foi proposto um processamento embarcado, onde o sinal é processado e, se necessário, o processador recalibrará o equipamento de modo a atender as características específicas do usuário, tais como, amplitude do sinal, limiar de ativação, entre outros.

O diagrama de blocos do sistema proposto é mostrado na Figura 4.2 e 4.3.

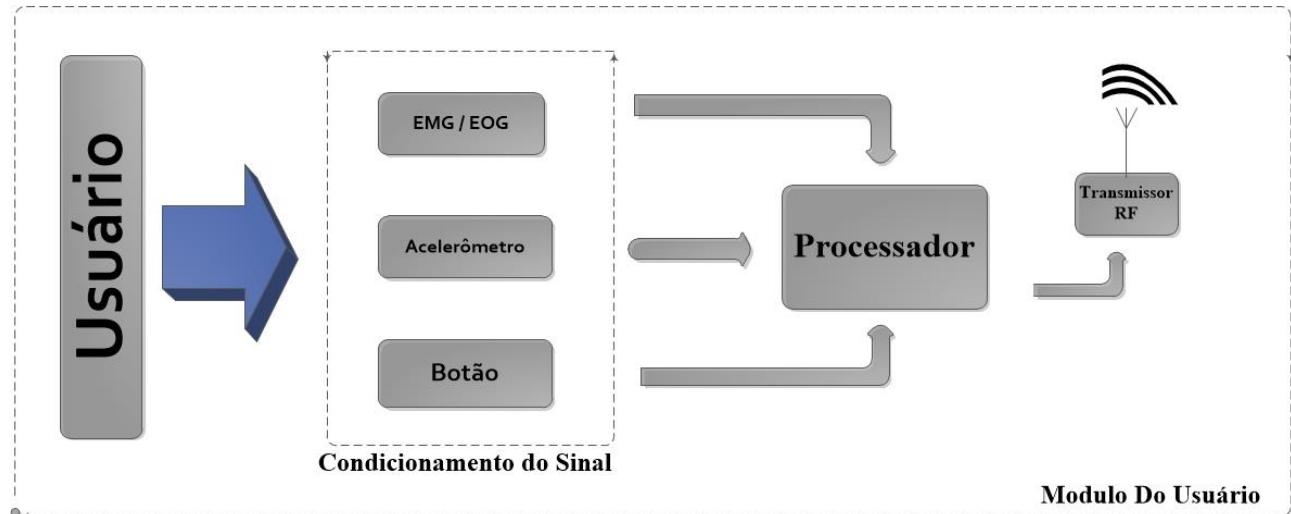


Figura 4. 2 – Diagrama da Interface Homem-Computador proposta (módulo do usuário)

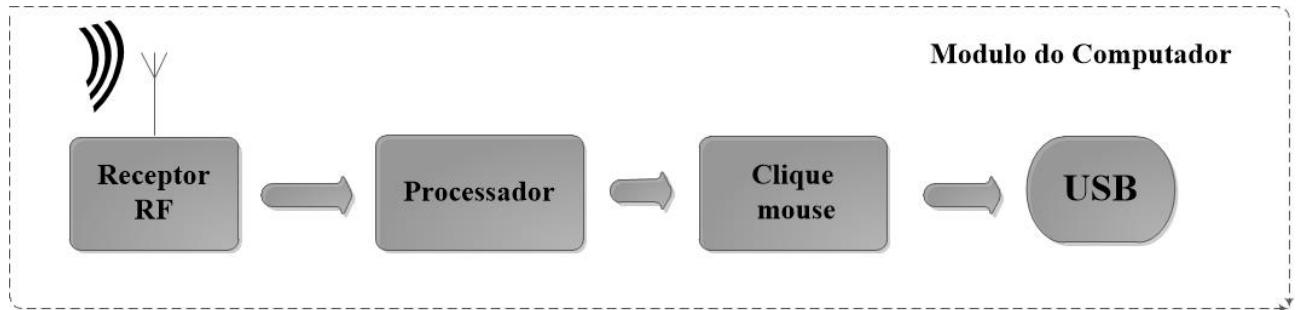


Figura 4. 3 - Diagrama da Interface Homem-Computador proposta (módulo do computador)

Funcionamento do sistema: no usuário, são colocados os sensores específicos para o tipo de sinal a ser utilizado no controle da IHC (EMG, EOG, ACL, *ON/OFF*). O sensor é ligado a um módulo de condicionamento (detalhado posteriormente), que envia o sinal ao módulo de controle multifuncional embarcado, constituído por um micro controlador com conversor A/D, onde o sinal é digitalizado, processado, modulado e transmitido por ondas de RF (Rádio Frequência).

O sinal transmitido chega ao receptor que está ligado a um demodulador. Este, por sua vez, transfere o sinal já demodulado ao processador, onde o mesmo é tratado para minimizar erros ocasionados por interferências de equipamentos próximos. Posteriormente, a ação (clique do mouse) é gerada e transmitida via USB para o computador, interagindo, assim, com o software de CAA EDiTH descrito no Capítulo 2.

Como visto nas Figuras 4.2 e 4.3 o dispositivo proposto possui dois módulos:

Módulo do Usuário: contém o condicionamento de sinal (EMG, EOG e ACL), o processamento embarcado, além do modulador e transmissor RF.

Módulo do Computador: contém o receptor, o demodulador, o processador, o gerador de clique e controlador USB.

4.2. MÓDULO DO USUÁRIO

Esse módulo foi desenvolvido com componentes SMD para diminuir as dimensões do sensor. Além disso, projetou-se um único canal para captura do sinal EMG ou EOG. O acelerômetro possui 3 eixos ortogonais ligados diretamente ao processador, possibilitando, assim, sua utilização em qualquer posição no espaço.

O *ON/OFF* foi adicionado para possíveis periféricos externos, como, por exemplo, um *ON/OFF* de mordida, ou um *ON/OFF* maior adaptado para acionamento facilitado, etc.

A Figura 4.4 mostra o módulo do usuário subdividido em suas três etapas principais. A primeira é dedicada ao condicionamento dos sinais (contorno azul), a segunda ao processamento embarcado (contorno vermelho) e a terceira ao modulador e transmissor (contorno verde).

Condicionamento dos Sinais

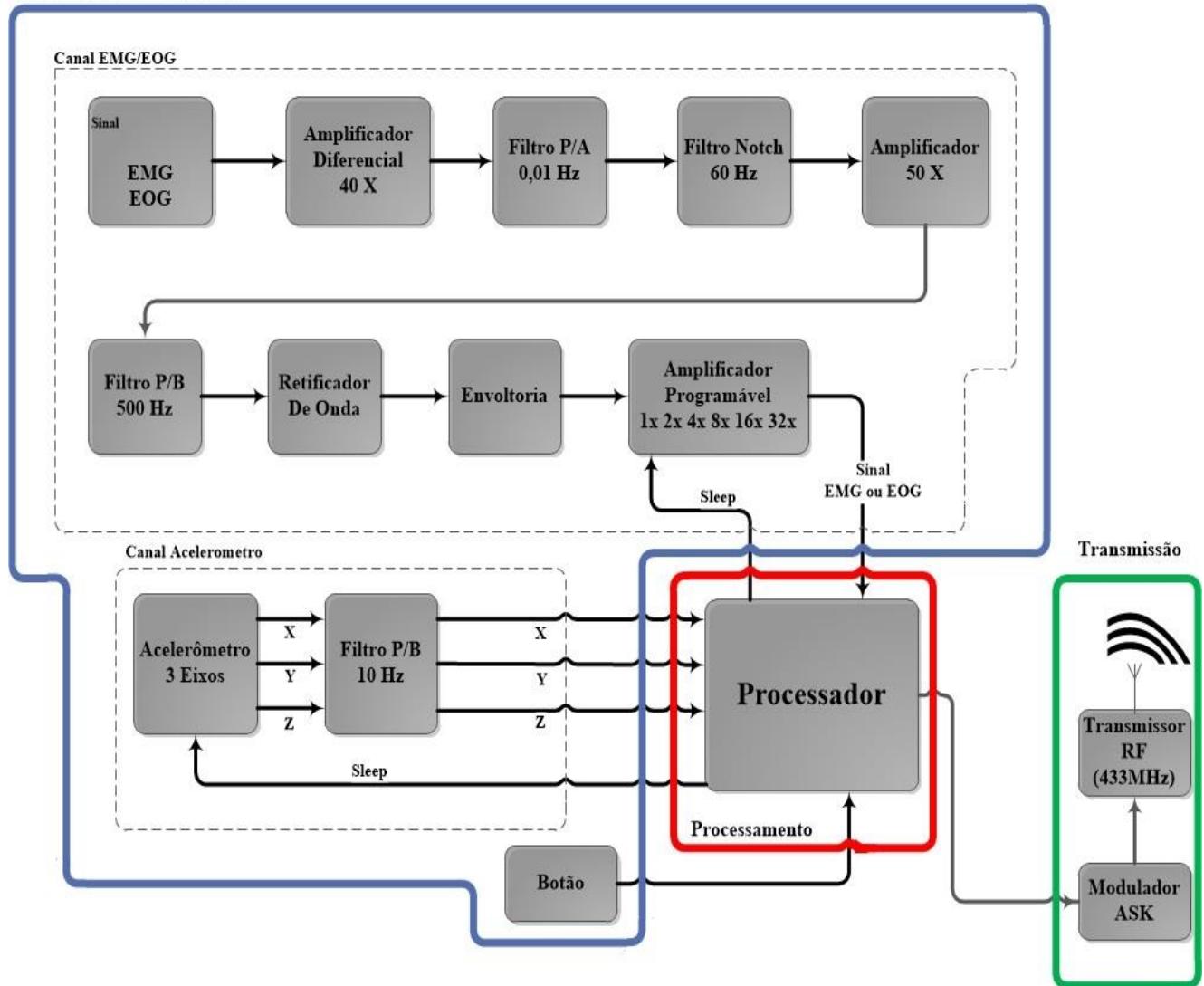


Figura 4. 4 - Diagrama detalhado do Módulo do Usuário

4.2.1. Condicionamento Dos Sinais

O condicionador foi projetado para atender as necessidades de cada sinal coletado (EMG, EOG, ACL e *ON/OFF*). Pode-se dividir o condicionador em três sub etapas. A primeira é o canal EMG/EOG, a segunda o canal do acelerômetro e a terceira a dos sensores externos.

Visando reduzir o consumo de bateria do módulo transmissor, o custo final do equipamento, bem como as dimensões e peso da unidade, optou-se pelo uso de um único canal para condicionamento dos sinais EOG e EMG.

4.2.1.1. Canal EMG/EOG

Para utilizar dois tipos de sinais de características diferentes em um mesmo canal de condicionamento, é necessário tomar alguns cuidados como, por exemplo, dimensionar os filtros para ambos os sinais, ter ganhos de amplificação variáveis, entre outras técnicas (Figura 4.5).

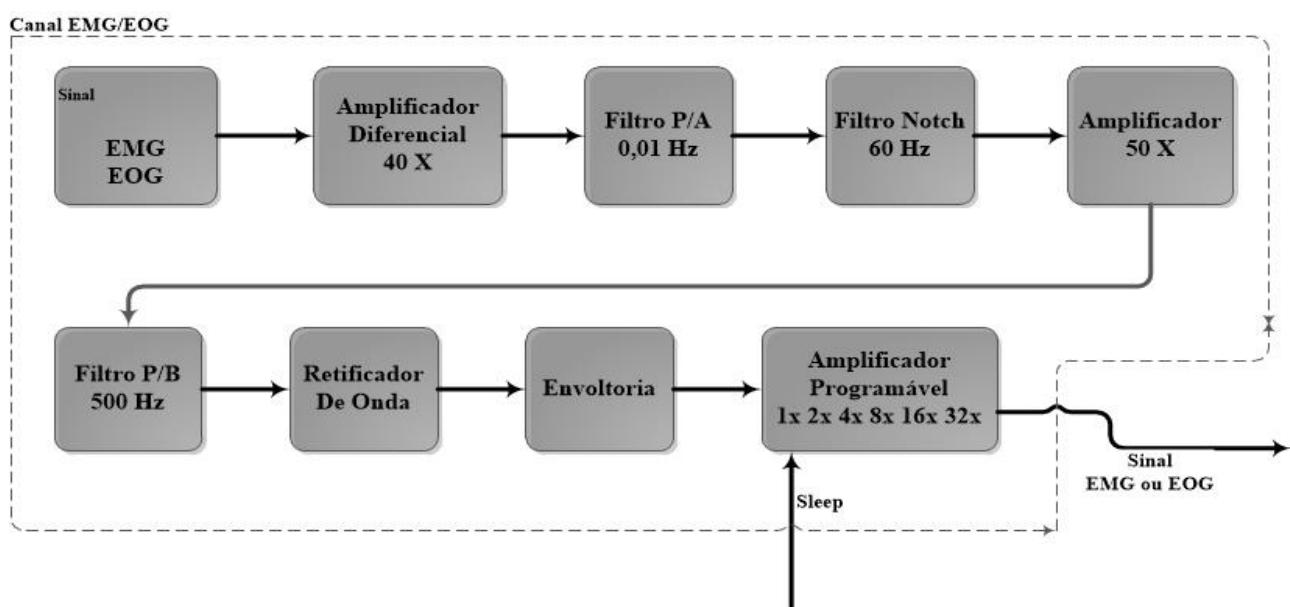


Figura 4. 5 – Condicionador de EMG e EOG.

Para detecção de ambos os sinais, podem ser utilizados dois eletrodos de superfície autoadesivos de Ag/AgCl (Prata/Cloreto de Prata) mais um eletrodo de referência. Para captação de

sinais EMG, estes eletrodos devem ser colocados sobre a linha média, na longitudinal do músculo de interesse [26], e acima e abaixo do globo ocular quando se deseja captar sinais EOG [6].

A fim de minimizar as fontes de ruído comum, uma configuração diferencial de detecção é empregada. A técnica de amplificação diferencial está representada esquematicamente na Figura 4.6.

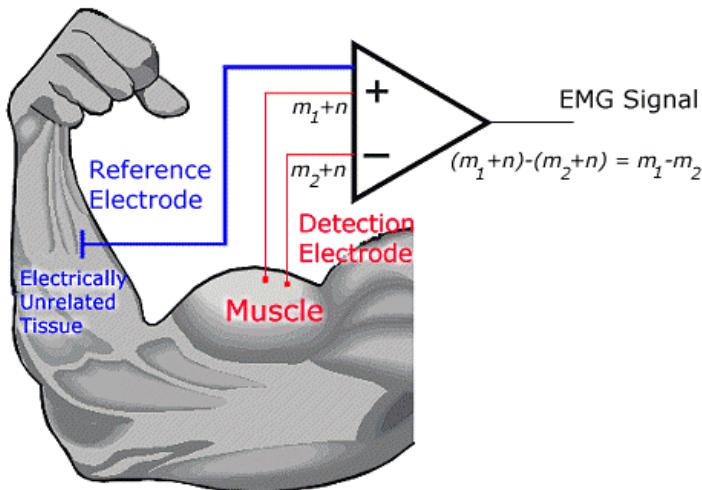


Figura 4. 6 - Técnica de amplificação diferencial [17].

Na tentativa de minimizar os ruídos externos, o sinal é detectado em dois locais distintos e um amplificador de instrumentação subtrai os dois sinais e amplifica a diferença. Como resultado, os sinais que são comuns a ambos os sítios de detecção serão removidos enquanto que os sinais, propriamente ditos, os quais terão uma diferença de fase, serão amplificados. Qualquer sinal que se origina longe dos locais de detecção irá aparecer como um sinal comum. Assim, sinais de ruído da rede elétrica serão minimizados e os sinais EMG serão amplificados. Esta mesma técnica de amplificação foi utilizada para os sinais EOG.

O sinal detectado é amplificado diferencialmente em 40 vezes, com um amplificador de instrumentação (INA 116) com uma CMRR de 106 dB, baixo consumo e baixo ruído. Como o amplificador não opera de forma ideal um pequeno nível DC (sinal de frequência nula) é gerado em sua saída. Este *offset* é minimizado pelo filtro passa alta, sintonizado em 0,01Hz, que, além de corrigir o *offset*, permite passar sinais com frequências superiores a frequência de corte, neste caso acima de 0,01Hz.

A interferência da rede elétrica é uma das fontes de ruído mais comuns neste tipo de aquisição de sinal, e, como sua frequência está dentro da faixa de operação desse canal, é necessário atenuá-la o máximo possível. Para tal, o sinal passará por um filtro Notch [28] sintonizado em 60Hz, de modo a atenuar as interferências eletromagnéticas da rede. Essa estratégia é de grande utilidade, visto que, em sua grande maioria, os usuários com severas limitações tem um potencial de ação

muscular reduzido devido a atrofia muscular [6]. Com essa técnica o equipamento fica mais sensível e preciso, exigindo assim menos esforço do usuário e minimizando sua fadiga muscular.

Em seguida, o sinal é amplificado 50 vezes por um amplificador de instrumentação de baixo consumo e ruído, antes de ser filtrado em 500 Hz por um filtro passa baixa Sallen Key [28, 29] de 2 polos. Essa configuração de filtro foi selecionada devido a simplicidade de implementação, estabilidade do filtro de Sallen Key e baixa sensibilidade da variação dos componentes passivos do equipamento. Além disso, ele atenua 20 dB por década e não é inversor.

Neste ponto temos um sinal com frequência entre 0,01 Hz e 500 Hz e com amplificação de aproximadamente 2000 vezes, mas ainda o sinal não pode ser entregue ao processador, pois possui componentes negativos, no qual poderia queimar a porta de entrada do sinal no micro controlador. Para contornar esse problema, o sinal é retificado com um retificador de onda completa (ou seja, todas as componentes negativas no sinal são invertidas).

Agora o sinal poderia ser entregue ao processador, mas, para facilitar o processamento posterior, o sinal passa por um extrator de envoltória sintonizado em 8 Hz, “alisando” o sinal.

Nota-se também que o sinal nem sempre terá amplitudes semelhantes, mesmo com fontes iguais (EMG ou EOG), devido a diversos fatores, como, por exemplo, tecido adiposo, musculatura atrofiada, posicionamento de eletrodos, variação do potencial do dipolo ocular, entre outros. Assim, níveis distintos de amplificação são necessários. Para isso, o sinal passa por um amplificador de instrumentação programável, o qual receberá do micro controlador o nível de amplificação necessário. Este nível poderá mudar durante o processamento de modo a manter a estabilidade do sinal. Também, caso outro canal seja selecionado, o micro controlador irá desligar o amplificador de instrumentação diminuindo, assim, o consumo da bateria.

Após todo esse processamento, o sinal está finalmente pronto para ser entregue ao micro controlador, ou seja, com frequência entre 0,01 Hz a 6 Hz, sem variação rápida (envoltória), somente com componentes positivas (retificado) e com amplitude adaptada (ganho variável).

4.2.1.2. Canal Acelerômetro

A utilização de acelerômetros como sensores em IHC's para CAA é algo relativamente novo [25]. Mesmo com severa limitação motora, alguns usuários possuem movimentos voluntários remanescentes como, por exemplo, movimentos de sobrancelha, bochecha e inclinação da cabeça. A

utilização de acelerômetros, nesses casos, pode mostrar-se uma estratégia viável e interessante, devido à simplicidade de implementação e operação do sensor.

Neste projeto, o módulo do usuário possui um acelerômetro de 3 eixos para detectar qualquer movimento voluntário e coordenado do usuário no espaço de coordenadas X, Y e Z (Figura 4.7.), com sensibilidade ajustável entre 1G a 3 G. Foi selecionada a sensibilidade para 1G, devido a natureza dos movimentos do sinal (componente A7260 segundo datasheet)

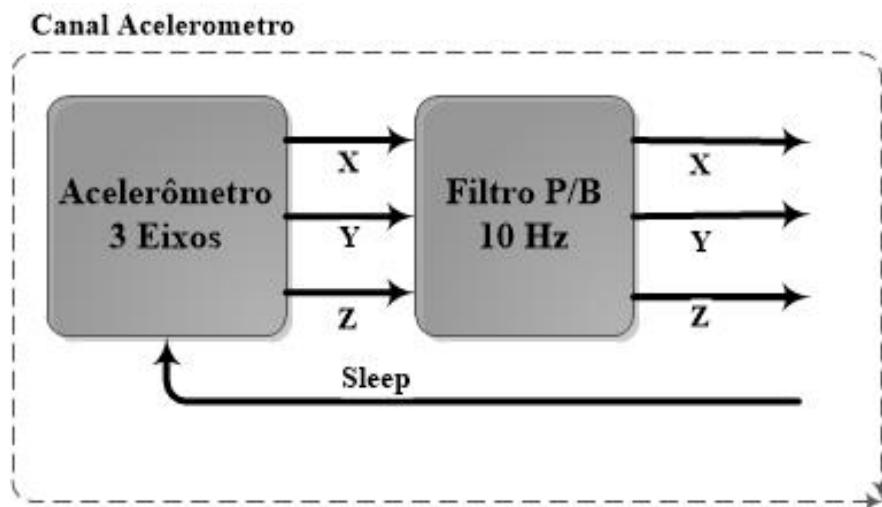


Figura 4. 7 - Condicionador do acelerômetro

Um sensor com base num acelerômetro é algo relativamente simples de se fazer, visto que o sinal não exige quase nenhum tratamento. Assim, apenas um filtro passa baixo sintonizado em 10 Hz foi utilizado para minimizar o efeito de ruídos de alta frequência.

4.2.1.3. Canal do Sensor Externo

Esse canal tem condicionamento razoavelmente simples, visto que o sensor aqui utilizado será de natureza *on-off*, ou seja, um *ON/OFF* de dois estados: nível alto ou nível baixo, com a alimentação proveniente do sistema.

Canal Botão

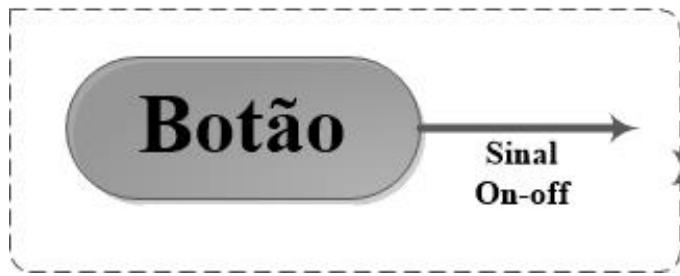


Figura 4. 8 - Condicionador do Sensor externo

4.2.2. Processamento Embarcado

Um sistema embarcado é um sistema micro processado no qual o computador é completamente encapsulado ou dedicado ao dispositivo ou ao sistema que ele controla. Diferentemente de computadores de propósito geral, como o computador pessoal, um sistema embarcado realiza um conjunto de tarefas predefinidas, geralmente com requisitos específicos. Deste modo, através de engenharia, pode-se otimizar o projeto reduzindo tamanho, recursos computacionais e custo do produto.

Uma vez condicionado, o sinal (EMG, EOG, ACL e *ON/OFF*) é digitalizado em 10 bits a 100 Hz, em seguida é entregue ao processador, que inicia a rotina de processamento do sinal selecionado. Quando o sinal for processado e for identificada uma ação do usuário, o processador envia um sinal de 8 bits para o transmissor.

Como dito anteriormente, os sinais a serem processados possuem características diferentes. Deste modo, assim como realizado na etapa de condicionamento, o processamento será também adaptado para atender as características de cada sinal a ser utilizado.

A Figura 4.9 ilustra a rotina de processamento implementada no micro controlador. Ao ser inicializado, o processador verifica qual sinal será utilizado por meio das chaves seletoras (CH1 e CH2), e para cada configuração definirá um *setup* inicial do sistema (ver Figura 4.9). Para tal, o sistema possui duas chaves seletoras (CH1 e CH2), que indicarão qual sinal será utilizado, por exemplo: com as duas chaves desligadas (CH1 = 0 e CH2 = 0), o sistema será configurado para atender as características necessárias para processar o sinal EMG; com a primeira ligada (CH1 = 1 e CH2 = 0) o sistema se adaptará para o sinal EOG; com a segunda ligada (CH1 = 0 e CH2 = 1) o

sistema atenderá as características do sinal proveniente do acelerômetro e, por fim, com as duas chaves ligadas ($CH1 = 1$ e $CH2 = 1$), o sistema será controlado pelo *ON/OFF* ou sensor externo.

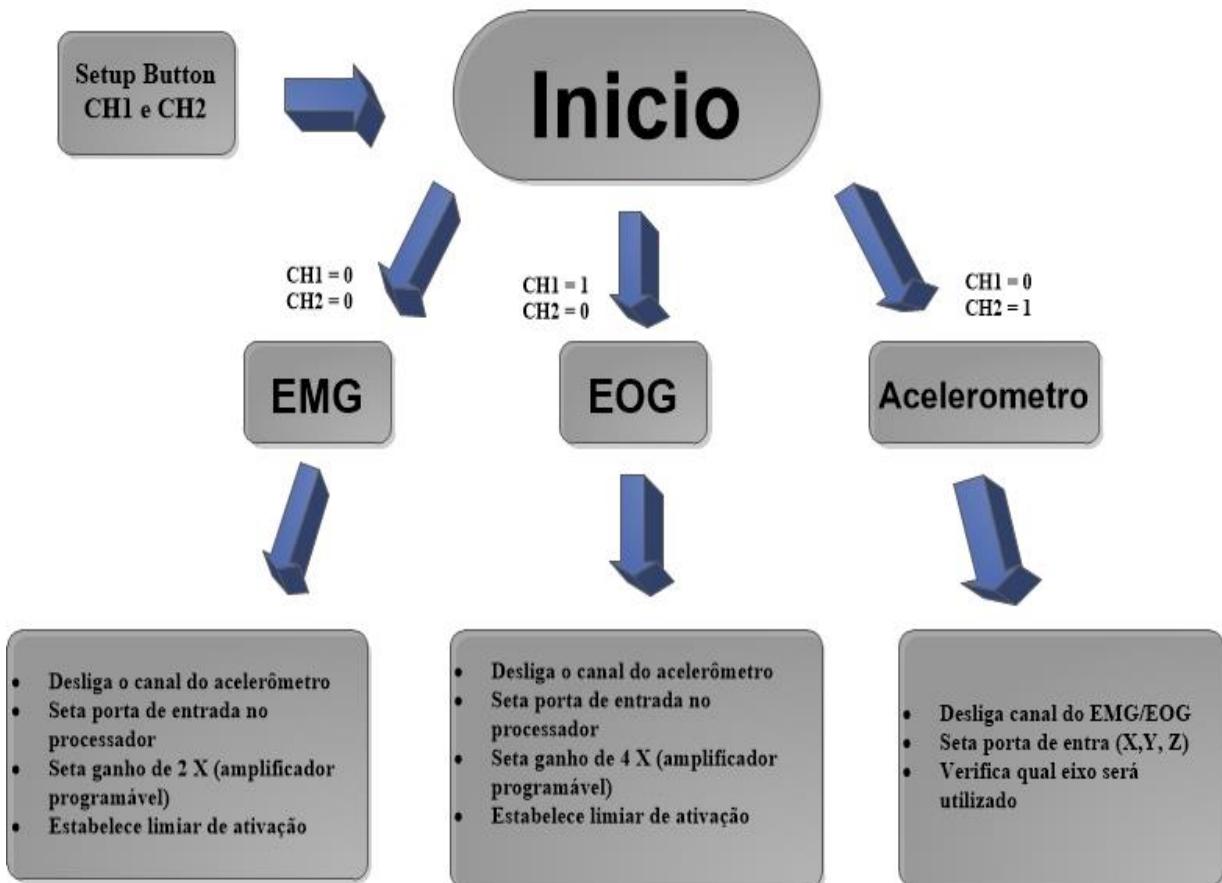


Figura 4. 9 - Inicializando rotina de processamento.

- **EMG:**

- Desligar o canal do acelerômetro;
- Seleciona porta de entrada no processador;
- Seleciona o ganho em 2 vezes no amplificador programável;
- Estabelecer limiar de ativação para EMG;

- **EOG:**

- Desligar o canal do acelerômetro;
- Seleciona a porta de entrada no processador;
- Seleciona o ganho em 4 vezes no amplificador programável;
- Estabelecer limiar de ativação para EOG;

- **ACL**

- Desligar o canal do EMG/EOG;
- Seleciona porta de entrada no processador (X, Y, Z);
- Verificar qual eixo será utilizado;

- **ON/OFF**

- Desliga o canal do EMG/EOG e acelerômetro;
- Seleciona o canal de entrada.

Com o sinal selecionado e as configurações iniciais ajustadas, o sinal começa a ser processado. Para compreender melhor o processamento, veremos o processamento de cada sinal separadamente.

EMG:

Uma vez condicionado e digitalizado, o sinal é processado conforme mostrado no fluxograma da Figura 4.10.

No primeiro momento, a média do sinal é verificada, através de “janelamento” do sinal, ou seja, a cada 10 ms é criado um “vetor amostra” com dez amostras do sinal coletado e calculado a média do sinal. Essa média do “janelamento” tem a função de amortecer variações bruscas que possam, por ventura, aparecer no sinal, funcionando como um filtro digital de 10 Hz. Em seguida, a média é comparada com um limiar inicial pré-definido, gerando, assim, uma ação positiva (transmitir clique do mouse) ou uma ação negativa (não transmitir nada). Se a média do sinal for maior que o limiar, é emitido um sinal positivo que é verificado por um “timer”, que tem a função de não deixar transmitir o sinal de ação duas vezes consecutivas, deixando um tempo de espera de 200ms entre cada ação, e implementa (caso negativo) também o cálculo do novo limiar, aumentando, de forma gradual. Caso a média seja maior que o limiar e não tiver ocorrido uma ação nos últimos 200 ms, é identificada uma ação do usuário e é transmitido um sinal positivo para o módulo do computador através do transmissor (ver item 4.2.3).

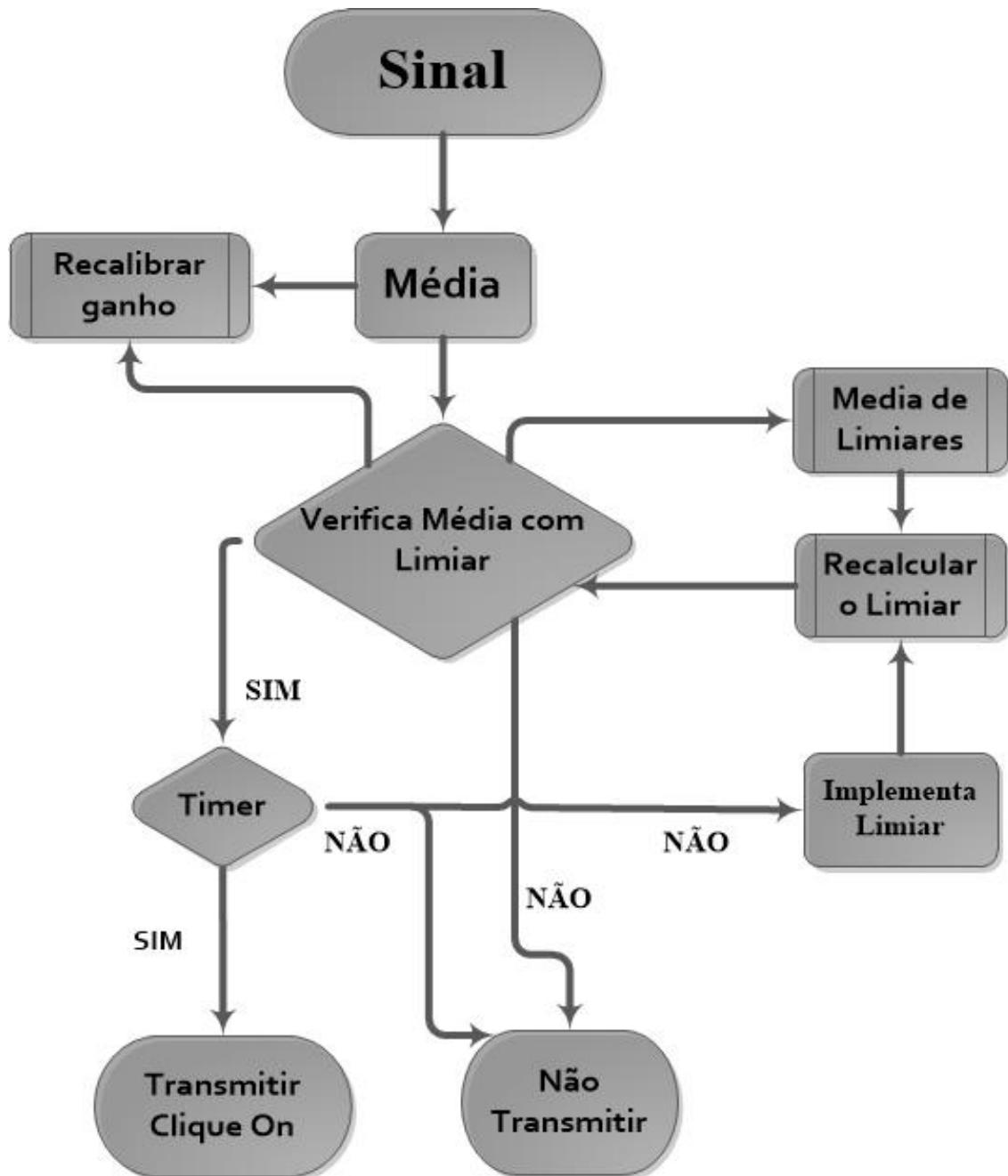


Figura 4. 10 – Fluxograma da rotina do EMG

Existem também duas sub-rotinas sendo executadas em conjunto com o processamento principal. Esse recurso é possível devido ao processamento ser feito com a teoria dos números de pontos fixos simplificada [31, 32]. Assim, o tempo de processamento é otimizado, sendo possível executar o processamento principal muito mais rápido que o necessário, deixando o processador livre para executar a sub-rotina que implementará o processamento principal, quando necessário.

A primeira “Recalibrar Ganho” tem a função de promover o ajuste do ganho do amplificador programável para garantir a estabilidade do sistema. Para tanto, a estratégia adotada consiste no monitoramento do valor médio do sinal captado com relação ao limiar estabelecido para

ativação do clique. Essa sub-rotina também previne a saturação do canal, diminuindo o ganho do amplificador quando o valor médio do sinal permanecer acima de 85% da capacidade máxima do canal, por um período superior a 2 s (valor obtido experimentalmente nos ensaios com o sensor).

A segunda sub-rotina (“Recalcular Limiar”) cria um “limiar flutuante” que irá se adaptar com a média atual do sinal. Para isso é guardado as últimas dez médias s do sinal, extraído a média desse vetor e comparado com limiar atual, que verifica se há a necessidade de aumentar ou reduzir o limiar. Essa sub-rotina também é implementada pelo *timer*, que tem a função de aumentar gradualmente o limiar, para impedir ação dupla do mesmo sinal de ação do usuário.

Ao ser identificada a ação do usuário, ou seja, o sistema identifica que o sinal de entrada é considerado uma ação positiva do usuário, é enviado um sinal positivo para ser transmitido.

É importante lembrar que o processamento principal, que envolve a entrada do sinal, a média, a verificação da média com limiar, o timer e o transmitir ação do usuário, ocorre por interrupção de *Timer* do processador. Isso garante que haja um processamento contínuo no sinal, sem a interrupção das sub-rotinas, que somente implementarão o processamento principal nos intervalos do *Timer*, se necessário.

EOG:

Um vez condicionado, o sinal EOG terá características semelhantes ao EMG. Com isso, o processamento do sinal EOG ocorre de forma parecida com o sinal EMG, diferenciando apenas em um segundo *Timer* (ver Figura 4.11).

O segundo *Timer* (*Timer 2*), tem a função de impedir que um piscar de olhos gere uma ação do usuário, ou seja, quando o usuário pisca, é gerado um sinal muito parecido com o sinal de controle do sistema. Para que não seja considerada uma ação do usuário do *Timer 1*, o *Timer 2* verifica se essa ação proveniente do *Timer 1* dura mais que 150 ms (valor médio medido entre os voluntários acrescido de 20 ms para uma margem de segurança). Caso positivo, transmite a ação do usuário; caso contrário, é considerado um piscar de olhos e a ação é ignorada.

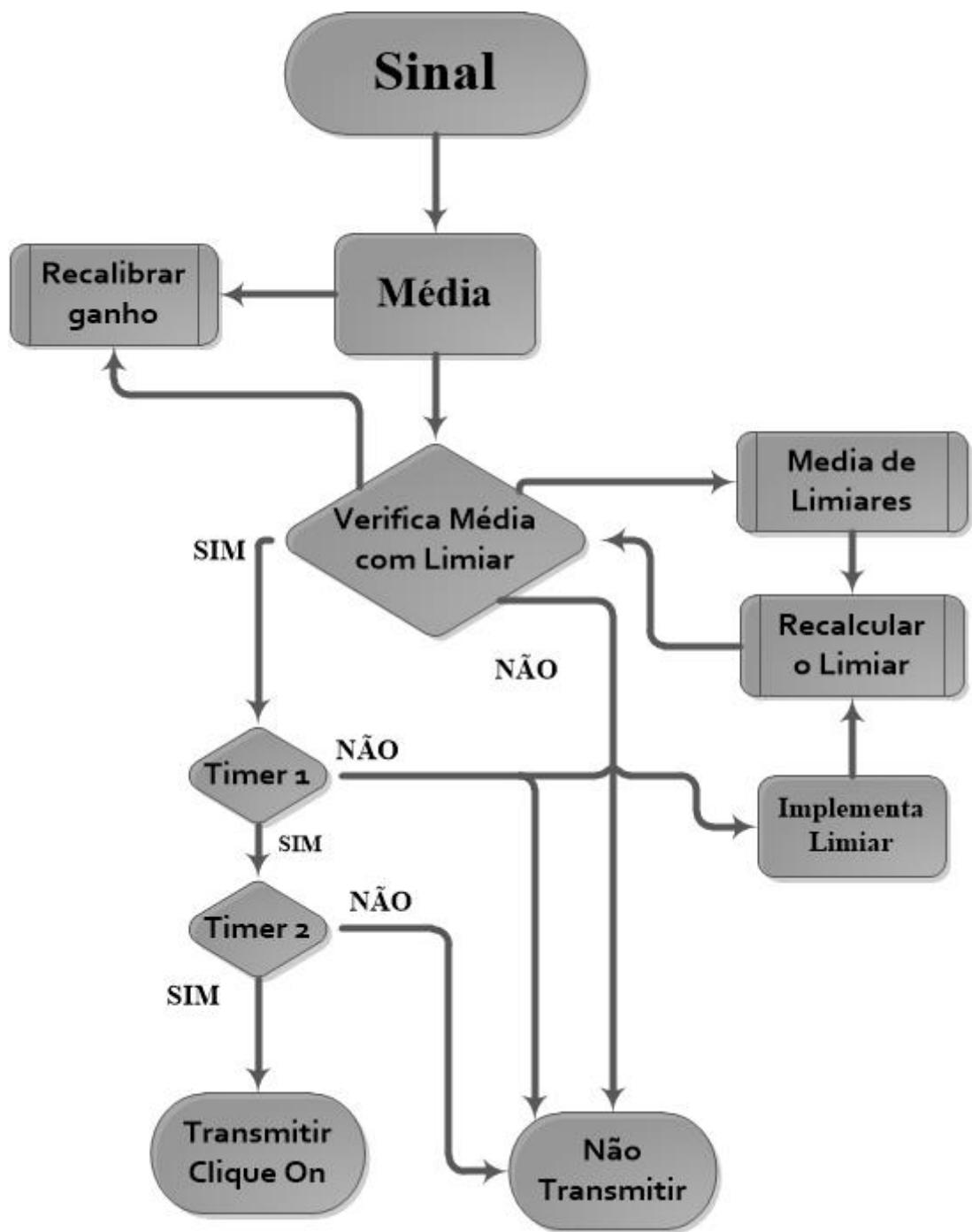


Figura 4. 11 – Fluxograma rotina do EOG

Mesmo que ocorra um atraso de 150 ms no sinal, essa estratégia é de grande importância para que seja possível controlar o sistema pelo sinal EOG.

ACL:

Já para o acelerômetro (ver Figura 4.12), uma sub-rotina que verifica a posição do acelerômetro para determinar qual sinal (X, Y ou Z) será utilizado, é verificado o valor médio de cada canal e comparado entre si. O que possuir maior valor indica o eixo (paralelo à vertical) que será utilizado (segundo o datasheet), e será considerado o canal a ser analisado. Essa verificação de posição ocorrerá a cada 2 s.

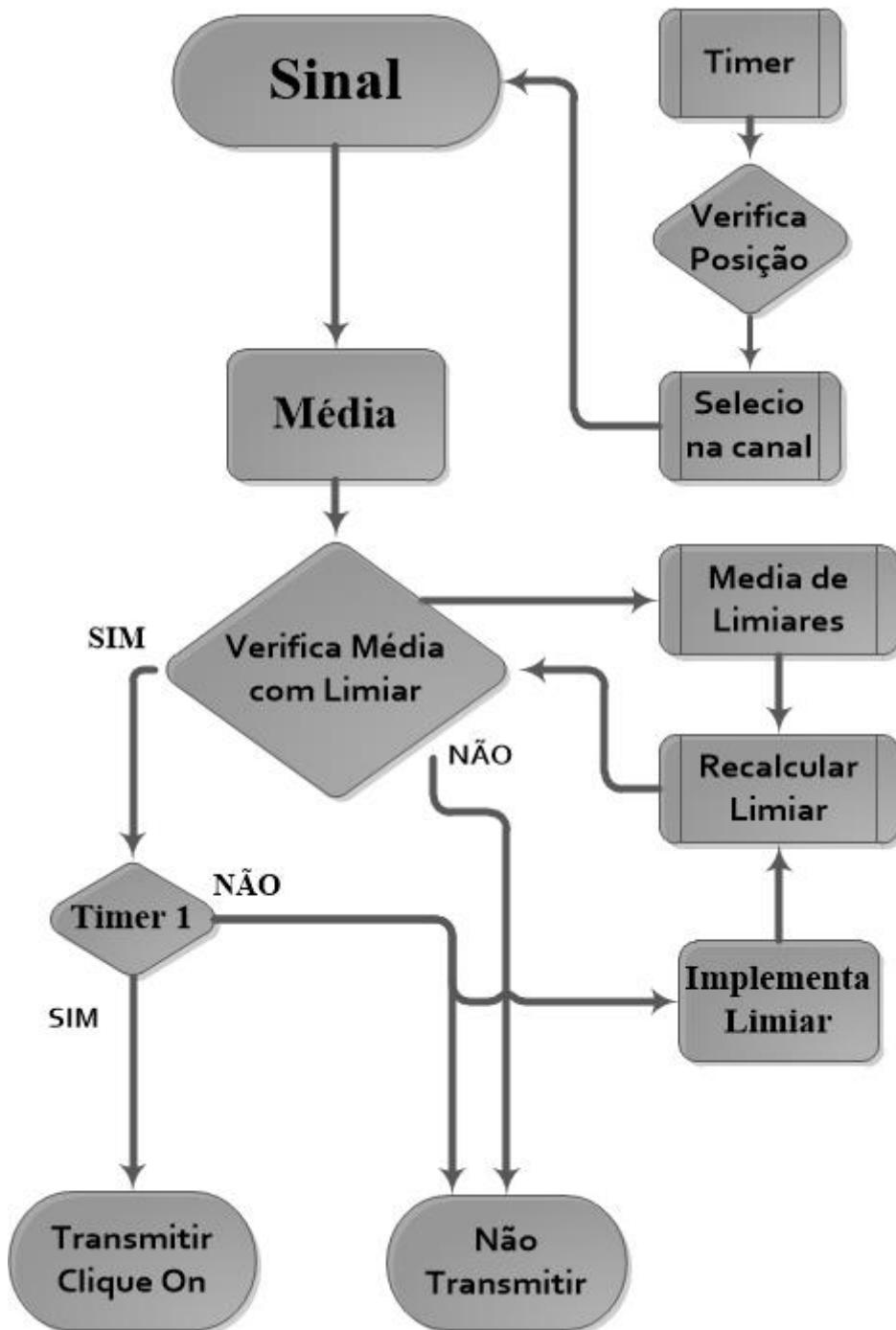


Figura 4. 12 – Fluxograma de rotina do Acelerômetro

A sub-rotina que recalibrar o ganho programável não é utilizada, porque o sinal proveniente do acelerômetro possui componente de frequência nula, ou seja, nível DC, e qualquer amplificação acarretaria em saturação do canal, impedindo assim que o sinal seja processado.

O processamento ocorre também de forma semelhante ao EMG e EOG, ou seja, a média do sinal de entrada é comparada ao “limiar flutuante”, estabelecida pela sub-rotina que recalculate o limiar, e, se a média for maior que o limiar atual e não ter ocorrido uma ação do usuários nos últimos 200 ms, é gerado uma ação do usuário.

Com essa estratégia de processamento, o sensor do acelerômetro pode ser utilizado em qualquer posição sem a necessidade de ser ajustado, facilitando sua utilização em diversos casos.

4.2.3. Transmissão

Uma vez gerada a ação do usuário, é necessário transmití-la ao módulo do computador (ver Figura 4.13). O sinal gerado pelo processador tem característica on-off, e transmitir esse sinal não é viável, pois o mesmo sofre diversas interferências ao longo da transmissão, dificultando muito a recepção do sinal no receptor[30]. Assim, é necessário utilizar um *encoder* que tem a função de gerar um endereço de 8 bits, que irá sincronizar com um *decoder* no módulo do computador, minimizando interferências de equipamentos próximos.

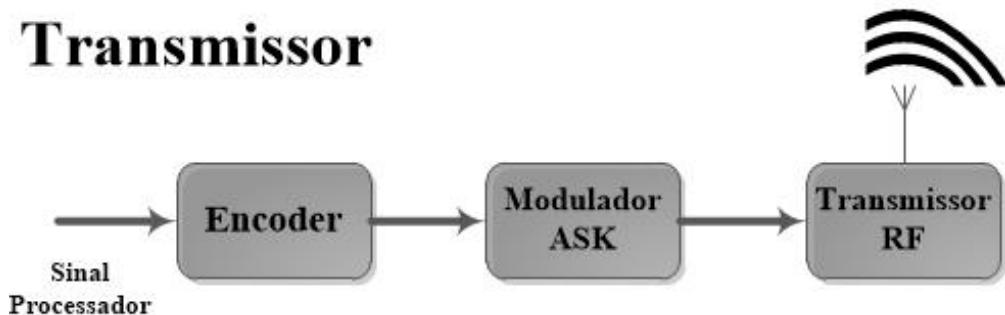


Figura 4. 13 - Transmissor do Módulo do Usuário

Em seguida, o sinal do *encoder* (o encoder basicamente lê um sinal digital de 8bits e codifica o mesmo em um sinal analógico), é modulado em protocolo ASK (Amplitude Shift Keying). A modulação ASK foi escolhida pela facilidade de modular, demodular e sincronizar com o receptor, para que seja possível ser transmitido em 433 MHz via RF.

RF Link de 433MHz é popularmente usado para transmissão de dados em baixa velocidade e curta distância, em que, por exemplo, você poderá enviar dados de um sensor, ou controlar o acionamento de um dispositivo. Pode ser ligado diretamente ao micro controlador. A comunicação é unidirecional, ou seja, apenas o transmissor envia os dados para o receptor.

O alcance da antena está entre 1m a 1,5m.

4.3. MÓDULO DO COMPUTADOR

Esse módulo do computador tem a função de receber o sinal transmitido do módulo do usuário, identificar a ação do usuário, verificar interferência, gerar uma ação de clique do mouse e transmitir via USB para o computador hospedeiro e interagir com o software EDiTHER.

Para melhor compreensão, dividiremos esse módulo em três etapas (ver Figura 4.14): a primeira será o receptor RF o demodulador e o *decoder* (ver Figura 4.14 contorno vermelho); a segunda é o processador (ver Figura 4.14 contorno azul); e a terceira, a geração do clique de mouse e a comunicação USB (ver Figura 4.14 contorno verde).

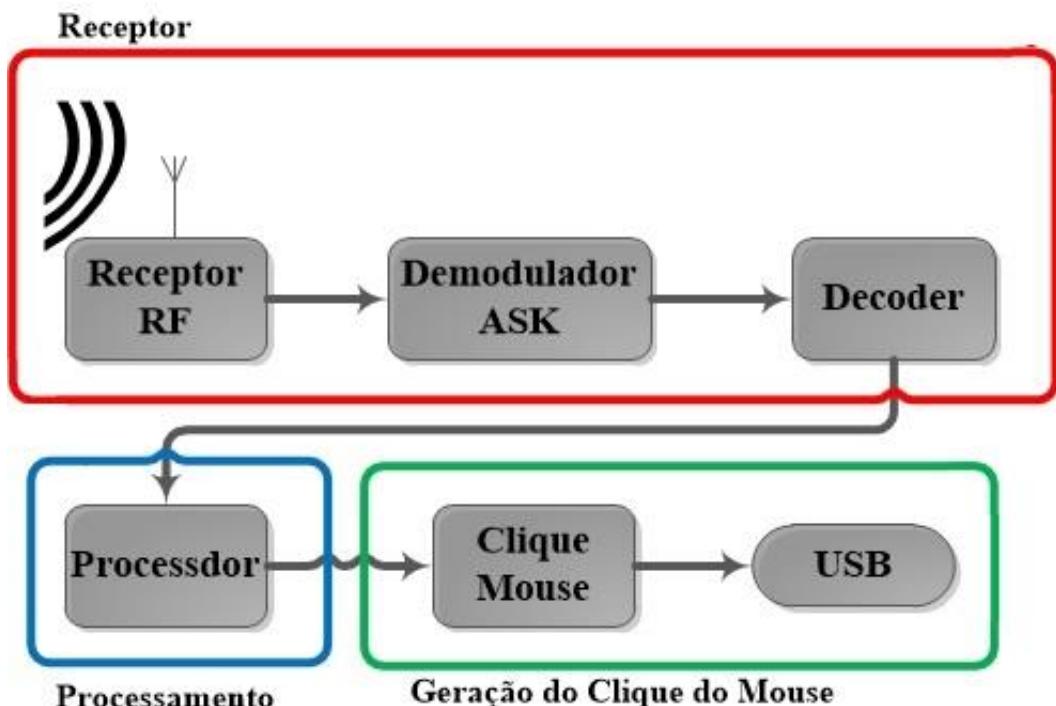


Figura 4. 14 – Diagrama detalhado do Módulo do Computador

4.3.1. Receptor

Formando par com o transmissor, temos o receptor RF (ver figura 4.15.) que opera na mesma frequência de 433 Mhz. O receptor receberá o conjunto de bits do transmissor. Para que o sistema funcione, o encoder (HT12E) deverá trabalhar na mesma frequência do decoder (HT12D). O decoder executa o caminho inverso do encoder, ou seja, lê um sinal analógico e o decodifica em um sinal digital de 8 bits. Nesse projeto, será usada a frequência de 1 KHz (frequência escolhida na tabela do fabricante e que não excede o limite da banda passante do módulo receptor, que é de 2KHz). Caso os conjuntos de bits recebidos sejam os mesmos especificados na entrada do decoder, o sinal de ação transmitido é recebido e entregue ao processador.

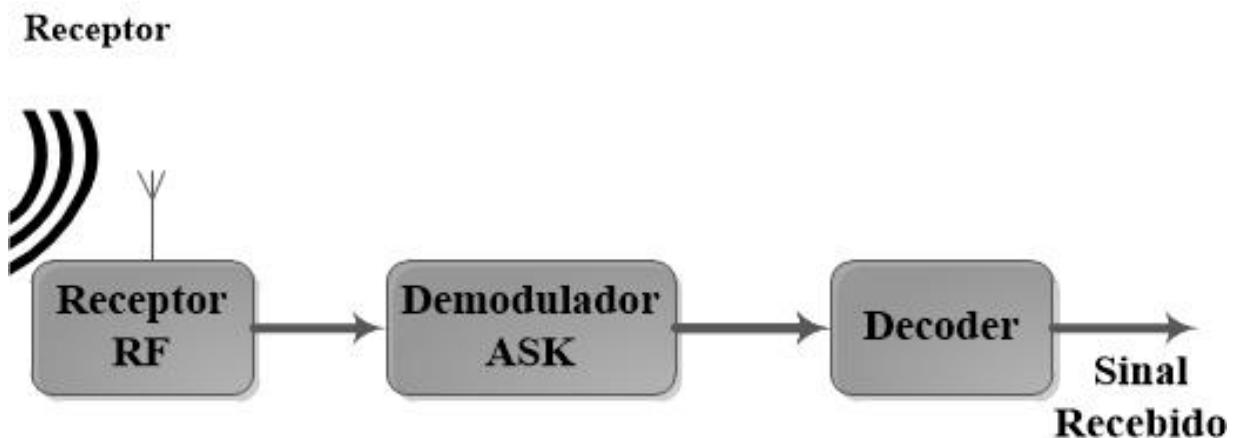


Figura 4. 15 – Receptor do modulo do computador

4.3.2. Processador

Esse micro processador tem a função de receber o sinal do decoder verificando se o mesmo é compatível com sinal de ação do usuário, minimizando interferência de equipamentos próximos. Ele também é responsável por controlar o circuito integrado que gera o clique do mouse e a interface USB.

Nesse ponto, se um sinal de ação for transmitido e corretamente recebido, ou seja, o sinal de 8 bits enviado pelo processador do módulo do usuário chegar ao processador do módulo do computador, o mesmo é verificado. Se o sinal for considerado válido, é enviado um sinal para que

seja gerado um clique de mouse para o circuito integrado (ver item 4.3.3). Também existe um *timer* (de 200 ms) que evita que seja enviado dois ou mais sinais para gerar o clique do mouse (ver Figura 4.16.).

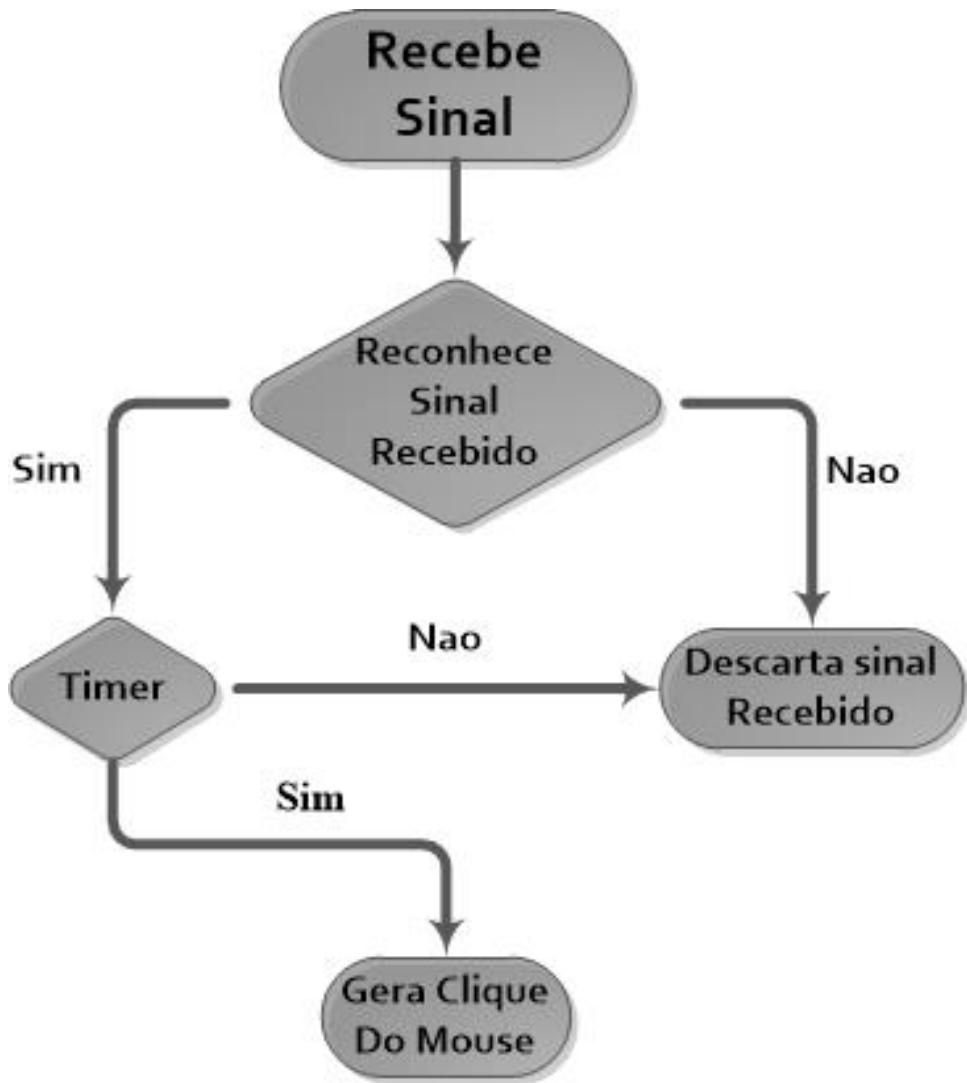


Figura 4. 16 – Fluxograma do processamento do sinal recebido no módulo do computador

4.3.3. Geração do Clique do Mouse e a Comunicação USB

Nessa etapa, o sinal de clique é gerado e enviado via USB (ver Figura 4.17.). Para essa função, fui utilizado um circuito integrado (CI A2636G) específico que é utilizado normalmente em mouses comuns de computador, pois já possui um sistema de comunicação USB integrado, além de

ser automaticamente reconhecido pelo computador como um mouse, e é controlado facilmente por um micro processador.

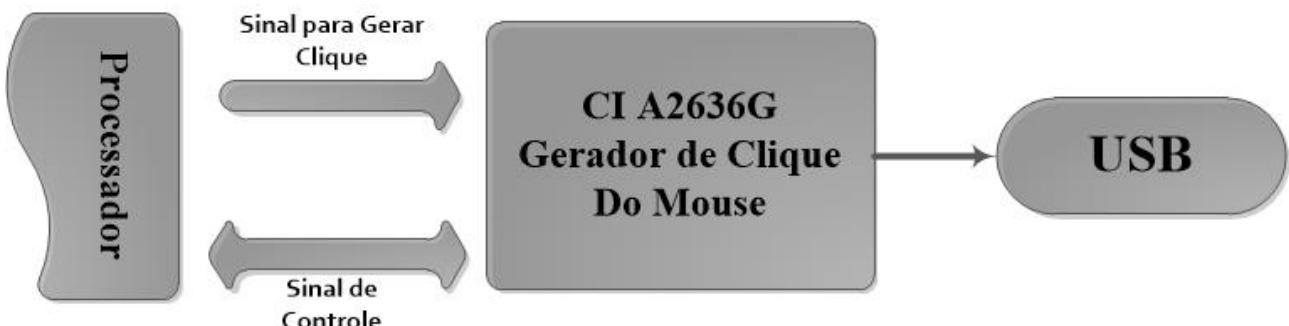


Figura 4. 17 – Geração do Clique do mouse

Capítulo 5

Resultados

Após a construção da interface multimodal segundo as características anteriormente citadas, alguns testes foram realizados para a avaliação do protótipo. Inicialmente, foram realizados testes para garantir o funcionamento de cada um dos diferentes sensores no acionamento do software EDiTH. Posteriormente, uma análise do desempenho dos mesmos na execução de uma tarefa foi realizada. A tarefa escolhida foi escrever a frase “Olá hoje eu estou feliz”, usando o teclado virtual do EDiTH por meio de quatro formas distintas, uma para cada tipo de sensor (EMG, EOG, ACL e *ON/OFF*). O teste foi aplicado em usuários saudáveis e, posteriormente, com severas restrições motoras. O protótipo do hardware desenvolvido, bem como a descrição de seus respectivos testes, é mostrado abaixo.

5.1. INTERFACE MULTIMODAL

A interface multimodal para acionamento do software de comunicação alternativa foi construída conforme descrito no capítulo anterior: os módulos do usuário e do computador são mostrados nas Figuras 5.1 e 5.2, respectivamente. Para avaliação do sistema, foi realizado um teste com 10 voluntários sem restrições motoras. Posteriormente, o dispositivo foi utilizado por 2 voluntários com severas restrições motoras. Esses testes e seus respectivos resultados são descritos a seguir. O estudo foi previamente aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da UFU sob o nº 096/11.

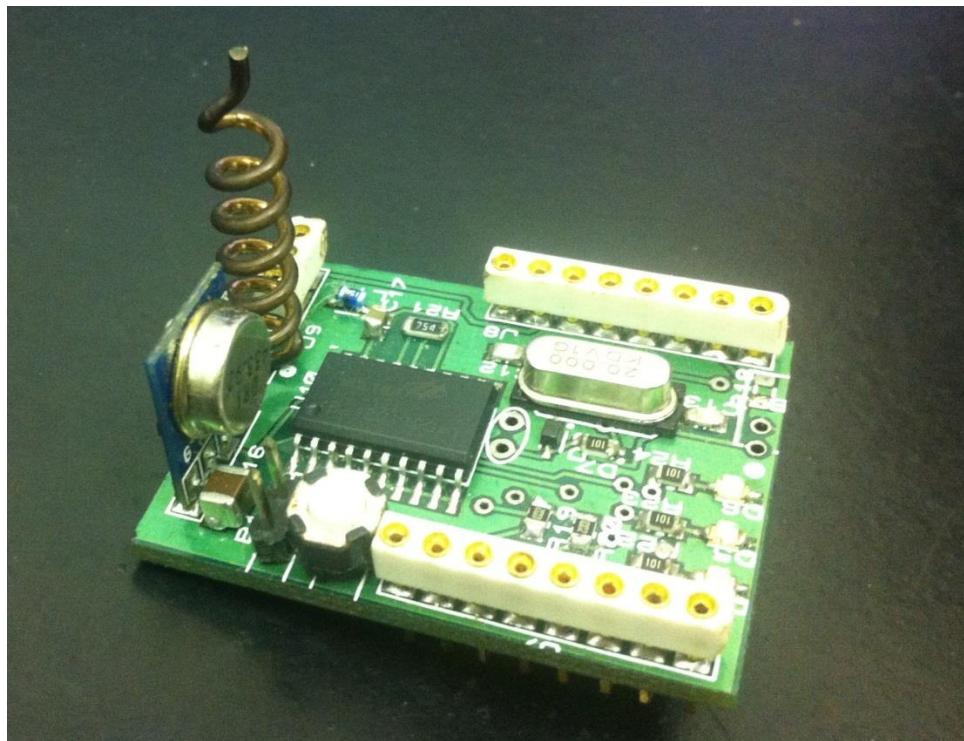


Figura 5. 1 - Protótipo desenvolvido Módulo do Usuário

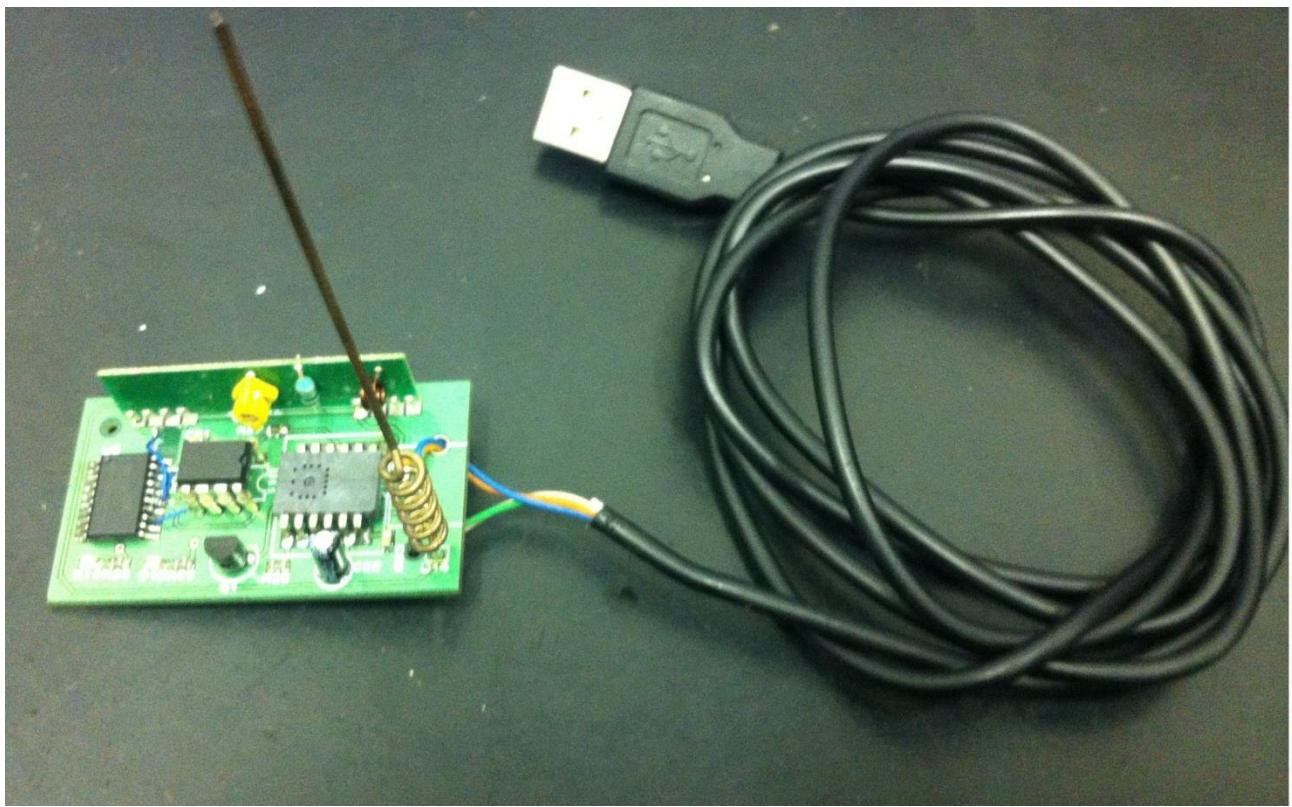


Figura 5. 2 - Protótipo desenvolvido Módulo do Computador

Na Figura 5.3 são mostrados os diferentes periféricos desenvolvidos, os quais podem ser acoplados ao módulo do usuário, segundo o modo de operação desejado para a interface. Note que o acelerômetro pode trabalhar acoplado diretamente a este módulo (embarcado), ou então à distância

como, por exemplo, conectado a um dos dedos da mão do usuário. Para a tarefa aqui proposta, será utilizado o embarcado.

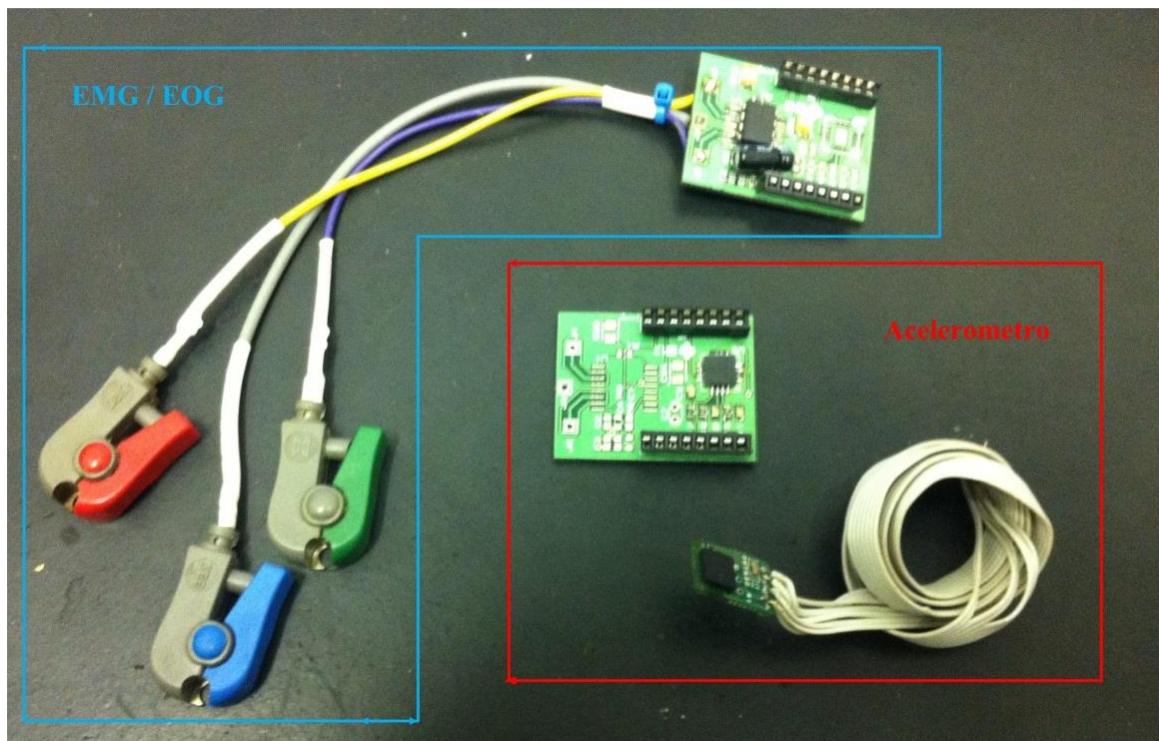


Figura 5.3 – Periféricos desenvolvidos EMG/EOG e Acelerômetro.

5.2. ENSAIOS REALIZADOS

Neste item, estão descritos os procedimentos para realização do teste proposto. Primeiramente, foram realizados os testes com voluntários saudáveis, executando a tarefa de escrever uma frase com os diferentes tipos de periféricos, para dois tempos diferentes de varredura do teclado virtual do software CAA. Em seguida, para os voluntários com severas restrições motoras, foi escolhido o periférico que melhor se adequou a suas restrições.

5.2.1. Teste De Avaliação Com Usuários Saudáveis.

O teste consiste no controle do software EDiTH por intermédio da interface multimodal aqui desenvolvida. Para demonstrar sua funcionalidade, foi proposto para os voluntários uma tarefa que consiste na escrita de uma frase com 19 caracteres (excluindo os espaços entre as palavras). Também para cada teste foram utilizados dois tempos de varreduras diferentes para o teclado virtual do EDiTH, ou seja, 800 ms e 1000 ms. Os voluntários foram orientados a escrever a frase “Olá hoje eu estou muito feliz” de forma correta. Na ocorrência de erros, os mesmos deveriam ser corrigidos.

Primeiramente, os voluntários foram orientados quanto à natureza do teste e procedimentos; em seguida, os mesmos tiveram um treinamento assistido de 5 minutos para se ambientarem ao software e à interface desenvolvida.

No treinamento assistido, o voluntário aciona algumas funções do software EDiTH, para que o mesmo possa se familiarizar com o equipamento. Além disso o usuário escreve algumas palavras aleatórias, compreendendo o funcionamento do teclado virtual.

Foram realizados quatro testes utilizando em cada um deles um tipo de sensor, na seguinte ordem: EMG, ACL, EOG e por último *ON/OFF*.

5.2.1.1. Teste Com Sensor De EMG

Dois eletrodos Ag/AgCl autoadesivos de superfície foram colocados sobre a linha média, na longitudinal do músculo, seguindo o protocolo SENIAM [35], e mais um eletrodo foi colocado em um ponto neutro (geralmente uma protuberância óssea, ou área distante da contração muscular analisada), para referência do amplificador diferencial. O músculo aqui escolhido para o teste foi o masseter, por ser um músculo da face com fácil detecção e, em geral, usuários com severas restrições motoras possuem razoável controle dos músculos faciais [38]. Em testes experimentais realizados, observou-se que o equipamento aqui desenvolvido pode ser utilizado em qualquer músculo capaz e coordenado, cujo sinal EMG possa ser detectado superficialmente e tenha amplitude mínima de 105 μ V.

Com o equipamento instalado conforme ilustrado na Figura 5.4, o voluntário foi instruído a permanecer sentado em frente ao monitor, como mostrado na Figura 5.5, para realização do teste.



Figura 5. 4. - Utilização do sensor EMG

Para o controle da interface multimodal baseada no EMG, o usuário contrai a musculatura do masseter e a relaxa logo em seguida, gerando, assim, o sinal de ação voluntária para controle do software EDiTH.

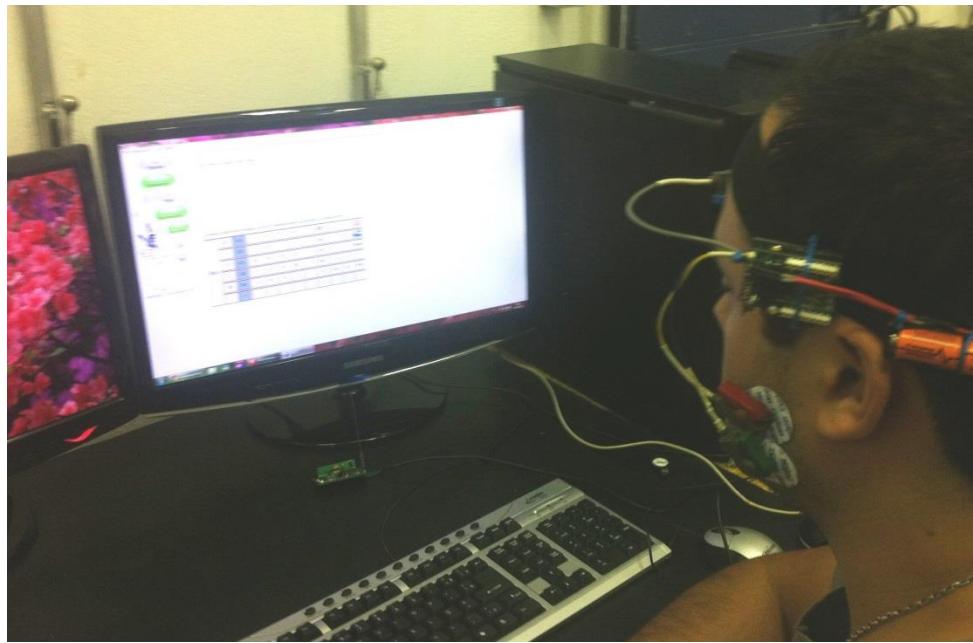


Figura 5. 5. - Realização do teste EMG

Após o treinamento assistido de 5 minutos, foi utilizado o tempo de varredura de 800ms e depois 1000ms para execução da tarefa. Posteriormente, foram extraídos os dados de frequência

normalizada de cliques por tempo para cada usuário, a partir do processamento do arquivo log gerado pelo EDiTH (ver Figuras 5.6 e 5.7).

Os gráficos de frequência normalizada de cliques por tempo mostrados nas Figuras 5.6 e 5.7 foram gerados a partir dos dados acumulados dos 10 usuários, ou seja, primeiro foi gerado um gráfico para cada voluntário e, em seguida, calculada a média aritmética dos gráficos dos voluntários como mostrado nas equações 5.1 e 5.2.

$$Y_{(j)} = \sum_{i=1}^{10} x_{i,j}$$

Equação 5. 1

$$S_{(j)} = \frac{Y_{(j)}}{n}$$

Equação 5. 2

Onde;

x_j = sinal extraído do Log do usuário

$j = 1,2,\dots,j_{MAX}$

$n = Y_{(MAX)}$

Gráficos foram gerados a partir da média normalizada das somas dos dados gerados de cada usuário (Y_j), conforme a equação acima resultando no sinal $S_{(j)}$ mostrados nos gráficos a seguir.

Frequência Normalizada de Cliques por Tempo – EMG 800 ms

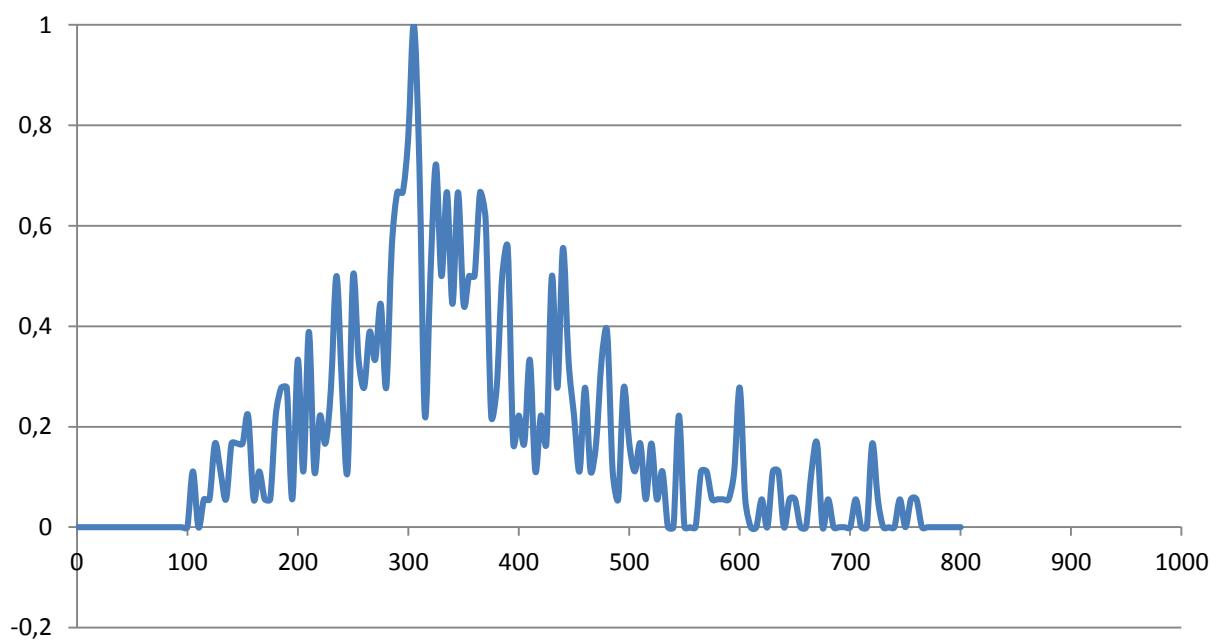


Figura 5. 6 – Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EMG em 800 ms

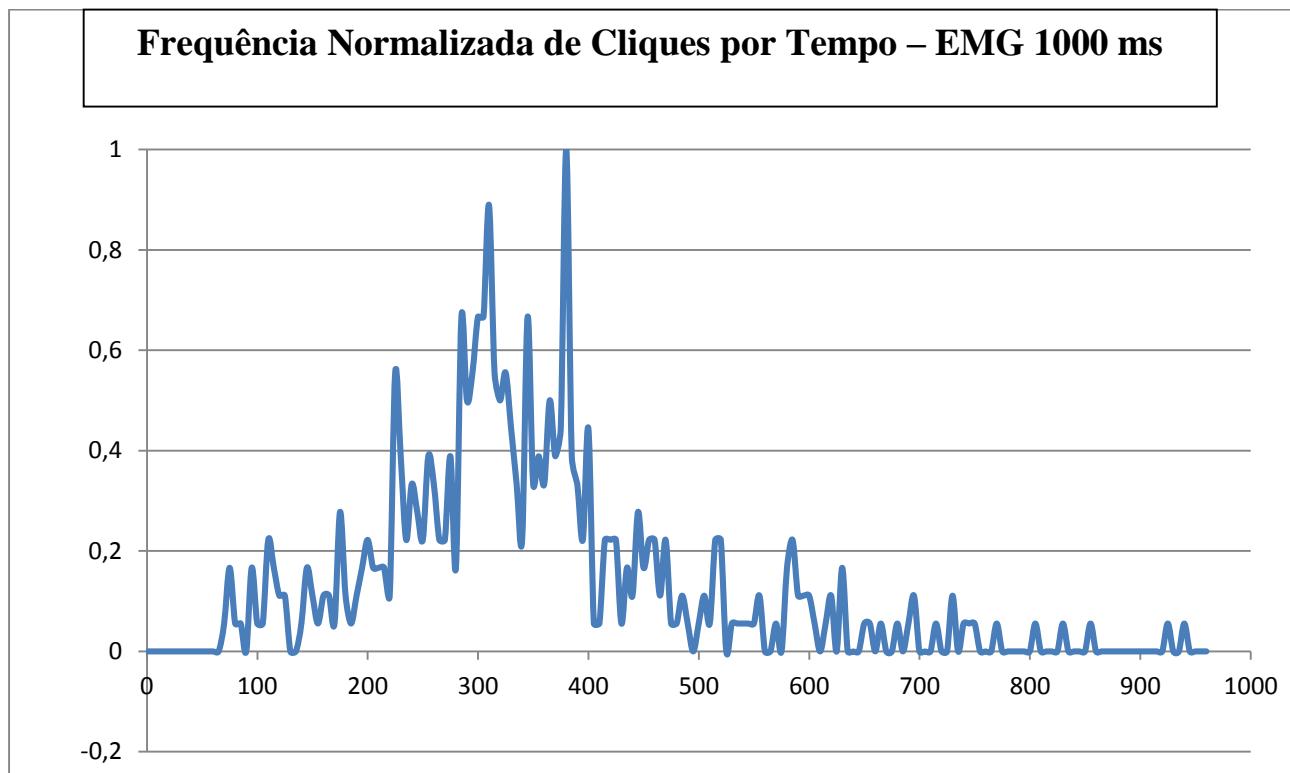


Figura 5. 7 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EMG em 1000 ms

5.2.1.2. Teste Com Sensor De ACL

Para o teste, o acelerômetro foi fixado sobre a fronte do usuário conforme mostrado na Figura 5.8, local escolhido por ser de fácil acesso e, em geral, usuários com severas restrições motoras possuem razoável controle de movimentos faciais [38]. A montagem realizada permite que o acelerômetro detecte qualquer movimento coordenado do usuário no intervalo de frequência entre 1 e 6 Hz.

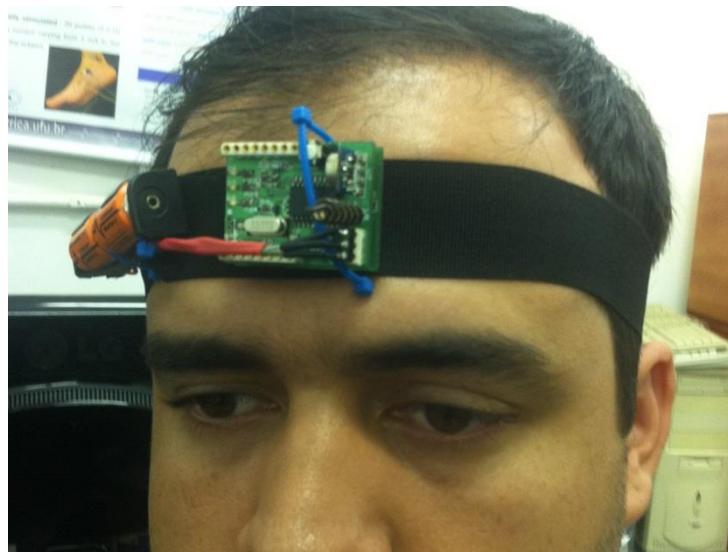


Figura 5. 8 -Utilização do ACL

Com o equipamento devidamente instalado, como mostrado na Figura 5.8, para realização do teste, o voluntário foi instruído a permanecer sentado em frente ao monitor como mostrado na Figura 5.9.

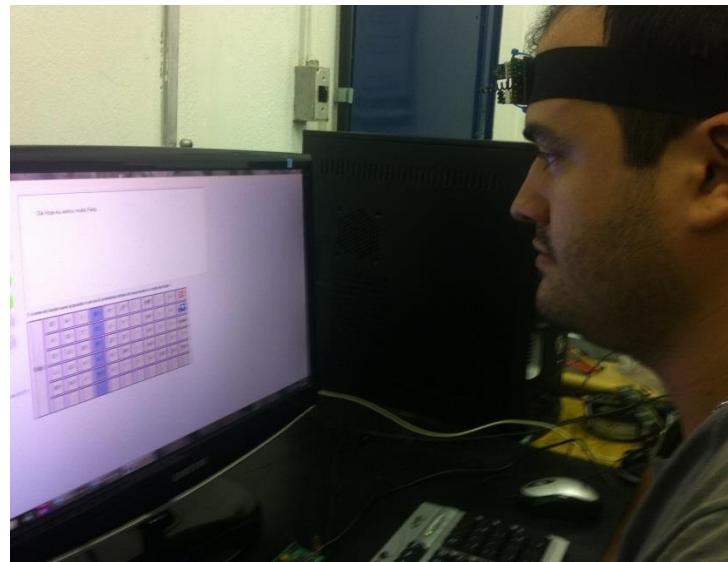


Figura 5. 9 - Realização do teste ACL

Para o controle da interface multimodal baseada no ACL, basta o usuário movimentar as sobrancelhas para cima e para baixo rapidamente gerando assim o sinal de ação voluntária para controle do software EDiTH.

Executando novamente o procedimento mencionado, obtivemos os seguintes gráficos de frequência de cliques por tempo mostrados nas Figuras 5.10 e 5.11, gerados a partir de todos os dados dos 10 usuários.

Frequência Normalizada de Cliques por Tempo – ACL 800 ms

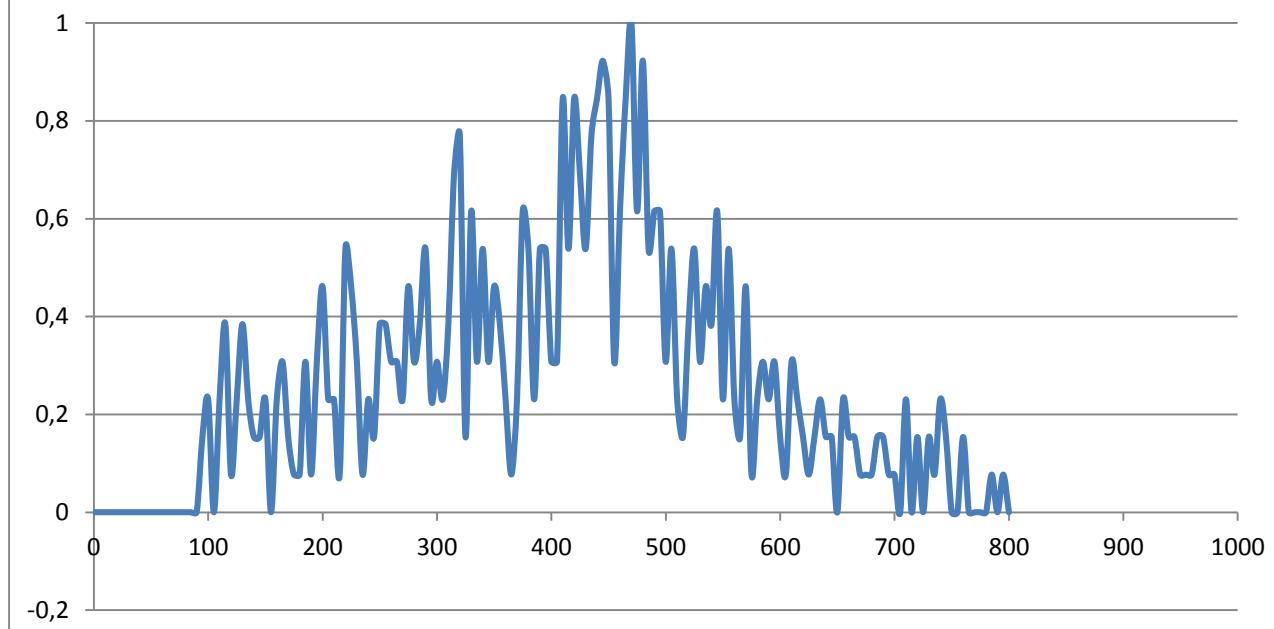


Figura 5. 10 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor ACL em 800 ms

Frequência Normalizada de Cliques por Tempo – ACL 1000 ms

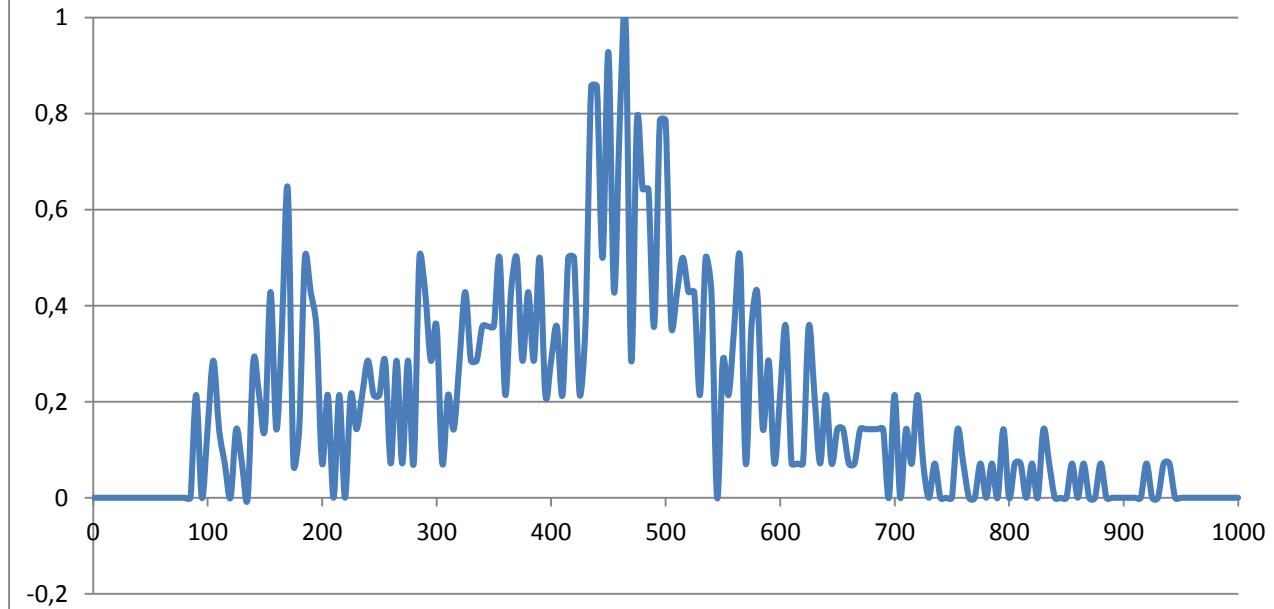


Figura 5. 11 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor ACL em 1000 ms

5.2.1.3. Teste Com Sensor De EOG

Utilizando o posicionamento clássico dos eletrodos para detecção do EOG vertical, mostrado na Figura 5.12 [22], foram utilizados 3 eletrodos autoadesivos Ag/AgCl de superfície, sendo dois para o sinal EOG e o terceiro para referência do amplificador diferencial. Também seria possível utilizar o EOG horizontal (configuração DEA ilustrada na Figura 3.14). Entretanto, para esse teste optou-se a utilização da configuração BCA equivalente ao EOG vertical.

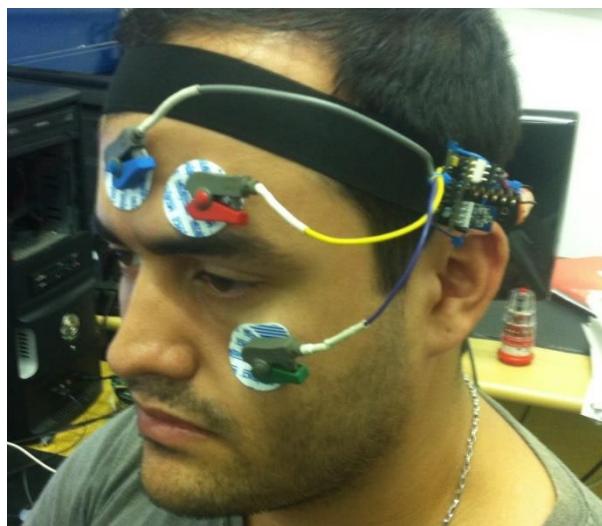


Figura 5. 12 - Utilização do EOG

Com o equipamento devidamente instalado, para realização do teste, o voluntário foi instruído a ficar sentado em frente ao monitor como mostrado na Figura 5.13. Esta posição foi adotada somente para padronizar os testes, uma vez que não importa a posição que o usuário se encontre, mas sim que o mesmo possa ter um movimento rápido dos olhos com varredura mínima de 45°.



Figura 5. 13 - Realização do teste EOG

Para o controle da interface multimodal baseada no EOG, basta o usuário movimentar os olhos para cima, mantendo-os num tempo entre 150 a 250ms (tempo necessário para que o processador não confunda este movimento com um piscar de olhos) e retornar à posição de origem rapidamente, gerando, assim, o sinal de ação voluntária para controle do software EDiTH.

Executando o mesmo tratamento para os sinais, obtivemos os seguintes gráficos de frequência normalizada de cliques por tempo mostrados nas Figuras 5.14 e 5.15, gerados a partir de todos os dados pelos 10 usuários.

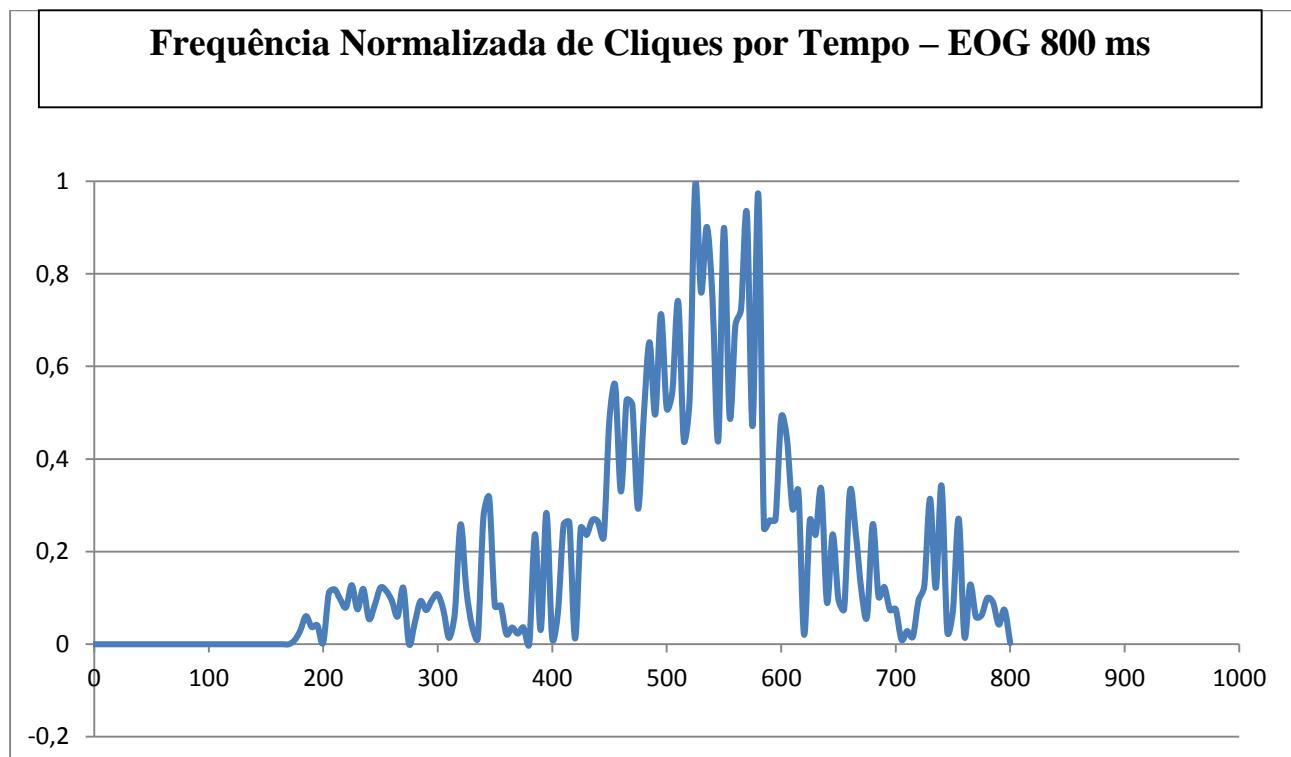


Figura 5. 14 - Frequênciá Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EOG em 800 ms

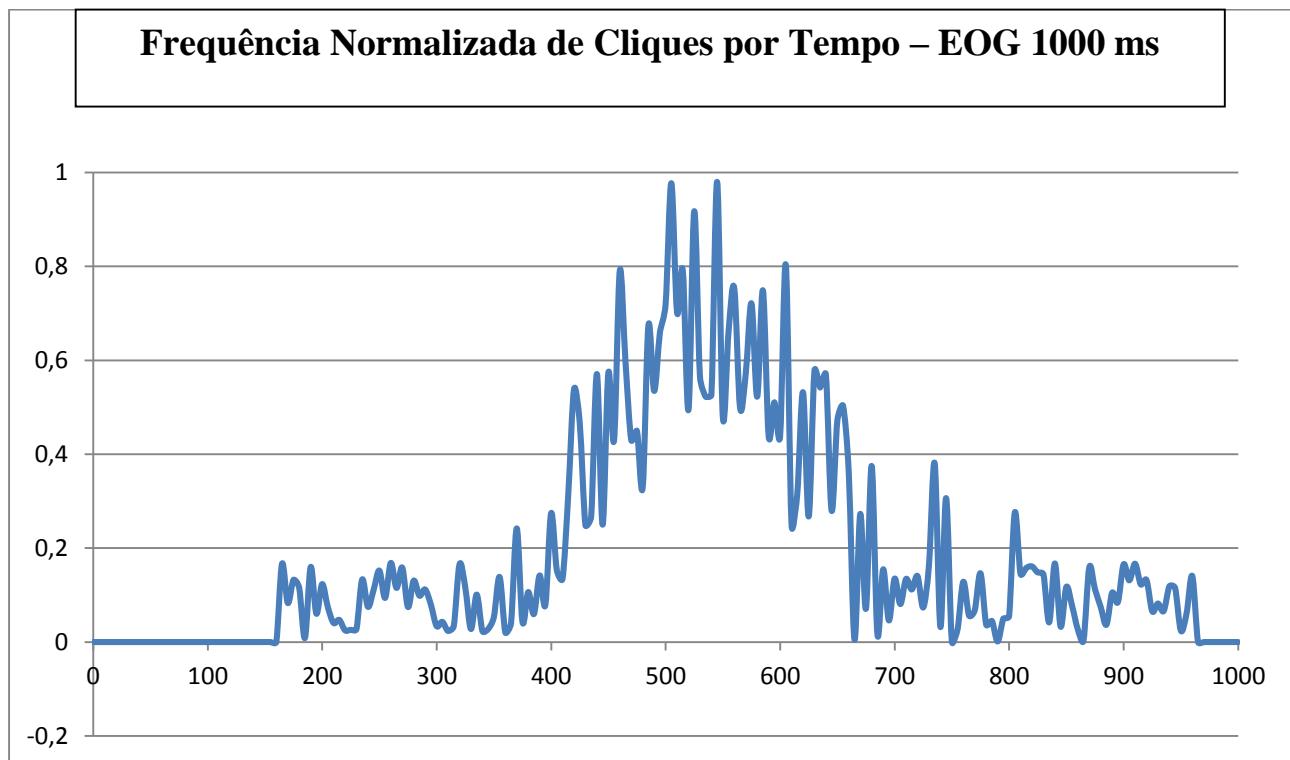


Figura 5. 15 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EOG em 1000 ms

5.2.1.4. Teste Com Sensor *ON/OFF*

Para o teste aplicado com o sensor ON/OFF, foi utilizado o botão mostrado na Figura 5.16, o qual apresenta alta sensibilidade à pressão, sendo necessário pouco esforço para acioná-lo.

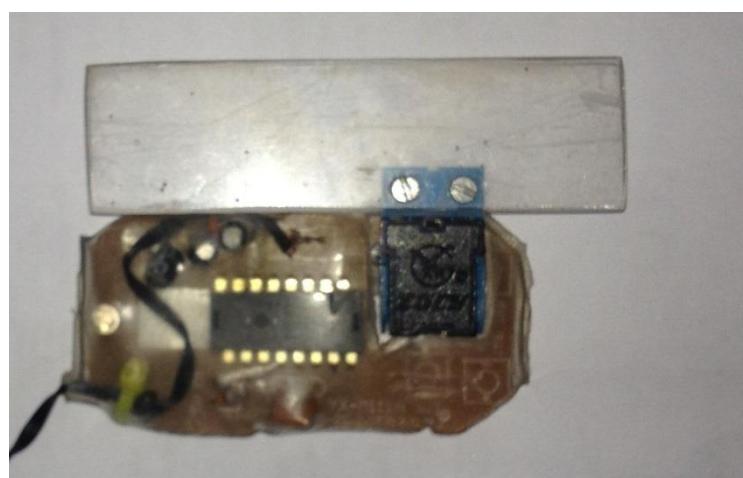


Figura 5. 16 - Sensor *ON/OFF*

Com o equipamento instalado, para realização do teste, o voluntário foi instruído a ficar sentado em frente ao monitor (posição adotada para padronizar o teste, não sendo necessário adotá-la para utilização do equipamento).

Para o controle da interface multimodal por meio do sensor *ON/OFF*, o usuário pressiona levemente o botão e o solta gerando, assim, o sinal de ação voluntária para controle do software EDiT.

Após o treinamento assistido, foi utilizado o tempo de varredura de 800ms e depois 1000ms para execução da tarefa.

Os gráficos de frequência normalizada de cliques por tempo mostrados nas Figuras 5.17 e 5.18 foram gerados a partir de todos os dados dos 10 usuários.

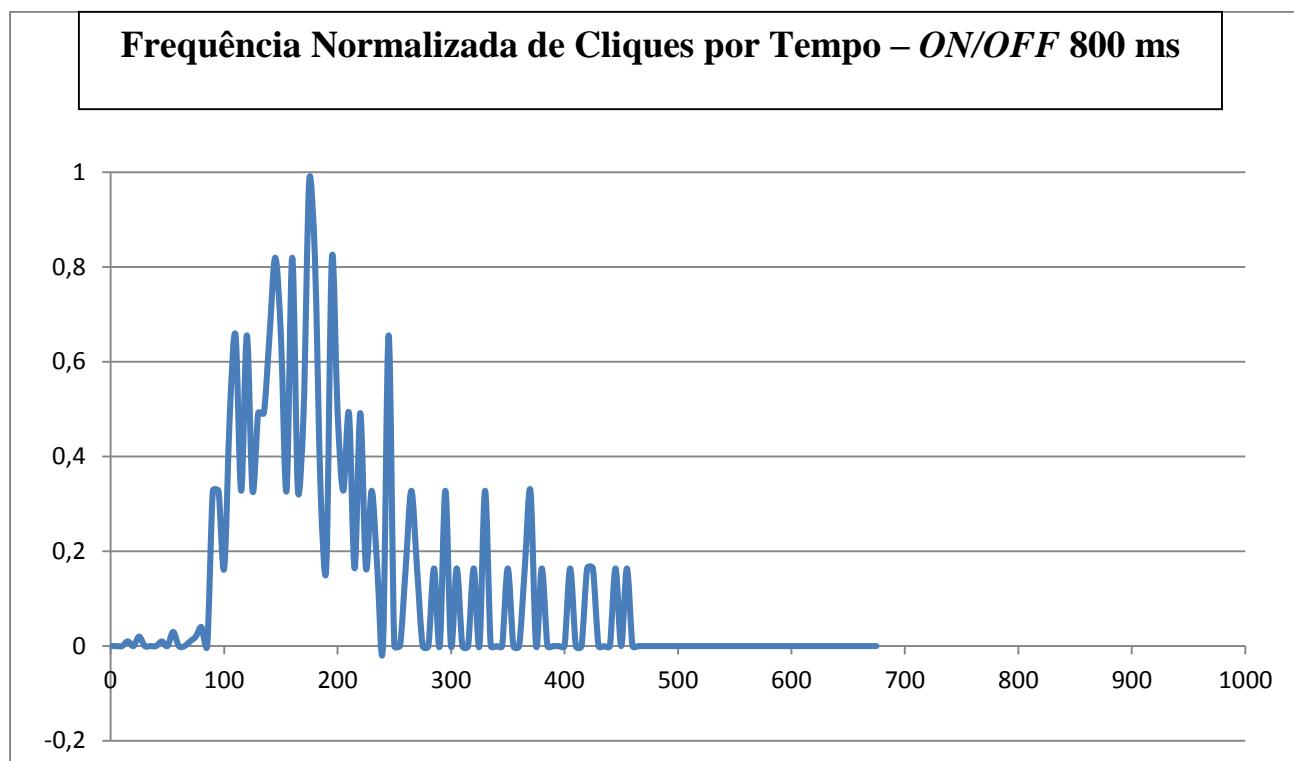


Figura 5. 17- Frequênciа Normalizada de Cliques por Tempo com sensor ON/OFF em 800 ms

Frequência Normalizada de Cliques por Tempo – ON/OFF 1000 ms

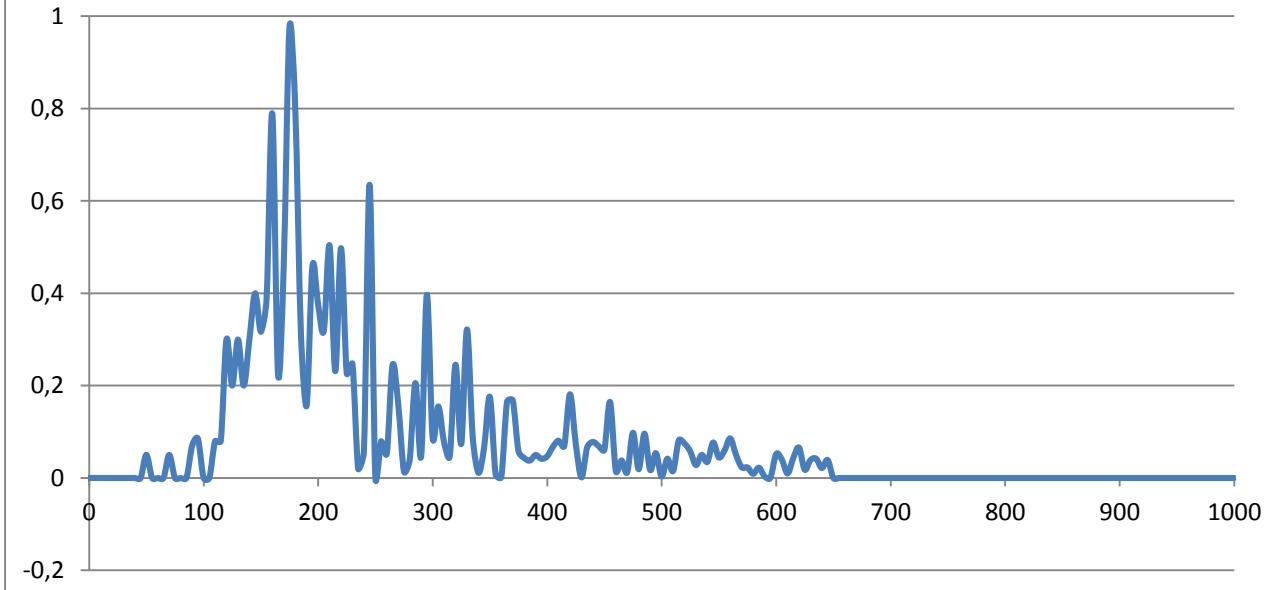


Figura 5. 18 - Frequências de Cliques por Tempo com sensor *ON/OFF* em 1000 ms

5.2.2. Teste Em Voluntários Com Severas Restrições Motoras

Cada usuário é único em suas limitações. Neste item, a interface multimodal foi testada em dois usuários com severas restrições motoras. Além dos testes iniciais propostos aos usuários saudáveis, os usuários ‘restritos’ utilizaram o protótipo por mais de 30 dias.

Para cada usuário foram realizados vários testes para se definir a melhor estratégia a ser utilizada. Alguns dos fatores mais importantes foram: limitações, movimentos coordenados, musculatura capaz, amplitude do sinal EMG, coordenação dos olhos, etc.

Depois de realizado a pré-avaliação e definida a estratégia de controle, os usuários realizaram os testes operando o software EDiTH por intermédio da interface multimodal.

Para os testes iniciais, os voluntários ‘restritos’ receberam as mesmas orientações e treinamento assistido. Para melhor compreensão, veremos cada caso individualmente.

5.2.2.1. Usuário Com Severas Restrições Motoras Utilizando O Sensor EMG

Esse usuário possui uma doença neuro-degenerativa chamada “Esclerose Lateral Amiotrófica” (ELA). ELA é uma doença do neurônio motor que envolve a degeneração de neurônios motores superiores e inferiores da porção lateral do cérebro e medula espinhal, levando à perda de trofismo, tônus e força muscular nos músculos inervados por tais neurônios [36].

Com um quadro clínico bem avançado, o voluntário de 42 anos portador da ELA, há 7 anos internado no Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia, apresenta severas restrições motoras afetando membros inferiores, superiores, diafragma e parte da musculatura facial, possuindo movimentos voluntários apenas em parte da musculatura fácil e olhos. Após análise do caso e coleta de diversos sinais deste usuário, optou-se pela estratégia de controle baseada no EMG, pois o usuário tinha controle coordenado do músculo masseter, com amplitudes aceitáveis (amplitude mínima de 105 µV).

Com o equipamento devidamente instalado, como mostrado na Figura 5.19, o voluntário foi auxiliado em um treinamento assistido durante 5 minutos, para se ambientar ao software EDiTH e se acostumar com o equipamento.



Figura 5. 19 - Imagem do usuário utilizando o protótipo baseado no EMG

Em seguida, o usuário foi orientado a realizar a tarefa de escrever a mesma frase proposta nos testes com os usuários saudáveis. A tarefa foi realizada apenas para a varredura de 1000 ms devido à inabilidade e à atrofia muscular parcial.

Posteriormente, os sinais obtidos no teste foram processados gerando o gráfico de frequência normalizada de cliques por tempo mostrado na Figura 5.20.

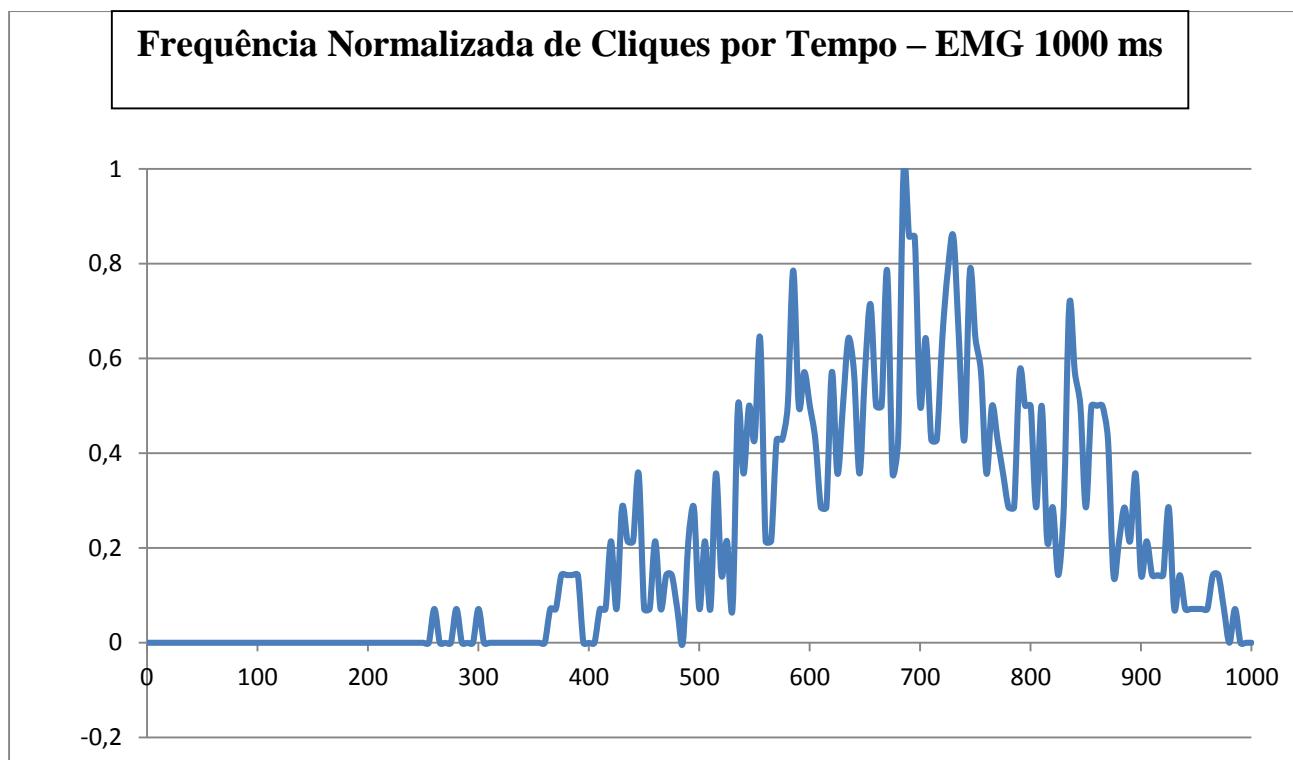


Figura 5. 20 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor EMG em 1000 ms

Após os testes, o equipamento permaneceu com o usuário para utilização no dia a dia. Também foi ativada a função de varredura adaptativa do teclado virtual, que acelera ou retarda o tempo de varredura, dependendo do tempo entre cliques. Depois de um longo período (30 dias) de utilização, os dados do arquivo log gerado pelo EDiTH foram colhidos para análise. O resultado do processamento desses dados é mostrado na Figura 5.21.

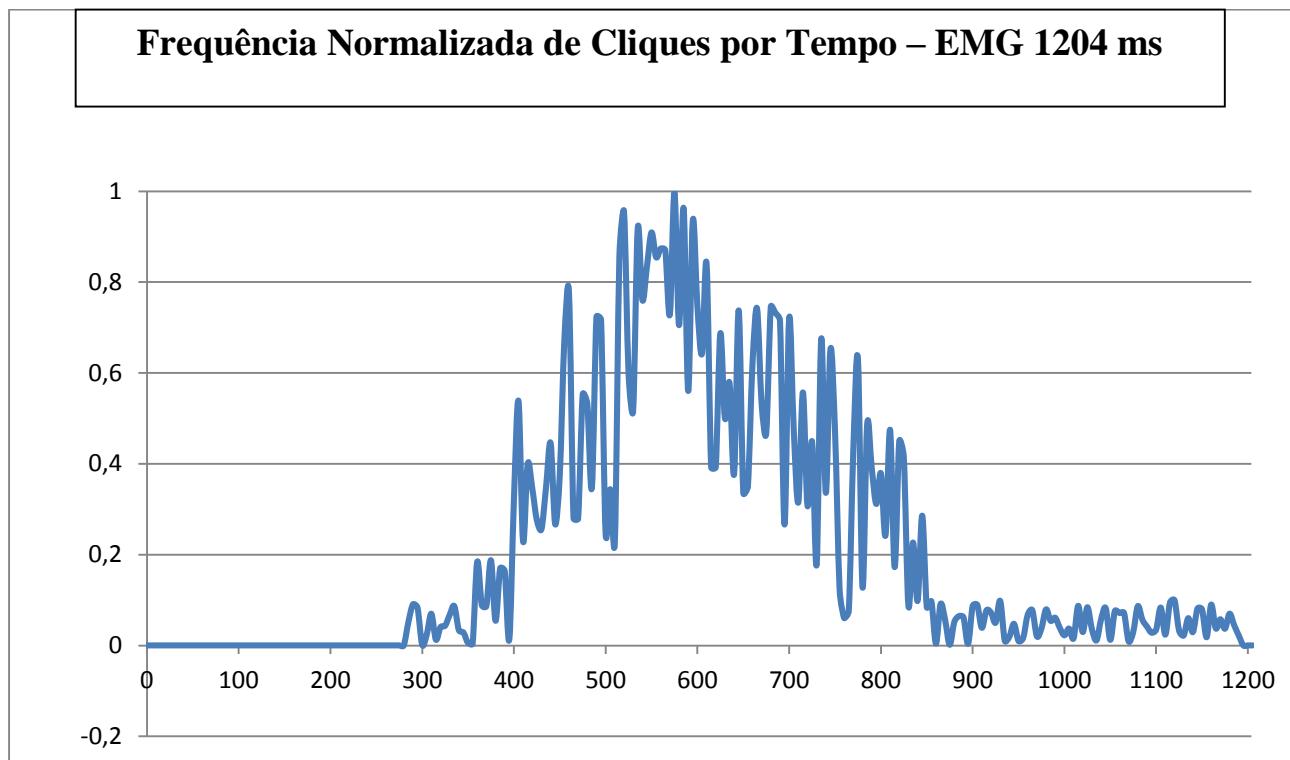


Figura 5. 21 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo após uso do sensor EMG por 30 dias

5.2.2.2. Usuário Com Severas Restrições Motoras Utilizando O Sensor *ON/OFF*

Tal como o usuário anterior, esse também é portador de ELA em estágio avançado, com 57 anos, acamado há 6 anos em leito dotado de equipamentos de suporte à vida, como respirador mecânico, dentre outros. Apresenta severas restrições motoras, comprometendo membros inferiores, superiores e diafragma. Após análise preliminar desse usuário, optou-se pela estratégia de controle baseada no botão *ON/OFF*. O usuário era capaz de utilizar todos os periféricos do protótipo, mas o mesmo escolheu aproveitar um leve movimento de punho remanescente para apertar um botão *ON/OFF* de leve acionamento, julgando-o ser mais confortável e prático para utilização no dia a dia. Atendendo a solicitação do usuário e de seus familiares, não foram feitos registros fotográficos do mesmo.

Tal como no caso anterior, com o equipamento devidamente instalado, o voluntário foi auxiliado em um treinamento assistido durante 5 minutos para se ambientar ao software EDiTH e se acostumar com o equipamento.

Em seguida, o usuário foi orientado a realizar a tarefa de escrever a frase proposta, conforme os testes com os usuários saudáveis. A tarefa foi realizada apenas para a varredura de 1000 ms devido às limitações do usuário.

Posteriormente, os sinais obtidos no teste foram processados gerando o gráfico de frequência normalizada de cliques por tempo mostrado na Figura 5.22.

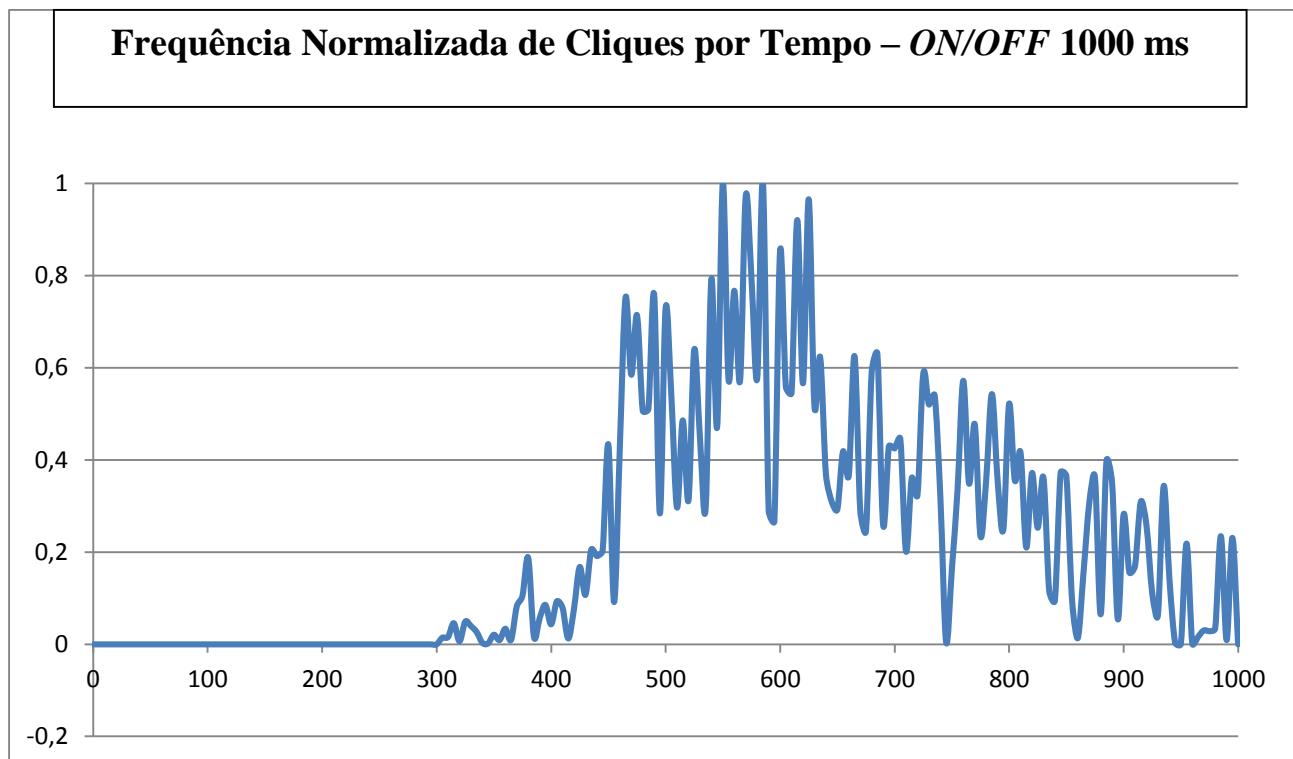


Figura 5. 22 - Frequência Normalizada de Cliques por Tempo com sensor *ON/OFF* em 1000 ms

Após os testes, o equipamento permaneceu com o usuário para utilização diária, também foi ativada a função de varredura adaptativa do teclado virtual. Depois de um longo período de utilização (30 dias), os dados do log gerado pelo EDiTH foram colhidos para análise.

Executando os mesmos processamentos no tratamento dos dados dos saudáveis, foi gerado o seguinte gráfico (ver Figura 5.23).

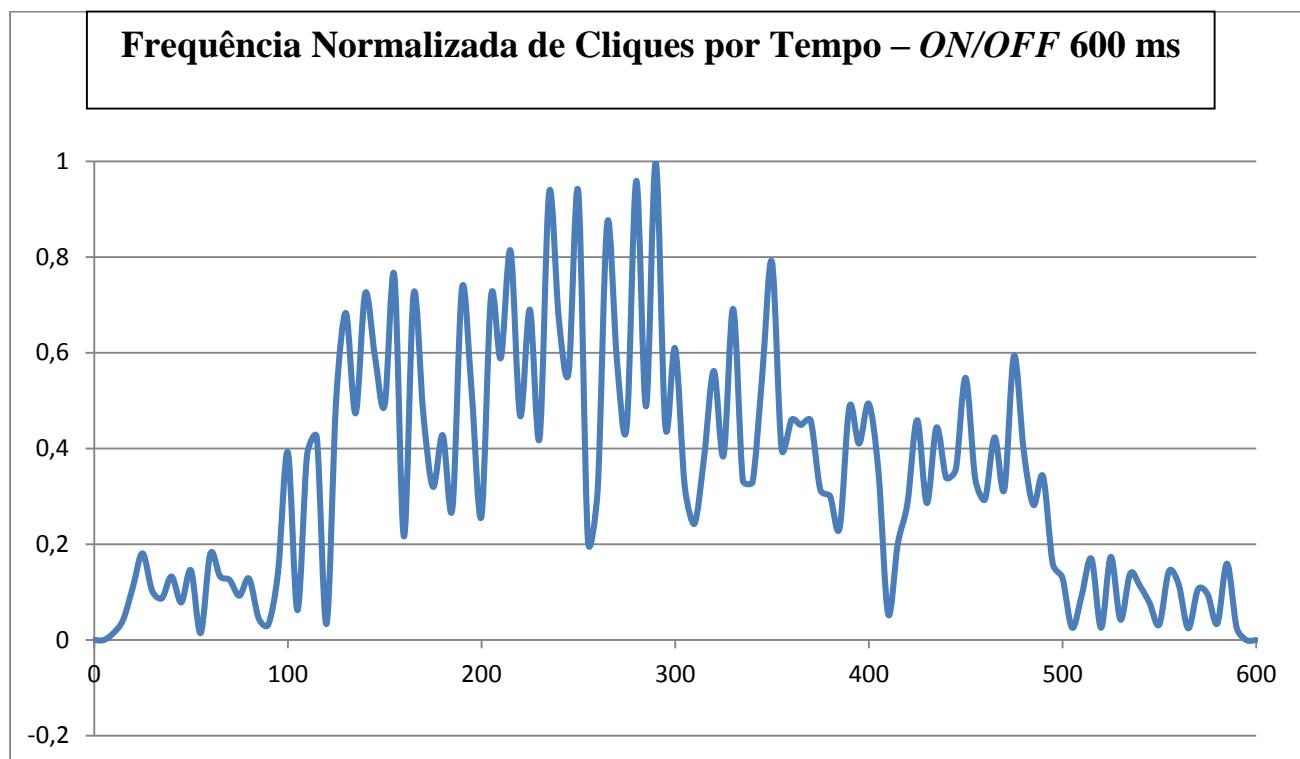


Figura 5. 23 - Frequênciá Normalizada de Cliques por Tempo após uso do sensor *ON/OFF* por 30 dias

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

6.1 CONCLUSÕES

Neste trabalho, foi desenvolvida uma interface multimodal para comunicação aumentativa e alternativa, baseada nos sinais de eletromiografia, eletrooculografia, acelerometria e ON/OFF, com o objetivo de controlar um software CAA (EDiTH).

A interface mostrou-se capaz de operar o software EDiTH com ótima performance em quase todos seus periféricos. Deste modo, os resultados obtidos neste trabalho são, de fato, muito encorajadores. O uso de apenas um canal adaptável para receber tanto sinais EMG como EOG (um de cada vez) mostrou-se estável e confiável, atendendo, assim, a proposta inicial de forma muito interessante. A possibilidade de adicionar sensores externos do tipo *ON/OFF* amplia muito o público alvo, devido à facilidade de implementação. A disponibilidade de 3 eixos do acelerômetro também proporciona ótimos resultados mesmo com a limitação de utilizar apenas um eixo por vez.

Embora o protótipo possua processamento embarcado além de vários outros componentes ativos, o consumo da bateria ficou na faixa esperada, tendo vida útil de aproximadamente 2,5 semanas, com utilização de 8 horas diárias.

Durante os testes, foi proposta a postura sentada para os usuários saudáveis apenas para fins de padronização e comparação, não sendo necessário adotá-la na utilização do equipamento no dia a dia.

A teoria de pontos fixos implementada no processamento embarcado otimizou muito o processamento, chegando a deixar o processador 80% do tempo parado para o processamento principal. Com isso, foi possível implementar várias sub-rotinas que auxiliaram muito no processamento principal.

Mesmo usando uma taxa de amostragem razoavelmente baixa do sinal (100 Hz), não ocorreram perdas de informação importantes para o processamento. O processamento embarcado do sinal se mostrou uma estratégia muito interessante para essa aplicação, adaptando-se a variação do sinal de forma automática e transmitindo apenas o comando de ação.

A modulação e o endereçamento do sinal em 8 bits gerado pelo processador foi necessário para transmiti-lo e recebê-lo de forma sincronizada, minimizando consideravelmente a interferência de equipamentos próximos, visto que a frequência de 433 MHz é bastante utilizada em equipamentos eletrônicos.

A utilização de um segundo processador para controle do módulo do computador proporcionou um grande aumento no controle de verificação de interferências, além de controlar o CI responsável por gerar o clique do mouse e controlar a comunicação USB. A utilização desse CI (A2636G) mostrou-se muito útil, pois, além de possuir a interface USB automaticamente reconhecida em qualquer computador pessoal, possui o protocolo comunicação universal de mouse, que dispensa a instalação de drivers ou outros programas.

Com relação aos resultados, obteve-se uma ótima resposta do sistema atendendo, assim, o objetivo esperado. Foram observadas diferenças nas frequências de cliques por tempo entre todos os periféricos por diferentes motivos, mas não ocorreram diferenças significativas entre os diferentes tempos de varredura do teclado virtual, reforçando o fato que cada sensor possui características particulares e que influenciam na sua utilização.

Tomando como base o sensor *ON/OFF*, pelo fato dele ser o mais próximo da utilização de um mouse propriamente dito, e considerando que os voluntários saudáveis possuem ótimas habilidades no controle do mouse, podemos comparar o gráfico obtido com esse sensor com os demais gerados pelos outros periféricos. A maior frequência normalizada de cliques do sensor *ON/OFF* ocorre em torno de 150 ms (ver Figuras 5.17 e 5.18).

Em relação ao sensor baseado no EMG, temos que a maior frequência normalizada de cliques ocorreu em torno de 300 ms (ver Figuras 5.6 e 5.7), sugerindo que essa diferença se deve ao fato de que os voluntários não estão habituados com o sensor EMG, nem treinados o suficiente para proporcionar uma rápida resposta por meio do músculo masseter.

Para o caso do ACL, notamos que a maior frequência normalizada de cliques ocorreu em torno de 450 ms (ver Figuras 5.10 e 5.11). Para justificar esse tempo, foi notado que os voluntários

não executavam o movimento da sobrancelha com a mesma velocidade ou amplitude, criando uma certa hesitação e atraso no sinal, pois o usuário geralmente escolhia um amplo movimento de sobrancelhas.

Já para o EOG, a maior frequência normalizada de cliques foi em torno de 550 ms (ver Figuras 5.14 e 5.15). Além do detector de piscada involuntária atrasar processamento do sinal, a ação de mover os olhos para cima mantendo-os de 150 a 250 ms e voltá-los a posição inicial não é uma tarefa fácil e confortável.

Os testes com voluntários com severas restrições motoras mostraram resultados interessantes, visto que eles realizaram os mesmos testes e permaneceram utilizando o sistema por mais de 30 dias demonstrando uma grande evolução no controle do sistema.

Para o primeiro voluntário “restrito” utilizando o sensor EMG, a maior frequência normalizada de cliques ocorreu em torno de 700 ms (ver Figura 5.20), resultado esperado, visto que a musculatura estava consideravelmente atrofiada. No entanto, após a utilização diária do equipamento por um período de 30 dias com a função de varredura adaptativa ativada, o mesmo usuário teve a maior frequência normalizada de cliques em torno de 600 ms e com varredura do teclado virtual em 1204 ms (ver Figura 5.21).

Para o segundo voluntário “restrito” utilizando o sensor *ON/OFF*, a maior frequência normalizada de cliques ocorreu em torno de 600 ms (ver Figura 5.22), resultado também esperado para um usuário com quadro clínico avançado, musculatura atrofiada e movimentos de antebraço lentos. Tal como no caso anterior, o equipamento foi deixado para utilização diária com a função de varredura automática do teclado virtual ativada e, após 30 dias, obteve-se uma redução significativa no tempo de ocorrência da maior frequência normalizada de cliques, o qual passou a aproximadamente 280 ms (ver Figura 5.23).

Neste sentido, embora tenha mostrado um desempenho satisfatório, pode-se notar que o desempenho do sistema depende das condições do usuário, mesmo implementando várias estratégias para auxiliar nessa tarefa. O uso contínuo do sistema proporciona uma margem considerável para melhorar o desempenho do usuário na operação do sistema.

Finalmente, nota-se que a interface multimodal desenvolvida proporcionou resultados satisfatórios e muito promissores no controle de uma IHC. Uma síntese das características da mesma nos diversos modos de operação utilizados neste trabalho é mostrada na Tabela 6.1.

| Sensor | Vantagens | Desvantagens | Desempenho usuários saudáveis | Desempenho usuários restritos | Desempenho usuários restritos 30 dias | Preferência do Usuário |
|---------------|---|--|-------------------------------|-------------------------------|---------------------------------------|--|
| EMG | <ul style="list-style-type: none"> • Utilizável em qualquer músculo coordenado; • Fácil utilização; | <ul style="list-style-type: none"> • Apenas sinais de superfície; • Amplitude mínima ,105µV; • Necessita de dois eletrodos; | 300 ms; | 700 ms; | 550 ms; | <ul style="list-style-type: none"> • Preferência pela musculatura facial |
| EOG | <ul style="list-style-type: none"> • Detector de piscada; • Útil para pacientes que possuem apenas os movimentos dos olhos; | <ul style="list-style-type: none"> • Difícil utilização; • Desconfortável; • Necessidade de tirar os olhos da tela; • Necessita de três eletrodos; | 450 ms; | NFT (Não foi testado) | NFT | <ul style="list-style-type: none"> • Configuração ABC (ver Figura 3.14) |
| ACE | <ul style="list-style-type: none"> • 3 Eixos; • Menor grau de fadiga; • Fácil utilização | <ul style="list-style-type: none"> • Movimentos coordenados; • Utiliza apenas um eixo por vez; | 550 ms; | NFT | NFT | <ul style="list-style-type: none"> • Movimento de sobrancelha; • Movimento de membros superiores |
| ON/OFF | <ul style="list-style-type: none"> • Fácil utilização; • Fácil adaptação; • Menor tempo de resposta; | <ul style="list-style-type: none"> • Para usuário restrito o sensor precisa ser construído segundo suas limitações; | 175 ms; | 600 ms; | 300 ms; | <ul style="list-style-type: none"> • Depende do usuário; |

Tabela 6. 1: Resumo da utilização do sistema multimodal aqui desenvolvido.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

Ainda que o desempenho do sistema dependa das limitações de cada usuário, a interface multimodal aqui proposta tem muito potencial a ser explorado, como, por exemplo, a utilização simultânea de dois diferentes sensores para controle da HCI, ampliando, assim, a variedade de softwares de CAA e outros dispositivos de TA que ela poderia controlar.

Em uma segunda etapa, para diminuir o tempo de ocorrência da maior frequência normalizada de cliques, ou seja, para aumentar a rapidez do usuário na operação do sistema, é necessário desenvolver um treinamento (protocolo) específico visando educar e coordenar o usuário para otimizar a utilização da interface, além de aprender a operá-la por meio de outros sensores, tornando o sistema mais versátil.

Em relação ao hardware, o consumo da bateria ainda está elevado, sendo necessário inserir um circuito que detecte se o equipamento está sendo utilizado, desligando o se necessário para aumentar a vida útil da bateria.

Outra vantagem importante de um sistema versátil de CAA é a possibilidade de mudança periódica das estratégias de controle para um único usuário. Isto poderia contribuir para diminuir significativamente o nível elevado de rejeição de sistemas de TA. Segundo pesquisa realizada em 1990 pelo *USA Census Bureau*, cerca de um terço dos dispositivos de TA são abandonados apenas 3 meses depois que eles foram adquiridos [37].

Além disso, o processamento embarcado pode ser aperfeiçoado com algoritmos que aprendam com o usuário em longo prazo, se adaptando ao mesmo e não o contrário.

Considerando a potencialidade da interface multimodal desenvolvida, seria interessante comparar o seu desempenho ao de outros dispositivos de CAA, e, possivelmente, incorporar nela um sensor para Eletroencefalografia (EEG) para possibilitar o uso do sistema também por aqueles usuários que não possuem nenhuma expressão voluntária externa.

Referências

- [1] Almirall, C. B., Soro-Camats, E., Bultó, C. R. Sistemas de sinais e ajudas técnicas para a comunicação alternativa e a escrita: princípios teóricos e aplicações. São Paulo: Editora Santos, 2003.
- [2] Hehner, B. Blissymbols for use. Toronto, Canada. Bilssybmoolics Communication Institute, 1980
- [3] Johnson, R The picture communication symbols. Book II. Solana Beach, CA, Mayer Johnson, 1992.
- [4] Deliberato, Débora. Seleção, adequação e implementação de recursos alternativos e/ou suplementares de comunicação.In: Núcleo de ensino, vol 1. Org. Sheila Zambello de Pinho; José Roberto Correa Saglietti, Universidade Estadual Paulista – Publicações, 2005.
- [5] Ghedira, S. Pino, P. Bourhis, G.: “Conception and Experimentation of a Communication Device with Adaptive Scanning”. ACM Trans Access Comput 2009, 1:1-23.
- [6] Dhillon, H. S. Singla, R. N. Rekhi, S. et al., “EOG and EMG Based Virtual Keyboard: A Brain-Computer Interface,” in 2nd IEEE International Conference on Computer Science and Information Technology, ICCSIT, Beijing, pp. 259-262, 2009.
- [7] Barreto, A. B. Scargle, S. D. and Adjouadi, M. “A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities,” Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 37, no. 1, pp. 53-64, 2000.
- [8] Wolpaw, J. R. Birbaumer, N. McFarland, D. J. et al., “Braincomputer interfaces for communication and control” Clinical Neurophysiology, vol. 113, no. 6, pp. 767-791, 2002.
- [9] Tamg, Y.H. Chang G.C., Lai, J.S. Kuo, T.S. “Design of the Human Computer Interface for Human with Disability Using Myoelectric Signal Control”, Proceedings of the 19th Annual

- International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Pp. 1909-1910. 1997.
- [10] Alsayegh, O.A. 2000. "EMG-based human-machine interface system," Multimédia and Expo, 2000. ICME 2000. 2000 IEEE International Conference on, vol. 2, pp. 925 – 928.
- [11] Borghetti, D., Bruni, A., Fabbrini, M., Murri, L., and Sartucci, F. A low-cost interface for control of computer functions by means of eye movements. Computers in Biology and Medicine 37, 12 (2007), 1765–1770.
- [12] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J. et al., "Braincomputer interfaces for communication and control" Clinical Neurophysiology, vol. 113, no. 6, pp. 767-791, 2002.
- [13] Pino, P. Bourhis, G. and Leal-Olmedo, A. "Communication devices for persons with motor disabilities: Man-machine interaction modeling," AMSE Periodicals - Special Issue on Bioengineering Applied to Handicap Rehabilitation, pp. 15- 24, 2003.
- [14] Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportamentales/Université de Metz, Metz, France
- [15] Webster, J. G, et al, "Medical Instrumentation – Application and Design." Toronto: John Wiley & Sons Inc, 1995, 3^a Edição.
- [16] Kitchen, S. "Eletroterapias de Clayton". São Paulo: Editora Manole Ltda, 1998, 10^a Edição.
- [17] De Luca C. J., "Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles", Muscle Nerve 16, 210–216.(1993)
- [18] Nordin, M; Frankel, H. V. "Biomecânica básica do sistema músculo esquelético." Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003, 3^a Edição.
- [19] Hall, G. Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1997, 9^a Edição.
- [20] Malmivuo, Jaakkola, Plonsey, Robert. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. New York: Oxford University Press, 1995.
- [21] Young, L.R. Young and D. Sheena, "Survey of eyemovement recording methods", Behavioral Research Methods and Instrumentation, Vol. 7, No. 5, 1975. pp. 397-429.

- [22] Barea, R., Boquete, L., López, E., Mazo, M., “Guidance of a wheelchair using electrooculography”, Electronics Department, University of Alcalá, Alcalá de Henares, Madrid Spain.
- [23] Orizio, C., 2004, “Surface Mechanomyogram”. In: Merletti, R., & Parker, P., (eds), Electromyography, Engineering, and Noninvasive Applications, 1 ed., chapter 11, New Jersey, USA, John Wiley & Sons Incorporation.
- [24] Cescon, C., Farina, D., Gobbo, M., et al. 2004, “Effect of accelerometer location on mechanomyogram variables during voluntary, constant-force contractions in three human muscles”, Medical & Biological Engineering & Computing, v. 42, n. 1 (Jan), pp. 121-127.
- [25] Park, S.H. , “The Biosignal Processing and Application”, Edtech., 1999
- [26] Rosenberg, R., “The Biofeedback Pointer: EMG Control of a Two Dimensional Pointer”, Second International Symposium on Wearable Computers, pp. 162-163.1998
- [27] Delsys Inc. “Surface Electromyography: Detection and Recording”, Delsys Tutorial., 1996
- [28] Sallen, R. P. and E. L. Key. “A Practical Method of Designing RC Active Filters.” IRE Transactions on Circuit Theory, Vol. CT-2, 74–85, 1955.
- [29] Zumbahlen, H. “Linear Circuit Design Handbook”, Newnes, ISBN 978-0-7506-8703-4 editor, 2008.
- [30] Adams, G.E. “The Calculations of the Radio Interference Level of Transmission Lines Caused by Corona Discharges”. AIEE Transactions Power Apparatus and Systems, vol 75. pt. III, p 411 - 418. Rew 1991.
- [31] Dyer C. C. and Ip S. S. “An Elementary Introduction to Scientific Computing. Division of Physical Sciences”, University of Toronto at Scarborough, January 2000
- [32] Constantinides, G. A.; Cheung, P. Y. K.; Luk. W. “Wordlength optimization for linear digital signal processing”. IEEE Trans. on Computer-Aided Design of Integrated Circuits and System, v. 22(10), p. 1432-1442, 2003.s
- [33] Guyton, A C. “Textbook of Medical Physiology”. Elsevier Saunders, 2006.
- [34] Mader, S. “Understanding Human Anatomy & Physiology”. The McGraw-Hill, 2004.

- [35] SENIAM: “European recommendations for surface electromyography.” Roessingh Research and Development, Enschede, Holland, 1999 (ISBN 90-75452-15-2).
- [36] Mitsumoto, H., Chad, D. A., “Amyotrophic Lateral Sclerosis” Philadelphia: F. A Davis Company, 480p. 1998.
- [37] Enderle J. D., Blanchard S. M., Bronzino J. D., “Introduction to Biomedical Engineering” second ed.: Elsevier Academic Press 2005.
- [38] Naves, E., L., M., Pinheiro, C., G., Pino1, P., et al. “Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey”, BioMedical Engineering OnLine 2011, 10:31

Anexo I

PUBLICAÇÕES

- Publicações decorrentes deste trabalho até fevereiro de 2013

Título: Alternative Communication System For People With Severe Motor Disabilities Using Myoelectric Signal Control.

Periódico/Conferência: In: IEEE 2012 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC 2012), Manaus - AM. IEEE Catalog: CFP1274K-PRT pp 114-117. ISBN: 978-1-4673-2476-2. <http://dx.doi.org/10.1109/BRC.2012.6222176>

Título: Interface homem máquina aplicada à comunicação alternativa de pessoas com deficiências motoras graves.

Periódico / conferência: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas-PE. Anais do XXIII CBEB. CD-ROM. p. 692-695 ISSN: 2179-3220.

Título: Alternative communication system for people with severe motor disabilities using emg signal control.

Periódico / conferência: COBEC2012 - 2nd Brazilian Congress in Electromyography and Kinesiology and 2nd National Meeting of Myotherapy Procedures, 2012, Piracicaba-SP. Brazilian Journal of Oral Sciences. Piracicaba: UNICAMP FOP, 2012. v. 11(2). p. 164-164.

Título: EMG-driven alternative communication system for people with severe motor disabilities.

Periódico / conferência: 7th Technology and Medical Sciences International - TMSI 2012. Belo Horizonte-MG, Brazil.