

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE HOMEM-
MÁQUINA APLICADA A UMA CADEIRA DE RODAS
ROBÓTICA POR MEIO DE PDA**

RAFAEL LEAL SILVA

VITÓRIA
NOVEMBRO DE 2007

Rafael Leal Silva

Desenvolvimento de uma Interface Homem-
Máquina Aplicada a uma Cadeira de Rodas
Robótica por Meio de PDA

Universidade Federal do Espírito Santo
Centro Tecnológico
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Vitória
Novembro de 2007

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Central da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

S586d Silva, Rafael Leal, 1981-
Desenvolvimento de uma interface homem-máquina aplicada a uma
cadeira de rodas robótica por meio de PDA / Rafael Leal Silva. – 2007.
145 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.
Co-Orientadora: Raquel Frizera Vassallo.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Espírito Santo,
Centro Tecnológico.

1. Sistemas operacionais (Computadores). 2. Processamento de
sinais. 3. Interação homem-máquina. 4. Neuropatia. 5. Robótica. 6.
Cadeira de rodas. I. Bastos Filho, Teodiano Freire. II. Vassallo, Raquel
Frizera. III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro Tecnológico.
IV. Título.

CDU: 621.3

Rafael Leal Silva

Desenvolvimento de uma Interface Homem-Máquina Aplicada a uma Cadeira de Rodas Robótica por Meio de PDA

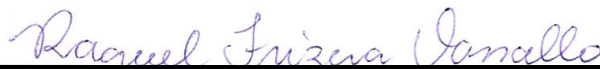
Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica – Automação.

Aprovada em 30/11/2007.

Comissão examinadora:



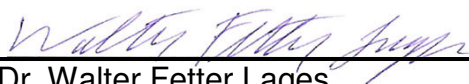
Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador



Prof^a. Dra. Raquel Frizera Vassallo
Universidade Federal do Espírito Santo
Co-orientadora



Prof^a. Dra. Eliete Maria de Oliveira Caldeira
Universidade Federal do Espírito Santo



Prof. Dr. Walter Fetter Lages
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Dedicatória

Aos meus pais, Wilson e Adilza, que me ensinaram a voar.

Agradecimentos

A realização deste trabalho só foi possível porque inúmeras pessoas acreditaram em seu sucesso e contribuíram, direta ou indiretamente, em seu desenvolvimento, por meio de incentivos e tolerância nos momentos difíceis.

Agradeço primeiramente ao professor Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, não somente pelo papel essencial desempenhado como orientador, mas também por todas as discussões abertas e confiança depositada. O companheirismo nas viagens e a amizade sincera foram, sem dúvida, os maiores legados desta relação;

À professora, co-orientadora e amiga Dr^a. Raquel Frizera Vassallo, pelos conselhos, disponibilidade e, principalmente, pela amizade, desde a graduação. Nossa convivência quase diária foi fundamental para meu amadurecimento profissional e humano. Desejo a você, Racks, toda a felicidade e sucesso do mundo;

Aos amigos e companheiros de trabalho diário no Laboratório de Automação Inteligente 2 – André, Wanderley, Daniel, Patrick, Igor e Alessandro. Neste tempo memorável em que trabalhamos diariamente juntos, provamos por diversas vezes a qualidade, a força e a satisfação que existe em um verdadeiro trabalho em equipe, tempo esse que jamais esquecerei;

A outros professores, como o Dr. Rodrigo Varejão Andreão e o Dr. Mário Sarcinelli Filho, cujas experiências apontaram em inúmeros momentos caminhos mais sábios, e a muitos outros alunos e amigos, cujos nomes não serão escritos aqui pelo receio de cometer a injustiça de esquecer algum;

Um agradecimento especial aos professores da Argentina – Dr. Ricardo Carelli, Dr. Vicente Mut e Dr. Carlos Soria – que me receberam com tanto zelo, carinho e hospitalidade. Em apenas três meses, pude constatar a qualidade profissional e o caráter íntegro dessas pessoas inesquecíveis;

Ao FACITEC, pela bolsa de estudos concedida, e à fundação CAPES, que viabilizou minha missão de estudos na Argentina;

Aos meus irmãos, Roberta e Rodrigo, que estavam acompanhando tudo de perto, ou tentando (pelo menos a parte médica). Obrigado pelos livros emprestados, ensinamentos e opiniões;

À namorada-amiga Diana, pelas sugestões no trabalho, pela ajuda na correção, pela tolerância às diversas ausências e mudanças de humor, por cozinhar bem e arrumar o quarto enquanto eu trabalhava (ou fingia), e por fazer minha vida infinitamente mais feliz;

Aos meus queridos pais, Wilson e Adilza, que plantaram em minha vida a semente mais importante: a educação. Serei eternamente grato pelo amor, dedicação, caráter, e pela vida de rei que recebo de vocês até hoje;

A Deus, por estar sempre ao meu lado, dando sentido à minha vida;

A vocês, co-autores deste trabalho, muito obrigado.

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

Albert Einstein

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Protocolo de envio de dados do mini-itx para o PDA.	104
Tabela 2 – Protocolo de envio de dados do PDA para o mini-itx.	105
Tabela 3 – Resultado da classificação baseada em indicador de sinal EMG.....	123

Lista de Figuras

Figura 1 – Criança usando um apontador de cabeça.....	17
Figura 2 – Produtos assistivos comercialmente disponíveis.	18
Figura 3 – Neurônio espinhal normal e acometido por ELA [17].	24
Figura 4 – Estrutura do controle da cadeira de rodas robótica.....	32
Figura 5 – Posicionamento dos eletrodos (a) e sinal de piscadas alternadas (b).....	38
Figura 6 – Dipolo ocular.	40
Figura 7 – Músculos extra-oculares do olho e sua inervação [34].....	41
Figura 8 – Posicionamento dos eletrodos para aquisição de EOG [25].	42
Figura 9 – Sistema de videooculografia com câmara presa à cabeça.	44
Figura 10 – Proteção do encéfalo pela caixa craniana e pelas meninges [41].	46
Figura 11 – Áreas funcionais do cérebro.....	46
Figura 12 – Estruturas básicas do neurônio [42].	47
Figura 13 – Trajeto do impulso nervoso em um neurônio [42].	48
Figura 14 – Tomografias Computadorizadas: Raio X (a) e Axial (b) [19].	50
Figura 15 – Ressonância Magnética (a) e Ressonância Mag. Funcional (b) [19].	50
Figura 16 – Tomografia de Emissão de Positrões (a) e de Fóton Único (b) [19].	51
Figura 17 – Magnetoencefalografia [19].	52
Figura 18 – Eletroencefalograma.	52
Figura 19 – Ritmos cerebrais.	54
Figura 20 – Ritmo <i>alfa</i> : associado ao relaxamento, intenso com olhos fechados.	56
Figura 21 – Estrutura de uma BCI.....	59

Figura 22 – Produtos auxiliares para colocação dos eletrodos.	60
Figura 23 – Sistema Internacional 10/20.	61
Figura 24 – Mini-itx VIA EPIA M10000.	67
Figura 25 – Treinamento de uma BCI.	70
Figura 26 – Tabuleiro pictográfico.	75
Figura 27 – Varredura de símbolos pictográficos disponíveis em um PDA.	75
Figura 28 – Estrutura da cadeira de rodas robótica	78
Figura 29 – Adaptação de equipamentos à cadeira de rodas.	80
Figura 30 – Eletrodos individuais para captação de sinais EEG.	81
Figura 31 – Placas para aquisição de sinais biológicos.	83
Figura 32 – Fonte de alimentação do mini-itx.	84
Figura 33 – Interface gráfica de auxílio para treinamento do usuário.	85
Figura 34 – Detecção de seleção produzida por piscada (sinal EMG).	86
Figura 35 – Sinal cerebral de usuário ao fechar e abrir lentamente os olhos.	87
Figura 36 – Ponte H utilizada na cadeira de rodas e optoacoplador.	89
Figura 37 – Placa de acionamento.	90
Figura 38 – Controlador de velocidade para a cadeira de rodas.	92
Figura 39 – Axim X50 da DELL.	94
Figura 40 – Navegação entre as telas do CCRR.	97
Figura 41 – Tela "PRINCIPAL" do programa CCRR.	98
Figura 42 – Tela "CONFIGURAÇÃO" do programa CCRR.	99
Figura 43 – Seleção da letra "L" através do sistema de varredura em "TEXTO". ...	100
Figura 44 – Tela "ESTADO" do programa CCRR.	100
Figura 45 – Tela "MOVIMENTO" do programa CCRR.	101
Figura 46 – Tela "CONTROLADOR" do programa CCRR.	102

Figura 47 – Tela de pontos de interesse do programa CCRR.....	102
Figura 48 – Cabo de conexão entre PDA e mini-itx	105
Figura 49 – Esquemático do cabo de comunicação entre PDA e mini-itx	106
Figura 50 – Pioneer 3DX, da <i>Mobile Robots</i> (antiga <i>ActivMedia</i>).....	110
Figura 51 – Simulador Aria do Robô Pioneer.....	111
Figura 52 – Posição (x,y) e orientação (ψ) do robô no espaço de trabalho [87].	112
Figura 53 – Descrição do erro e e do ângulo α	113
Figura 54 – Estrutura do controlador de posição.....	114
Figura 55 – Rotação Φ do ponto destino em presença de obstáculo [90].....	116
Figura 56 – Disposição dos sonares e orientação do robô no corredor [91].	117
Figura 57 – CRWF - aplicativo para monitoramento remoto.	118
Figura 58 – Modos de controle do Pioneer.	125
Figura 59 – Foto enviada pelo robô Pioneer ao PDA.	126
Figura 60 – Testes da cadeira de rodas em ambientes interno (a) e externo (b)....	127
Figura 61 – Sistema para monitoramento do funcionamento dos eletrodos.	133
Figura 62 – Ambiente estruturado para navegação da cadeira de rodas [94].....	134

Sumário

1	Introdução – Tecnologia Assistiva	16
1.1	Engenharia biomédica	19
1.2	Esclerose Lateral Amiotrófica	23
1.3	Cadeiras de rodas robóticas	25
1.4	Motivação e objetivo da Dissertação	31
1.5	Estrutura da Dissertação.....	34
2	Sinais biológicos	35
2.1	Eletromiografia.....	36
2.2	Eletrooculografia	39
2.3	Videooculografia	43
2.4	Eletroencefalografia	44
2.4.1	Sistema nervoso e a geração do EEG	45
2.4.2	Técnicas para estudo do cérebro.....	49
2.4.3	Ritmos cerebrais	53
2.4.4	Atividades cerebrais.....	54
3	Biorealimentação	57
3.1	Estrutura	58
3.1.1	Eletrodos de aquisição	59
3.1.2	Pré-processamento dos sinais.....	63
3.1.3	Sistema de processamento.....	65
3.2	Artefatos.....	66

3.3	Interface Cérebro-Computador	69
3.3.1	Áreas de interesse	71
3.4	Controle de cadeiras de rodas robóticas	73
4	A cadeira de rodas robótica	77
4.1	Adaptação da cadeira de rodas	79
4.2	Aquisição de sinais biológicos	80
4.3	Unidade de processamento – mini-itx	84
4.4	Unidades de controle e acionamento.....	87
4.5	A interface gráfica do PDA para controle.....	92
4.6	Unidade de monitoramento remoto.....	109
4.6.1	O robô Pioneer 3DX e o simulador	109
4.6.2	Controlador não-linear de posição final com desvio tangencial	112
4.6.3	Interface gráfica do PDA para monitoramento remoto	118
5	Resultados experimentais.....	121
5.1	Aquisição de sinais	122
5.2	Aria e P3DX	124
5.3	Experimento com a cadeira de rodas robótica.....	127
6	Conclusões e trabalhos futuros.....	130
	Referências bibliográficas.....	135

Resumo

Nesta Dissertação de Mestrado, foi desenvolvido um sistema assistivo, composto por uma interface homem-máquina (IHM) e uma estação de monitoramento remoto, destinado ao indivíduo com severo comprometimento orgânico. A IHM pode ser acionada por meio de um apontador de cabeça, piscada de olhos, movimento do globo ocular, posição da íris captada por uma câmara de vídeo e sinais cerebrais. Essa IHM confere ao usuário um novo canal de comunicação, além de poder comandar uma cadeira de rodas robótica. Um PDA (do inglês *Personal Digital Assistant*), embarcado nessa cadeira, atua como interface gráfica, contendo opções de seleção pelo usuário, tais como sentido de movimento da cadeira, expressar necessidades, permitir comunicação textualmente ou levá-lo a pontos específicos de ambientes estruturados. Nessa última opção, um sistema de controle embarcado permite a navegação autônoma até o cômodo desejado, de acordo com a implementação de um controlador de posição com desvio de obstáculos. A interface com o usuário desenvolvida possui saída acústica e informa cada opção escolhida através de um sintetizador de voz, facilitando a comunicação com membros do convívio. A unidade de monitoramento é composta por um segundo PDA, de onde é possível monitorar, remotamente, informações da cadeira de rodas em ambiente estruturado, como posição e velocidade, enviar comandos direto aos motores, ou até mesmo selecionar pontos destinos desse ambiente e enviá-los ao sistema de navegação.

Abstract

This Master Thesis presents an assistive system, composed by a human-machine interface (IHM, in Portuguese) and a remote surveillance station, designed for neuromotor impaired people. The IHM can be controlled with a head pointer, eye blinks, movements of eyeball, iris position collected by video camera or through brain signals. This interface gives the user a new communication channel, besides controlling a robotic wheelchair. A PDA, onboard in this wheelchair, acts as a graphic interface, with options that allow the user to choose the wheelchair movement direction, express necessity, permit textual communication or go to specific points in an Intelligent Environment. In that case, an onboard controlling system allows autonomous navigation until a desired point, according to a position controller, including obstacle avoidance. The developed user interface has an acoustic output and inform every option selected by the user through a voice synthesizer, making communication with a household member easier. The surveillance station is compound by a second PDA, which allows remote surveillance of wheelchair information in an intelligent place, like position and velocity. It can also send commands direct to the motors, or even select destiny points and send them to the navigation system.

1 Introdução – Tecnologia Assistiva

O progresso da ciência médica possibilitou o aumento de sobrevivência da população mundial com severo comprometimento orgânico. Alguns responsáveis por este avanço foram o desenvolvimento de novas drogas medicinais, métodos investigativos mais eficazes, equipamentos assistivos mais leves, resistentes e de menor custo, além de aparelhos hospitalares de elevada precisão e compatíveis com o orçamento de hospitais de pequeno porte. Percentuais cada vez maiores desta população mundial desfrutam dessa nova medicina, fazendo-se necessárias a elaboração e melhorias de campos que auxiliem pessoas com deficiência, dentre eles a tecnologia assistiva.

Denomina-se tecnologia assistiva a todo e qualquer produto, serviço ou equipamento que tem por objetivo melhorar a qualidade de vida de indivíduos com limitações funcionais, sejam físicas, sensoriais ou psicológicas. Tais esforços são observados através da manutenção, do aumento ou da devolução destas capacidades funcionais ao indivíduo, promovendo uma vida menos dependente e inclusão social.

Um dos enfoques mais importantes da aplicação dessa tecnologia refere-se à minimização da dependência social de pessoas com deficiência. Indivíduos com paralisias motoras têm dificuldades em realizar movimentos ou explicitar suas intenções para o mundo exterior porque os neurônios motores que influenciam músculos voluntários estão afetados [1, 2]. Algumas neuropatias motoras, em especial a Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA), promovem a deformação e degeneração das células musculares sem afetar aspectos cognitivos [1, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]. Assim, a tecnologia assistiva pode contribuir através da criação de dispositivos controlados por sinais biológicos com finalidade de movimento ou para maximizar a capacidade comunicativa desse indivíduo [1, 2].

Nos estágios iniciais da ELA, o paciente detém um bom controle da região cervical [1]. Desta forma, é possível selecionar comandos em um aparelho com tela

sensível a toque, auxiliado por uma haste fixada em sua cabeça (Figura 1), ou até mesmo trabalhar com um teclado de computador. Quando o controle da cervical não for possível ou confiável, o sinal de controle pode ser gerado pela piscada de olhos (sinal mioelétrico, EMG) ou movimento do globo ocular captado por eletrodos faciais (sinal eletrooculográfico, EOG) ou por uma câmara de vídeo (sinal videooculográfico, VOG) [1, 2]. Nesse tipo de enfermidade, contudo, a progressão da doença impossibilita o indivíduo de manter um bom controle do globo ocular. Assim, a única fonte de sinais biológicos útil em estágios avançados da doença é o cérebro (sinais eletroencefalográficos, EEG) através de ondas elétricas captadas na superfície da cabeça [1].

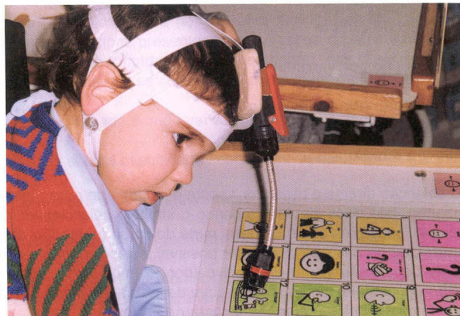


Figura 1 – Criança usando um apontador de cabeça

Diversos produtos e serviços assistivos encontram-se comercialmente disponíveis, exemplificados na Figura 2, cuja complexidade varia de uma simples bengala a uma cadeira de rodas elétrica. Alguns outros exemplos são roupas adaptadas, itens para informática especiais, equipamentos de comunicação alternativa, aparelhos visuais e de escuta, próteses e órteses, veículos adaptados, muletas e óculos.

Dentre os campos de estudos que contribuem para o desenvolvimento desta tecnologia, destacam-se a engenharia, a arquitetura, o design, a educação, a psicologia, a terapia ocupacional, a fonoaudiologia, a fisioterapia, a medicina e a enfermagem. Os profissionais destas áreas são dotados de responsabilidades que vão além de pacientes particulares, já que seus trabalhos são direcionados à viabilização ou aperfeiçoamento de um serviço que assista o indivíduo com deficiência.



Figura 2 – Produtos assistivos comercialmente disponíveis.

Há um ramo desta área de apoio em franca expansão, em especial neste início de século XXI. É o que conhecemos hoje por robótica assistiva ou robótica de reabilitação. Ela foi beneficiada pelo desenvolvimento de novas tecnologias baseadas na micro e nanoeletrônica, baterias leves e de alta capacidade, processadores menores, mais rápidos e de baixo consumo. Esse desenvolvimento pôde ser observado também na engenharia de materiais, através da fibra de carbono e do titânio – materiais mais leves, resistentes e compatíveis com o organismo. A robótica assistiva pode então melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência motora por meio de sistemas autônomos de locomoção. Esses sistemas devolvem aos usuários a capacidade de movimentar-se pelo ambiente, de forma eficiente e com grande facilidade [11].

No Brasil, o apoio às pessoas com deficiências motoras é pouco eficiente. Por exemplo, muitas próteses são confeccionadas por clínicas ortopédicas despreparadas e desprovidas de equipe técnica especializada. Por outro lado, as cidades não são dotadas de infra-estrutura de auxílio ou, quando existe, é escassa. Faltam banheiros preparados, sinalização visual e auditiva, rampas de acesso, veículos equipados e conscientização da sociedade. Os investimentos públicos e privados não são suficientes para impulsionar a pesquisa no setor, ainda vista sem muita credibilidade devido à própria marginalização do indivíduo com deficiência frente à sociedade.

Esta Dissertação de Mestrado tem por objetivo o desenvolvimento de um sistema assistivo destinado a indivíduos com severo comprometimento orgânico, em especial àqueles acometidos por Neuropatias Motoras. Esse sistema é composto por uma interface homem-máquina (IHM), controlada por sinais biológicos, e uma estação de monitoramento remoto. A IHM restaura parte da capacidade comunicativa desse indivíduo, além de possibilitar o controle de uma cadeira de rodas. O trabalho desenvolve-se sob forte motivação social, visando a melhorias na qualidade de vida de indivíduos com deficiências motoras, marginalizados pela

própria sociedade na qual estão inseridos. Espera-se que essa Dissertação contribua para uma manifestação mais significativa e efetiva de entidades, sejam elas governamentais ou privadas, através de investimentos em pesquisas, políticas assistivas, difusão de trabalhos, idéias e apoio para reintegração desse indivíduo à sociedade.

Esta Introdução está dividida em quatro partes que serão importantes para a compreensão do trabalho descrito nos capítulos posteriores. A primeira parte esclarece sobre a Engenharia Biomédica e suas subdivisões: Engenharia de Reabilitação, Bioengenharia, Engenharia Médica e Engenharia Clínica, sendo as duas primeiras de suma importância para este trabalho. A segunda parte detalha um estudo sobre a Esclerose Lateral Amiotrófica, uma neuropatia motora, degenerativa, crônica, progressiva e fatal, cujos indivíduos acometidos são o principal público-alvo a que se destina esse trabalho. Na terceira parte, são mostrados projetos correlatos a este realizados pelo mundo, e que são importantes para o desenvolvimento da tecnologia assistiva. Por fim, a última parte especifica a motivação e o objetivo desta Dissertação.

1.1 Engenharia biomédica

Entende-se por Engenharia Biomédica como uma área multidisciplinar baseada nas ciências exatas, aplicadas com intuito de entender, solucionar e aprimorar questões propostas pelas ciências médicas e biológicas. A essência dessa engenharia busca aplicar conhecimentos da matemática, física, química, computação e engenharias que possibilitem desenvolvimento, numa visão mais ampla, de todas as biociências [12].

A profissão do engenheiro biomédico é conceitualmente dinâmica e seu escopo engloba freqüentemente novas disciplinas e especialidades [13]. O educador dessa engenharia deve preparar e estimular os futuros profissionais a confrontar problemas do mundo real desde a fase inicial de aprendizagem [14]. Esse tipo de engenheiro deve estar constantemente atualizado, uma vez que seus conhecimentos não se baseiam em sólidas teorias de como as coisas funcionam e por quê, como na engenharia mecânica ou civil, por exemplo. A presença da biologia

e da medicina representa constante desafio, visto que não há uma teoria de biologia globalmente consensual [15].

Os impactos sociais, políticos e econômicos de sua atuação são refletidos pelo crescimento de sua demanda em escala mundial. A título de exemplo, dados do governo americano indicam que o número de empregos relacionados à engenharia biomédica terá aumentado em 31,4% nos EUA, entre 2003 e 2010. Isso representa um crescimento maior que o dobro da média prevista em outras áreas [14].

A ação do profissional da Engenharia Biomédica consolida o conceito da engenharia moderna: dinâmica e em função da sociedade [13]. O resultado de sua atividade, portanto, não deve estar confinado em laboratórios de pesquisas ou apenas em pacientes particulares. Ele representa o canal de conhecimento da sociedade sobre novas tecnologias e resultados das pesquisas atuais. Seu engajamento em debates e negociações é fundamental, visando tanto defender políticas que favoreçam o desenvolvimento dessa engenharia como a criação e manutenção de políticas assistivas.

Um código de ética sintetiza as responsabilidades de cada profissional, representa a conduta moral e identifica possíveis problemas éticos e conflitos de interesses com a prática da profissão. No entanto, ainda não há na engenharia biomédica um conjunto de regras éticas, pelo menos formalmente, que defina e delimite as responsabilidades dos profissionais.

A Engenharia Biomédica pode ser dividida em quatro áreas principais: Engenharia de Reabilitação, Bioengenharia, Engenharia Médica e Engenharia Clínica [12], sendo que as duas primeiras são as que estão relacionadas com este trabalho.

Engenharia de Reabilitação

Define-se a Engenharia de Reabilitação como a aplicação das ciências exatas no desenvolvimento de sistemas e equipamentos, que auxiliem na recuperação ou na manutenção de atividades prejudicadas por deficiências neurológicas ou músculo-esqueléticas [12].

Esta sub-área se concentra basicamente nas pesquisas de novos materiais, técnicas de aquisição de sinais biológicos mais eficazes e confiáveis, além

da produção de próteses e equipamentos de locomoção, sustentação e fisioterapia. Atua em conjunto com profissionais das áreas de educação, fonoaudiologia, enfermagem, psicologia, medicina e fisioterapia.

A evolução na área de reabilitação foi favorecida pelo advento de baterias mais leves e de maior capacidade, pela micro e nanotecnologia, além do desenvolvimento de novos materiais. A fibra de carbono e o titânio vêm sendo largamente utilizados em próteses, por serem materiais leves, resistentes e compatíveis com o organismo. Os aperfeiçoamentos dos sistemas de aquisição e processamento de sinais biológicos criaram novas perspectivas para os tratamentos médicos atuais. A fisioterapia foi beneficiada com o desenvolvimento de próteses comandadas por sinais biológicos, agora mais leves, confortáveis, resistentes, seguras e com custo acessível. Os conhecimentos da biomecânica esquelética e do efeito causado pelo esforço sobre sua estrutura, adquirido por meio de simulações matemáticas, possibilitaram a criação de terapias mais eficazes [12].

Bioengenharia

A Bioengenharia pode ser entendida como a aplicação de todo ferramental teórico das ciências exatas para a compreensão de sistemas biológicos e desenvolvimento de equipamentos que auxiliem em seu estudo. Constitui-se como um campo de atuação complexo e multidisciplinar e, portanto, exige colaboração entre especialistas de diferentes áreas [12].

Um movimento de aproximação entre as macro-áreas Medicina e Engenharia vem resultando na criação de centros de bioengenharia ligados às maiores instituições hospitalares e de pesquisa no país [12]. O profissional é confrontado diariamente com situações inusitadas, exigindo dele grande capacidade de abstração de problema, criatividade e conhecimento técnico para solucioná-las.

Algumas áreas onde atuam esses engenheiros são: Bioengenharia Cardiovascular e Respiratória, Circulação Extracorpórea Assistida, Estimulação Interna Artificial, Órgãos e Tecidos Artificiais, Engenharia Celular e Próteses Mecânicas [12].

Engenharia Médica

Refere-se ao emprego da engenharia para realizar manutenção, projetar e aperfeiçoar equipamentos hospitalares ou programas desenvolvidos especialmente para as áreas da saúde [12]. Esta área está fortemente presente na área de administração clínica e hospitalar.

Embora a informatização esteja presente nos maiores centros hospitalares, ainda há muita resistência em sua implantação por administradores e médicos conservadores. A falta de treinamento para o uso de novos sistemas informatizados, de mão-de-obra preparada e de assistência técnica em período integral causam congestionamento periódicos no atendimento de pacientes em hospitais de pequeno e médio porte.

As atividades no ramo da informática compreendem desde *softwares* de administração até o processamento de imagens de microscópios digitais. O campo de instrumentação biomédica conta com sensoriamento remoto para cirurgias, desenvolvimento de transdutores e equipamentos de aquisição e interpretação de sinais biológicos [12].

Engenharia Clínica ou Hospitalar

A principal função da Engenharia Clínica é criar e manter a infra-estrutura necessária para a operação de centros de saúde, de forma eficaz e ininterrupta. Estabelece planos logísticos de suprimentos, rotinas de verificação e manutenção, políticas de racionalização, treinamentos, normas de segurança e higiene, metas de produção, planejamento de custos e orçamentos. Além disso, é responsável por projetar e fiscalizar instalações prediais, mecânicas e elétricas destinadas ao sistema de saúde [12].

As estruturas hospitalares cada vez maiores para atendimento em larga escala, bem como a grande complexidade tecnológica, exigem suporte integrado de uma equipe de engenheiros hospitalares. A versatilidade desse profissional permite que atue em diferentes áreas, desde projeto e manutenção de infra-estrutura, até pesquisa e desenvolvimento de equipamentos biomédicos, padronização e certificação de produtos e consultoria [12].

1.2 Esclerose Lateral Amiotrófica

Esta enfermidade é um tipo de *Neuropatia Motora* – um grupo de doenças que afetam as células dos neurônios superiores e/ou inferiores. Essa célula é considerada a unidade base do sistema nervoso, cuja função principal é a transmissão de impulsos nervosos. A deformação e degeneração muscular, de forma progressiva, indolor e irreversível, estão intensamente presentes no quadro clínico destas doenças [1, 5, 6, 7, 8, 9, 10]. O indivíduo com essa patologia perde gradativamente a capacidade de andar e movimentar os braços, limitando sua capacidade de realização das atividades diárias. Entretanto, aspectos neurológicos como raciocínio e lucidez, função vesical (função urinária), intestinal e movimentos extra-oculares raramente são afetados na evolução da doença [5, 6, 10].

As principais formas clínicas desse tipo de neuropatia são:

- Esclerose Lateral Primária (ELP): afeta isoladamente os neurônios musculares superiores;
- Atrofia Muscular Progressiva (AMP): degeneração isolada dos neurônios musculares inferiores;
- Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA): lesões generalizadas nos neurônios superiores e inferiores;
- Paralisia Bulbar Progressiva (PBP): acometimento predominante dos neurônios motores bulbares [5, 10].

A ELA constitui cerca de 80% dos casos de neuropatias motoras, sendo que sua incidência anual estimada é de dois casos por 100.000, com uma prevalência anual de quatro a seis por 100.000. Pode ser definida como um distúrbio degenerativo do sistema nervoso, crônico, progressivo e fatal [5]. Afeta principalmente a fala, deglutição, sistema respiratório e os neurônios inferiores e superiores e está presente, principalmente, em indivíduos da faixa etária entre 40 e 60 anos [16]. É conhecida como doença de Charcot na França, doença do neurônio motor na Inglaterra e doença de Lou Gehrig nos Estados Unidos [6]. A Figura 3 ilustra a diferença entre um neurônio espinhal sadio e outro acometido por ELA.

As manifestações clínicas da neuropatia incluem atrofia da musculatura respiratória e dos membros superiores e inferiores, espasticidade (contração involuntária dos músculos), hiperreflexia (reflexos muito ativos), distúrbios do sono e

fraqueza indolor [5, 6, 7]. É freqüente a presença de câibras e fadiga muscular. A perda gradual da capacidade de deglutição e, portanto, de ingerir alimentos por via oral, exige que os pacientes recorram à gastrostomia – abertura estomacal com a finalidade de controle alimentar. Deformidades nos pés e nas mãos e curtos horários de repouso são comuns nos casos mais crônicos. A fase final da doença demanda o uso de respiração artificial, pois há ocorrência de lesões na musculatura do sistema respiratório. A doença não tem possibilidades de cura nem formas de reduzir a velocidade de sua evolução. A causa e o desenvolvimento da doença ainda são desconhecidas [5, 6, 16].

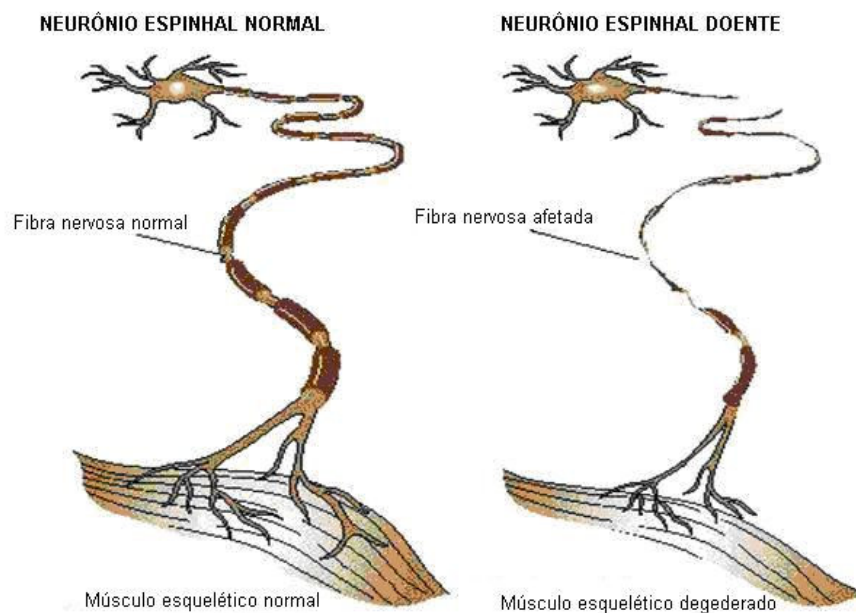


Figura 3 – Neurônio espinhal normal e acometido por ELA [17].

A degeneração característica da ELA não afeta a capacidade cognitiva do indivíduo com a neuropatia, salvo casos raros. A habilidade intelectual e consciência permanecem inalteradas ao longo da evolução da doença, fazendo com que o paciente viva preso em seu próprio corpo, lúcido da degeneração progressiva e indolor da doença [5, 16].

Depressão e ansiedade estão comumente presentes ao cotidiano desses pacientes. Além da frustração de perceber suas capacidades motoras esvaindo-se gradativamente e sem regresso, há todo o aspecto da dependência social progressiva e transtorno aos amigos e familiares. A intervenção de fonoaudiólogos,

psicólogos e fisioterapeutas é fundamental para manter e até mesmo maximizar as capacidades motoras, comunicativas e sociais remanescentes [16].

A preservação de vários sinais biológicos nas primeiras fases das doenças motoras e a completa conservação das funções cognitivas incentivam pesquisas em todo o mundo [2]. Atualmente existem diversos estudos em desenvolvimento que empregam sinais biológicos para controlar robôs autônomos, cursor em monitores de computadores, cadeiras de rodas e ambientes estruturados. No entanto, é necessário que os sinais utilizados não sejam provenientes de membros, para que pacientes acometidos por ELA possam integrar o público-alvo desses estudos. Além disso, o projeto deve ser flexível no que tange aos tipos de sinais biológicos usados para o controle, para que a degeneração característica da ELA não impossibilite o paciente de controlar o sistema.

Assim, é necessário que a bioengenharia e a robótica assistiva atuem conjuntamente, de maneira que esta união promova melhoria na qualidade de vida, tanto de pacientes como de familiares, aumentando as capacidades físicas remanescentes e independência no cotidiano [11, 18, 19].

1.3 Cadeiras de rodas robóticas

Cadeiras de rodas robóticas são alvos de estudos desde o início da década de 80 e foram desenvolvidas em vários países [20]. Há um percentual elevado de projetos que utiliza o movimento do globo ocular como sinal de controle. Esse movimento é computado a partir do sinal eletrooculográfico, ou EOG (pormenorizado no item 2.2). Apesar desse elevado percentual, o interesse no uso das interfaces baseadas em captação de sinais emitidos pelo córtex cerebral como ferramenta de comando vem aumentando substancialmente. Esse tipo de interface recebe o nome de Interface Cérebro Computador (ICC) ou do inglês *Brain Computer Interface* (BCI), e será explicado no item 3.3.

J. Hori, K. Sakano e Y. Saitoh, da Universidade de Niigata no Japão, desenvolveram em 2004 um sistema de comunicação, em tempo real, baseado em sinais EOG, para controle de uma cadeira de rodas [2]. Cinco tipos de intenções podem ser identificados nesse sistema: uma piscada de olho voluntária sinaliza a seleção indicada por um cursor, enquanto o movimento dos olhos atua como

movimento do cursor nas quatro direções (para cima, baixo, esquerda e direita). Não há nesse trabalho um sistema de varredura automático das opções de movimento da cadeira de rodas.

R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. López e L. M. Bergasa são do Departamento de Eletrônica da Universidade de Alcalá, na Espanha. Eles publicaram diversos artigos relacionados ao processamento de sinais para controle dos mais diversos dispositivos, em especial cadeiras de rodas motorizadas [11, 21, 22, 23, 24, 25]. Dentre as diversas estratégias publicadas, as mais citadas são o uso da posição do globo ocular para controle e codificação através de seqüenciamento temporal de ações identificadas por redes neurais. Outra pesquisa do grupo está relacionada com a criação de um mouse controlado por EOG para uso em computador ou acionamento de dispositivos móveis.

L. Montesano, J. Minguez, J. M. Alcubierre e Luis Montano, do grupo de robótica da Universidade de Zaragoza, na Espanha, vêm desenvolvendo uma cadeira de rodas robótica [26]. O dispositivo é equipado com sensores, um computador de bordo e um PDA (do inglês *Personal Digital Assistant*). O módulo de navegação utiliza um sensor laser de alto custo, sendo robusto em situações de movimentos complexos, como passagem através de portas estreitas e ambientes com muitas pessoas ou com muitos obstáculos. A interface humana é escolhida de acordo com o grau de deficiência motora ou cognitiva do usuário final, e permite o controle da cadeira de rodas através de reconhecimento de voz, interface gráfica via PDA, *joystick* e expulsão de ar.

Somente em 2004 surgiu uma cadeira de rodas controlada por sinais cerebrais. Trata-se de um trabalho de K. Tanaka e K. Matsunaga, da Universidade de Eletro-Comunicação de Tóquio e H. Wang, da Universidade de Boston dos EUA. Os pesquisadores criaram um sistema de controle para uma cadeira de rodas motorizada através de sinais cerebrais. Eles utilizaram 13 eletrodos para a aquisição do sinal, além de dois eletrodos de referência localizados nos lóbulos auriculares. A média de acertos girou em torno de 80% das tentativas de identificação de estados mentais [27].

Resumidamente, a seguir, serão descritos o nome, local de desenvolvimento e data de trabalhos de cadeira de rodas robótica desenvolvidos por diversos grupos em todo mundo [20]:

- Cadeira de Rodas Automatizada – NEC Corporation, Japão, 1992: segue trajetórias marcadas com material magnético e utiliza sensor infravermelho para identificar obstáculos e parar;
- Cadeira de Rodas Autônoma – Universidade do Estado do Arizona, EUA, 1986; utiliza visão de máquina para identificar pontos de referências e centralizar a cadeira em corredores;
- CHARHM – Centro de Desenvolvimento de Tecnologias Avançadas, Argélia, 1996: navegação autônoma baseada em mapa interno e informação provida por visão computacional;
- COACH – Comissão de Energia Atômica Francesa, França, 1993: desvio de obstáculos e segue paredes;
- CWA – Universidade Nacional de Singapura, Singapura, 2002: utiliza previsão de posição para manter-se na trajetória. Usuário pode desviar-se de sua trajetória para evitar obstáculos e controlar velocidade da cadeira;
- CCPWNS – Universidade de Notre Dame, EUA, 1994-2000: o usuário pode reproduzir automaticamente rotas ensinadas ao sistema, através de direção manual da cadeira do ponto inicial ao objetivo. Utiliza visão de máquina para identificar pontos de referência no ambiente, mas não há um modo de desvio de obstáculos;
- Hephaestus – TRAC Labs, EUA, 1999-2002: sistema para desvio de obstáculos e é compatível com muitas marcas de cadeiras;
- INRO – FH Ravensburg-Weingarten, Alemanha, 1998: possui navegação autônoma tanto para ambientes internos como externos;
- Sistema de Cadeira de Rodas Inteligente – Universidade de Osaka, Japão, 1998-2003: há duas câmaras de vídeo no sistema. Uma delas, apontada para o usuário, capta sinais como gestos faciais, usados para controle do sistema; a segunda câmara tem a função de captar para onde o usuário está olhando. Outras características são: desvio de obstáculos, cálculo de posição atual e infravermelho para reconhecimento do ambiente. A cadeira controla automaticamente os seguintes modos de operação: seguir paredes, ponto objetivo ou desvio de obstáculos, baseada no ambiente;
- Luoson III – Universidade Nacional de Chung Cheng, Taiwan 1999-2000: evita colisão com obstáculos através de joystick e segue um caminho até o destino;

- MAid – RIAKP, Alemanha, 1998-2003: opera sob dois modos. No primeiro modo, chamado de Navegação em Área Restrita, o sistema navega de um ponto inicial até um objetivo com controle de posição e orientação. No modo Navegação em Área Aberta, o sistema navega de um ponto inicial a um objetivo, além de identificar e evitar objetos não-estáticos no ambiente;
- Mister Ed – IBM, EUA, 1990: inclusão de arquiteturas de controle em uma cadeira de rodas. Grupos de comportamentos são ativados para cumprir determinados objetivos: passagem por porta, seguir paredes e rastreamento de alvos;
- Mr. HURI – Universidade de Yonsei, Korea, 2002-2003: utiliza visão de máquina para identificar gestos faciais do usuário. Outros tipos de entrada são sinais musculares ou comando por voz. Evita obstáculos através de sonar;
- NavChair – Universidade de Michigan, EUA, 1993-2002: impede a cadeira de colidir com obstáculos. O sistema pode automaticamente escolher entre vários modos de operação;
- Cadeira de Rodas Robotizada NLPR – Academia Chinesa de Ciências, China, 2000: utiliza visão de máquina para identificação de pontos de referência e localização. Oferece diversos modos de funcionamento, tais como seguir paredes, evitar colisões e navegação autônoma de um ponto inicial a um ponto destino;
- OMNI – Universidade de Hagen, Alemanha, 1995-1999: um sistema de visão omnidirecional permite que a cadeira navegue autonomamente, evite obstáculos e opere sob modos específicos (seguir paredes, passagem por portas);
- Orpheus – Universidade Técnica Nacional de Atenas, Grécia, 1996-2002: a cadeira de rodas navega autonomamente de um ponto inicial a um destino e evita obstáculos enquanto o usuário controla o sistema;
- Phaeton – Universidade Northeastern, EUA, 1998: o usuário pode escolher um ponto em uma tela e a cadeira de rodas o utiliza como ponto destino;
- RobChair – Universidade de Coimbra, Portugal, 1997-2002: o usuário pode, manualmente, escolher entre um modo de operação que impede a colisão com obstáculos ou um modo seguidor de paredes;
- Cadeira de Rodas Robótica – FORTH, Grécia, 1996-2002: utiliza uma câmara panorâmica para visão de máquina. Há dois modos de operação: impedir colisões com obstáculos e rastreamento de pessoas;

- Rolland – Universidade de Bremen, Alemanha, 1997-2002: auto-localização através de visão de máquina, pontos de referência em ambiente e estimativa de posição atual. Utiliza sonar, infravermelho e chaves de contato para evitar colisão com obstáculos. A cadeira é dotada de habilidade para escolher automaticamente entre alguns modos de operação: seguir paredes, passagem por portas e repetir trajetórias previamente ensinadas;
- Senario – TIDE, Finlândia, 1995-1998: presença de um algoritmo que impede a colisão da cadeira de rodas com obstáculos e possibilita navegação autônoma baseado em mapa interno;
- Siamó – Universidade de Alcalá, Espanha, 1999-2003: além de desvio de obstáculos, a cadeira utiliza visão de máquina para interpretar o olhar fixo do usuário. A navegação é realizada com o uso de sensores infravermelho e laser. O *hardware* embarcado permite comunicação sem fios com equipamentos presentes em pontos específicos do ambiente;
- Sirius – Universidade de Sevilha, Espanha, 2001-2002: evita colisão e permite a repetição de trajetória previamente ensinada;
- Smart Alec – Universidade de Stanford, EUA, 1990: utiliza sonar para identificar a posição da cabeça de usuário do sistema. Os modos de operações disponíveis são: prevenção de colisão com obstáculos, rastreamento de alvos e seguidor de paredes;
- Cadeira de Rodas Inteligente – CALL Center, Reino Unido, 1996-2002: segue linhas e retorna após colisão com obstáculos;
- Cadeira de Rodas Inteligente – Universidade Chinesa de Honk Kong, China, 2002: utiliza redes neurais para mapear leituras dos sensores e controlar ações, tais como repetir trajetórias ensinadas previamente;
- Cadeira de Rodas Inteligente – Universidade de Kanazawa, Japão, 2000: determina sua localização através de pontos de referências emissores de ultra-som;
- Cadeira de Rodas Inteligentes – Toyohashi, Japão, 2001: utiliza visão omnidirecional e joystick para navegação;
- Cadeira de Rodas Inteligente – Universidade de Ancona, Itália, 1998-2000: quando um obstáculo é identificado, possibilita a interrupção da navegação ou tenta desviar-se do mesmo;

- Cadeira de Rodas Inteligente – Universidade de Plymouth, Reino Unido, 1998: utiliza controle baseado em redes neurais para percorrer uma trajetória previamente ensinada, e visão de máquina;
- Cadeira de Rodas Inteligente – Universidade de Portsmouth, Reino Unido, 1994-2000: possui habilidade de contornar obstáculos através de sonar;
- SmartChair – Universidade da Pensilvânia, EUA, 2002-2003: é possível selecionar entre vários modos de operação como navegação por corredores, passagem por portas e prevenção de colisões. Utiliza visão de máquina e laser para calcular a informação de profundidade do ambiente;
- Spam – AT Sciences. EUA, 2003-2004: impede colisão com obstáculos;
- Tao – Sistemas de Inteligência Artificial Aplicada, Canadá, 1996-1998: utiliza sensores de infravermelho e visão de máquina para evitar colisão com obstáculos. É possível selecionar dentre vários modos de operação, como passagem por portas, seguir paredes e desvio de obstáculos;
- TetraNauta – Universidade de Sevilha, 1998-2004: navega autonomamente auxiliada por pontos de referências emissores de luz e ultra-som espalhados pelo ambiente;
- TinMan – KIPR, EUA, 1994-1999: navegação autônoma com desvio de obstáculos;
- VAHM – Universidade de Metz, França, 1992-2004: navegação autônoma baseada em mapa interno ou comportamentos semi-autônomos (seguidor de paredes e prevenção de colisão com obstáculos) escolhidos manualmente. O planejamento de trajetórias é auxiliado por pontos de referência espalhados pelo ambiente;
- Cadeira de Rodas Autônoma – CEERI, Índia, 1999-2000: navegação baseada em mapa interno ou através de pontos de referências no chão, sendo auxiliada por sensor de infravermelho para desvio de obstáculos;
- Projeto WAD – Universidade de Bochum, Alemanha, 2002: navega autonomamente de um ponto inicial a um destino e evita obstáculos enquanto o usuário controla o sistema;
- Watson – NAIST, Japão, 2001-2003: utiliza visão de máquina para interpretar gestos faciais de controle da cadeira, sendo auxiliada por sensor laser para desvio de obstáculos;

- Wheelesely – MIT, EUA, 1995-2002: utiliza visão de máquina para detecção de obstáculos, possibilitando uma navegação segura da cadeira por um ambiente não-estruturado. A cadeira é dotada de capacidade para automaticamente selecionar entre ambientes fechados e abertos, impede colisões com obstáculos e pode ser controlada por sinais EOG.

1.4 Motivação e objetivo da Dissertação

Pessoas com deficiência motora enfrentam diversos problemas no que se refere à mobilidade nas instalações públicas e domiciliares. Quando o usuário possui a capacidade de manipulação intacta, ele pode se utilizar de um joystick para controlar uma cadeira de rodas motorizada. Entretanto, quando este indivíduo possui mobilidade muito reduzida ou nula, tal como é o caso de tetraplégicos ou pacientes com tumores na Medula Espinhal, ele pode passar o resto de sua vida dependendo do auxílio de profissionais e de membros de sua família [5, 6, 16].

Quando a deficiência é causada por Neuropatias Motoras – em especial Esclerose Lateral Amiotrófica – os problemas vão muito além da falta de mobilidade e dependência social. O indivíduo atrofia cronicamente a capacidade de comunicação, de expressar quaisquer desejos, sentimentos ou necessidades. Ainda que a medicina atual seja capaz de prolongar a vida dessas pessoas através de drogas avançadas, o paciente não possui qualquer qualidade de vida. Frustração, ansiedade e depressão são sentimentos incorporados ao cotidiano destes pacientes [16].

Nesta Dissertação de Mestrado foi desenvolvido um sistema assistivo destinado a pessoas com severo comprometimento orgânico. Esse sistema é composto por uma interface homem-máquina (IHM) e uma unidade de monitoramento remota. A IHM pode ser acionada por meio de um apontador de cabeça ou por sinais biológicos, tais como piscada de olhos (sinal EMG), movimento do globo ocular (EOG), posição da íris captada por uma câmara de vídeo (VOG) e sinais cerebrais (EEG). Essa IHM representa um novo canal de comunicação, além de poder comandar uma cadeira de rodas robótica. Um PDA embarcado nessa cadeira atua como interface com o usuário, contendo uma matriz de ícones que, após selecionados, são informados graficamente, e através de um sintetizador de

voz. Tais ícones permitem escolher o sentido de movimento da cadeira, expressar necessidades, permitir comunicação textualmente ou levá-lo a pontos específicos de ambientes estruturados. Nesse último caso, o sistema de controle, a bordo da cadeira de rodas, permite a navegação autônoma até o cômodo desejado, de acordo com a implementação de um controlador de posição com desvio de obstáculos, de forma que a cadeira de rodas possa desviar dos mesmos e alcançar o destino. A Figura 4 mostra a estrutura do sistema desenvolvido para o controle da cadeira.

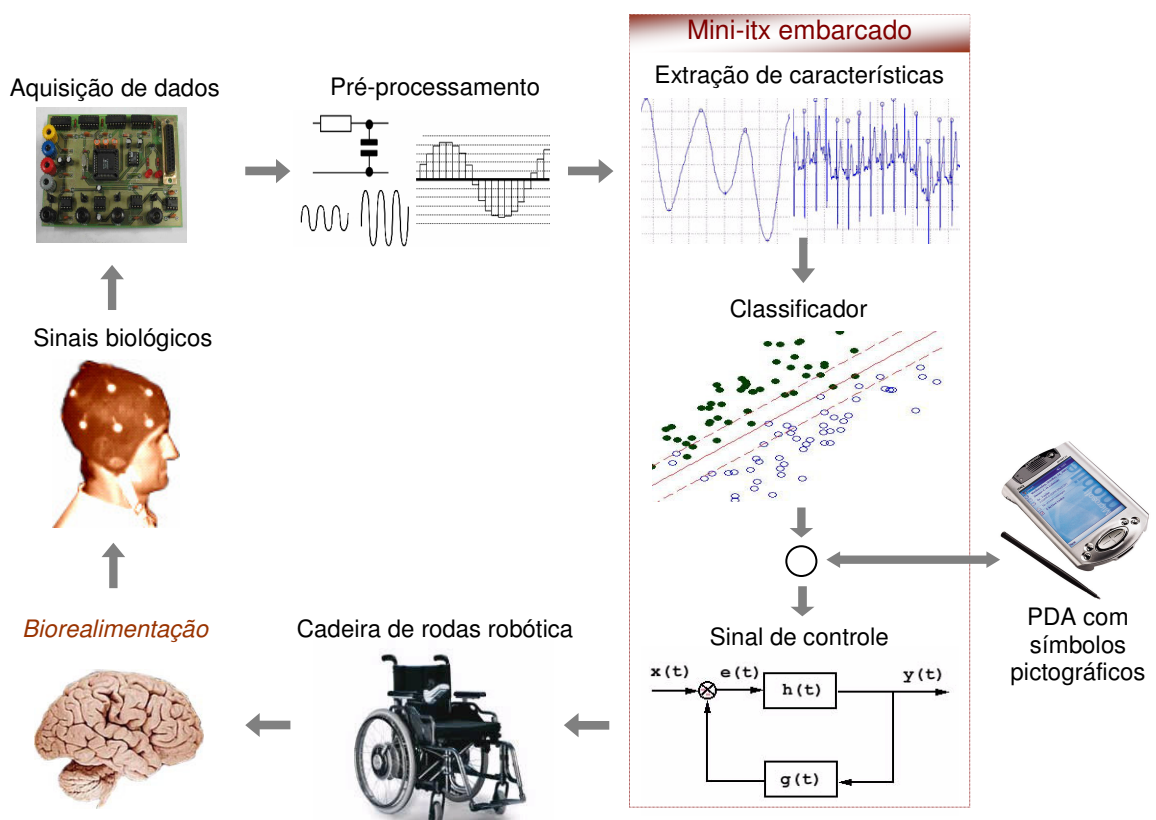


Figura 4 – Estrutura do controle da cadeira de rodas robótica.

O processo de execução de uma ação inicia-se quando o usuário seleciona uma das opções oferecidas pelo PDA, por meio do apontador de cabeça ou por um sinal biológico. Neste último caso, o sinal é captado por uma placa de aquisição e pré-processado, o que inclui sua filtragem, amplificação e digitalização, para que seja possível o encaminhamento a uma unidade de processamento (mini-itx, Figura 4). Essa unidade é responsável pela extração de características, classificação e execução da ação selecionada.

O tipo de sinal de entrada da IHM dependerá do grau de deficiência do usuário. O apontador de cabeça é o método mais rápido e eficaz para a seleção, pois o toque é realizado diretamente sobre a tela do PDA, embora necessite de um bom controle motor da região cervical. Sinais musculares provenientes de piscada de olhos são rápidos para serem identificados e, portanto, também possibilitam um bom controle da cadeira. No caso de impossibilidade do acionamento pelas técnicas descritas anteriormente, o usuário poderá recorrer ao movimento do globo ocular para o acionamento da cadeira. O sistema ainda prevê a identificação de sinais cerebrais para os casos em que a deficiência for muito severa. Essa flexibilidade no uso de diferentes sinais biológicos como entrada de controle da IHM diferencia este trabalho dos demais, citados no item 1.3, ressaltando uma de suas principais contribuições.

A unidade de monitoramento remota é composta por um software embarcado em aparelho móvel dotado de comunicação WiFi, que pode ser um laptop ou um PDA. Por meio dessa unidade, é possível monitorar informações da cadeira de rodas em ambiente estruturado, como posição e velocidade, enviar comandos diretos aos motores, ou até mesmo selecionar pontos destinos desse ambiente e enviá-los ao controlador de posição. Nesse último caso, o controlador conduz autonomamente a cadeira até esses pontos, auxiliado pelos sensores embarcados. Embora a cadeira minimize a dependência do usuário em relação à sociedade, a presença de um auxiliar ainda é essencial para ajudar em tarefas como alimentação, necessidade fisiológica e social.

As principais contribuições dessa Dissertação de Mestrado são: a interface gráfica desenvolvida para o PDA, auxiliando a IHM nos processos de comunicação e controle da cadeira de rodas; desenvolvimento de um controlador de posição e criação da unidade de monitoramento remoto. Outras atividades realizadas que merecem destaque são: estudos sobre técnicas para aquisição de sinais biológicos por meio de eletrodos; contribuição na adaptação de estruturas mecânicas à cadeira; aperfeiçoamento dos hardwares e dos softwares usados no controle da cadeira, no pré-processamento e no processamento dos sinais.

1.5 Estrutura da Dissertação

O Capítulo 1 desta Dissertação de Mestrado apresentou aspectos relacionados à tecnologia assistiva, incluindo a definição de Engenharia Biomédica, aspectos relacionados a ELA e o estado da arte correlato a este trabalho. Por fim, foi exposto a motivação dessa Dissertação e seu objetivo.

O Capítulo 2 faz um aprofundamento de sinal biológico, apresentando a definição, onde é aplicado atualmente pela medicina e pela bioengenharia, como é gerado pelo corpo humano e procedimentos para captação, principalmente dos sinais cerebrais.

O Capítulo 3 discute a importância da realimentação para sistemas que envolvem sinais biológicos, também conhecida como biorealimentação. É mostrada uma possível estrutura para esse tipo de sistema e os pontos que a compõe, envolvendo eletrodos de aquisição, relevância do pré-processamento e possíveis aparelhos para o processamento do sinal. Além disso, é feito um estudo pormenorizado sobre ruídos em sinais biológicos, os artefatos, que podem ter naturezas técnica ou biológica. Por fim, é dada uma atenção especial à aquisição de sinais cerebrais e aspectos relacionados ao controle de uma cadeira de rodas.

O Capítulo 4 expõe toda a estrutura física da interface homem-máquina. São mostrados os equipamentos que compõem o sistema, tanto em sua forma física quanto nos programas embarcados, a forma de confecção das placas, como estão interligadas, métodos de programação e a adaptação da cadeira de rodas motorizada aos equipamentos.

O Capítulo 5 apresenta os resultados experimentais do projeto proposto. Inicialmente os sinais de controle são testados em um simulador de robôs e, posteriormente, testados no próprio robô. Por último, parte do sistema é embarcado e testado na própria cadeira de rodas robótica.

No Capítulo 6 apresentam-se as conclusões dessa Dissertação de Mestrado, bem como as sugestões de trabalhos futuros.

2 Sinais biológicos

Um sinal biológico pode ser definido como a variação temporal de qualquer forma de energia proveniente de um indivíduo que indique a natureza de seu estado. O corpo humano emite sinais biológicos variados, que demonstram seu funcionamento: potencial elétrico muscular, batimento cardíaco, temperatura do corpo, pressão sangüínea, dentre outros.

O grande avanço na engenharia biomédica nas últimas décadas possibilitou a utilização desses sinais para controle de aparelhos assistivos, conforme discutido na Introdução dessa Dissertação. Entretanto, de acordo com o citado no item 1.2, é necessário que sistemas controlados por sinais biológicos sejam flexíveis no que diz respeito aos métodos de sua utilização, principalmente quando comandados por pacientes que sofrem de neuropatias motoras. A flexibilidade deve-se, principalmente, ao caráter progressivo, crônico e degenerativo dessas doenças. Embora seja possível comandar uma cadeira de rodas apenas por sinais cerebrais, o que garantiria controle em praticamente qualquer fase da doença, o uso de sinais cerebrais não é o mais rápido e eficaz. É necessário um tempo muito superior para se processar um conjunto de dados cerebrais e identificar o padrão de onda, se comparado à identificação de um sinal muscular, ou ainda ao toque direto sobre a tela do PDA por meio de um apontador de cabeça.

Um segundo fator que demanda tal flexibilidade é a forma como uma doença se manifesta em cada paciente. Em alguns casos, a degeneração do controle muscular é parcial e, portanto, ainda há algum movimento do braço ou de um dedo. Isso poderia ser suficiente para a seleção de itens de um PDA auxiliado por um sistema de varredura. Igualmente, o movimento remanescente da região cervical em alguns doentes possibilita o uso de um apontador de cabeça ou de uma chave de contato no encosto de uma cadeira de rodas, de modo que o usuário possa selecionar os itens do PDA.

Os músculos responsáveis pelo controle do globo ocular também são acometidos de forma diferente em cada paciente. A habilidade de piscar com os dois olhos, porém um de cada vez, confere ao usuário novas possibilidades de seleção de itens do PDA, não auxiliado pelo sistema de varredura. A título de exemplo, uma piscada com o olho esquerdo moveria um cursor horizontalmente na tela, enquanto a piscada com o olho direito moveria o cursor verticalmente. A confirmação da seleção poderia ser realizada através de piscada alternada. Esse é um método de seleção bem rápido e eficaz, mas demanda ótimo controle da piscada dos olhos. No caso em que o usuário consiga fechar apenas um dos olhos independentemente, então é necessário o auxílio de um sistema de varredura. Há ainda casos em que pacientes não conseguem piscar com um olho de cada vez, mas a piscada com os dois olhos ocorre somente de maneira voluntária. A lubrificação natural dos olhos desses pacientes é realizada manualmente, utilizando colírios, por pessoas que os auxiliam. Nessa situação particular, a presença de uma piscada com os dois olhos, que geralmente é ignorada por se tratar de uma piscada natural e involuntária de lubrificação dos olhos, é identificada como um desejo de seleção do paciente. Para que isso seja possível, basta mudar o tipo de aquisição do sinal captado pelos eletrodos, de diferencial para unipolar.

Outros dois fatores que não são constantes no quadro clínico são os tempos entre o início da doença e a fase terminal e a idade de acometimento. Embora neuropatias motoras sejam mais comuns em indivíduos entre 40 e 60 anos [16], também estão presentes em crianças e idosos. Portanto, os sistemas que trabalham com sinais biológicos devem ser de fácil utilização, englobando assim um número maior de possíveis usuários.

2.1 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é uma técnica médica que possibilita diagnósticos de aspectos fisiológicos e neurológicos do corpo humano a partir do movimento ou do relaxamento muscular. Os sinais musculares ou mioelétricos (referenciados nesta dissertação como EMG) são oriundos da somatória do potencial elétrico gerado pelas fibras musculares, medidos sobre a superfície do corpo humano. Esse potencial é conhecido como Potencial de Ação da Unidade

Motora, ou MUAP (do inglês *Motor Unit Action Potential*). Possui curta duração temporal, de 2 a 10 ms, amplitude inferior a 50 mV e amplo espectro de frequência, variando de 5 Hz a 10 kHz [4, 28]. O sinal depende de muitos parâmetros, incluindo variações fisiológicas das fibras musculares, o tecido entre o eletrodo de captação e a fibra muscular, o próprio eletrodo e a presença de artefatos [28].

Para a realização de uma contração muscular, o sistema nervoso central envia um estímulo elétrico de curta duração para a terminação nervosa da fibra muscular, através dos neurônios motores. Transmissores estimulam a membrana celular das fibras musculares, que por sua vez transfere este impulso como um potencial de ação, causando a liberação de cálcio na fibra muscular. A concentração de cálcio ativa processos químicos e mecânicos, promovendo assim a contração muscular.

Um simples estímulo nervoso provoca apenas uma rápida contração muscular, enquanto estímulos repetidos causados por estímulos sucessivos promovem a contração contínua da fibra muscular. Portanto, a contração muscular depende da taxa de estimulação, isto é, do número de estímulos por unidade de tempo, da sincronização e do recrutamento das Unidades Motoras – unidades que compõem os músculos, compostas por um neurônio motor e todas as fibras musculares que este inerva [28].

Para o controle da cadeira de rodas a que se propôs esta Dissertação de Mestrado, foram utilizados sinais musculares provenientes de piscada de olhos, conforme explicado no item 0. Na Figura 5 (a), é mostrado o posicionamento dos eletrodos, tanto para captação do sinal muscular, posicionados na testa, como de referência, posicionado no lóbulo da orelha direita. Na mesma figura, em (b), é mostrada a aquisição do sinal resultante de piscadas alternadas (olho direito e olho esquerdo).

Os estudos de sinais eletromiográficos ainda carecem de padronização das metodologias utilizadas [29]. Muitos resultados importantes alcançados nas investigações são aproveitados apenas em esfera local. Isso acontece porque há grande dificuldade em comparar as diversas pesquisas, pois cada centro acadêmico utiliza seu próprio protocolo, muitas vezes mal descrito nos trabalhos. A padronização também contribui para a criação de uma base sólida de conhecimento válida internacionalmente.

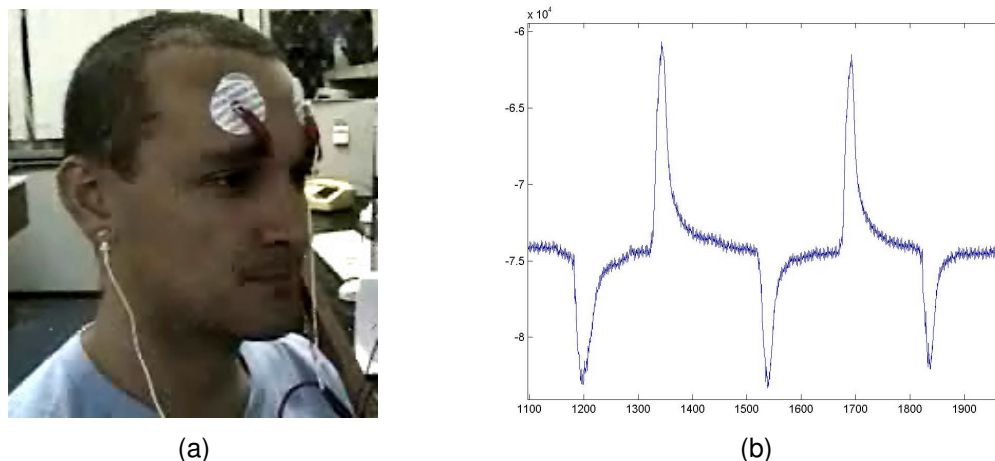


Figura 5 – Posicionamento dos eletrodos (a) e sinal de piscadas alternadas (b).

Movido por essa necessidade, iniciou-se em 1996 uma ação conjunta europeia denominada SENIAM – do inglês *Surface EMG for a Non-Invasive Assessment Muscles*. O objetivo principal dessa ação era aumentar a colaboração entre vários grupos de pesquisas europeus, através da formulação de recomendações que permitissem um intercâmbio de dados mais eficiente. Tais recomendações estariam relacionadas aos tipos de sensores utilizados, métodos de fixação dos eletrodos na pele e processamento e modelagem do sinal [29].

Em relação aos eletrodos, a SENIAM recomenda especificar detalhadamente o tipo, a forma e o tamanho utilizados. Este tamanho não deve exceder de 10 mm na direção da fibra muscular. Para aplicações que envolvem pequenos grupos musculares, a distância entre os eletrodos, em configuração bipolar, não deve ultrapassar de um quarto do tamanho da fibra muscular. Em todo caso, a distância máxima deverá ser menor que 20 mm. Esses cuidados contribuem para leituras mais estáveis dos sinais musculares, com menor interferência de tendões e de estruturas motoras [29].

No que diz respeito ao procedimento para fixação dos eletrodos, alguns passos devem ser seguidos [29]:

- seleção do tipo de eletrodo: os fatores que devem ser levados em consideração são a forma, o tamanho, a distância entre os eletrodos, o material e aspectos construtivos;
- preparação para a pele: esta etapa é necessária para que se obtenha um bom contato entre a pele e o eletrodo, o que contribui para a aquisição de sinais com amplitudes mais elevadas e livre de ruídos de naturezas técnica e biológica.

Recomenda-se raspar o local de fixação do eletrodo, limpar a pele com álcool e aguardar que este evapore, pois a pele deve permanecer seca durante a colocação do eletrodo;

- determinação da localização do eletrodo: a postura correta é importante para a determinação do melhor ponto de fixação dos eletrodos bipolares nos músculos. Os eletrodos devem ficar posicionados longe de tendões musculares, pontos motores e músculos ativos que não sejam de interesse;
- fixação do sensor: é recomendado que a fixação seja efetuada com fita elástica ou eletrodos adesivos, para que não haja possibilidade de movimento do cabo condutor do sinal sobre o eletrodo, ou deste sobre a pele. Essas medidas evitam possível interferência e atenuação de sinal causada por mau contato;
- teste da conexão: após o posicionamento dos eletrodos, é importante a realização de algumas leituras do sinal captado dos músculos, no intuito de verificar se a fixação foi realizada adequadamente e se a aquisição do sinal EMG é confiável.

O conhecimento e o interesse da eletromiografia de superfície aumentaram consideravelmente nos últimos dez anos. Esse conhecimento permite entender melhor os processos fisiológicos que contribuem para a geração do sinal EMG, desenvolver técnicas de processamento de sinais mais adequadas, obter informações da atividade neuromuscular de onde são originadas, utilizá-lo como fonte de controle para dispositivos assistivos e aprofundar as aplicações na área clínica [28, 29, 30, 31].

2.2 Eletrooculografia

O globo ocular é a estrutura que provê o sinal alvo da eletrooculografia (EOG), uma técnica médica para análise de aspectos relacionados à visão a partir do potencial existente entre a córnea e a retina [32]. Embora a sigla EOG refira-se à técnica como um todo, ela será utilizada aqui para referenciar esse sinal.

O globo ocular é composto basicamente por três camadas concêntricas que envolvem substâncias de naturezas líquida e gelatinosa [32]. A camada mais externa é fibrosa e é constituída pela córnea e a esclera, com a função principal de proteção. A membrana intermediária é a camada vascular ou úvea, composta pela íris, corpo ciliar e coróide: a íris possui uma abertura central (pupila) que controla a

quantidade da entrada de luz no olho através de contração ou expansão desta abertura, enquanto que o corpo ciliar secreta o humor aquoso, além de sustentar o cristalino. A última membrana, a mais interna, é composta pela retina, cuja nutrição é realizada pela coróide. Ela é formada por células nervosas (cones e bastonetes) que levam a imagem captada pelo olho até o cérebro, através do nervo óptico.

Outras partes importantes que compõem o olho são: o cristalino, situado atrás da íris, com a função de orientar a passagem de luz até a retina; o humor aquoso, que preenche o espaço existente entre o cristalino e a córnea; e o corpo vítreo, localizado atrás do cristalino e estende-se até a retina.

O EOG surge em decorrência da hiperpolarização e despolarização de tecidos que compõem os olhos, e pode ser considerado como um dipolo elétrico, com o pólo negativo na retina e o pólo positivo na córnea (Figura 6) [25]. Esse potencial elétrico pode ser captado através de eletrodos fixados sobre a pele e utilizado para calcular a posição do globo ocular. O EOG, portanto, possibilita o desenvolvimento de aparelhos controlados pelo movimento dos olhos, como um cursor em um monitor de computador ou em uma tela de símbolos pictográficos adaptada em aparelhos assistivos [23, 25, 33]. Sua utilização para controle de sistemas assistivos apresenta vantagens como facilidade de acesso da região facial, boa precisão e resolução, ampla faixa de deslocamento do olho, possibilidade de trabalho em tempo real e sistemas de baixo custo para sua aquisição [23, 33].

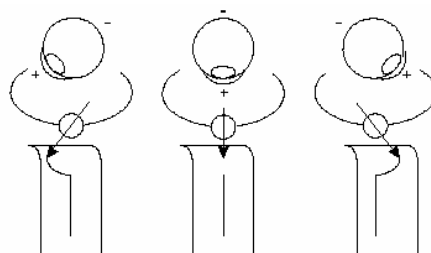


Figura 6 – Dipolo ocular.

O sinal do potencial elétrico auxilia na detecção da região na qual se encontram os globos oculares (direita ou esquerda), enquanto que seu valor absoluto indica o quanto estão deslocados. Quando o olhar está na posição natural, para frente, o dipolo elétrico córnea-retina está localizado simetricamente entre os dois eletrodos. O valor do EOG, portanto, é zero. Quando o olhar é deslocado para a

esquerda, a córnea fica mais próxima do eletrodo, o que o torna mais positivo, pois o potencial deste tecido é positivo em relação retina. A situação é invertida quando o indivíduo olha para a direita: a córnea se afasta do sensor, tornando-o mais negativo [23, 33].

O globo ocular é controlado basicamente por três pares de músculos, mostrados na Figura 7: os retos medial e lateral, os retos superior e inferior e os oblíquos superior e inferior. Os retos medial e lateral são responsáveis pelo movimento horizontal, enquanto os retos superior e inferior contraem-se para movimentar os olhos verticalmente. Em relação ao músculo oblíquo, sua principal função é girar os globos oculares, visando manter o campo visual na posição vertical [34].

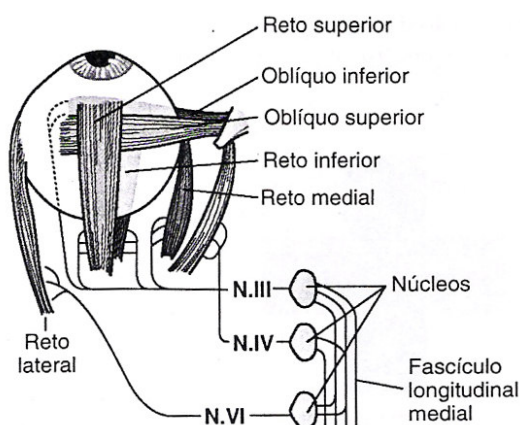


Figura 7 – Músculos extra-oculares do olho e sua inervação [34].

A Figura 7 também mostra os núcleos do tronco cerebral para o terceiro, quarto e sexto nervos cranianos e suas conexões com os nervos periféricos até os músculos oculares, além das interconexões entre os núcleos do tronco cerebral por meio do fascículo longitudinal medial. Seja por meio desse fascículo, seja por meio de outras vias intimamente associadas, cada um dos três conjuntos de músculos para cada olho é reciprocamente inervado, de modo que um músculo do par relaxa quando o outro se contrai [34].

A amplitude do sinal EOG varia de 50 μ V a 3,5 mV, e espalha-se em uma faixa de frequência inferior a 100 Hz. Seu comportamento é praticamente linear para os casos em que o globo ocular se encontra deslocado de ângulos inferiores a 30 graus, em relação a sua posição original. A variação dentro dessa faixa linear é de

aproximadamente 20 μV para cada grau de deslocamento do globo ocular [25]. Não obstante, este sinal é continuamente influenciado por artefatos de natureza biológica, tais como sinais cerebrais, musculares e provenientes do sistema de aquisição. Esses artefatos podem gerar erros da ordem de 1° na direção do olhar. Portanto, um movimento dos olhos inferior a 2° é difícil de ser detectado, bem como movimentos superiores a 30°, pois o sinal biológico nessa faixa não é proporcional à posição do olho [32].

O EOG é capturado por cinco eletrodos localizados no rosto do paciente, conforme ilustra a Figura 8. Um par de eletrodos (D e E) é responsável pela captação de movimentos horizontais do globo ocular, enquanto outro par (B e C) fica responsável pelo movimento vertical [25]. O eletrodo de referência deve estar afastado de fibras musculares, como a testa (eletrodo A da Figura 8), lóbulos auriculares e nariz.

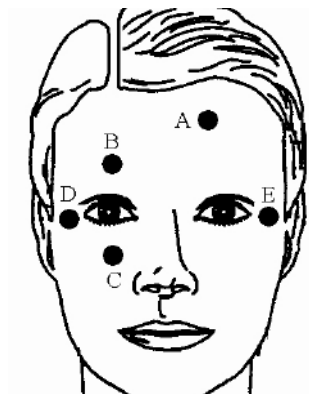


Figura 8 – Posicionamento dos eletrodos para aquisição de EOG [25].

É importante salientar que raramente os biopotenciais são determinísticos [23]. A amplitude varia com o tempo e é função de aspectos fisiológicos do paciente, tais como estado de saúde, nutrição, descanso ou higiene da pele; aspectos psicológicos como, por exemplo, nível de estresse e relaxamento; perturbações de outros biopotenciais; posicionamento dos eletrodos e contato eletrodo-pele; condições de iluminação e movimentos da cabeça, do globo ocular e da pálpebra [25].

2.3 Videoculografia

A videoculografia (VOG) consiste em determinar a direção do olhar do usuário através da identificação da posição da íris. Essa técnica se utiliza do processamento de imagens providas por uma câmara de vídeo, ao invés de analisar os potenciais captados por eletrodos, como no caso do EOG. A câmara focaliza continuamente os olhos do usuário, e envia as imagens digitalizadas para um computador, onde acontece o processo de aquisição dos dados, pré-processamento, extração de características e classificação do sinal. De acordo com o resultado obtido, o sistema reconhece a posição da íris [2, 32, 35, 36].

Um sistema baseado em VOG é mais oneroso que o baseado em EOG. Isso acontece porque, além da necessidade de uma câmara de vídeo, o sistema requer um computador capaz de processar o grande volume de informação que chega através da câmara. O custo dependerá ainda de fatores como o tempo de resposta e precisão demandados, iluminação ambiente e características da câmara de vídeo, tais como peso, resolução, relação sinal/ruído, iluminação mínima requerida, filtros integrados, sistema de lentes, correção automática de contraste e formas de comunicação.

A câmara deve ficar posicionada ou sobre um suporte preso à cabeça (Figura 9), ou sobre um apoio preso ao assento do usuário. No primeiro caso, tanto a câmara quanto o suporte devem ser leves, evitando assim desconforto ao usuário. Uma vantagem nesta configuração é que a câmara pode apresentar baixa resolução, pois se encontra a uma distância bem pequena dos olhos. No intuito de evitar perda de campo visual do olho filmado, é comum o uso de uma lente semi-transparente, que permita ao usuário olhar através dela, e ao mesmo tempo refletir a imagem do olho para que seja capturado pela câmara. O sistema é muito preciso, com resoluções inferiores a 1° quando a íris se encontra deslocada de ângulos inferiores a 30° na horizontal e 25° na vertical. Esta configuração está referenciada à cabeça do usuário e, portanto, o movimento detectado é da íris em relação à cabeça [32].

Na segunda configuração, a câmara é posicionada no assento da cadeira de rodas a uma distância inferior a 1 metro, mas de maneira que o campo visual não seja obstruído. É possível obter resolução semelhante à configuração anterior sob as

mesmas condições de deslocamento da íris – inferiores a 30° na vertical e 25° na horizontal – desde que a câmara tenha resolução de imagem suficiente, pois ela se encontra mais afastada do olho em relação à configuração anterior. Para alcançar essa resolução, é necessário que a cabeça do usuário permaneça imóvel, pois o sistema está referenciado à posição da câmara. Movimentos da cabeça provocam desvios da posição do globo ocular e, conseqüentemente, erros na leitura dos dados. Uma vantagem desse arranjo é a comodidade e a praticidade para o usuário, uma vez que a câmara é fixada sobre o assento, e não sobre seu corpo. A desvantagem é, além da necessidade de uma câmara com maior resolução, a grande interferência que a imagem sofre devido à iluminação externa. Os principais responsáveis são as lâmpadas fluorescentes, *flashes* ou o próprio ambiente [32].



Figura 9 – Sistema de videooculografia com câmara presa à cabeça.

No campo das pesquisas, interfaces homem-máquina se utilizam cada vez mais do VOG, principalmente porque a captação dos sinais não ocorre de forma invasiva. Alguns exemplos de aplicação dessa interface são: movimento de cursor em monitores de computador e interface para controle de aparelhos assistivos para pessoas com paralisias motoras, como uma cadeira de rodas robótica [2, 32, 35, 36, 37, 38].

2.4 Eletroencefalografia

A eletroencefalografia (EEG) é o registro gráfico da atividade elétrica do cérebro captada por eletrodos, por meio de métodos não-invasivos [39, 40]. Esse

sinal, após receber um pré-processamento, é freqüentemente referenciado pela sigla EEG, e esse padrão também será utilizado nesta Dissertação de Mestrado.

O cérebro humano é uma das estruturas mais complexas do corpo humano, responsável pelas funções conscientes e inconscientes do organismo, dentre elas pensamento, memória, linguagem e emoção [19]. Nele estão presentes atividades químicas e elétricas intensas, caracterizadas por padrões elétricos particulares, que ocorrem periodicamente e em regiões específicas do órgão. Tudo isso é observável com certo nível de repetibilidade sob condições ambientes bem definidas. Estas questões fisiológicas são fatores que levaram grandes centros de pesquisas em todo o mundo a desenvolver sistemas de interpretação das ondas cerebrais. Durante o restante deste capítulo, serão descritos o sistema nervoso e como o sinal EEG é gerado, técnicas para estudo desse sinal, padrões e atividades cerebrais.

2.4.1 Sistema nervoso e a geração do EEG

O sistema nervoso central divide-se em medula e encéfalo [19]. Este último pesa aproximadamente 1400 gramas e subdivide-se em telencéfalo (ou cérebro), diencefalo (tálamo e hipotálamo), cerebelo e tronco cefálico. Além do couro cabeludo, o encéfalo é protegido pela caixa craniana e por três membranas denominadas meninges: a dura-máter é a mais externa, a aracnóide é a central e a pia-máter a mais interna. A Figura 10 ilustra essa proteção física do encéfalo.

O cérebro é dividido em hemisférios, sendo que um é a imagem física espelhada do outro [19]. A informação que chega para um hemisfério está quase instantaneamente disponível para o outro, e seus processos são tão harmonizados que isso produz a sensação de que o órgão é um corpo maciço. Entretanto, cada parte possui funções distintas, habilidades únicas e um modo próprio de interpretar os sinais externos, embora em alguns casos um hemisfério possa assumir as funções do outro, quando este é perdido nos primeiros anos de vida.

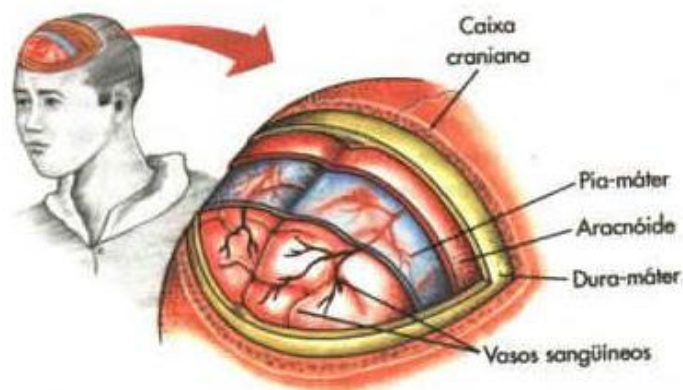


Figura 10 – Proteção do encéfalo pela caixa craniana e pelas meninges [41].

Os hemisférios cerebrais são divididos em quatro lobos: frontal, parietal, occipital e temporal, que por sua vez são subdivididos em sub-áreas, conforme ilustrado na Figura 11, cada uma responsável por uma determinada função [34]:

- córtex de associação auditivo: processamento de informação auditiva;
- córtex auditivo primário: detecção da qualidade sonora;
- área de Broca: articulação da voz;
- córtex pré-frontal: solução de problemas, emoções e pensamentos complexos;
- córtex de associação motora: coordenação de movimentos complexos;
- córtex motor primário: iniciação de movimento voluntário;
- córtex sômato-sensorial: processa informações táteis do corpo;
- área de associação sensorial: processamento de informação multisensorial;
- córtex de associação visual: processamento de informação visual;
- córtex visual primário: detecta estímulos visuais simples;
- área de Wernicke: compreensão de linguagem.

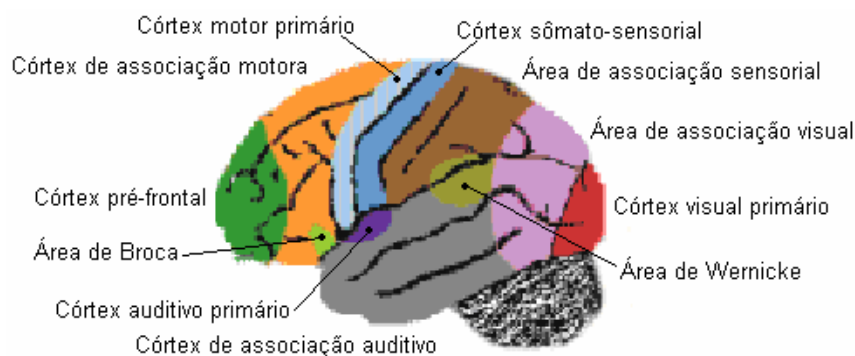


Figura 11 – Áreas funcionais do cérebro.

O EEG representa nada mais que a atividade elétrica de um grupo seletivo de neurônios [42]. O sinal resultante é extremamente complexo, pois representa a superposição de sistemas de ação dinâmicos e simultâneos. Estima-se que haja no cérebro humano aproximadamente 100 bilhões de neurônios, de diversos tipos e funções. No entanto, essas células são constituídas basicamente pelos mesmos três componentes (Figura 12):

- corpo celular: é onde se encontra o núcleo da célula do neurônio. É capaz de receber estímulos externos e fornece suporte metabólico para toda a célula;
- axônio: prolongamento único em cada neurônio responsável pela condução dos impulsos nervosos. O axônio é envolvido por células denominadas de Schwann. Essas células determinam a formação de um invólucro lipídico – a bainha de mielina – que atua como isolante térmico e auxilia na propagação do impulso nervoso. A bainha de mielina apresenta regiões descontínuas, onde há presença de um estrangulamento denominado Nódulo de Ranvier. O núcleo e o citoplasma da célula de Schwann encontram-se na bainha de mielina em uma região denominada neurilema;
- dendritos: prolongamentos geralmente ramificados atuando como receptores de estímulos, geralmente com a função de comunicação entre os neurônios.

A origem da formação do sinal EEG tem como fundamento a transmissão de impulsos nervosos entre os neurônios [42]. Segundo indicado na Figura 13, o impulso nervoso segue sempre um mesmo trajeto: dendrito, corpo celular e axônio. Eventos elétricos são responsáveis pela propagação desse impulso no interior do neurônio, enquanto fenômenos químicos transmitem o sinal de uma célula a outra.

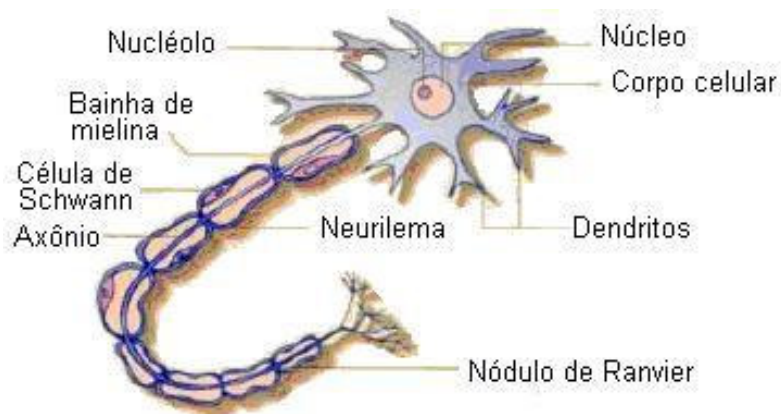


Figura 12 – Estruturas básicas do neurônio [42].

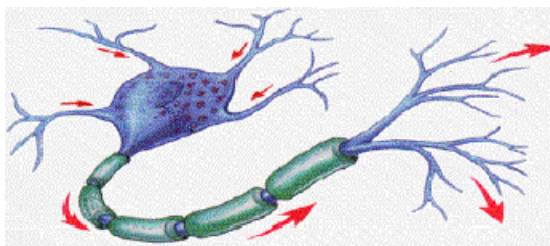


Figura 13 – Trajeto do impulso nervoso em um neurônio [42].

O potencial elétrico no interior de um neurônio em repouso é negativo em relação ao meio extracelular [34]. Essa diferença é decorrente do transporte de íons seletivo através da membrana celular. Ela transporta íons ativamente, principalmente de sódio e potássio, do meio intracelular para o extracelular e vice-versa. Para cada três íons de sódio bombeados para o meio extracelular, dois de potássios são bombeados para o meio intracelular. Assim, a quantidade de cargas positivas diminui no interior da célula, aumentando seu potencial negativo. Canais especiais de potássio, ou canal de repouso, permitem que os íons de sódio e potássio passem por difusão simples (passiva) através da membrana. Todavia, o canal é cem vezes mais permeável ao potássio que ao sódio. Assim, o resultado de todo o processo é a presença de um potencial negativo no interior do neurônio, o potencial de repouso, de aproximadamente -65mV .

O impulso nervoso transmitido pelo neurônio, ou potencial de ação, se propaga pelo axônio somente se a membrana celular, que está com o potencial de repouso, for excitada por um valor acima de um limiar [34]. Essa excitação ocorre por meio das sinapses, a região por onde passam os impulsos nervosos entre os neurônios, sem que haja contato físico entre as terminações nervosas. O estímulo é transmitido da seguinte forma: ao chegar ao fim do axônio, esse estímulo promove a liberação de vesículas, que contêm neurotransmissores. Essas vesículas fundem-se aos dendritos da próxima célula nervosa, liberando esses neurotransmissores, cuja natureza determinará o efeito que causa no elemento pós-sináptico: excitatório ou inibidor. No primeiro caso, há diminuição na negatividade da membrana por meio da alteração de sua permeabilidade aos íons de sódio. Essa despolarização altera seu potencial para um valor mais próximo do limiar que dispara um potencial de ação. No segundo caso, os neurotransmissores alteram a permeabilidade aos íons de potássio, o que promove o aumento da negatividade da membrana e, conseqüentemente, um efeito inibidor.

Um neurônio recebe centenas ou milhares de estímulos nervosos através de sinapses excitatórias ou inibitórias, que chegam através de seus dendritos ou do corpo celular. Se o estímulo resultante for superior ao potencial limiar, que é de aproximadamente -45mV , o impulso será transmitido com amplitude e duração fixas. Para codificar a intensidade do estímulo, os neurônios variam o intervalo de tempo dos disparos desses impulsos [34].

Imediatamente após a condução do impulso nervoso, o interior do axônio encontra-se carregado positivamente, devido à presença dos íons de sódio. Isso faz com que seja cessado o fluxo de íons positivos para o interior da célula e a membrana se torne novamente impermeável a esses íons. Por outro lado, a membrana torna-se mais permeável aos íons de potássio, o que acarreta em um fluxo desses íons para o meio intracelular. O resultado desses fluxos é que o meio intracelular retorna ao seu valor de repouso. O processo é conhecido por repolarização da membrana, ou potencial pós-sináptico [42].

No córtex cerebral, as atividades elétricas são geradas principalmente por dois fatores: pela transmissão de potencial de ação ou pelo potencial pós-sináptico. A transmissão dos impulsos nervosos é um evento de curta duração e aleatório e, portanto, pouco influencia na geração do eletroencefalograma. Já no caso da repolarização, conforme as sinapses alcançam os dendritos de cada neurônio, percebe-se um fluxo de corrente para o corpo celular através desses dendritos, definindo dipolos elétricos. A ocorrência de fluxos síncronos de corrente, produzidos pelos potenciais de ação e pós-sináptico, geram potenciais corticais. Esses potenciais, em conjunto com os dipolos, formam o sinal EEG, captado finalmente por eletrodos na superfície da cabeça [34, 42].

2.4.2 Técnicas para estudo do cérebro

Há várias técnicas disponíveis atualmente para a obtenção tanto de sinais cerebrais como de imagens sobre a estrutura fisiológica do cérebro. As principais técnicas utilizadas são [19]:

- Tomografia Computadorizada de Raio X (TC): foi a primeira técnica segura e indolor para obtenção de imagens do cérebro. O desenvolvimento da TC na década de 70 revolucionou a neurofisiologia. As imagens do órgão são reconstruídas a partir

do bombardeamento de raios X ao redor de toda a cabeça do paciente (Figura 14 (a)). Quando a TC é realizada através de escaneamento transversal, ela recebe o nome de Tomografia Axial Computadorizada (Figura 14 (b));

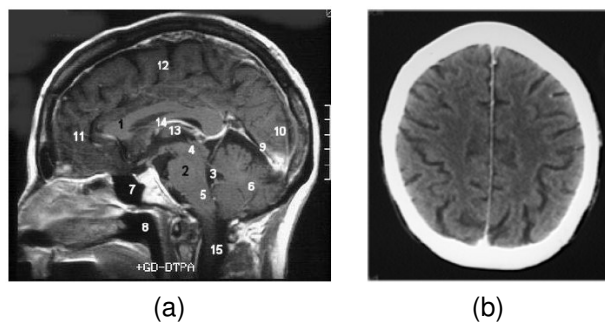


Figura 14 – Tomografias Computadorizadas: Raio X (a) e Axial (b) [19].

- **Ressonância Magnética (RM):** é considerada atualmente a melhor técnica de aquisição de imagens em três dimensões do órgão (Figura 15 (a)). A RM utiliza ondas de rádio e um forte campo magnético para prover imagens detalhadas de órgãos e tecidos internos. Durante o procedimento de aquisição das imagens cerebrais, o paciente é inserido no interior de um grande magneto e movimentado por uma cama móvel. Um tipo específico de RM é a Ressonância Magnética Funcional (RMF), um procedimento relativamente novo capaz de distinguir as partes do cérebro que estão ativas daquelas que não estão, através da medição de fluxo sanguíneo oxigenado para as células cerebrais. As moléculas com hemoglobinas oxigenadas têm um campo magnético diferente das moléculas com hemoglobina desoxigenada. As partes destacadas por círculos da Figura 15 (b) mostra um aumento de fluxo sanguíneo oxigenado quando um paciente escuta uma determinada música;

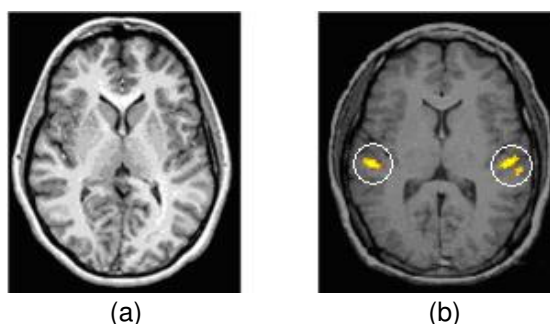


Figura 15 – Ressonância Magnética (a) e Ressonância Mag. Funcional (b) [19].

- Tomografia de Emissão de Positrões (TEP): identifica as áreas cerebrais mais ativas através da medição do consumo de glicose e de oxigênio (Figura 16 (a)). A TEP mede a emissão radioativa de produtos químicos identificados, previamente injetados na corrente sanguínea. O sistema reconstrói uma imagem em duas ou três dimensões a partir da distribuição dos produtos químicos no cérebro ou no corpo. Embora esta técnica atinja resultados finais similares à RMF, a resolução de imagem é bem inferior. Uma grande desvantagem desta técnica é a necessidade de injeção de produtos químicos na corrente sanguínea do paciente. Isso faz com que sua utilização seja de no máximo uma vez por ano quando não há rejeição (testada com exames prévios), por questões de segurança;
- Tomografia Computadorizada de Emissão de Fóton Único (TCEFU): analisa diretamente o fluxo sanguíneo cerebral e indiretamente o metabolismo do órgão (Figura 16 (b)). Um isótopo radioativo é colocado em uma substância, e uma pequena porção deste composto é injetado na veia do paciente. O composto é absorvido por certas regiões do cérebro e sua detecção fornece imagens instantâneas do fluxo sanguíneo e, indiretamente, de seu metabolismo;

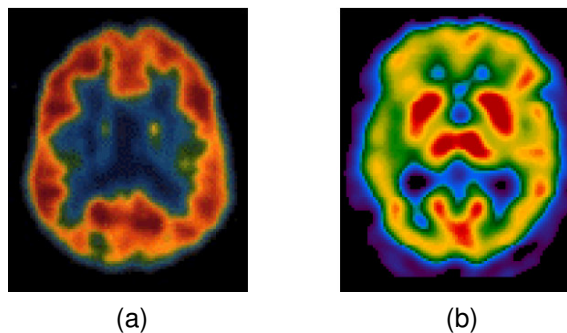


Figura 16 – Tomografia de Emissão de Positrões (a) e de Fóton Único (b) [19].

- Magnetoencefalografia (MEG): essa é uma técnica que mede os campos magnéticos emanados da cabeça através da atividade cerebral (Figura 17). As espiras de detecção dos campos são banhadas em hélio líquido, resfriadas às temperaturas de supercondutividade (-269 °C) e equilibradas sobre a cabeça do usuário. Os campos magnéticos emanados do cérebro induzem correntes nas espiras, que por sua vez induz um campo magnético em um instrumento especial, de alta sensibilidade. Um aparelho de MEG custa milhões de dólares e pesa e torno de oito toneladas, por isso existem poucos no mundo;

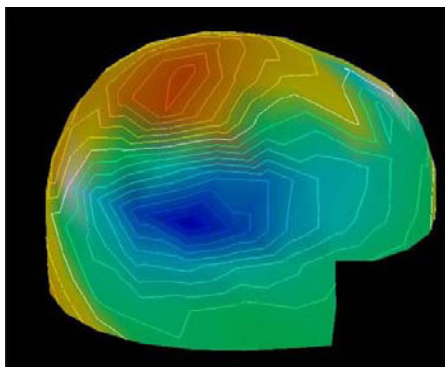


Figura 17 – Magnetoencefalografia [19].

- Eletroencefalograma (EEG): essa foi uma das primeiras técnicas não-invasivas para observação de sinais cerebrais pelo homem. O EEG é o registro de ondas cerebrais ao longo do tempo, captadas através da superfície da cabeça por eletrodos (Figura 18). Esse registro se manifesta como oscilações imprevisíveis e complexas, com picos espectrais em determinadas bandas de frequências, dentro das quais são possíveis observar diversos fenômenos cerebrais [43, 44, 45]. A medição do EEG através de eletrodos é uma forma de monitorar a atividade elétrica cerebral, mas não fornece informações sobre um neurônio ou de um pequeno grupo [19, 46]. Sua aquisição pode ser realizada repetidas vezes ao paciente sem risco algum à sua saúde [47]. Uma desvantagem dessa técnica é que ela não exhibe informações estruturais ou anatômicas do cérebro.

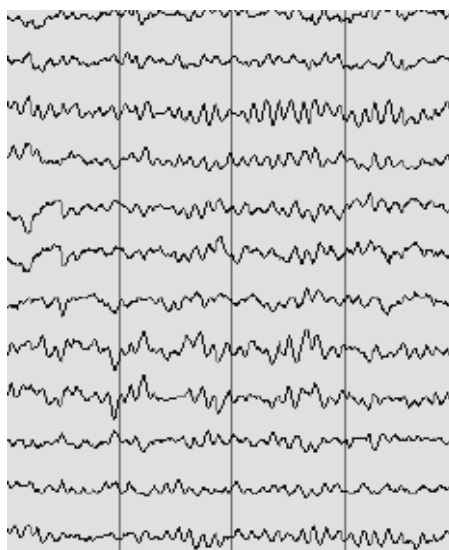


Figura 18 – Eletroencefalograma.

2.4.3 Ritmos cerebrais

A análise do EEG demonstra que os sinais cerebrais são contínuos e, diferentes de outros biopotenciais, não apresentam regularidade. Ainda que esses sinais estejam intimamente associados aos estados mentais e fisiológicos de um indivíduo, a variação desses estados não apresentará variações aparentes ao EEG sem a utilização de técnicas adequadas para seu tratamento. Dentro de sua faixa de frequência – 0,1 Hz até 100 Hz – é possível identificar bandas de frequências específicas, influenciadas majoritariamente por atividades particulares do indivíduo. Essas bandas receberam o nome de Ritmos Cerebrais, exibidas na Figura 19. Os principais ritmos utilizados em BCIs são mostrados e explicados nos tópicos abaixo [19]:

- ondas Delta: compreende a faixa de frequência cerebral mais baixa, abaixo de 4 Hz. São encontradas principalmente na infância e, em adultos, ocorrem durante o sono profundo, sob efeito de anestesia e em presença de neuropatologia. Essas ondas apresentam muita interferência de artefatos biológicos devido à faixa de frequência que ocupam e, por isso, são difíceis de serem distinguidas [19, 42, 48];
- ondas Teta: presentes principalmente na faixa que vai de 4 a 8 Hz. Ocorrem de maneira mais perceptível sob situações de meditação profunda, inspiração criativa e estresse emocional, tais como desapontamento e frustração [19, 48];
- ondas Alfa: está fortemente presente na região occipital, com faixa que vai de 8 a 13 Hz. O ritmo alfa é um dos mais utilizados em BCIs, devido a sua grande energia, e é marcante em indivíduos acordados, porém em estados de relaxamento ou com os olhos fechados;
- ondas Mi: ritmos de curta duração que ocupam o mesmo espectro das ondas alfa. Entretanto, sua captação ocorre sobre o córtex motor e, portanto, está associado a atividades motoras [48]. Diferente das ondas alfa, não está presente em todos os adultos saudáveis;
- ondas Beta: ocupam ampla faixa de frequência – 13 a 30 Hz – e estão presentes na maioria dos adultos saudáveis. São ondas na região parietal e frontal principalmente sob estados de tensão, concentração, processos intelectuais e solução de problemas [19];

- ondas Gama: compreende a faixa de frequência cerebral mais alta, acima de 30 Hz e se estende até 80 Hz. Esse ritmo parece estar associado com alta atividade mental, tais como consciência e percepção, uma vez que desaparecem sob anestesia.

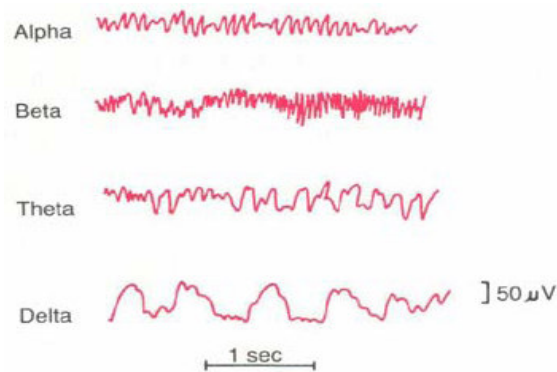


Figura 19 – Ritmos cerebrais.

2.4.4 Atividades cerebrais

Os potenciais cerebrais de interesse para as BCIs são classificados em dois grandes grupos: os Potenciais Espontâneos e os Potenciais Evocados [48]. Dentro do primeiro grupo encontram-se os ritmos cerebrais e o ERS e o ERD – do inglês *Event Related Synchronization* e *Event Related Desynchronization*, que significam Sincronização Relacionada a Evento e Dessincronização Relacionada a Evento, respectivamente. O segundo grupo geralmente é referenciado pelas suas siglas ERP, do inglês *Event Related Potential*.

Em uma BCI, os Potenciais Evocados podem gerar sinais de controle quando o usuário é submetido a um estímulo apropriado. Isso trás como vantagem o pequeno período de treinamento e adaptação a sistemas baseados nesses potenciais, ao custo desse usuário ter que esperar pelo estímulo externo. Esse potencial é uma resposta inerente do cérebro, o que tem como consequência a estabilidade ao longo do tempo e a possibilidade de praticamente qualquer usuário controlar tais sistemas, através de sinais discretos [18].

As atividades cerebrais mais utilizadas pelas BCIs atuais são:

- Potencial Evocado P300: este potencial é positivo e surge em decorrência de um evento externo, geralmente sob a forma visual, auditiva ou somatosensorial [1].

Caracteriza-se, portanto, como uma forma de Potencial Relacionado a Evento (ou ERP, do inglês *Event Related Potential*). O P300 é provocado pela presença de estímulo inesperado, ou seja, um evento aleatório que não segue um padrão, entre 250 e 800 ms após tal evento. Sua amplitude está intimamente relacionada com o grau de expectativa em relação ao evento: quanto mais aleatório, maior a amplitude do sinal. Diversos estímulos externos simultâneos são modulados em intensidade, padrão, cor e os potenciais visuais evocados resultantes são detectados no córtex motor. Este sistema de comunicação possibilita ao usuário escolher letras em tabuleiros pictográficos, movimentar cursor em telas de computador ou controlar uma cadeira de rodas por meio de PDA [1, 40, 49];

- Potencial Evocado Visual (VEP, do inglês *Visual Evoked Potential*): é um tipo de ERP de curta latência que representa a resposta exógena cerebral para um estímulo visual rápido [40, 46]. O VEP é caracterizado por um pico negativo por volta de 100 ms após o início do estímulo, seguido por um pico positivo por volta de 200 ms. Essa ERP é utilizada na detecção da direção de visão do usuário e exige, conseqüentemente, que o usuário tenha bom controle visual [18, 40];
- Potencial Evocado Visual Estado-Permanente (SSVEP, do inglês *Steady-State Visual Evoked Potential*): estes sinais são respostas naturais para estímulos visuais em freqüências específicas. Quando a retina é excitada por um estímulo visual dentro da faixa de 3,5 a 75 Hz, o cérebro gera um potencial com a mesma freqüência do estímulo, ou múltiplos dela. Isso é utilizado para identificação de qual estímulo visual externo o usuário do sistema está olhando dentre vários estímulos [40];
- Potencial Lento do Córtex (SCP, do inglês *Slow Cortical Potential*): caracterizado por variações lentas do potencial geradas no córtex depois de 0,5 a 10 segundos do início do estímulo. SCPs negativos são produzidos geralmente por movimentos, enquanto SCPs positivos estão associados à redução da atividade do córtex. Estudos comprovam que é possível, mediante treinamento do usuário, controlar estes sinais produzindo sinais de controle [40, 46];
- EEG espontâneo: corresponde ao registro da atividade cerebral sem a existência de um estímulo sensorial [46, 48]. ERPs permitem a um usuário selecionar um item dentre várias opções, porém limitadas, enquanto o EEG espontâneo é aceitável para um número muito pequeno de escolhas, de natureza mais “abstrata”. Embora isso

possa parecer menos prático, este tipo de sinal permite ao usuário maior liberdade e precisão, pois indica não apenas qual o item selecionado como no caso de ERPs, mas a intensidade da escolha por meio do período de concentração. Este tipo de sinal é geralmente utilizado em conjunto com redes neurais. Algumas pesquisas identificaram com alta precisão até cinco estados mentais: concentração, relaxamento, cálculo aritmético, visualização tridimensional e raciocínio [48];

- ERS e ERD: estão relacionados com o nível de energia dos ritmos cerebrais. O ERS é caracterizado por um aumento do ritmo cerebral em uma determinada banda de frequência, enquanto o ERD é percebido através da diminuição do nível do sinal em estudo. O ERD e o ERS podem ser voluntariamente modulados quando associados aos ritmos *mi* e *alfa* (Figura 20). O ritmo *mi* pode ser modulado voluntariamente por meio da imaginação motora [18, 40, 49]. Já o ritmo *alfa* está pode ser modulado através da abertura e do fechamento dos olhos [40].

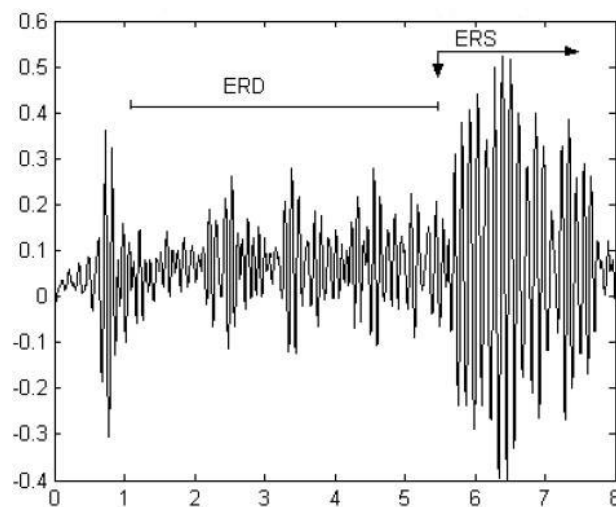


Figura 20 – Ritmo *alfa*: associado ao relaxamento, intenso com olhos fechados.

3 Biorealimentação

Define-se biorealimentação como a realimentação que envolve sinais biológicos, ou seja, uma informação biológica que retorna à fonte que a gerou, de maneira que essa fonte possa entender e ter controle sobre a mesma [50, 52]. O pré-conhecimento do resultado das ações para o controle de um sistema que envolve esses sinais não é essencial, mas agiliza o desenvolvimento da habilidade de controlá-lo [50]. O objetivo principal da biorealimentação é que o usuário adquira autoridade sobre suas ações fisiológicas, possibilitando aprendizagem mais rápida e confiável no manejo desses sistemas.

Esse tipo de realimentação, quando utilizada por indivíduos com neuropatias motoras, ocorre geralmente de maneira auditiva e visual. O primeiro caso é verificado sob duas formas: quando o volume de um determinado padrão sonoro é variado ou, mais comumente, quando o tom deste padrão é alterado, contornando o problema que ruídos do ambiente geram na primeira abordagem. A realimentação visual é presenciada com auxílio de um monitor de computador, onde o indivíduo enxerga a variação de uma característica do sinal de acordo com suas ações, ou ainda controla o movimento de um cursor [51].

Além do pré-conhecimento do resultado de uma conduta específica, outros fatores influenciam no período de treinamento e, conseqüentemente, na qualidade do controle de sistemas em que são empregados sinais biológicos [48]:

- fatores físicos: referem-se às condições do ambiente a que o sistema está submetido. Alguns exemplos são: iluminação do ambiente, dimensões, interferências sonoras, disposição de objetos presentes, condição da arrumação e da limpeza, cor, cheiro, tipo de chão e temperatura;
- fatores fisiológicos: dizem respeito ao estado fisiológico do indivíduo que controla o sistema. Esse estado é definido a partir de aspectos como a saúde do usuário, nutrição, período de descanso e capacidade de coordenação;

- fatores psicológicos: esses fatores estão ligados freqüentemente às experiências passadas do paciente. Envolvem a capacidade de raciocínio, nível de concentração, força de vontade, motivação e frustração;
- fatores sociais: referem-se ao auxílio externo prestado pelas pessoas ao usuário do sistema. O apoio de amigos e familiares é muito importante para que o aspecto psicológico contribua no processo de aprendizagem. A equipe profissional também desempenha um papel fundamental, uma vez que é por meio desta que o paciente aprende a utilizar os sinais provenientes do próprio corpo como sinal de controle.

Os tipos de biorealimentação utilizados na cadeira de rodas deste trabalho são:

- biorealimentação de sinais EMG: fornece informação associada a um músculo ou grupo muscular;
- biorealimentação de sinais EOG: fornece informação da posição da íris por meio do potencial existente entre a córnea e a retina;
- biorealimentação de sinais VOG: informação associada à posição da íris por meio de uma câmara de vídeo;
- biorealimentação de sinais EEG: provê informação sobre a atividade elétrica cerebral.

3.1 Estrutura

Por se tratar de pesquisa relativamente recente, ainda não há um consenso sobre a melhor estrutura de uma interface de aquisição de sinais biológicos. Materiais diferentes são testados e modificados constantemente, assim como meios condutores, técnicas de filtragem dos sinais e de extração de suas características. Muitos fatores interferem no arranjo e eficácia destes sistemas, tais como o tipo e nível da disfunção do paciente, força de vontade e frustração, velocidade de resposta desejada e questões financeiras. Seja como for, as arquiteturas atuais vêm seguindo a base exibida na Figura 4 (mostrada novamente na Figura 21 por conveniência), que consiste em [48]:

- eletrodos para captação de sinais biológicos;
- pré-processamento dos sinais – amplificação, filtragem e amostragem;

- sistema de processamento;
- ação de controle.

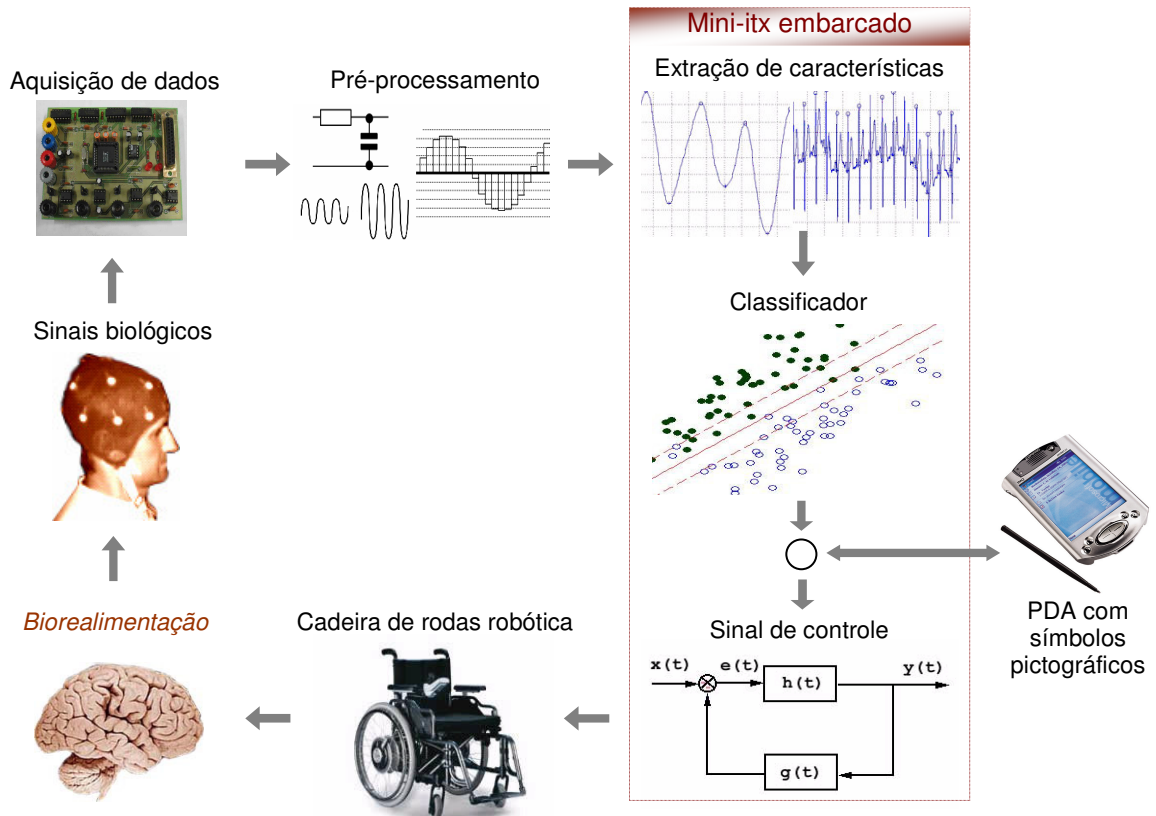


Figura 21 – Estrutura de uma BCI.

3.1.1 Eletrodos de aquisição

Os eletrodos captam os potenciais elétricos gerados pelo corpo humano, alguns deles da ordem de poucos microvolts, e os conduzem através de cabos até os amplificadores [19, 48]. Em nenhum momento correntes elétricas são enviadas para o corpo humano, o que resulta em um processo de aquisição de sinal indolor e seguro. O valor da tensão do sinal obtido depende de fatores como higiene da superfície cutânea, qualidade dos eletrodos e do gel ou pasta utilizada para acoplá-los. No caso da aquisição de sinais EEG, os eletrodos podem ser utilizados individualmente ou ficam posicionados dentro de uma touca feita de tecido leve e elástico, que facilita o posicionamento correto dos eletrodos e permite a passagem de ar, evitando aquecimento da cabeça [19].

A preparação da pele para fixação dos eletrodos difere de uma pesquisa para outra. Tradicionalmente, retira-se a sujeira que é depositada nos poros cutâneos ao longo do dia, bem como o suor e a oleosidade, com algodão e álcool, ou qualquer outro produto de limpeza de pele que a deixe limpa e seca após o processo. No caso do sinal captado no escalpo, é comum o uso de pasta abrasiva para uma leve raspagem da pele, com objeto esterilizado e sem pontas, evitando irritação, dor ou ferimentos [47]. Assim, obtém-se um contato entre eletrodo e pele mais íntimo, melhorando a amplitude do sinal obtido. Uma pasta ou gel eletrolítico condutivo é aplicado entre o eletrodo e a epiderme, com a função de atuar como meio condutivo, bem como melhorar o casamento da impedância entre as partes [47, 48, 53]. A Figura 22 exhibe os produtos utilizados para a fixação dos eletrodos.



Figura 22 – Produtos auxiliares para colocação dos eletrodos.

Em 1958, a Federação Internacional de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica adotou um padrão para fixação física e denominação de eletrodos no couro cabeludo do crânio – o *Sistema Internacional 10-20* (Figura 23). Os eletrodos são colocados de forma a cobrir todas as regiões do cérebro. O rótulo “10-20” refere-se à distância proporcional entre nariz e orelha, em percentual [47, 48, 54]. A denominação de cada eletrodo depende da região onde está fixado: ‘F’ para área frontal, ‘C’ para central, ‘T’ de temporal, ‘P’ de posterior e finalmente ‘O’ para occipital. Esta letra é acompanhada por um ‘z’ quando fixado na região central do crânio, um número ímpar quando encontrado no hemisfério esquerdo ou um número par quando situado no lado direito [47, 48].

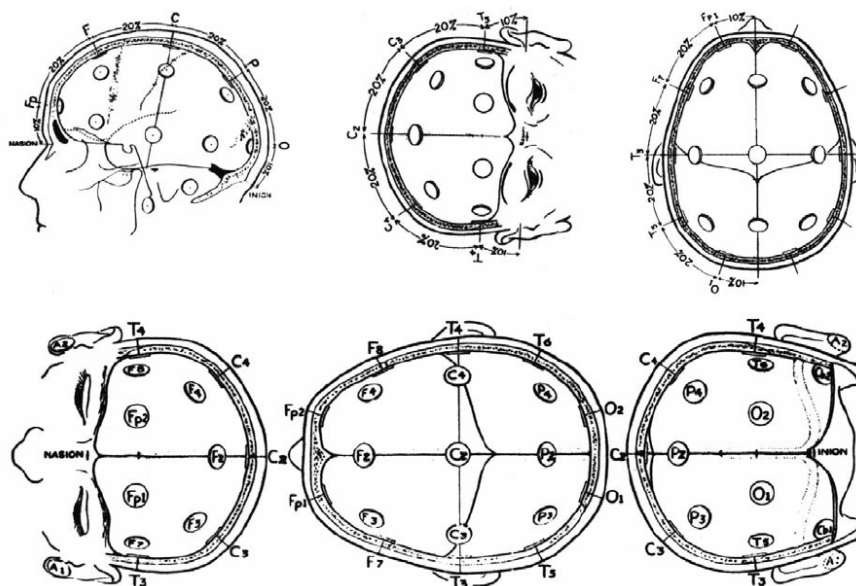


Figura 23 – Sistema Internacional 10/20.

Um sistema de aquisição requer um canal de referência o mais afastado possível de artefatos, tanto para medidas absolutas como relativas ou diferenciais [48]. Este ponto deve estar, portanto, afastado de fibras musculares, como por exemplo, lóbulos auriculares, nariz, união externo-clavicular e mastóide. O lóbulo auricular direito foi padronizado como ponto de referência pelo Sistema Internacional 10-20.

A interconexão entre os eletrodos no estudo de sinais biológicos pode ser realizada de três maneiras: bipolar, unipolar ou por média. No primeiro caso, também conhecido como medição relativa ou diferencial, o sinal resulta na diferença entre dois canais [48, 55], excluindo-se a referência. O caso unipolar ou absoluto trata o sinal de um eletrodo em relação à referência. Na última situação, é levado em consideração o sinal captado por um eletrodo em relação à média dos demais. A captação de sinais através de interconexão bipolar predomina em trabalhos envolvendo biorealimentação e eletroencefalografia clínica. A década atual conta com cinco vezes mais pesquisas publicadas que utilizam eletrodos bipolares, em relação aos unipolares [55]. Isso porque, através da primeira técnica, é possível obter significativa atenuação de artefatos presentes nos dois canais de aquisição, de natureza técnica ou biológica [55].

Um dos maiores problemas relacionados à extração de características de sinais biológicos refere-se à presença de ruídos e artefatos, como movimento dos

olhos, respiração, atividade muscular, e muitas vezes ruído da rede elétrica, dos cabos e do eletrodo [55].

A técnica invasiva para aquisição desse potencial recebe atenção cada vez maior, principalmente entre os estudos de BCI, pois através desse método consegue-se uma melhor relação sinal/ruído. Neste caso, a aquisição do sinal é realizada diretamente das células dos neurônios e não há atenuação, portanto, da pele e do crânio, como no caso não-invasivo. Além disso, o sinal transporta uma quantidade mais precisa de informação, pois o eletrodo é implantando a um grupo seletivo de neurônios. Deste modo, a interferência interneuronal e de outros artefatos biológicos são significativamente menores que no caso não-invasivo.

No entanto, a comunidade acadêmica como um todo ainda resiste à disseminação da prática invasiva, por vários fatores:

- aumento dos casos de infecções ao paciente;
- diminuição de voluntários para testes do sistema: poucos usuários em fase inicial de degeneração seriam submetidos, voluntariamente, a técnicas invasivas, dificultando o desenvolvimento dos estudos;
- representa um novo transtorno ao usuário do sistema, que já é submetido diariamente a sessões de treinamento e acompanhamento de muitos profissionais;
- necessidade da elaboração de um código de ética abrangente, evitando conflitos de interesses, profissionais, religiosos ou morais;
- aumento do custo final de uma interface de aquisição de sinais biológicos ao usuário, restringindo a disseminação da tecnologia assistiva;
- utilização restrita às pesquisas que dispõem de centros cirúrgicos para implantação dos eletrodos.

Um campo de estudo com foco crescente é o de novos materiais para realização de aquisição dos sinais. Profissionais da bioengenharia necessitam de equipamentos que estejam intimamente ligados às células, para que seja possível a criação de próteses mais eficientes [53]. De acordo com [53], a situação ideal é estabelecer contato intracelular, ultrapassando a resistência da membrana das células. No estudo feito, é proposta a utilização de revestimentos de polímeros condutores que penetrariam a dupla camada lipoprotéica celular. O contato intracelular melhora a conexão eletrodo-célula e, conseqüentemente, a condutividade elétrica [53].

3.1.2 Pré-processamento dos sinais

Sinais biológicos adquiridos por eletrodos apresentam baixa amplitude, da ordem de milivolts ou até mesmo microvolts. Além disso, há forte presença de artefatos, tanto de natureza técnica como biológica. É necessário, portanto, que esse sinal seja filtrado e amplificado [48].

Define-se como ganho do amplificador a relação entre a amplitude do sinal de saída em relação ao de entrada. A função desse ganho é adequar o nível de tensão do biopotencial para posterior processamento; seu valor varia entre 100 e 100000. O melhor valor depende de fatores como natureza do sinal, faixa de trabalho do conversor analógico-digital (A/D), e taxa de amostragem do sistema de aquisição e ruídos.

As topologias tradicionais acoplam os eletrodos de medição dos biopotenciais diretamente a fios, que os comunicam aos amplificadores do sistema. Tais eletrodos são denominados “eletrodos passivos”. As principais vantagens nesse arranjo é a simplicidade mecânica e de manutenção, além dos baixos custos. Contudo, o comprimento significativo dos fios de conexão entre a fonte de sinais de alta impedância (eletrodo) e o amplificador torna-se um fator negativo, do ponto de vista da engenharia, pois provoca atenuação do biopotencial e interferência. Uma alternativa proposta para evitar esses problemas é a utilização de “eletrodos ativos”. Nessa topologia, os amplificadores estão disponibilizados logo na saída dos transdutores, o que favorece a maximização da relação sinal/ruído do sistema. Entretanto, esse arranjo tem um custo elevado, pois tais amplificadores devem ser pequenos e leves o suficiente para que sejam posicionados na pele [56]. O número de pesquisas e artigos submetidos a congressos de bioengenharia e tecnologia assistiva relacionados a eletrodos ativos de baixo custo aumentou nos últimos anos. Entretanto, ainda não há eletrodos comerciais nesta linha, embora os resultados sejam muito promissores.

Alguns requisitos específicos devem ser satisfeitos ao se trabalhar com biopotenciais. A amplificação deve incidir apenas sobre a faixa do sinal alvo de estudo, rejeitar sinais de interferência e garantir segurança, tanto para os equipamentos eletrônicos acoplados quanto para o paciente, contra correntes e choques elétricos [47]. Para diminuir o impacto de ambientes eletricamente ruidosos,

os amplificadores devem ser do tipo diferencial e possuir alta taxa de rejeição de modo comum (pelo menos 100 dB) e alta impedância de entrada (pelo menos 100 M Ω) [47]. A razão de rejeição de modo comum – CMRR, do inglês *Common-Mode Rejection Ratio* – é o fator de ganho do modo diferencial dividido pelo ganho do modo comum (sinal de entrada em relação ao terra).

Filtros analógicos, implementados em hardware, devem estar integrados à unidade de amplificação e são indicados principalmente para limitar a quantidade de informação a ser processada, para exibição de valores e para excluir componentes CC. A primeira etapa de filtragem consiste em um filtro passa-altas, com a finalidade de excluir artefatos bioelétricos, tais como respiração e movimentos corpóreos. Recomenda-se uma frequência de corte desse filtro entre 0,1 e 0,7 Hz. Para garantir a presença apenas da banda de frequência de estudo, um filtro passa-baixas com frequência de corte inferior a 40 Hz deve ser empregado [47].

O uso de equipamentos digitais computadorizados em sistemas que envolvem sinais biológicos é imprescindível, principalmente quando o EEG está envolvido, devido à grande quantidade de dados a serem processados. E como um sinal analógico é constituído de uma infinidade de valores, faz-se necessário o uso de dispositivos que convertam sua natureza analógica para digital, limitando-se, desta maneira, a banda de frequência. O valor da tensão analógica é amostrado em intervalos fixos de tempo (intervalo de amostragem) e cada amostra é convertida para um valor digital, que representa a amplitude captada, por um conversor A/D.

A resolução desse conversor é definida como o mínimo de incremento entre dois valores ou o menor valor que pode ser amostrado. Usualmente um mínimo de 12 bits é utilizado para representar um sinal, o que possibilita uma capacidade de discernimento de 4096 valores. Além disso, recomenda-se que o sistema tenha resolução de 0,5 μ V [57]. A efeito de exemplo, um sistema com um conversor A/D de 12 bits e resolução de 0,5 μ V deve receber um sinal de entrada com amplitude inferior a 10,24 mV para atingir os requisitos citados acima.

Uma vez digitalizados e presentes em um equipamento com capacidade de processamento, os dados podem receber filtragem digital, antes das etapas de extração de características, classificação e geração dos sinais de controle. O estudo de EEG, por exemplo, se utiliza da faixa de frequência inferior a 50 Hz, e engloba os ritmos estudados no item 2.4.3. Filtros digitais específicos são implementados para análise nas faixas de interesse. Usualmente, a filtragem é linear e realizada através

de filtros com respostas ao impulso finita ou infinita (FIR e IIR – respectivamente). Alguns trabalhos se utilizam de filtros FIR, principalmente quando a fase linear é um requisito importante. Outros pesquisadores preferem filtros recursivos porque, para ordens elevadas, são mais eficientes e podem calcular a saída com um número menor de operações, se comparado a filtros não-recursivos [54].

3.1.3 Sistema de processamento

A grande variedade de equipamentos eletrônicos disponíveis comercialmente possibilita uma infinidade de arranjos para um sistema de sinais biológicos. A aplicação na qual estarão inseridos indicará qual será o mais adequado, uma vez que cada uma exige diferentes habilidades do sistema de processamento. Os fatores que mais influenciam na escolha de um equipamento são:

- exigência do processamento;
- capacidade de armazenamento de informações – memória interna, expansão para cartões SD, *compact flash*, cartão PCMCIA e *memory stick*;
- mobilidade – peso, tamanho, forma, autonomia de bateria e vida útil;
- formas de comunicação – cabo, infravermelho, *bluetooth*, WiFi;
- velocidade de troca de informação;
- tamanho de tela para exibição de informações;
- tela sensível a toque (*touch screen*);
- compatibilidade com outros equipamentos;
- preço.

Dispositivos como o *handheld* e *UMPC* (do inglês *Ultra Mobile PC*) estão cada vez mais presentes em aplicações que demandam processamento e mobilidade. Características como tamanho e peso reduzidos, elevadas autonomia e vida útil, tela sensível a toque, portabilidade e preço acessível foram os principais responsáveis pela popularização desses dispositivos. Os modelos mais comuns incluem expansão para cartões de memória e comunicação com altas taxas de transferência via infravermelho, *bluetooth* e WiFi. A velocidade dos processadores está próxima à faixa de 1 GHz e a tendência é seguir avançando, uma vez que as aplicações desenvolvidas demandam cada vez mais processamento. Isso possibilita

sua utilização em sistemas assistivos, como interface gráfica e/ou unidade de processamento de sinais EMG, EOG ou até mesmo VOG e EEG, cuja necessidade do processador não seja tão elevada.

Outra opção que garante maior poder de processamento a um sistema, sem onerar seu orçamento, é a utilização de mini-computadores pessoais. Seu emprego tornou-se atrativo devido ao tamanho e preço cada vez mais reduzidos, principalmente se comparado aos antigos equipamentos controladores dedicados. Esse computador recebe o nome de *mini-itx* (Figura 24) – um computador de dimensões inferiores a 17x17cm, com todas as entradas e saídas disponíveis em um PC: portas USB, serial, paralela, *firewire*, IrDA, I2C, *Ethernet*, PS2 para teclado e mouse, entrada para microfone e saída para caixa de som. Embora não seja possível realizar *upgrades* dos processadores, pois estão diretamente soldados ao mini-itx, velocidades superiores a 1,3 GHz são facilmente encontradas. A capacidade de memória pode chegar aos 2 GB, com a velocidade de barramento variando entre 200 e 533 MHz. Apesar do vídeo, som e rede serem *onboard*, é possível inserir placas externas através de *slots* de expansão PCI. Alguns modelos oferecem suporte para o PCI-Express, uma tecnologia comercialmente disponível desde 2004, com velocidade de transferência de dados entre periférico e computador que ultrapassa os 4 GB/s, superior àquela encontrada nos barramentos AGP e PCI padrões. A um custo um pouco mais elevado, é possível se adquirir um *nano-itx*, cuja diferença para um mini-itx são as dimensões – inferiores a 13x13cm.

3.2 Artefatos

O estudo de sinais biológicos através de métodos não-invasivos é dificultado não apenas pela baixa amplitude do sinal captado, mas também pela alta susceptibilidade a ruídos – os artefatos [47, 48]. Normalmente caracteriza-se por uma seqüência de amplitude superior e forma diferente em relação ao sinal que não sofre interferências [47].



Figura 24 – Mini-itx VIA EPIA M10000.

Os artefatos podem ser de natureza técnica e biológica [47, 48]. Dentre aqueles encontrados no primeiro grupo, merecem destaque a interferência gerada pela rede elétrica, falta de blindagem e movimento dos cabos, excesso de gel condutor ou pasta de fixação, bateria baixa, estado físico dos eletrodos e dos fios. Artefatos de natureza biológica incluem movimentos corpóreos, suor e oleosidade da pele, piscadas, batimentos cardíacos e respiração [19, 28, 47, 48, 55, 58, 59, 60, 61].

A interferência indutiva gerada pela rede elétrica é uma das que mais influenciam negativamente no desempenho do sistema. Os campos magnéticos variáveis no tempo induzem tensões nos cabos condutores de sinais biológicos e nos circuitos (Lei de Lenz). Alguns procedimentos atenuam esse tipo de artefato, tais como ambientes com blindagem e aterramento adequados, utilização de cabos de par trançado, malha em volta dos condutores e uso de filtros que rejeitem frequências próximas a 60 Hz [32].

Ainda em relação aos artefatos técnicos, outro que merece atenção é aquele decorrente do contato eletrodo-pele. A presença do gel eletrolítico (explicado em 3.1.1) produz uma distribuição de cargas na interface eletrodo-eletrólito, que por sua vez gera um potencial elétrico. Caso haja algum movimento entre o eletrodo e o eletrólito, ocorre alteração na distribuição de cargas e, conseqüentemente, deste potencial elétrico. Da mesma forma, existe uma tensão na interface eletrólito-pele, e movimentos entre a pele e o eletrólito alteram esse potencial. Esse tipo de interferência produz flutuação do sinal em baixa frequência (inferiores a 1 Hz) e é de difícil filtragem devido à grande quantidade de informação que carrega em relação aos biopotenciais em geral. Este problema é atenuado através de fixação eficiente do eletrodo à pele, evitando qualquer tipo de movimento, e utilizando materiais que apresentem polarizações pequenas como os de prata / cloreto de prata ($Ag/AgCl$) [32].

É impossível evitar a presença de artefatos de natureza biológica através de técnicas não-invasivas. Isso acontece porque o sinal captado pelo eletrodo é proveniente não apenas do músculo sob a camada de pele, mas também de batimentos cardíacos, sinais cerebrais, respiração e potencial elétrico de outros músculos. Entretanto, é possível minimizar os efeitos desses artefatos através de uma postura mais relaxada do paciente. Ele deve ser aconselhado a permanecer calmo e evitar movimentos musculares voluntários, por menores que sejam. Outro procedimento que minimiza tais artefatos é o posicionamento correto dos eletrodos no paciente. A região de aquisição do sinal deve estar afastada de pontos motores. Além disso, o contato deve ser o mais íntimo possível, através da limpeza da pele e ótima fixação, prevenindo movimentos do sensor sobre a pele.

Conforme discutido no item 3.1.1, mesmo com todo o aspecto negativo referente a sua prática, a técnica invasiva é cada vez mais utilizada em grandes centros de pesquisas, visando aumentar a amplitude do sinal captado e minimizar o efeito dos artefatos, principalmente os de natureza biológica. A aquisição realizada diretamente das células neurais favorece a uma menor presença de artefatos, conseqüentemente, a eliminação de artefatos originados pelo gel condutor, e tampouco sofrem influência de aspectos da pele como suor, sujeira, oleosidade ou sinais eletromiográficos.

Mesmo com o aumento de estudos que se utilizam de técnicas invasivas para a captação de sinais biológicos, ocorre predominância da aquisição não-invasiva. A alta susceptibilidade a artefatos exige o emprego de técnicas que minimizem seus efeitos. Costuma ser uma boa prática para identificação de artefatos biológicos o uso de eletrodos adicionais monitorando o movimento dos olhos, o batimento cardíaco (sinais eletrocardiográficos ou ECG) e a atividade muscular. Além disso, segundo comentado no item 3.1.1, a interconexão dos eletrodos deve ser realizada de forma bipolar, atenuando sinais captados por ambos os canais de aquisição [55] e os amplificadores devem ser do tipo diferencial, possuir alta CMRR e alta impedância de entrada [47]. Ambientes especiais eletricamente blindados minimizam o impacto do ruído proveniente da rede elétrica urbana. Quando não for possível realizá-la, o meio de transmissão do biopotencial ao sistema de pré-processamento deve ser realizado por cabos blindados [47, 62].

3.3 Interface Cérebro-Computador

BCI corresponde ao acrônimo da denominação de uma interface, em inglês – *Brain-Computer Interface* ou Interface Cérebro-Computador (ICC) [48]. É um tipo de interface homem-máquina definida como um sistema de comunicação baseado na interpretação, por computador, da atividade cerebral espontânea [24, 27, 39, 40, 46, 60, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72], traduzindo-a em uma seqüência de comandos [19, 47]. Tais ondas cerebrais são captadas através de eletrodos, posicionados em pontos específicos da cabeça, geralmente através de sua superfície externa [54]. Esta interface, portanto, possibilita a pessoas com deficiências um novo meio de comunicação [39, 40, 63, 64, 68, 69, 73, 74], já que não dependem dos canais de saída normais como nervos e músculos [24, 48, 54, 67, 70, 72, 75].

O interesse pelo desenvolvimento desta interface surgiu principalmente da esperança que oferece às pessoas que sofrem de distúrbios neurológicos ou com deficiência motora [48, 54, 75]. É possível que um indivíduo seja treinado para produzir sinais cerebrais confiáveis para controle de computadores ou cadeiras de rodas. As atuais interfaces deste tipo interpretam a intenção do usuário com aproximadamente 90% de precisão e com mais de cinco comandos gerados por minuto [45, 48]. Embora a velocidade de resposta de uma BCI seja extremamente inferior às interfaces motoras, uma BCI pode permitir que atividades que requerem algum controle muscular voluntário estejam presentes novamente no cotidiano de indivíduos com neuropatias motoras [75]. O cunho social a que pode ser destinado uma BCI talvez seja sua forma de aplicação mais importante, não apenas para o usuário, mas também para equipes de educação e reabilitação, amigos e familiares. Essas pessoas poderão saber o que o paciente a sua frente deseja.

É consenso entre os estudos envolvendo sinais biológicos que o melhor benefício em termos de precisão e velocidade de resposta ocorre quando há combinação entre diferentes sinais [18]. Os mais simples de serem captados contribuem para uma resposta rápida, enquanto outros sinais atuam em redundância, evitando falhas de interpretação da máquina. No entanto, nem todo indivíduo, em especial aquele com ELA, é capaz de externar sinais que envolvem movimentos. Conseqüentemente, uma BCI representa um ótimo canal de auxílio a

estes indivíduos, promovendo a ampliação e melhoria de suas capacidades comunicativas.

Antes que um usuário seja capaz de utilizar este tipo de interface, é necessário um período de treinamento. Tal período visa a adaptá-lo à interface, aproximando-o gradativamente de toda a maquinaria que será incorporada ao seu cotidiano. É importante que aceite, psicologicamente, a necessidade do uso deste equipamento, incorpore-o e acostume-se ao novo estilo de vida. Fatores emocionais, expectativa dos resultados, força de vontade, experiências passadas e adaptabilidade da BCI ao usuário afetam diretamente este período de adaptação, que varia de alguns dias a meses em alguns casos. Essa fase de treinamento constitui-se em um dos pontos mais negativos na utilização dessa interface, pois dependendo do resultado e do período necessário, pode se tornar uma experiência frustrante e incômoda ao usuário [48]. A Figura 25 exibe um usuário realizando alguns exercícios de treinamento da interface BCI, auxiliado por computador.



Figura 25 – Treinamento de uma BCI.

Alguns aspectos relacionados ao usuário são fundamentais na criação dessa interface:

- controle: a robótica assistiva tem um objetivo essencialmente social – melhorar a qualidade de vida de pessoas com limitações funcionais. O indivíduo assistido, portanto, deve sentir que controla o sistema, atenuando o sentimento de dependência inerente à sua condição;
- reabilitação: a interface deve ser capaz de adaptar-se às variações físicas, cognitivas e emocionais do usuário, permitindo a sua reabilitação, principalmente nos casos de Esclerose Lateral Amiotrófica, pelo fato de ser degenerativa e progressiva;

- segurança: deve primar pela confiabilidade, robustez e simplicidade, ou seja, ser capaz de operar ininterruptamente sem a presença de especialistas. Membros do convívio do usuário devem estar aptos a auxiliar no que diz respeito às operações cotidianas;
- aspectos éticos: a intimidade do usuário deve ser respeitada em todo momento e a qualquer custo. O sistema nunca deverá tomar decisões substituindo a vontade do usuário;
- aspectos econômicos: o sistema deve utilizar-se de tecnologias baratas, possibilitando o acesso a uma parcela maior da sociedade.

Embora o BCI ainda não tenha conquistado amplamente o campo comercial, as possibilidades de sua utilização são bem prósperas. Representa a via de assistência mais promissora ao indivíduo com ELA. Contudo, não se trata de uma realidade a curto prazo. Os custos são elevados, há alta interferência de ruídos e grande complexidade para decifrar eventos relacionados às atividades neurais. Quando os preços se tornarem mais acessíveis, maiores investimentos serão realizados em pesquisa e desenvolvimento e, conseqüentemente, um leque maior de aplicações será disponibilizado. Não é difícil imaginar, a médio prazo, a criação de sistemas de controle corporal e cerebral de atuação conjunta, porém independentes entre si.

3.3.1 Áreas de interesse

Há um interesse cada vez maior no uso de sinais fisiológicos para pesquisa, comunicação alternativa e controle de dispositivos [11, 46], tanto por pessoas com deficiência como por pessoas saudáveis. Nos últimos anos, resultados de pesquisas em todo mundo evidenciam que é possível analisar ondas cerebrais *on-line* e determinar estados mentais. Esses estados podem ser mapeados em várias ações, tais como seleção de letras em teclados virtuais ou controle de robôs [46]. A evolução da tecnologia assistiva permitiu ao BCI transformar-se em uma ferramenta de trabalho, podendo ser aplicada tanto a áreas médicas como neurologia e neurofisiologia clínica [47], ou em áreas de entretenimento, treinamento esportivo ou até para uso militar.

Neurorealimentação clínica

Estudos relacionados ao EEG mostraram que muitos transtornos médicos e psicológicos correlacionam-se com tipos específicos de atividade cerebral anormal. Por exemplo, alcoolismo é associado com a deficiência de ritmo *alpha* e pacientes com Transtornos de Déficit de Atenção com Hiperatividade (TDAH) têm níveis aumentados da atividade *theta* e diminuídos de *beta*, se comparados com o padrão normal [54].

Pesquisadores desta área acreditam que, em muitos casos, esses transtornos podem ser tratados usando a neurorealimentação para “redesenhar” o cérebro do paciente, combinando seu estado com a atividade de um cérebro considerada normal. Os resultados de tratamentos em pessoas que sofrem de alcoolismo e TDAH indicaram grande sucesso [54].

Comunicação alternativa

O desenvolvimento da tecnologia assistiva vem sendo cada vez mais beneficiado através da interpretação de sinais EEG. Pessoas com severas deficiências motoras vislumbram a possibilidade de comandar dispositivos móveis ou controlar computadores, sem auxílio externo, tornando-se menos dependentes. Em vários experimentos, pessoas que foram previamente classificadas como em estado de coma ou “estado vegetativo persistente” foram capazes de controlar um computador, interagindo com médicos e familiares [54].

Entretenimento

Outra área que será beneficiada com o desenvolvimento da interpretação de EEG é a de entretenimento. As empresas de vídeo-games já produzem jogos que reagem a estímulos de sinais cerebrais [54]. Assim, os jogos exploram mais as emoções do usuário, e podem identificar maiores pontos de medo ou adrenalina. Certamente, esta intercomunicação entre jogadores e máquina revolucionará o mercado virtual.

A grande maioria dos jogos atuais que utilizam biorealimentação foi criada para tratamentos médicos ou psicológicos, e devem ser jogados sob supervisão de profissional [54]. No entanto, em 2002, uma empresa sueca chamada *The Interactive Institute* criou um jogo – *Brainball* – baseado em EEG, apenas com finalidade de entretenimento. Ele é jogado por dois jogadores, sentados frente a frente através de uma mesa com uma bola de metal no centro. O jogador menos relaxado atrai a bola para si, e este perde assim que a bola atravessa a extensão da mesa [54].

Exemplos de aplicações médicas

Algumas aplicações envolvendo BCI na medicina são [47, 54]:

- monitoramento de vigilância, coma e morte cerebral;
- localização de regiões de dano no cérebro por um tumor ou após golpe;
- controle da profundidade de anestesia;
- controle de infecção, hemorragia e degeneração do tecido cerebral;
- efeitos de drogas em tratamentos de epilepsia e convulsão;
- estudo do desenvolvimento cerebral de homens e animais;
- estudos de condições metabólicas e hormonais que afetam o tecido cerebral;
- estudos em transtornos neurológicos como paralisia cerebral, autismo, epilepsia, esquizofrenia ou Alzheimer;
- investigação de transtornos no sono e fisiologia.

3.4 Controle de cadeiras de rodas robóticas

A tecnologia assistiva tem recebido um grande foco de entidades de pesquisas. Dois fatores são preponderantes para este fato: o crescimento do sentimento de responsabilidade social e a capacitação tecnológica, principalmente no campo de processamento de sinais [11]. Indivíduos tetraplégicos ou com ELA são alvos de estudos que objetivam a inclusão social em níveis inimagináveis há poucas décadas. Uma vertente desses estudos é o controle de cadeira de rodas robótica por meio de sinais biológicos.

Diversos estudos demonstram o benefício substancial que indivíduos com deficiências motoras desfrutam através da mobilidade independente, incluindo cadeiras motorizadas e andadores. A mobilidade independente reduz a necessidade de ajuda profissional e de familiares, aumenta a vocação para aprendizagem em crianças e promove sentimento de auto-estima, contribuindo para diminuir a ansiedade e a depressão [20].

Entretanto, nem todos os indivíduos com deficiências motoras podem ter seus problemas de mobilidade atenuados com a tradicional cadeira de rodas manual ou motorizada. É o caso dos que são tetraplégicos ou acometidos por neuropatias motoras [20]. O grande interesse na aquisição e manipulação de sinais biológicos, portanto, decorre do fato de possibilitar o controle de cadeiras de rodas sem intervenção muscular [27].

Existem atualmente inúmeras interfaces entre humanos e computadores, tais como teclados, *mouses* e joysticks [11, 27, 54]. Todavia, o uso destes dispositivos é restrito ao caso de indivíduos com nenhuma ou baixa disfunção física. Não podem ser aplicados, portanto, a indivíduos com ELA, cuja limitação motora é severa.

Uma forma de controlar uma cadeira de rodas robótica é através de tabuleiros pictográficos. Esses tabuleiros são dotados de números, palavras e símbolos que representam diversas atividades, estados ou desejos, atuando como ferramenta de comunicação auxiliar. O usuário escolhe o símbolo referente ao que deseja realizar e o computador desempenha a atividade. Caso a cadeira esteja em um ambiente estruturado, o usuário pode selecionar um cômodo de sua própria casa e a cadeira dirige-se autonomamente ao destino, evitando obstáculos.

Existem equipamentos destinados exclusivamente a serem utilizados como tabuleiro pictográfico com tela sensível a toque, como o exibido na Figura 26. Usuários com deficiências motoras utilizam um apontador de cabeça para realizar a escolha. Entretanto, o mesmo efeito pode ser alcançado desenvolvendo-se programas de símbolos pictográficos para aparelhos com telas sensíveis a toque, como handhelds (Figura 27), *UMPC* ou *tablet PC*. A vantagem neste caso é que a opção pode ser selecionada através de sinais biológicos.



Figura 26 – Tabuleiro pictográfico.

Os símbolos são dispostos formando uma matriz na tela do PDA, por exemplo. Um programa carregado neste dispositivo possibilita a escolha através de toque na tela sobre um símbolo ou seleção auxiliada por sinais biológicos, tais como EMG, EOG, VOG ou ainda EEG. Uma varredura atua inicialmente percorrendo as linhas da tela. Após essa primeira seleção, o sistema passa a percorrer as colunas, até que o usuário selecione sua opção. Concluída ou cancelada a ação, a varredura é reiniciada. A situação descrita acima é exibida na Figura 27.



Figura 27 – Varredura de símbolos pictográficos disponíveis em um PDA.

Esse tipo de sistema deve levar em consideração aspectos muito importantes:

- baixo consumo energético e peso: possibilita às baterias promoverem maior autonomia ao usuário;
- itens de segurança: a cadeira estará muitas vezes em ambientes desconhecidos e possivelmente perigosos, como próximos a rampas, escadas, espaços elevados etc;
- simplicidade no manuseio: importante tanto para que o usuário não tenha dificuldades em sua utilização, como para que seja facilmente ajudado por pessoas não-familiarizadas com o sistema;
- dimensão reduzida do produto final: minimiza-se a influência de obstáculos e pontos estreitos de passagem, facilitando a navegação e favorecendo um controle mais simples, rápido e robusto;
- adaptabilidade: quando destinado a indivíduos com ELA, o sistema deve estar preparado para sua degeneração característica. A adaptação é alcançada através da identificação e manipulação de diferentes tipos de sinais: os mais simples em estágios iniciais, caso do uso do apontador de cabeça e sinais EMG, EOG e VOG quando a atrofia muscular for avançada, e EEG para o último estágio da doença;
- estética: o objetivo maior deste sistema é a inclusão social, não apenas na questão da dependência, como também na reintegração do indivíduo à sociedade. Assim, faz-se necessário um projeto estético, que evite constrangimentos e não destoe com o ambiente.

4 A cadeira de rodas robótica

O Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE) da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES) possui um grupo de pesquisa em Tecnologias de Apoio a Pessoas Com Deficiência, o qual nos últimos anos vem desenvolvendo vários trabalhos relacionados à tecnologia assistiva, tais como:

- Desenvolvimento de Sensor Mioelétrico para Uso em Próteses de Membro Superior (braço e antebraço);
- Desenvolvimento de Sensor de Temperatura para Uso em Próteses (mão artificial);
- Desenvolvimento de Sensor de Força e Deslizamento para Uso em Próteses (mão artificial);
- Sistema de Controle de Próteses Adaptativas para Membros Superiores;
- Estudo, Caracterização e Modelagem de Atuadores Piezelétricos para Próteses;
- Construção de uma Prótese Mioelétrica de Membro Superior, com Sensores de Temperatura, Força e de Nível de Bateria;
- Desenvolvimento de Sensor Ultra-Sônico para Auxílio à Locomoção de Deficientes Visuais;
- Desenvolvimento de um Sistema de Comunicação por Rádio Freqüência entre Deficientes Visuais e Condutores de Ônibus Urbanos.

O projeto assistivo mais recentemente desenvolvido pelo grupo de pesquisas é a cadeira de rodas robótica. A cadeira robótica conta com uma unidade de acionamento, que é composta por uma placa responsável pelo controle dos motores, recepção e conversão de nível de sinais provenientes de sensores externos. Tais sinais são utilizados na unidade de controle, à qual também é atribuída a função de comunicação entre as unidades de acionamento e processamento.

Outro módulo existente na cadeira de rodas robótica é a unidade de processamento, que está preparada para aplicações móveis. Algumas de suas

características que demonstram isso é o consumo energético reduzido, bem como seu peso e dimensões físicas. Sua função é comunicar-se com o PDA e receber sinais da câmara de vídeo, para trabalhos envolvendo sinais VOG, e da unidade de aquisição de sinais biológicos. Esta unidade disponibiliza esse sinal pré-processado, ou seja, após filtragem analógica, amplificação e digitalização. De posse do sinal, a unidade de processamento calcula a ação de controle dos motores ou o comando para o PDA. A Figura 28 ilustra como os componentes estão interligados.

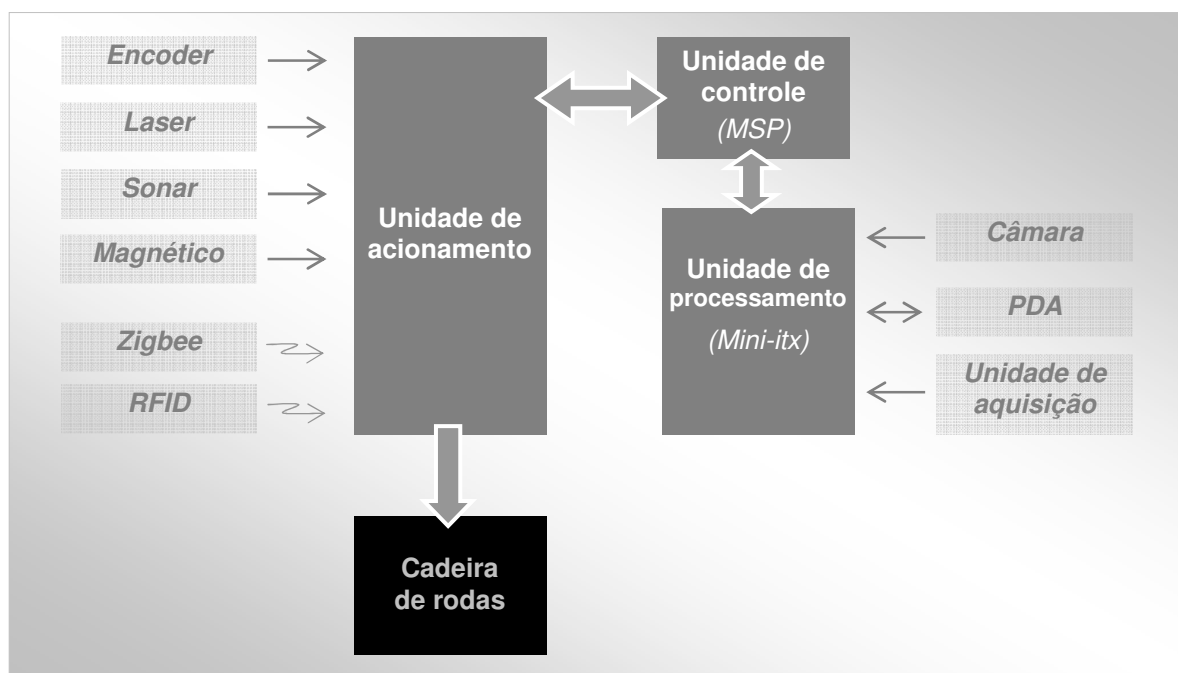


Figura 28 – Estrutura da cadeira de rodas robótica

No item 4.6, são apresentados aspectos relacionados à unidade de monitoramento. Ela é composta por uma interface gráfica embarcada em um PDA, com capacidade de comunicação por WiFi. O programa está apto para interagir com uma plataforma móvel que também esteja conectada à mesma rede WiFi, recebendo informações como posição ou orientação dessa plataforma, imagens ou enviando comandos.

4.1 Adaptação da cadeira de rodas

A cadeira de rodas motorizada utilizada neste trabalho foi adquirida com fundo provido pela FAPES – Fundação de Apoio à Ciência e Tecnologia do Espírito Santo. Trata-se do modelo motorizado “S”, da Freedom, que pesa pouco menos de 30 kg. Ela é alimentada por duas baterias de chumbo-ácido, de 13,5 kg cada, sendo então seu peso total de aproximadamente 56 kg. Suas medidas contabilizam 60 cm de largura, 50 cm de altura e 42 cm de comprimento. O diâmetro das rodas traseiras e dianteiras é de, aproximadamente, 51 cm e 20 cm respectivamente. O preço atualmente no mercado é de aproximadamente R\$ 5.000,00.

Em relação às especificações técnicas, pode-se dizer que os motores são de 24 V e 300 W e as baterias são de automóvel, portanto recarregáveis, de tensão 12 V e capacidade 50 Ah cada. A velocidade máxima da cadeira é de 8 km/h e sua autonomia é de 25 km, considerando terreno plano, com baterias novas e uso intermitente, até a descarga total da bateria. A corrente nominal para o funcionamento em terreno plano e com baixa resistência do solo é de 15 A e o consumo em repouso é de 150 mA. O módulo de potência é microprocessado e controlado por um joystick.

A primeira etapa do processo de adaptação foi a retirada do joystick, uma vez que o principal público-alvo a que se destina a cadeira de rodas – indivíduo acometido por neuropatia motora com severo comprometimento dos membros motores – não é dotado de capacidade de realizar qualquer acionamento que envolva movimento de membros. Por se tratar de um equipamento comercial, não foi possível compreender o módulo de potência para acionamento, uma vez que o fabricante não fornece esse tipo de informação. Sendo assim, foi desenvolvido um módulo de acionamento, explicado em detalhes no item 4.4.

A próxima etapa consistiu em adaptar uma estrutura mecânica em alumínio para suporte do PDA e da câmara de vídeo. Teve-se o cuidado de manter os equipamentos apenas um pouco acima da altura dos olhos do cadeirante, para que ele não perdesse o campo visual à frente e, ao mesmo tempo, evitasse esforço na visualização do PDA. A distância do PDA é de 50 cm dos olhos do usuário, o que lhe permite enxergar os itens na tela com comodidade, desde que sua visão não seja comprometida. O suporte pode ser regulado para várias alturas e distâncias,

dependendo da altura do usuário e de sua capacidade de visão. A Figura 29 mostra a adaptação do suporte de alumínio.

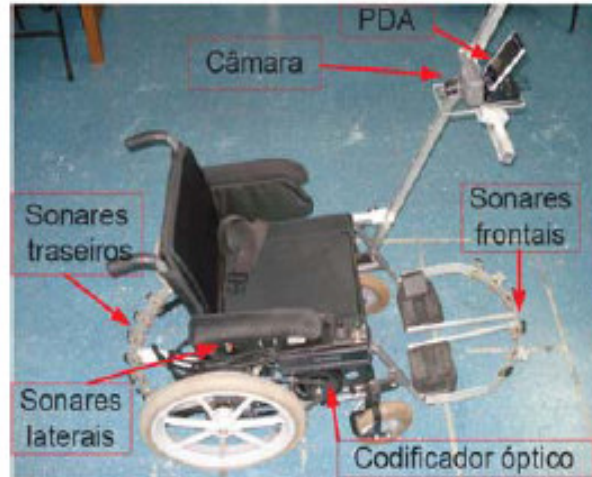


Figura 29 – Adaptação de equipamentos à cadeira de rodas.

A mesma figura mostra ainda a adaptação de codificadores ópticos, um para cada motor, para serem usados pelo controlador de velocidade, bem como pelo controlador de posição. O codificador óptico usado é o CP-350 (*absolute encoder*), fabricado pela *Computer Optical Products*. O modelo é alimentado em 5 V, saída TTL, ou seja, 0 ou 5 V e incremental, com resolução de 2048 ciclos por revolução. Atualmente o preço de mercado para cada encoder é em torno de R\$ 400,00.

Para a segurança do usuário do sistema, foram incluídos na cadeira sonares com a finalidade de detectar obstáculos. São quatro sensores frontais, um para cada lateral e seis traseiros, capazes de detectar obstáculos até 50 cm de distância, evitando colisões e auxiliando na navegação. Além disso, há outros dois sensores frontais apontados para o chão com intuito de identificar buracos e escadas descendentes.

4.2 Aquisição de sinais biológicos

O primeiro passo para a utilização da cadeira de rodas consiste na análise do tipo de enfermidade presente e o grau de acometimento do usuário. Isso é necessário para que o auxiliar desse usuário selecione o tipo de sinal biológico que

será usado para o controle da cadeira. Caso haja paralisia apenas dos membros, mas o paciente detenha um controle satisfatório dos movimentos do pescoço, livre de espasmos, então poderá ser fixado um apontador de cabeça na testa do usuário, de aproximadamente 50 cm, correspondendo à distância aproximada entre este e o PDA. A seleção é realizada diretamente sobre a tela do PDA, não requerendo qualquer processamento de sinais.

Entretanto, a avaliação do auxiliar poderá ser contrária ao uso do apontador de cabeça, por detectar um controle inaceitável ou presença de espasmos, muito comuns em neuropatias motoras. Seu julgamento irá definir o sinal biológico mais adequado à situação que, neste trabalho, inclui também o EMG, por meio de piscada de olhos, o VOG, por meio do movimento do globo ocular, ou o EEG, por meio de sinais cerebrais. Conforme citado no Capítulo 2, o uso do sinal muscular poderá mover um cursor vertical ou horizontalmente na tela do PDA, caso o paciente detenha habilidade de piscar com cada um dos olhos. Caso não seja dotado dessa habilidade, então a varredura automática poderá auxiliá-lo em sua seleção. No caso do VOG, pode-se utilizar uns óculos especiais dotado de uma câmara de vídeo (Figura 9 na página 44). No caso do EEG, vale ressaltar que a aquisição de sinais poderá ser realizada por eletrodos individuais (Figura 30) ou pela touca de eletrodos. Os cuidados necessários para o posicionamento correto dos eletrodos foram explicados no item 3.1.1 deste trabalho.



Figura 30 – Eletrodos individuais para captação de sinais EEG.

A exigência do controle por sinais biológicos tem como conseqüências a utilização da unidade de aquisição e da unidade de processamento desses sinais. A primeira unidade é composta pelos eletrodos, por uma placa de condicionamento e por outra placa baseada no CI AD7716, da *Analog Devices*, que é responsável pelo pré-processamento do biopotencial. Segundo discutido no item 3.1.2, esta etapa

deve-se a sua baixa amplitude, além da presença intensa de artefatos. Inclui basicamente filtragem, amplificação e amostragem da faixa do sinal biológico de interesse.

A Figura 31 apresenta, à esquerda, a placa de condicionamento que recebe o sinal captado pelos eletrodos e realiza a primeira etapa do pré-processamento. Ela é constituída por uma fonte de alimentação de +5 / -5 V, de baixo ruído, baseada em dois reguladores de tensão UA723, da *Texas Instruments*. Esse regulador tem como características alta rejeição de *ripple* (86 dB), boa regulação de entrada (inclusive em presença de carga), alta estabilidade em relação à temperatura, baixa corrente de *standby* (2,3 mA) e baixo nível de ruído de saída (2,5 μ V). As informações técnicas disponíveis no *data sheet* do UA723 apontam que cada circuito integrado é capaz de fornecer 150 mA [76]. Esse valor é bem satisfatório para o sistema de aquisição de sinais, que consome corrente inferior a 80 mA [77].

A placa apresenta ainda dois canais de aquisição, que podem ser ligados de forma bipolar, formando um único par, ou de forma unipolar, onde cada canal é amostrado de forma independente em relação à referência. Um filtro RC passa-altas ajustado para 0,1 Hz evita a saturação dos amplificadores devido ao sinal contínuo do acoplamento existente entre eletrodo e pele. O sinal recebe, então, amplificação – ganho de 10000 para EEG e 10 para os demais biopotenciais – e nova filtragem com um filtro passa-baixas *Butterworth* de quarta ordem, com frequência de corte em 35 Hz, para eliminar influências da rede elétrica e limitar a banda de frequência do sinal. Essa etapa é realizada por meio do circuito integrado de instrumentação de precisão INA118, da *Burr-Brown*. Algumas de suas características são: baixa tensão de *offset* (abaixo de 50 μ V), alta CMRR (110 dB mínimos), baixo nível de ruído (0,28 μ Vp-p) ganho ajustável (1 a 10000) e baixo valor de corrente quiescente (350 μ A) [78]. Exigências de alta impedância de entrada, altas taxas de rejeição de modo comum e baixo nível de ruído são atendidas por essa placa [77, 79, 80].

Ainda na placa de condicionamento, foi implementado um circuito de *Body Drive*, também conhecido como *Right-Leg-drive-system*, como alternativa de ligação do usuário à referência do circuito. A finalidade de um *Body Drive* é minimizar influência dos artefatos e prover segurança, desconectando o usuário do circuito de aterramento quando o amplificador ultrapassa seu valor limite. Esse circuito atenua sinais em modo comum por meio da técnica de retorno desse sinal,

amplificado e invertido, ao corpo do usuário, especificamente à sua perna direita. Os resultados dos testes mostraram-se satisfatórios apenas em estudos de ECG (eletrocardiograma). Para os sinais biológicos utilizados nesta Dissertação de Mestrado – EEG e EMG – o uso do *Body Drive* não apresentava melhoras significativas e, em alguns casos, aumentava o nível de ruído. Os resultados exibidos no próximo capítulo, portanto, não incluem o uso desse sistema.

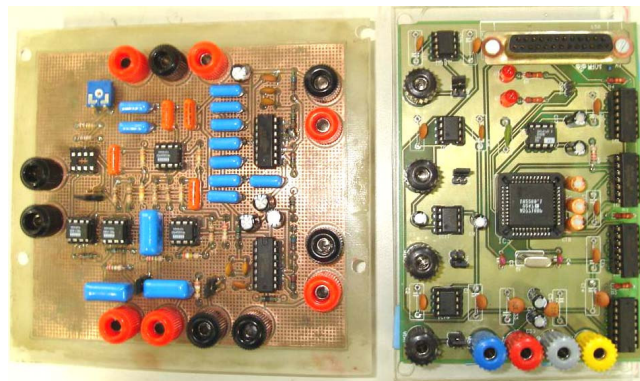


Figura 31 – Placas para aquisição de sinais biológicos.

Após esse processo, o sinal resultante é encaminhado para uma segunda placa (à direita na Figura 31) responsável principalmente em convertê-lo para o formato digital. Essa placa contém quatro canais de entrada, cada um com um *buffer* concretizado pelo amplificador operacional de precisão OP07, da *Analog Devices*. Suas principais características são: baixo nível de ruído ($0,25 \mu\text{V}$), baixo *offset*, alta taxa de rejeição em modo comum (110 dB), banda de passagem estreita e baixo *slew-rate* ($0,3 \text{ V}/\mu\text{s}$). Mas o principal circuito integrado da placa é o AD7716, usado para processamento de sinais biológicos em sistemas de aquisição de dados. Esse dispositivo, também da *Analog Devices*, é capaz de processar até quatro canais com banda de passagem de até 584 Hz e trabalha com um cristal de 8 MHz. Possui resolução de 22 bits, 4 canais de conversão A/D e filtro passa-baixas digital integrado e configurável, ajustado para 36,5 Hz para eliminar principalmente os ruídos provenientes da rede elétrica. Essa frequência foi selecionada pelo fato de que os sinais de interesse estão abaixo de 30 Hz e a próxima frequência de filtragem do circuito integrado é superior a 60 Hz. A taxa de amostragem usada foi de 140 Hz, tanto para sinal muscular como para o cerebral. Depois deste pré-processamento, o sinal é enviado ao computador de bordo através da porta paralela [79].

4.3 Unidade de processamento – mini-itx

O mini-itx é um computador pessoal de pequenas dimensões preparado para aplicações embarcadas, dotado com os mesmos recursos que os computadores tradicionais. Sua arquitetura e seus componentes são otimizados de tal forma que o consumo de corrente elétrica seja baixo. Foi adquirido o modelo VIA EPIA M10000, de 17x17 cm, com as seguintes características: processador de 1 GHz; memória RAM de 256 MB DDR; saídas de áudio; entrada para teclado, mouse e monitor; portas USB, firewire, serial e paralela; rede 10/100 Ethernet integrada e *slot* PCI. No atual estágio da pesquisa, esse computador embarcado é responsável por todo o processo de filtragem e processamento dos sinais biológicos captados pela unidade de aquisição. Posteriormente, será responsável também pelos cálculos dos controladores de navegação da cadeira de rodas robótica.

A alimentação desse computador embarcado é provida pelas mesmas baterias que alimentam os motores da cadeira de rodas. Esse fato demanda, portanto, uma fonte especial para o computador, capaz de filtrar os ruídos produzidos pelo motor durante seu funcionamento. Foi adquirida a fonte automotiva M2-ATX, com potência de 160 W e entrada de 6 até 24 V. Ela está preparada para suprir computadores durante a partida de motores de automóvel, cuja tensão frequentemente cai abaixo de 6 V, ou em situações de sobretensões transientes. Outra característica importante dessa fonte é a capacidade de monitorar constantemente o nível de tensão de alimentação. Uma foto da fonte de alimentação pode ser vista na Figura 32.



Figura 32 – Fonte de alimentação do mini-itx.

Para o mini-itx, foi desenvolvido o programa *Eletrobio* [81], responsável pelo controle da porta paralela, filtragem digital do sinal biológico pré-processado,

visualização e treinamento do usuário da cadeira de rodas. A plataforma de programação utilizada foi o *Microsoft Visual C++*, sendo que sua interface gráfica foi construída com auxílio da ferramenta *FOX TOOLKIT* – uma biblioteca para desenvolvimento de interfaces gráficas. A tela do Eletrobio é apresentada na Figura 33: a parte superior da tela é atualizada constantemente com o sinal recebido da unidade de aquisição; a parte central é atualizada com o sinal filtrado pelo programa; por último, na parte inferior, é exibida a variância do sinal.

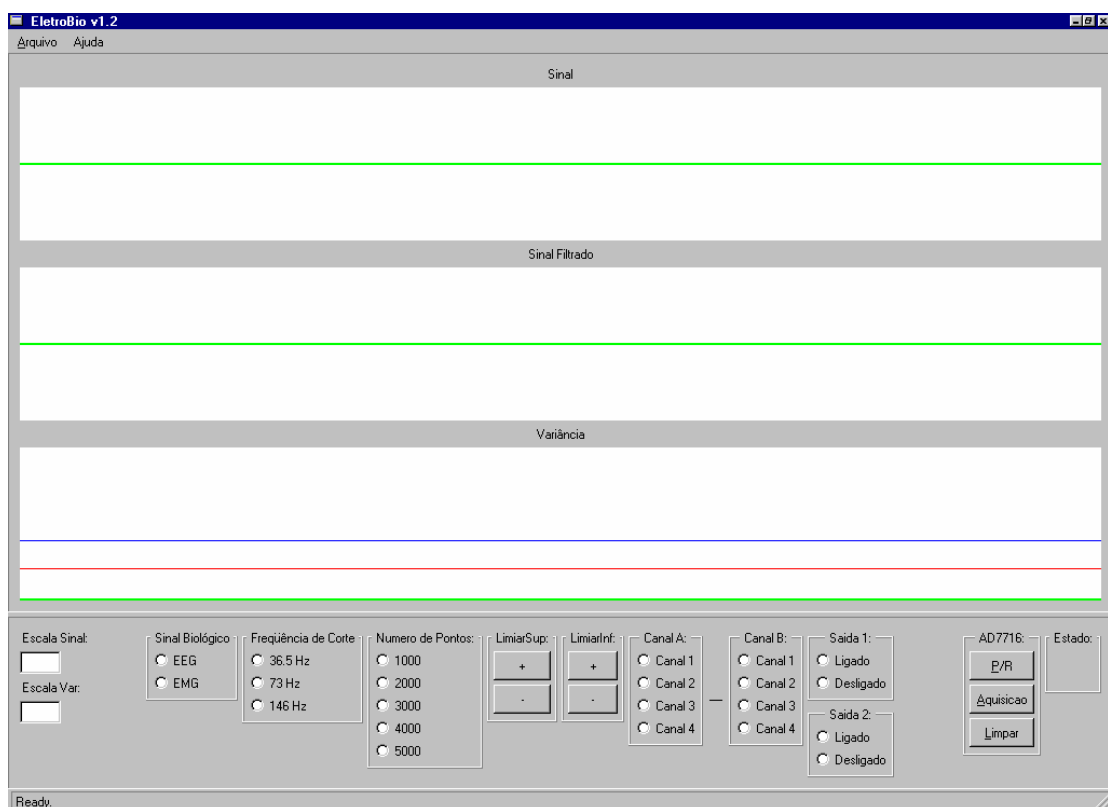


Figura 33 – Interface gráfica de auxílio para treinamento do usuário.

O Eletrobio exige algumas configurações para cada usuário da cadeira de rodas. Inicialmente deve ser selecionado o tipo de sinal que será utilizado para controle do sistema: EMG ou EEG. Essa escolha carrega um conjunto de coeficientes próprios para cada tipo de sinal, calculados previamente no programa MatLab. Após essa escolha, a aquisição dos sinais biológicos é iniciada.

A escala do sinal visualizado na tela é então ajustada para cada usuário. Esse valor depende principalmente da limpeza e impedância da pele do usuário, da quantidade de gel usado para acoplar o eletrodo à pele e do tipo de eletrodo. Após

esse ajuste, pede-se ao usuário para manter os olhos fechados por um tempo, para que seja possível ajustar os limiares mínimo e máximo. A presença desses limiares tem o intuito de evitar que oscilações provoquem falsas indicações de seleção por parte do usuário. Desta forma, a variância do sinal entre os limiares não é analisada pelo sistema.

A filtragem do sinal é necessária para limitar o espectro de frequências, principalmente no caso de sinais provenientes do cérebro. O filtro digital é um passa-banda não-recursivo, de fase linear, ordem 314 e de 8 a 13 Hz. Após receber essa filtragem, o sinal pode ser finalmente processado. A característica utilizada do sinal foi a variância amostral, calculada através da equação 3. 1,

$$s = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (x_k - \mu)^2 \quad 3.1$$

onde N é o número de amostras do sinal observado, x_k é a k -ésima amostra do sinal e μ é a média das amostras, dada pela equação 3. 2.

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \quad 3.2$$

Para a detecção das piscadas de olhos (sinais EMG), além dos limiares, é analisado o tempo que um determinado número de amostras permanece acima do limiar superior, evitando que ruídos provoquem falsa indicação de seleção. A detecção de seleção produzida por piscadas de olhos é ilustrada na Figura 34.

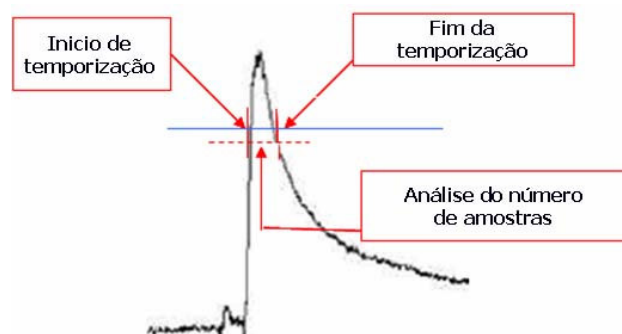


Figura 34 – Detecção de seleção produzida por piscada (sinal EMG).

A detecção das ondas cerebrais (sinais EEG) é feita analisando os padrões ERD e ERS produzidos pela presença ou ausência de excitação visual. A

Figura 35 exibe o sinal cerebral, provocado por ausência de excitação visual, de um usuário ao realizar uma seleção de um item da tela do PDA. As barras verticais indicam o início e o fim do ERS. É possível perceber pela figura um atraso existente entre a ocorrência real do início ou fim do estado ERS e a identificação desse estado. Isso ocorre porque o programa Eletrobio analisa um conjunto de amostras para classificar a amostra atual.

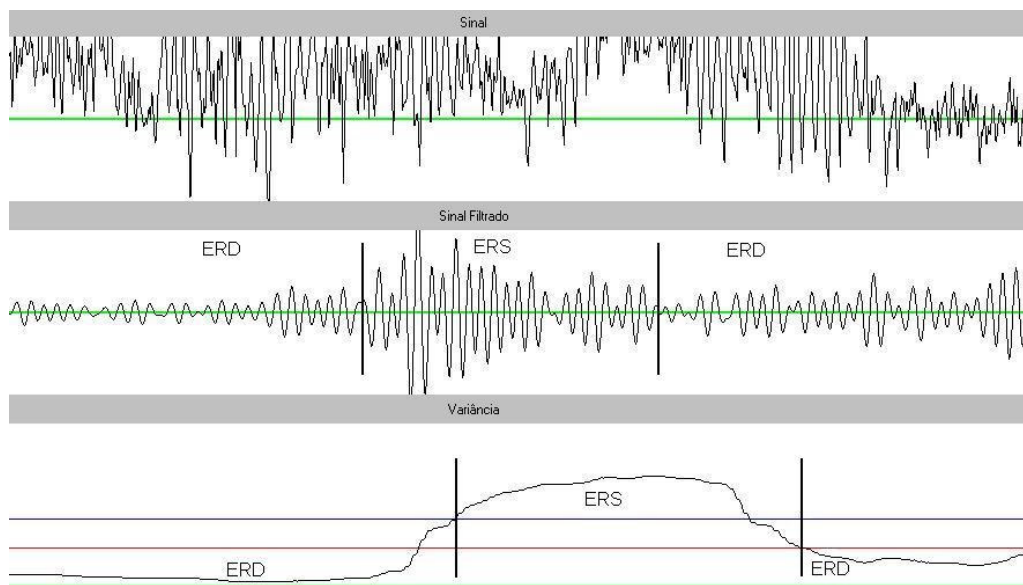


Figura 35 – Sinal cerebral de usuário ao fechar e abrir lentamente os olhos.

4.4 Unidades de controle e acionamento

As unidades de controle e acionamento são responsáveis pelo controle dos sentidos de giro e velocidade dos motores, pelo tratamento dos sinais provenientes de sensores externos e pelo envio desses sinais ao computador embarcado na cadeira. Atualmente, os sinais externos estão representados somente por aqueles provenientes do sonar e do encoder. No entanto, estão sendo incorporados outros sensores, cujos sinais também serão interpretados por essas unidades, tais como sensor magnético, *Zigbee* e *rfid*, visando melhorias na navegação e posicionamento da cadeira no ambiente [82].

A unidade de acionamento é composta por uma placa de circuito impresso de dupla face. Esta placa é quem recebe inicialmente os sinais externos e realiza a conversão de nível de sinal, necessária para que sejam interpretados por

um microcontrolador MSP, cujas características são descritas um pouco adiante. As saídas do sonar e do encoder são TTL, e devem ser convertidas para o nível de tensão de trabalho do MSP – abaixo de 2 V para nível lógico “0” ou acima desse valor até 3,6 V para nível lógico “1”. Uma segunda função da placa, como o seu nome sugere, é a de acionar os motores da cadeira de rodas por meio de duas pontes H, responsáveis pelo controle de velocidade e sentido de giro dos motores [82].

Essa unidade disponibiliza, por meio dos reguladores 7805 e 7809, tensões respectivamente de 5 e 9 V, para os módulos de comunicação sem fio e para a unidade de controle. Entretanto, as pontes H são alimentadas pelas duas baterias de 12 V da cadeira de rodas provendo, desta maneira, isolamento elétrico entre a alimentação dos motores e da eletrônica embarcada. Os circuitos integrados que auxiliam a ponte H são alimentados em 15 V através do regulador 7815. Esse isolamento fez-se necessário para que os ruídos provocados pelo motor não interferissem no funcionamento dos demais componentes eletrônicos da unidade de acionamento. O acoplamento é realizado por meio do optoacoplador 4N35 e de um circuito comparador (Figura 36), baseado no circuito integrado LM311, para adequação do nível de tensão da saída do optoacoplador à entrada dos dispositivos que auxiliam o acionamento da ponte H.

As pontes H foram desenvolvidas através de transistores do tipo mosfet canal N, devido às altas correntes suportadas por estes, à baixa resistência de série e à velocidade rápida de resposta. Neste trabalho, os transistores escolhidos foram o IRF3205, que suporta corrente de até 110 A e tensão de 55 V. Para acionar os transistores, é necessário que a tensão entre *gate* e *source* seja positiva. Portanto, é necessário um dispositivo eletrônico auxiliar para que essa tensão possa aparecer na metade superior da ponte H. Os dispositivos utilizados para solucionar o problema foram os circuitos integrados IR2101 e IR2102, da *International Rectifier*. A função dos circuitos integrados é produzir uma espécie de “terra virtual” no pino *source* dos transistores, de modo que uma tensão positiva no pino *gate* dos transistores os levem à situação de condução. Um esquema das pontes H implementadas na cadeira de rodas pode ser visualizado na Figura 36.

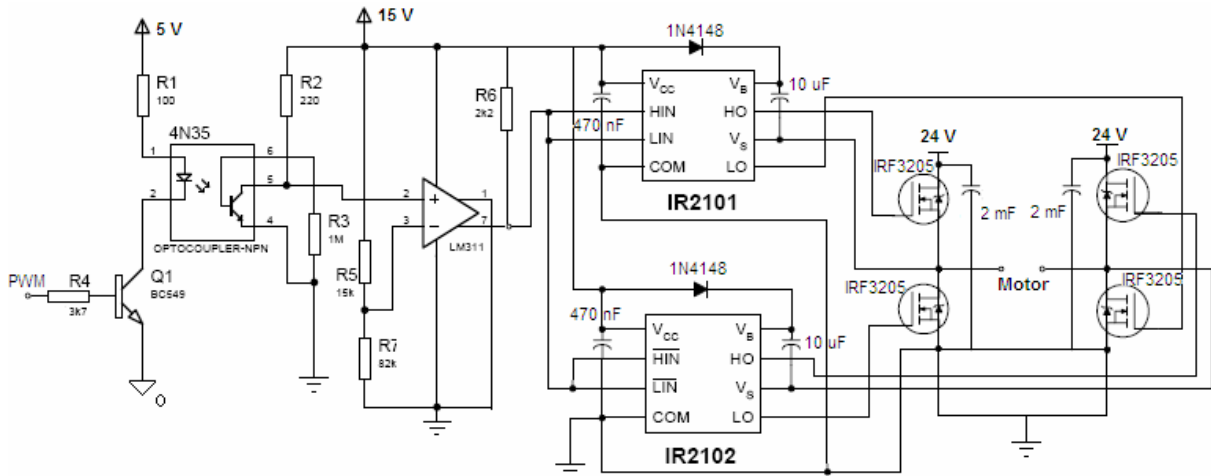


Figura 36 – Ponte H utilizada na cadeira de rodas e optoacoplador.

A configuração da ponte H exibida acima permite controlar a velocidade e sentido de giro do motor por meio de um PWM, do inglês *Pulse Width Modulation*, ou Modulação por Largura de Pulso. Trata-se de um sinal de período fixo e largura de pulso variável. Através do controle da largura desses pulsos, é possível chavear os transistores da ponte H de tal forma que o motor receba um valor de tensão analógico, que varia de 0 ao valor de alimentação. Assim, um ciclo de trabalho em 50% fornece valor médio de tensão igual a zero, o que corresponde ao estado parado do motor. Valores superiores a 50% causam um sentido de giro para frente, com velocidade proporcional ao valor de tensão. Valores inferiores a 50% no ciclo de trabalho causam giro no sentido contrário, com velocidade também proporcional ao valor de PWM entregue pelo microcontrolador.

O *datasheet* dos dispositivos IR2101 e IR2102 indica como obter os valores dos componentes usados com os circuitos integrados e a frequência ideal de PWM. Tais valores dependem de fatores como a tensão de alimentação e a faixa de temperatura à qual o circuito integrado será submetido. A partir de gráficos que relacionam esses fatores, chegou-se a um valor para o PWM de 20 kHz, sendo a tensão de alimentação de 15 V.

Alguns itens foram acrescentados à placa visando aumentar a segurança do usuário, tais como um fusível de 35 A para o motor, cuja corrente nominal é de 15 A; um fusível de 1 A para os circuitos eletrônicos; um relé para ativar o funcionamento da ponte H, acionado pelo microcontrolador; por fim, uma chave mecânica que desconecta a ponte H dos motores da cadeira. Essa chave deverá ser utilizada por

algum membro que auxilia o usuário da cadeira em caso de emergência. LEDs na placa indicam as condições de funcionamento: verde para sinalizar que os reguladores de tensão estão ligados e fornecendo corrente ao MSP e à eletrônica; vermelho indicando que a ponte H está alimentada; amarelo, piscando em 2 Hz, advertindo o correto funcionamento do MSP; e finalmente, um segundo amarelo mostrando transmissão e recepção de dados pela comunicação serial. A placa de acionamento é exibida na Figura 37.

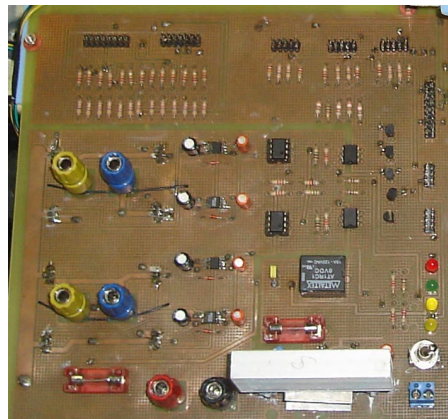


Figura 37 – Placa de acionamento.

A unidade de acionamento atua em conjunto com a unidade de controle, que tem como principal componente eletrônico o microcontrolador MSP430F1611, da *Texas Instruments*. A família MSP430 constitui um conjunto de microcontroladores de baixo consumo de potência, desenvolvidos especialmente para aplicações embarcadas. Algumas das características desse microcontrolador são: alimentação em 3,6 V, arquitetura RISC e registradores de 16 bits, conversores A/D de 12 bits, 2 portas de comunicação universais seriais (USART), 48 pinos para entrada e saída, 56 kb de memória flash, 8 kb de memória RAM, temporizadores, sinal PWM, podendo operar até a 8 MHz [82].

Essa unidade de controle é formada por uma placa de prototipagem desenvolvida pelo Laboratório de Automação Inteligente da UFES. O conteúdo da memória flash do MSP pode ser programado por meio do *Bootstrap Loader*, auxiliado por um programa pré-armazenado no microcontrolador, ou através da interface de programação JTAG. A plataforma de programação utilizada foi o *IAR Embedded Workbench*, da *IAR Systems*. O programa suporta linguagem C e

programação via interface JTAG, o que facilitou muito o desenvolvimento e depuração do programa em um tempo relativamente pequeno.

A comunicação entre o MSP e o computador embarcado é realizada por meio de uma das interfaces seriais. Um conversor de nível foi necessário para adequar padrão do MSP ao padrão RS-232 utilizado pelos computadores, onde o nível lógico “1” é definido entre -3 V e -12 V, e o nível lógico “0” é definido entre 3 V e 12 V. O circuito integrado responsável por essa conversão de nível foi o MAX3243. A taxa configurada para a comunicação foi de 57,6 kbps, com um bit de parada, palavra de 8 bits e sem bit de paridade. Por meio dessa comunicação, é possível ao computador ligar ou desligar o circuito de acionamento da ponte H, enviar um comando ao MSP para que teste os motores e requerer informações como dados dos encoders, velocidade linear e angular da cadeira de rodas.

De posse das informações dos encoders, é possível ao microcontrolador ajustar o sinal PWM para que a velocidade real esteja de acordo com a velocidade desejada. Por exemplo, quando um usuário seleciona um comando para que a cadeira ande para frente, o fato de enviar um mesmo nível de tensão para os dois motores não garante que ela andarás em uma linha reta, pois há diferenças entre os diâmetros e as pressões das rodas, aspectos construtivos do motor (nunca são exatamente iguais), dentre outros fatores.

O controlador desenvolvido no programa do MSP para controle da velocidade das rodas é exibido na Figura 38. O ganho proporcional de cada motor é somado a um ramo integral, tendo este último com a função de zerar o erro em regime e permitir ajustar a velocidade de resposta do motor, tornando o equipamento como um todo mais confortável ao usuário. A realimentação positiva funciona a partir da diferença de velocidade entre as rodas somada à diferença de velocidade desejada e tem como característica principal a extinção do erro em regime.

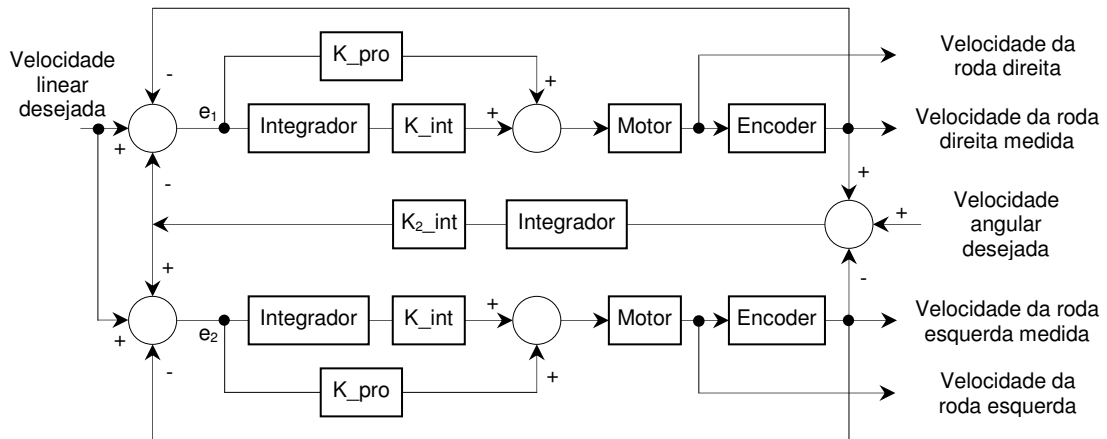


Figura 38 – Controlador de velocidade para a cadeira de rodas.

4.5 A interface gráfica do PDA para controle

A escolha do modelo do PDA é uma etapa importante e difícil, principalmente nos tempos atuais, onde há grande variedade de fabricantes e modelos no mercado. Dentre os diversos fatores enumerados em 3.1.3 que influenciam na escolha do dispositivo, vale a pena ressaltar: exigência do processamento, autonomia da bateria, tamanho da tela, sistema operacional (SO) embarcado e preço.

A quase totalidade do mercado de handhelds é dividida entre os que são embarcados com o sistema *Palm OS*, da *Palm*, e com o *Windows Mobile*, da *Microsoft*. O segmento embarcado com o *Palm OS* popularizou-se sob o nome de “palm”, enquanto o outro embarcado com *Windows Mobile* (versão atualizada do *Windows CE*) recebeu o nome de “pocket”. Os maiores fabricantes de pockets incluem Casio, Dell, Gateway, Hewlett-Packard, Toshiba, Compaq, Sony, NEC e ViewSonic. Para efeito de comparação, palms são produzidos majoritariamente pela Sony e Palm/Handspring.

Algumas características estão presentes na maioria dos PDAs: função agenda de compromissos, lista de contatos, calculadora, bloco de notas, lista de itens a fazer, teclado virtual, e-mail, reconhecimento de caracteres padrão, comunicação serial via cabo ou IrDA. Outras características estão presentes apenas em alguns modelos, como bluetooth, WiFi, câmara e GPS. Sendo assim, não há um consenso sobre qual é o melhor segmento ou equipamento específico. A aquisição de um PDA dependerá da aplicação a qual será dedicado.

As características dos handhelds embarcados com *Windows Mobile* que os tornam mais atrativos em relação aos palms incluem:

- processadores mais rápidos;
- SO multitarefa;
- maior quantidade de fabricantes e modelos;
- reconhecimento da escrita de forma mais natural;
- grande performance em atividades multimídia;
- maior compatibilidade de navegadores para a Internet;
- aumento do interesse do mercado na produção de novos softwares / hardwares;
- ótima integração com pacote *Microsoft Office*.

Em relação aos destaques dos handhelds embarcados com *Palm OS* sobre o pocket, merecem ênfase:

- bateria de longa duração, pois o sistema é carregado na memória ROM;
- geralmente mais leve, fino e compacto;
- interface mais fácil e intuitiva;
- sistema mais rápido e estável;
- preços mais atrativos;
- maior disponibilidade de softwares.

Dentre os vários modelos e os canais de compra disponíveis, o melhor custo-benefício foi alcançado através de um modelo da DELL – o *Axim X50*, embarcado com *Windows Mobile*. Optou-se pelo pocket principalmente devido à flexibilidade que este oferece à arquitetura do software e ao projeto. O SO permite a criação de software multitarefa e integração facilitada com outros programas carregados em sistemas operacionais da Microsoft. Embora a bateria tenha duração inferior a um dia de uso, isso não é crítico ao projeto, uma vez que sua alimentação será provida pelas baterias da cadeira de rodas, e seu consumo é muito pequeno se comparado ao dos motores.

O *Axim X50* apresenta como características um display de 3,5 polegadas, 65K de cores e resolução de 320X240 pixels. É possível conectar equipamentos de expansão tais como sistema GPS, *scanners*, câmaras de vídeo, cartões de memória, rede e modem. A Figura 39 mostra uma foto ilustrativa do PDA utilizado neste trabalho.



Figura 39 – Axim X50 da DELL.

O processador embarcado é um Intel Xscale PXA270 de 520 MHz, com memórias de 128 MB Flash ROM para armazenamento e 64 MB SDRAM divididos entre programas carregados na memória e o sistema. É possível trocar dados com outro dispositivo através de infravermelho, bluetooth, WiFi, via USB ou utilizando o padrão TTL. O sistema embarcado é o *Windows Mobile 2003 SE*.

Um aplicativo para *Windows Mobile* possui arquitetura muito semelhante a um aplicativo para *Windows*. Isso acontece porque o SO para dispositivo portátil é, na verdade, uma versão simplificada do SO da *Microsoft* para desktop. Embora haja muitas semelhanças entre os sistemas, tais como interface gráfica, e no funcionamento dos programas, é perceptível a menor complexidade do sistema portátil como um todo. Suas configurações são mais restritas, os programas e jogos são menos complexos, as formas de comunicação são mais lentas e há pouca variedade de portas de entrada para outros dispositivos. Essa simplificação é necessária em virtude da miniaturização do dispositivo, do baixo poder de processamento e da memória reduzida, se comparados aos computadores tradicionais.

A simplificação do *Windows Mobile* em relação ao *Windows* também é estendida para a criação de aplicativos. Algumas funções são utilizadas exatamente da mesma forma no desenvolvimento de aplicativos para ambos os sistemas operacionais. Muitas outras funções são as mesmas, porém com alguns parâmetros de entrada suprimidos, em virtude desta simplificação do sistema portátil.

Plataforma de desenvolvimento e paradigma de programação

A ferramenta utilizada para realizar a programação foi o *Microsoft eMbedded Visual Tools 3.0 (eVT)*, composta por duas interfaces de desenvolvimento: o *eMbedded Visual Basic* e o *eMbedded Visual C++*. Além das duas interfaces, o eVT contém um emulador de PDA embarcado com *Windows CE*: o *Pocket PC 2002 SDK*. Embora não seja possível atualizar a versão do SO embarcado no emulador, sua utilização foi essencial para a concretização do software denominado CCRR (Controle e Comunicação da Cadeira de Rodas Robótica), principalmente no que tange ao tempo de confecção e ferramentas de depuração, além da própria segurança do dispositivo. O funcionamento do programa embarcado no emulador é bem semelhante àquele no dispositivo físico, com diferenças na velocidade de execução (depende da velocidade do computador) e em algumas poucas funções.

O CCRR software foi projetado em C, a qual pertence a uma família de linguagens cujas características incluem: modularidade, compilação separada, simplicidade, recursos de baixo nível e portabilidade. A linguagem é considerada de médio nível, o que significa dizer que opera bem próximo do hardware, assemelhando-se em muitos pontos à linguagem *assembly*, o que facilita ao programador previsões sobre o funcionamento do sistema [83].

O paradigma de programação usado foi a orientação a eventos, um método muito utilizado em sistemas de interface gráfica com usuários. Nesse método, as ações do usuário – os eventos externos – determinam o fluxo do programa, e definem qual rotina será chamada. Não há um curso principal determinado pelo próprio programa como no caso da programação procedural ou imperativa. O SO notifica a ocorrência de um evento externo por meio do envio de uma notificação para a aplicação. Essa notificação é enviada sob a forma de “mensagem”, que nada mais é que uma chamada realizada ao aplicativo, com um parâmetro indicando a natureza da requisição ou notificação. Alguns exemplos de eventos são: toque na tela do PDA, chegada de sinal na porta serial, estouro de temporizador e atualização da interface gráfica.

Nesse paradigma, o controle do programa é guiado da seguinte maneira: o SO monitora todas as formas possíveis de entrada para o sistema, tais como

teclado, toque sobre a tela, botões ou qualquer outro hardware que possa gerar eventos que interessem ao aplicativo. Quando ocorre um evento para uma janela, uma mensagem é imediatamente composta pelo SO e enfileirada no tratador de mensagens do aplicativo que contém essa janela. Cada evento possui um grau de prioridade diferente: a mensagem relativa ao evento de menor grau de prioridade é encaminhada para o final da fila. A exigência de uma fila de mensagens permite que todos os eventos sejam tratados e na velocidade máxima do programa, além de possibilitar a realização de outras tarefas pelo próprio SO (sistema multitarefa) [84].

Assim que a aplicação estiver preparada para tratar uma mensagem, ela requisita ao SO que a encaminhe para a janela do aplicativo. Nota-se uma nova imposição na programação orientada a eventos, além da existência da fila: o SO é quem encaminha a mensagem para o tratador, e não o próprio aplicativo. Desta maneira, o SO pode coordenar a chamada desse tratador com outros eventos. A mensagem não vai para uma nova fila. A explicação para essa nova imposição é que, em algumas circunstâncias, o SO necessita realizar alguns procedimentos antes de encaminhar a mensagem. Por fim, esse tratador realiza as tarefas para tratamento da notificação. Como pode ser observado, o método é assíncrono e bem flexível, permitindo inclusão de novos eventos sem interferir na estrutura do programa [83, 84].

Aspectos gerais e funcionamento do aplicativo CCRR

O CCRR é um aplicativo dotado de uma interface bem simples, de maneira que qualquer usuário, principalmente o público-alvo a que se destina a cadeira, seja capaz de manuseá-lo. Cada opção selecionada é informada ao usuário graficamente e através de uma saída de voz. A simplicidade é, de fato, necessária para que não haja frustração por parte do usuário em depender de auxílio externo. Botões pequenos e monocromáticos, barras de rolagens ou telas cheias de informações requerem um bom controle muscular e alguma experiência para manuseá-lo, e a idéia é exatamente a oposta. Deseja-se que qualquer pessoa, tanto usuário como membros familiares que não estejam nada familiarizados com o desenvolvimento do sistema, seja capaz de manipulá-lo.

A simplicidade é estendida à navegação entre as telas. A tela principal é o único caminho para as opções que o programa CCRR oferece. Isso significa que, estando em uma tela, não é possível navegar diretamente para outra sem antes passar pela principal. Embora seja uma estrutura menos flexível e nada personalizável, garante ao usuário um sentimento de controle maior do software, confiança e facilidade em seu manuseio. Isto pode ser verificado através da Figura 40:

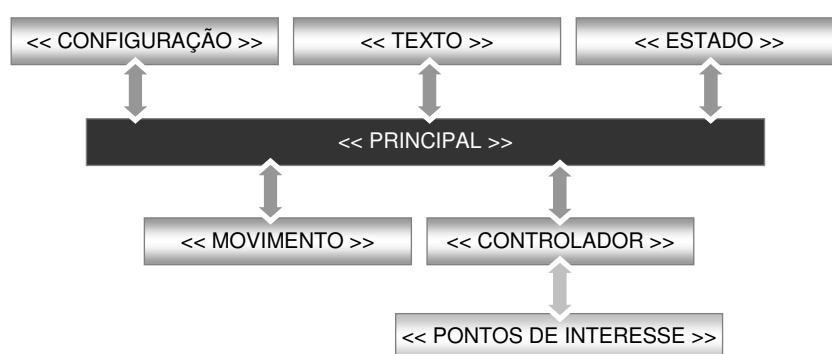


Figura 40 – Navegação entre as telas do CCRR.

A primeira tela útil ao usuário é a “PRINCIPAL”, apresentada na Figura 41. Ela possibilita navegar entre todas as alternativas que o programa oferece. É possível ao usuário selecionar entre configurar o tipo de sinal de controle do sistema, comunicar-se através de palavras, demonstrar sentimento ou estado de saúde e guiar a cadeira por movimentos específicos em qualquer ambiente. Em espaços estruturados, é possível eleger um ponto de interesse e o controlador de navegação se encarrega de conduzir a cadeira até o ponto desejado. Nesse controlador está previsto um método de identificação de obstáculos, evitando assim possíveis colisões.

Através da tela “CONFIGURAÇÃO” (Figura 42), é possível ao usuário selecionar o tipo de sinal biológico que será interpretado pelo computador embarcado na cadeira. A interface é propositalmente simplificada, de maneira que tanto o usuário da cadeira como pessoas ao redor, pouco familiarizadas com o sistema, possam configurá-lo. Cada modo de operação do sistema é explicado nos tópicos a seguir:



Figura 41 – Tela "PRINCIPAL" do programa CCRR.

- “Touch Screen”: é o padrão inicial do sistema, onde a escolha dentre as opções disponíveis no display é realizada através de um toque sobre ela. Esse modo deve ser utilizado por pacientes que sofrem de neuropatias motoras em estágios iniciais da patologia, uma vez que requer um bom controle da região cervical;
- “EOG/VOG”: interpreta sinais provenientes do movimento dos olhos, captados tanto por eletrodos como por webcam. Esse modo deve ser utilizado no caso em que o usuário não possua bom controle muscular da região cervical e da piscada dos olhos. O sistema capta o deslocamento angular e o sentido do movimento dos olhos e envia estas informações ao PDA, que por sua vez controla um cursor baseado nessas informações. A utilização do EOG e VOG está sendo desenvolvida em outra dissertação de mestrado;
- “EMG”: o sistema é controlado por sinais musculares, em especial piscadas de olhos. Piscada com o olho esquerdo move um cursor para baixo e, após a última opção, o cursor recomeça no item superior da tela; piscada com o olho direito move tal cursor para a direita e, após última opção, cursor recomeça no lado esquerdo; piscadas alternadas selecionam a atual posição do cursor;
- “EMG (Varredura)”: como no modo anterior, o sistema também é controlado por piscada de olhos. A diferença é que, neste modo, o usuário utiliza a piscada de apenas um dos olhos (o que lhe for mais conveniente) e é auxiliado por um sistema de varredura automática, que funciona da seguinte maneira: a primeira linha é selecionada graficamente por uma barra vermelha, ao mesmo tempo em que uma barra de progresso preenche dez pequenos quadrados (canto inferior direito do display). Ao final da contagem, caso o sistema não detecte a chegada de nenhum

sinal muscular, a barra de progresso reinicia a contagem e a próxima linha é selecionada. A varredura das linhas prossegue até que uma piscada eleja a linha que contém a opção desejada pelo usuário. A barra de progresso aguarda um possível cancelamento do usuário e, caso não haja, o display marca um retângulo cinza sobre a linha e passa a percorrer cada opção da linha selecionada, através de um retângulo verde, até que a opção seja finalmente selecionada. A Figura 43 demonstra o funcionamento do sistema de varredura através da seleção da letra “L” na tela “TEXTO”. Este sistema requer um controle muscular mais simples que o demandado por piscadas alternadas ou movimento da região cervical. Entretanto, uma desvantagem do sistema de varredura é a taxa pequena de transmissão de dados, por exemplo, em uma tela de escrever palavras por meio da seleção de cada letra;

- “EEG (Varredura)”: há poucas diferenças deste modo para o “EMG (Varredura)”. Basicamente, o PDA passa a ser controlado por meio de sinais EEG e não por sinais musculares. Além disso, a varredura é mais lenta que no caso anterior, uma vez que a identificação de sinais cerebrais é a mais lenta dentre todos os sinais biológicos utilizados neste projeto. O modo “EEG (Varredura)” deve ser utilizado nos estágios mais avançados da neuropatia motora.

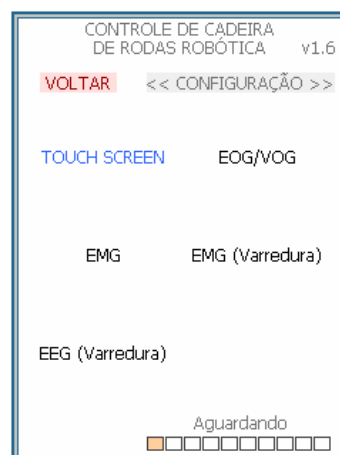


Figura 42 – Tela "CONFIGURAÇÃO" do programa CCRR.

A tela “TEXTO”, exibida na Figura 43, possibilita ao usuário um meio de comunicação direto com pessoas ao seu redor através da inserção de letras e números. Embora seja um processo de comunicação lento, principalmente se controlado por sinal EEG, ainda assim possibilita um canal de comunicação por meio

de palavras, capacidade essa atrofiada com o passar do tempo em pacientes com ELA.

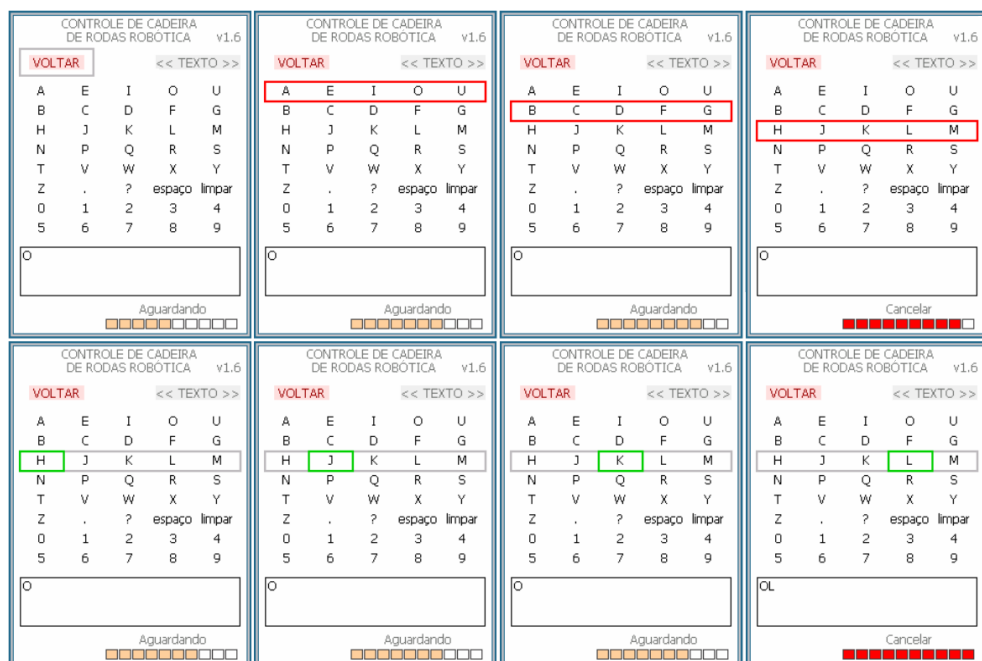


Figura 43 – Seleção da letra “L” através do sistema de varredura em "TEXTO".

A próxima tela, “ESTADO”, também possui função de comunicação interpessoal. Ela disponibiliza ao usuário opções que indicam situações específicas às pessoas ao redor, sendo que em algumas delas, como “Banheiro”, “Dor” e “Coceira”, o tempo de aviso é um fator muito importante. Embora todos os itens desta tela possam ser avisados em “TEXTO”, o tempo de escrita seria muito longo. Todas as situações são mostradas na Figura 44.



Figura 44 – Tela "ESTADO" do programa CCRR.

“MOVIMENTO”, como o próprio nome diz, permite ao usuário movimentar-se em qualquer tipo de ambiente, estruturado ou não. As opções são mostradas na Figura 45, e funcionam como comandos enviados diretamente aos motores da cadeira, possibilitando deslocamento independente, desde que não haja obstáculos detectados pelo sonar. A opção “Frente” consente ao usuário andar para frente o tempo que lhe for necessário, e é o mais utilizado dentre todas as opções. Em ambientes externos, é muito comum o uso de “Girar Esq” e “Girar Dir”, permitindo ao usuário girar à esquerda e à direita, respectivamente, em um ângulo arbitrado por ele. Em ambientes internos tais como hospitais, edifícios e residências, “Esquerda”, “Direita” e “Trás”, são muito usados e possibilitam curvas de 90° para a esquerda, 90° para a direita e uma distância fixa para trás, respectivamente. A presença deste último caso é explicada pelas situações em que a cadeira entra em um ambiente estreito. O retorno seria impossível através de um giro de 180°, em função do pequeno espaço lateral, da dimensão e da forma da cadeira. Apenas uma pequena distância fixa é permitida ao usuário por questões de segurança, evitando que este tente navegar para trás, cuja visibilidade é nula. Para um deslocamento maior para trás, basta selecionar novamente este item.



Figura 45 – Tela "MOVIMENTO" do programa CCRR.

A penúltima tela do software é “CONTROLADOR”. Ela permite ao usuário deslocar-se entre cômodos de ambientes estruturados, como sua própria residência. Uma situação é exemplificada na Figura 46: o usuário elege um dos cômodos, a cozinha por exemplo, e a cadeira navega autonomamente até esse ponto por meio de um controlador de posição com desvio de obstáculos. Após a seleção, surge uma

segunda tela com os pontos de interesse dentro daquele ambiente escolhido (Figura 47), o que permite ao usuário navegar até pontos mais específicos. A utilização de “CONTROLADOR” é tema de uma tese de doutorado em andamento no LAI/UFES.



Figura 46 – Tela "CONTROLADOR" do programa CCRR.

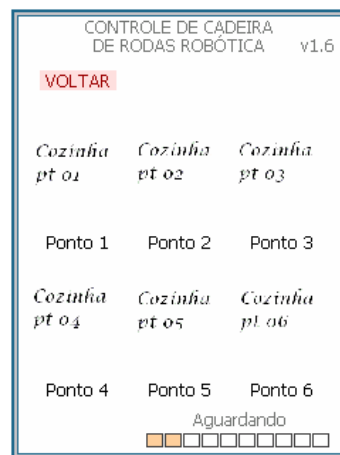


Figura 47 – Tela de pontos de interesse do programa CCRR.

O protocolo de comunicação entre o PDA e o mini-itx

O protocolo foi criado para organizar e padronizar a troca de dados entre o handheld e o mini-itx. Cada vez que há necessidade de comunicação, um deles envia quatro caracteres. Caso os quatro caracteres sejam válidos e recebidos corretamente pelo segundo dispositivo, este retorna outros quatro caracteres

confirmando o sucesso do recebimento. Os quatro caracteres de confirmação de sucesso são quatro “@”.

O envio de dados acontece nos dois sentidos: do mini-itx para o PDA e deste para o mini-itx. Em ambos os casos, o primeiro caractere de envio é um “@”, sinalizando início da comunicação. Quando o envio de dados é realizado pelo mini-itx, o segundo caractere indica o tipo de sinal biológico recebido pelo sistema – “O” para EOG/VOG, “M” para EMG e “E” para EEG – ou que a cadeira de rodas passou por um ponto específico do ambiente, situação esta sinalizada pelo caractere “S”. Nesse último caso, o terceiro caractere indica em qual ambiente a cadeira se encontra – “A” sala, “B” banheiro, “C” cozinha, “D” quarto, “E” área de serviço, “F” varanda, “G” corredor, “H” entrada – e o quarto mostra o ponto específico do ambiente. Desta forma, se o PDA recebe, por exemplo, os caracteres “@SA3”, ele retorna “@@@@” ao mini-itx, indicando sucesso no recebimento, e emite através de sua saída sonora a frase pré-gravada “Sala, ponto 3”. Assim, o usuário da cadeira ou membros que convivem com ele sabem por onde está passando a cadeira de rodas.

Ainda na situação de envio de dados pelo mini-itx, se o segundo caractere recebido pelo PDA for um “M”, indicando detecção de piscada de olho do usuário, o terceiro caractere indicará qual o olho foi o responsável pelo EMG: “E” para olho esquerdo e “D” para olho direito. O quarto caractere é preenchido com um valor qualquer, como “@”.

Outra condição ocorre quando o segundo caractere é um “O”, indicando presença de EOG ou VOG. Sendo assim, o terceiro e o quarto caracteres indicam o deslocamento angular horizontal e vertical, respectivamente. Um valor igual a zero indica que não houve deslocamento, valores negativos indicam deslocamento do globo ocular para a esquerda ou para baixo e valores positivos descrevem deslocamentos para a direita ou para cima.

A última situação ocorre quando há presença de sinal EEG, sinalizado pelo caractere “E”. Nesta Dissertação de Mestrado, buscou-se apenas identificar a intenção de seleção do usuário por meio de sinais cerebrais e, portanto, os outros dois caracteres são preenchidos por “@”. A Tabela 1 ilustra o protocolo de comunicação quando o mini-itx é o responsável pelo envio de dados.

Tabela 1 – Protocolo de envio de dados do mini-itx para o PDA.

Sinal	1º caracter	2º caracter	3º caracter	4º caracter
EMG	@	M	D	@
			E	
			A	
EOG/VOG	@	O	(deslocamento angular horizontal)	(deslocamento angular vertical)
EEG	@	E	@	@
(emitir sinal sonoro)	@	S	A (sala)	Ponto de interesse: A, B, C, D, E, F.
			B (banheiro)	
			C (cozinha)	
			D (quarto)	
			E (área de serviço)	
			F (varanda)	
			G (corredor)	
			H (entrada)	

Quando o sentido dos dados é do PDA para o mini-itx, o primeiro caractere permanece sendo o “@”, conforme citado anteriormente. O segundo caractere sinaliza ao computador a seleção de uma opção de movimento (caractere “E”) ou de um ponto de interesse do ambiente (caractere “F”). Na primeira situação, o terceiro caractere indica qual o movimento selecionado: “A” esquerda 90º, “B” frente, “C” direita 90º, “D” girar à esquerda, “E” trás (um passo), “F” girar à direita, e o último caractere é preenchido por “@”. Na segunda situação, os outros dois caracteres indicarão o cômodo e o ponto específico desse cômodo. A Tabela 2 explica o protocolo de comunicação utilizado no caso de envio de dados pelo PDA para o mini-itx:

Tabela 2 – Protocolo de envio de dados do PDA para o mini-itx.

Ação	1º caracter	2º caracter	3º caracter	4º caracter
Movimento	@	E	A (esquerda 90º)	@
			B (frente)	
			C (direita 90º)	
			D (girar esquerda)	
			E (trás)	
			F (girar direita)	
Controlador	@	F	A (sala)	Ponto de interesse: A, B, C, D, E, F.
			B (banheiro)	
			C (cozinha)	
			D (quarto)	
			E (área de serviço)	
			F (varanda)	
			G (corredor)	
			H (entrada)	

A conexão entre CCRR e mini-itx

A conexão do PDA com o computador embarcado na cadeira de rodas é realizada através de uma de suas portas seriais. Embora o PDA disponibilize várias formas de comunicação sem fio, o mini-itx não dispunha de tais facilidades e, por questões de comodidade e economia, optou-se por realizá-la através de fios. O cabo utilizado para conexão é mostrado na Figura 48.



Figura 48 – Cabo de conexão entre PDA e mini-itx

Essa comunicação utiliza apenas os sinais RX, TX e GND, por motivos de simplicidade do protocolo e da presença de apenas esses três sinais no conector adquirido para o PDA. A velocidade da transmissão dos dados é relativamente baixa – 9600bps – se comparada às atuais velocidades alcançadas por essa porta. Optou-se desta forma porque o volume de dados trocados entre o PDA e o mini-itx é muito pequeno e não havia necessidade de velocidade superior.

Para a conexão física, é necessário um conversor de nível de tensão, pois o computador envia dados através do padrão RS-232 e o PDA, por sua vez, trabalha sob a lógica TTL. O conversor utilizado foi o MAX232, da *Texas Instruments*. Os pinos 7, 8 e 15 são ligados aos pinos 2, 3 e 5 de um conector DB9 fêmea. Os pinos 10, 9 e 15 são ligados aos pinos 11, 10 e 12 de um conector USB macho de 36 pinos para Axim X50. O esquemático de ligação do cabo e pinagens são mostrados na Figura 49.

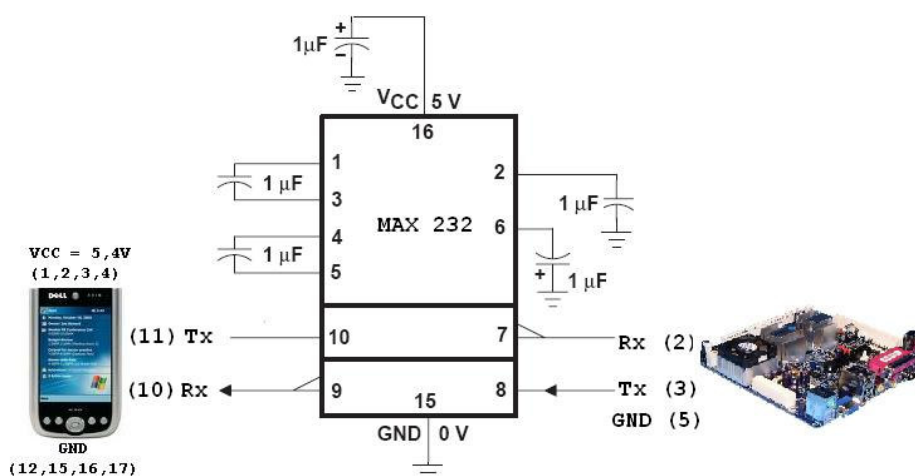


Figura 49 – Esquemático do cabo de comunicação entre PDA e mini-itx

Estrutura interna do CCRR

Com relação ao desenvolvimento do aplicativo, ele é composto basicamente por duas linhas de execução (ou *threads*) simultâneas: uma somente para tratamento de dados da porta serial, denominada “ReadThread”, e outra para todos os outros eventos, a “MainThread”. A presença de uma thread específica para a comunicação serial previne que o software fique travado à espera de novos dados.

A inicialização do aplicativo assemelha-se muito àqueles criados para a plataforma *Windows*, principalmente sob o paradigma de programação orientada a eventos. CCRR é iniciado por meio de “WinMain”, uma função chamada pelo SO como ponto de entrada. O aplicativo é registrado, ou seja, são definidos o tipo e o nome da janela e o nome de sua classe. A próxima etapa é a concretização da classe por meio de definições como título da janela, posição na tela do PDA, largura e altura inicial. Como as dimensões da tela do handheld são pequenas, optou-se por utilizar toda a tela durante a execução de CCRR (*fullscreen*).

A partir deste ponto, CCRR entra em um ciclo aguardando a chegada de um evento para tratar. Na verdade, conforme explicado anteriormente, o SO é o responsável por monitorar a presença de novos eventos, notificar o aplicativo da ocorrência e solicitar que esse evento seja tratado. Nos tópicos a seguir, será mostrado o nome de cada mensagem presente no aplicativo, o evento que a suscita e os procedimentos realizados para resolvê-la:

- “WM_CREATE”: essa mensagem é enviada pelo SO ao aplicativo apenas na inicialização do programa. A rotina para tratamento de “WM_CREATE” inclui o travamento das teclas do PDA, uma vez que elas não são utilizadas pelo usuário da cadeira de rodas, a inicialização de variáveis e aspectos relacionados ao processo de comunicação. Esses aspectos dizem respeito à configuração da porta serial – velocidade da comunicação, tamanho do byte, bits de paridade e de parada, tempos mínimo e máximo entre bytes, quantidade de dados esperados – e criação da thread “ReadThread”;
- “WM_PAINT”: enviado ao programa para atualização da interface gráfica. Possui a menor prioridade entre as mensagens, visto que sua concretização é a mais demorada dentre todas, e o programa poderia se tornar lento caso sua prioridade fosse maior. A função para tratamento dessa mensagem é chamada para realizar uma dessas três tarefas: carregar as imagens de uma nova tela, atualizar a varredura automática ou atualizar a barra de progresso;
- “WM_LBUTTONDOWN”: mensagem enviada pelo SO após detecção de toque sobre a tela do PDA. O evento ocorre quando o usuário da cadeira de rodas seleciona um dos símbolos pictográficos por meio de um apontador de cabeça, conforme explicado no item 0. A rotina para tratamento de “WM_LBUTTONDOWN” realiza duas tarefas: verificar se o toque foi realizado sobre região válida do display e, em caso positivo, decodifica qual a região foi tocada;

- “WM_TIMER”: mensagem remetida ao aplicativo em resposta ao estouro de um dos temporizadores existentes no programa. O estouro de um dos temporizadores provoca o envio da mensagem “WM_PAINT” para a fila de mensagens do aplicativo, com a finalidade de atualização da barra de progresso na interface gráfica. O outro temporizador auxilia na comunicação serial, mais especificamente aguardando resposta do mini-itx sobre recebimento de dados bem sucedido;
- “WM_SINALBIO”: após a chegada de quatro caracteres válidos na thread de comunicação, indicando captação de sinal biológico pela unidade de aquisição, “ReadThread” envia “WM_SINALBIO” para a fila do sistema. O tratamento dessa mensagem inclui verificação de compatibilidade entre o tipo de sinal biológico e a opção selecionada na tela “CONFIGURAÇÃO”, além da atualização das variáveis de controle de posição da varredura, quando esta não está no modo automático;
- “WM_CTRL”: é a mensagem responsável pelos principais controles do programa, das variáveis e da ordem de execução das funções. Com exceção das rotinas que tratam de “WM_CREATE” e “WM_DESTROY”, todas as outras enviam a mensagem “WM_CTRL” para a fila do aplicativo após serem executadas. Dentre suas tarefas, merecem evidência o controle das variáveis da varredura automática e da barra de progresso, gerenciamento sobre “WM_PAINT” para atualização da interface gráfica e controle de execução das ações selecionadas pelo usuário;
- “WM_EXEC”: é despachada apenas pela rotina que trata a mensagem “WM_CTRL” e é responsável pela execução da opção selecionada pelo usuário da cadeira de rodas. Ela é apresentada inicialmente através da saída de som do PDA. Essa opção pode envolver o movimento da cadeira ou a comunicação. No primeiro caso, o PDA envia para o mini-itx o código referente ao movimento. O computador por sua vez comunica-se com o MSP, que é o responsável pelo controle de baixo nível. O microcontrolador comanda a unidade de acionamento que, finalmente, aciona os motores. No caso da utilização apenas da comunicação, o PDA atualiza sua interface gráfica, sem que haja comunicação com o mini-itx;
- “WM_DESTROY”: enviada ao programa com intuito de destruí-lo, ou seja, liberá-lo da memória RAM do dispositivo móvel. Essa mensagem é expedida após usuário selecionar a opção “Sair”. Sua resolução inclui o apagamento das *threads* do programa, das ferramentas de desenho e outros objetos, bem como o destravamento das teclas do PDA.

4.6 Unidade de monitoramento remoto

Para a realização da unidade de monitoramento remoto, um aplicativo foi desenvolvido para equipamentos dotados de comunicação WiFi, cuja finalidade é monitorar e controlar à distância o funcionamento da cadeira de rodas em um ambiente estruturado. Um robô *Pioneer 3DX* (P3DX), da *Mobile Robots* (antiga *ActivMedia*), descrito no item 0, foi utilizado para emular a cadeira de rodas.

A justificativa para a realização de testes no robô móvel P3DX deve-se à semelhança entre a sua cinemática e a de uma cadeira de rodas. A tração diferencial, em ambos os casos, possibilita o uso do mesmo controlador cinemático. Um segundo fator que esclarece a presença do P3DX é a facilidade de uso e integração de outros dispositivos, como sonar, câmara de vídeo e comunicação sem fio. Por último, a *Mobile Robots* disponibiliza um software para construção ou reprodução de ambientes de navegação e simulação do funcionamento do P3DX, o que facilita a realização de experimentos.

4.6.1 O robô Pioneer 3DX e o simulador

O P3DX é uma das plataformas robóticas mais disseminadas atualmente para uso em pesquisas. O robô é embarcado com um processador Pentium III de 850 MHz, 256 MB de memória RAM, 40 GB para memória de armazenamento, adaptador de rede sem fio e Ethernet. Sua estrutura é em alumínio e as dimensões são de aproximadamente 44 cm x 38 cm x 22 cm. A plataforma é diferencial, com rodas de 19 cm de diâmetro e velocidade que pode chegar a 1,6 m/s em terreno plano. Possui um encoder acoplado ao eixo de cada motor, com resolução de 500 pulsos por volta, 8 sonares frontais, que cobrem uma área de 180 graus, e mais oito na parte traseira. Cada sonar é capaz de detectar obstáculos a distância superior a 15 cm e inferior a 5 m. Além dos sonares, o P3DX é dotado de um sensor laser com as seguintes características: alcance superior a 50 m, resolução de 20 mm, varredura de 180 graus por meio de 180 sensores, interface de comunicação serial RS-232 e taxa de transferência de 38,4 Kbaud. Acima do sensor laser, há uma câmara de vídeo padrão NTSC, com resolução de 640X480 pixels (3 bytes/pixel, um

byte para cada canal RGB), ângulo horizontal variando de -100 a 100 graus e vertical de -30 até 90 graus [85, 86]. Conforme mostrado na Figura 50, acima da câmara foi adaptado um espelho hiperbólico para pesquisas de mapeamento do ambiente (não utilizado neste trabalho).



Figura 50 – Pioneer 3DX, da *Mobile Robots* (antiga *ActivMedia*).

O programa desenvolvido para o P3DX é o mesmo carregado no simulador. A plataforma de simulação recebe o nome de *Aria*, acrônimo para *ActivMedia Robotics Interface for Application*. O software é uma interface gráfica orientada a objetos para a linha de robôs da antiga *ActivMedia*, atual *Mobile Robots*. O *Aria* permite criar um ambiente virtual semelhante ao que será percorrido pelo robô, bem como adquirir dados provenientes da odometria, do sonar e laser. O simulador incorpora um modelo de erro a esses dados, de maneira que as informações sejam as mais próximas possíveis do robô real. No entanto, o mesmo não parece ocorrer com as informações de velocidades linear e angular obtidas na simulação, que são bem distintas dos valores obtidos do robô real, o que nos leva a concluir que não seja incorporado um modelo dinâmico no *Aria*. O mapa exibido na Figura 51 é a reconstrução do ambiente por onde foram realizados os testes do simulador e do robô real, que foi em um dos corredores do *Instituto de Automática da Universidad Nacional de San Juan*, na Argentina, onde parte desta Dissertação foi desenvolvida.

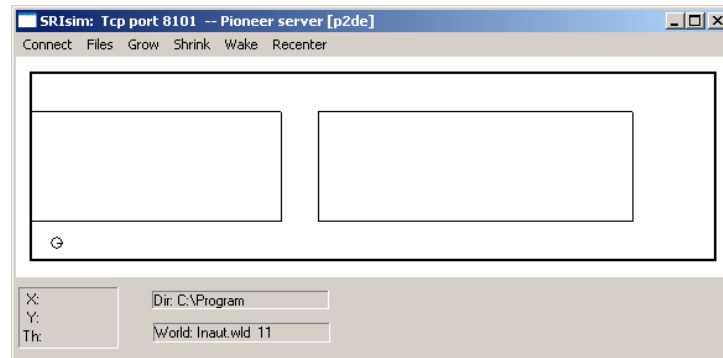


Figura 51 – Simulador Aria do Robô Pioneer.

Os controladores de posição final e com desvio tangencial, a medição de posição por sonares e a detecção de obstáculos, que serão descritos no item 4.6.2, são componentes do programa desenvolvido para o P3DX, na plataforma *Microsoft Visual C++*. Após a inicialização dos parâmetros do robô, o software assinala sua posição inicial e aguarda a conexão do PDA. Assim que o programa detecta e estabelece essa conexão, três threads são criadas: “ReadThread”, “SendThread” e “WatchdogThread”:

- “ReadThread”: linha de execução responsável pelo recebimento e interpretação dos dados enviados pelo PDA, que podem ser: controle dos ângulos ou requisição de imagem da câmara, comando enviado diretamente aos motores do robô ou envio de pontos destinos. Readthread limita as velocidades linear e angular em 200 mm/s e 160 °/s, respectivamente;
- “Sendthread”: gerencia o envio de dados do P3DX para o PDA. Essa thread identifica o tipo de dado a ser enviado, que pode ser relativo ao funcionamento do robô, ao posicionamento e orientação no ambiente estruturado ou ainda uma foto requisitada previamente. Cada tipo de dado recebe prioridade e tempo de acesso às funções de envio de dados para o PDA em função da importância e do tamanho, respectivamente;
- “WatchdogThread”: designada para monitorar a conexão entre o P3DX e o PDA. Diversos fatores podem interromper essa conexão, tais como falha no protocolo, desligamento da rede WiFi, excesso de obstáculos ou distância elevada entre dispositivos e ponto de acesso à rede, término de bateria ou falha do PDA. Desta maneira, o robô requisita periodicamente um conjunto de caracteres do dispositivo móvel, com o intuito de verificar a conexão. Uma outra função atribuída à thread Watchdog é a de relacionar o P3DX ao controlador cinemático.

4.6.2 Controlador não-linear de posição final com desvio tangencial

Um controlador não linear de posição final, com desvio de obstáculos, foi desenvolvido para a navegação do P3DX em ambiente estruturado. No entanto, antes de descrever as equações desse controlador, é necessário apresentar o modelo cinemático – equações que descrevem o movimento do robô em seu espaço de trabalho. Sejam x e y as coordenadas cartesianas do centro de rotação do robô, em relação ao sistema de coordenadas de seu espaço de trabalho, ψ o seu ângulo de orientação, u e ω as velocidades linear e angular, respectivamente (Figura 52).

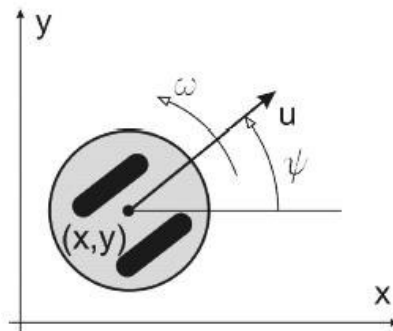


Figura 52 – Posição (x,y) e orientação (ψ) do robô no espaço de trabalho [87].

O conjunto de equações cinemáticas que descreve seu movimento é dado por 4.1, onde é levado em consideração o fato do robô ser monociclo, com acionamento diferencial e o referencial estático [88].

$$\begin{cases} \dot{x} = u \cdot \cos(\psi) \\ \dot{y} = u \cdot \sin(\psi) \\ \dot{\psi} = \omega \end{cases} \quad 4.1$$

De posse do modelo cinemático, são obtidas as equações do controlador de posição final, apresentado em [87], cujo objetivo é fazer com que o erro e e o ângulo α (Figura 53) tendam global e assintoticamente para zero. A orientação final do robô não foi levada em consideração no projeto por duas razões. A primeira é em função da dificuldade que o controlador teria para orientar plataformas maiores no ponto destino, caso o espaço de trabalho fosse reduzido. E esse é exatamente o caso neste trabalho, onde o mesmo controlador conduzirá uma cadeira de rodas em

cômodos possivelmente reduzidos ou corredores estreitos. A segunda razão deve-se à facilidade em que o usuário tem de orientar-se após chegar ao ponto destino, em razão do acionamento diferencial da cadeira de rodas.

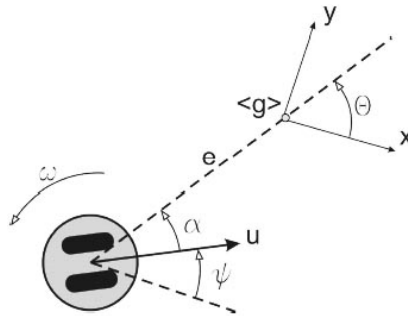


Figura 53 – Descrição do erro e e do ângulo α .

As equações que descrevem a variação do erro e do ângulo formado entre o robô e o ponto destino são exibidas em 4.2. Assume-se que o robô seja sempre capaz de calcular o valor destas variáveis por odometria e pelas informações do sonar. Além disso, cabe observar que, para o problema apenas de posicionamento final, a última equação não é utilizada.

$$\begin{cases} \dot{e} = -u \cdot \cos(\alpha) \\ \dot{\alpha} = -\omega + u \cdot \frac{\sin(\alpha)}{e} \\ \dot{\theta} = u \cdot \frac{\sin(\alpha)}{e} \end{cases} \quad 4.2$$

A estrutura de controle funciona, então, da seguinte forma: o controlador recebe as informações de posição e orientação atual do robô por meio da odometria e dos sonares. Esses valores são convertidos do sistema de coordenadas cartesianas para polares, otimizando os cálculos referentes ao erro de posição (e) e angular (α) em relação ao ponto destino. As variáveis e e α são usadas para calcular as ações de controle, ou seja, as velocidades linear e angular. Essas velocidades são novamente convertidas para o sistema de coordenadas cartesianas e enviadas finalmente ao robô, para que este possa atingir o ponto destino. A estrutura é exibida na Figura 54.

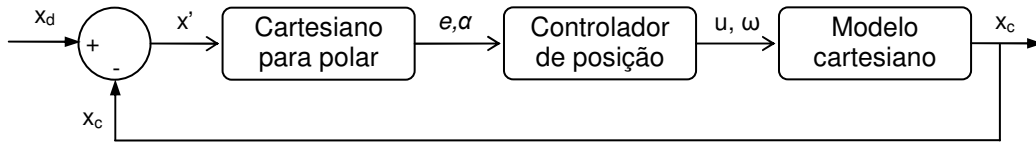


Figura 54 – Estrutura do controlador de posição.

Para o desenho do controlador propriamente dito, temos a seguinte candidata de Lyapunov e sua derivada em relação ao tempo:

$$V(e, \alpha) = V_1 + V_2 = \frac{1}{2}e^2 + \frac{1}{2}\alpha^2 \quad 4.3$$

$$\dot{V} = e.\dot{e} + \alpha.\dot{\alpha}$$

Substituindo 4.2 em 4.3, temos:

$$\dot{V}(e, \alpha) = e.(-u.\cos(\alpha)) + \alpha.\left(-\omega + u.\frac{\text{sen}(\alpha)}{e}\right) = \dot{V}_1 + \dot{V}_2 \quad 4.4$$

Para que \dot{V} seja não-positivo (condição de estabilidade), basta garantir que \dot{V}_1 e \dot{V}_2 também o sejam. Para isso, pode-se escolher:

$$u = \gamma.e.\cos(\alpha), \quad \gamma > 0 \quad 4.5$$

O que resulta em \dot{V}_1 não-positivo. Substituindo u na expressão de \dot{V}_2 , tem-se:

$$\dot{V}_2 = \alpha.(-\omega + \gamma.\cos(\alpha).\text{sen}(\alpha)) \quad 4.6$$

\dot{V}_2 , por sua vez, pode ser não-positivo escolhendo:

$$\omega = k.\alpha + \gamma.\text{sen}(\alpha).\cos(\alpha), \quad k > 0 \quad 4.7$$

Resultando em:

$$\dot{V} = -\gamma.e^2 \cos^2(\alpha) - k.\alpha^2 \quad 4.8$$

O que implica que:

$$e(t), \alpha(t) \rightarrow 0 \quad \text{com } t \rightarrow \infty$$

Para evitar saturação nos atuadores, acrescenta-se às equações das velocidades uma componente hiperbólica, o que limita o valor de cada uma delas, restringindo as ações de controle. As equações finais para cálculo das ações de controle e suas restrições são apresentadas nas equações 4.9 e 4.10. A prova completa da estabilidade pode ser vista em [89].

$$u = \gamma \cdot \tanh(e) \cdot \cos(\alpha), \quad \gamma > 0 \quad (\gamma = |u_{\max}|) \quad 4.9$$

$$\omega = k \cdot \alpha + \gamma \cdot \frac{\tanh(e)}{e} \cdot \sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha), \quad k > 0 \quad (|\omega_{\max}| = k \cdot \pi + \gamma \cdot 0,5) \quad 4.10$$

A equação 4.10, referente ao cálculo de velocidade angular, apresenta singularidade quando o erro é exatamente igual a zero. Para solucioná-la, propõe-se uma região circular em torno do ponto destino, de maneira que quando o robô atinge este círculo, o ponto destino é alcançado com êxito. Adotou-se um raio para esta região igual a 20 cm, valor este considerado aceitável, levando-se em conta o fato de que o controlador será usado para auxiliar na navegação de uma cadeira de rodas.

Os sonares do P3DX recebem duas funções muito importantes para a navegação: detecção de obstáculos e indicação da posição do robô em relação a um corredor. Durante a navegação do robô, a presença de obstáculos frontais faz com que o controlador de posição atue conjuntamente com um controlador de desvio tangencial de obstáculos. O objetivo desse último controlador é alterar momentaneamente a posição do destino, encoberto por um obstáculo, de maneira que o robô navegue tangencialmente ao anteparo detectado, até que o destino encontre-se novamente livre de obstáculos [90].

A estratégia de desvio pode ser alcançada mediante a obtenção do ângulo de giro Φ ao qual o alvo real deve ser submetido. Enquanto o obstáculo for detectado pelo sonar, o robô navega em direção a um destino temporário, obtido através da rotação de Φ graus do alvo, de maneira que este navegue

tangencialmente ao anteparo. A Figura 55 apresenta a rotação do alvo real pelo ângulo de giro Φ quando em presença de um obstáculo.

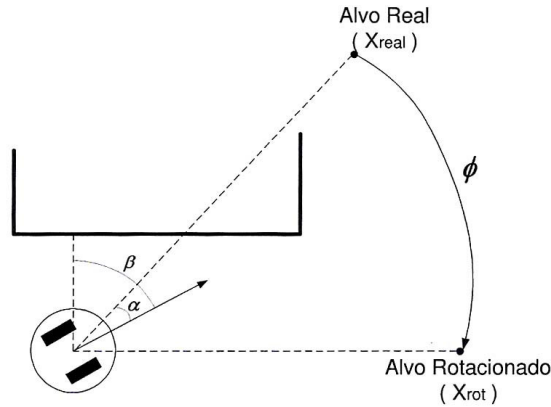


Figura 55 – Rotação Φ do ponto destino em presença de obstáculo [90].

O ângulo β (Figura 55) é calculado a partir das leituras do sonar e do ângulo α . Já o ângulo Φ pode ser obtido através da equação 4.11 [90]:

$$\phi = \text{sign}(\beta) \cdot (|\beta| - 90) - \alpha \quad 4.11$$

O alvo virtual é finalmente obtido por meio da matriz de rotação em torno do eixo-z do ambiente de navegação, que gira o alvo real (x_{real}) por um ângulo Φ , criando temporariamente o alvo rotacionado (x_{rot}). A equação 4.12 apresenta o cálculo.

$$x_{rot} = \begin{pmatrix} +\cos(\phi) & +\text{sen}(\phi) \\ -\text{sen}(\phi) & +\cos(\phi) \end{pmatrix} \cdot x_{real} \quad 4.12$$

Conforme citado anteriormente, uma segunda função dos sonares do P3DX neste trabalho é a indicação da posição do robô em relação a um corredor. Essa medição é mais precisa que a estimativa obtida pela odometria do robô, principalmente após longos períodos de navegação. Chamando de d_{esq} a distância dos sonares à parede esquerda, e d_{dir} a distância dos sonares à parede direita, o cálculo dessas variáveis é mostrado em 4.13 [91],

$$\begin{cases} d_{esq} = \frac{y_{s0} + y_{s15}}{2} \\ d_{dir} = \frac{y_{s7} + y_{s8}}{2} \end{cases} \quad 4.13$$

onde y_{s0} , y_{s7} , y_{s8} , y_{s15} são as distâncias mostradas na Figura 56.

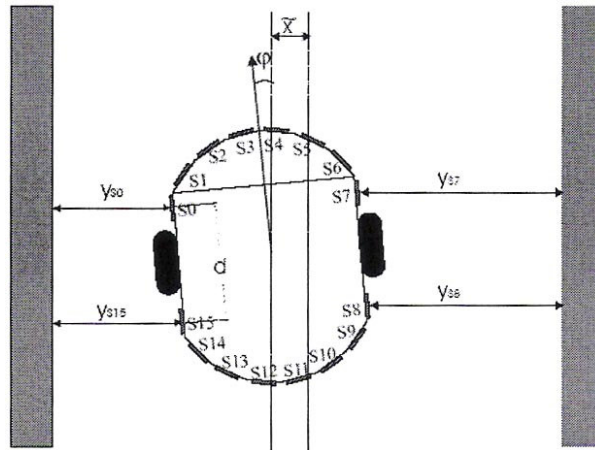


Figura 56 – Disposição dos sonares e orientação do robô no corredor [91].

A distância entre as paredes no ambiente de navegação onde foram realizados os experimentos com o robô móvel é de 1,4 metros. Como a parede à direita na Figura 56 está sobre o eixo-x do sistema de coordenadas, temos que a posição y e o ângulo φ do robô podem ser calculados pelas equações 4.14 e 4.15,

$$y_{robo} = \frac{(1,4 + d_{dir} - d_{esq})}{2} \quad 4.14$$

$$\varphi = \text{sen}^{-1}\left(\frac{y_{s15} - y_{s0}}{d}\right) \quad 4.15$$

onde d é a distância entre os sonares laterais do robô (Figura 56). Uma observação sobre a equação 4.15 é que o ângulo calculado só é próximo da orientação real para valores próximos de zero [88].

4.6.3 Interface gráfica do PDA para monitoramento remoto

O programa para monitoramento remoto do usuário na cadeira de rodas atende por “CRWF”, siglas referentes a “Controle de Robô por WiFi” (Figura 57). Diferente do aplicativo CCRR, CRWF foi desenvolvido em formato “paisagem”, para melhor aproveitamento da área relativamente pequena do PDA. A idéia para sua concepção surgiu da necessidade constante de monitoramento que um indivíduo com severo comprometimento orgânico precisa. Além disso, por mais seguro e robusto que um sistema assistivo possa parecer, ele estará sempre sujeito a falhas. Tais falhas podem ter natureza física, como defeito em sensores ou em equipamentos eletrônicos; natureza técnica, como atenuação ou perda da captura de sinal biológico, interferência com outros equipamentos ou funcionamento inesperado dos aplicativos; e natureza biológica, provocada por interferência de sinais do próprio corpo humano.

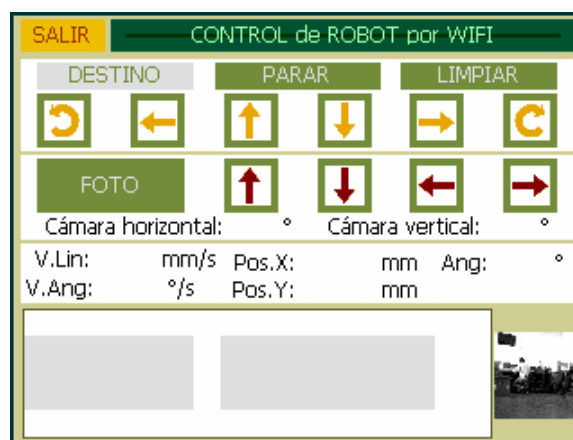


Figura 57 – CRWF - aplicativo para monitoramento remoto.

Um toque nas setas contidas no retângulo mais superior altera as velocidades linear e/ou angular do Pioneer. As setas possibilitam, da esquerda para a direita, girar à esquerda em torno do próprio eixo, curvar à esquerda, ir para frente, ir para trás, curvar à direita e girar à direita sobre o próprio eixo, respectivamente. Dessa forma, um toque na seta “ir para trás” quando o robô estiver com velocidade linear positiva diminui sua velocidade, enquanto um toque na seta “ir para frente” aumenta sua velocidade linear. Os sonares e o laser presentes no robô auxiliam na detecção de obstáculos, prevenindo colisões e auxiliando na navegação.

Esse aplicativo para monitoramento fornece informações como velocidades linear e angular, orientação, posição em ambiente estruturado e caminho percorrido. Através do destaque das setas, é possível visualizar mais rapidamente a forma de movimento da cadeira. Por exemplo: as setas “ir para frente” e “curvar a direita”, destacadas ao mesmo tempo, representam uma curva à direita. O programa possibilita ainda levar o robô a um ponto destino simplesmente mediante a seleção deste ponto no mapa da tela do PDA. É possível não apenas selecionar o destino, mas também alguns pontos pelos quais o robô deverá passar em seu caminho até chegar ao ponto desejado.

O robô é dotado de uma câmara de vídeo com resolução de 640x480 pixels em sua estrutura, sendo possível controlar remotamente os ângulos horizontal e vertical dessa câmara, bem como requerer do robô imagens de vários tamanhos, em cores ou em escala de cinza. No aplicativo CRWF, o controle dos ângulos da câmara é realizado através das setas contidas no retângulo central do aplicativo, ao lado de “Foto”. Uma imagem de 48x48 pixels é recebida a cada segundo e exibida no canto direito inferior da tela do programa, também mostrada na Figura 57. O botão “Foto”, habilitado somente quando o robô encontra-se parado, tem a função de requisitar uma imagem colorida da câmara do Pioneer, de 320X240 pixels, para ser exibida na tela do PDA.

Estrutura interna do CRWF

O aplicativo é composto por três linhas de execução: a principal, a “SendThread” e a “ReadThread”. A inicialização do aplicativo assemelha-se muito ao aplicativo CCRR descrito anteriormente: o SO chama “WinMain” como ponto de entrada; o aplicativo é registrado, ou seja, são definidas características da janela e o nome de sua classe; por fim, essa classe é concretizada. Da mesma forma, CRWF é orientado a eventos e, portanto, sua linha de execução principal aguarda a chegada de eventos para resolvê-los. O nome das mensagens, o evento que as provocam e seus tratamentos serão descritos a seguir:

- “WM_CREATE”: mensagem enviada pelo SO durante a inicialização do aplicativo. Nessa etapa, ocorre o travamento do hardware do PDA, criação de temporizadores e criação das outras threads (descritas abaixo);

- “WM_TIMER”: essa mensagem é responsável pelo gerenciamento do sistema de temporização do sistema. O aplicativo conta com apenas dois temporizadores. O primeiro é responsável por gerar mensagens que tratam da atualização gráfica da tela, tais como dados recebidos e posição do robô no mapa. O segundo temporizador tem a finalidade de gerenciar o envio de um sinal de “watchdog” para o Pioneer, cuja função é notificá-lo do funcionamento correto da comunicação entre o robô e o PDA;
- “WM_PAINT”: é enviado ao aplicativo no intuito de atualizar a interface gráfica. Conforme explicado anteriormente, possui a menor prioridade dentre todas as mensagens, visto que sua concretização é a mais longa de todas. Uma prioridade maior poderia tornar o programa mais lento. Suas atribuições incluem uma combinação de funções, tais como desenho da tela e dos botões, representação do mapa do ambiente estruturado, atualização dos dados recebidos e desenho do robô na orientação e posição informadas pelos dados;
- “WM_LBUTTONDOWN”: mensagem remetida ao aplicativo notificando-o de um toque do usuário sobre a tela. A função para o tratamento dessa mensagem verifica se o toque foi sobre algum botão e, em caso positivo, realiza a tarefa associada a ele. O toque também pode ser realizado sobre uma região do mapa da tela em virtude da seleção de um ponto destino para o robô. Nesse caso, WM_LBUTTONDOWN notifica WM_PAINT para que este ponto seja desenhado na tela;
- “WM_DESTROY”: enviada para finalizar o aplicativo e liberá-lo da memória do PDA. Dentre as suas principais atividades, estão incluídas o encerramento da comunicação e das threads do programa, o apagamento das ferramentas de desenho da memória e a liberação do hardware.

A linha de execução principal do programa constrói “SendThread”, cuja função inicial é criar uma porta de comunicação e aguardar a conexão com um servidor de endereço conhecido, no caso o endereço do robô. Após a conexão correta, essa linha fica responsável pelo envio de comandos ou pontos destinos ao Pioneer, quando assim demandado pelo aplicativo. Ao mesmo tempo, é criada “ReadThread” que, como o nome sugere, tem a função de receber os dados enviados pelo robô. Esses dados podem ser informações referentes ao robô, tais como velocidades e posição, uma foto pequena e monocromática da câmara ou uma foto em 24 milhões de cores.

5 Resultados experimentais

Os sistemas que compõem a cadeira de rodas desta pesquisa foram testados apenas por alguns estudantes do LAI/UFES. O equipamento assistivo ainda não foi avaliado por indivíduos acometidos por neuropatias motoras, principalmente devido a três fatores. O primeiro está relacionado ao fato da cadeira fazer parte de uma pesquisa e, portanto, tratar-se apenas de um protótipo. Cada avaliação realizada enfocava o funcionamento de um dos sistemas, como a aquisição de sinais biológicos, a comunicação entre o mini-itx e o PDA ou o acionamento dos motores, e raramente a cadeira como um todo. Conforme discutido na Introdução, um projeto assistivo é composto por inúmeras áreas do conhecimento, o que impossibilitou uma composição mais unificada e robusta no tempo disposto a esta pesquisa.

O segundo fator para a avaliação da cadeira de rodas ter sido realizada somente por alguns estudantes do LAI/UFES tem natureza social. Essa cadeira de rodas recebeu grande atenção da sociedade, principalmente após apresentações em conferências e congressos pelo Brasil, Argentina e Espanha. Ela foi divulgada pela mídia local, como TV Gazeta e TV Vitória; jornais de outros estados, como o Jornal Bom Dia e Folha Online; foco nacional através do programa “Mais Você” da Rede Globo, TV Record, Revista Época, Editora Saber, Terra, UOL e CBN Notícias; e até atenção da mídia internacional por meio da CNN Latinoamérica. Em todas as reportagens, buscava-se explicar o principal papel da Universidade, que é desenvolver tecnologia para a sociedade, e não produtos comercialmente disponíveis para o usuário final. Ainda que fosse clara a idéia de que se tratava de um protótipo, a procura por pessoas interessadas pelo produto foi grande. Optou-se, dessa maneira, por realizar testes apenas pelos responsáveis pelo projeto, evitando constrangimento e frustração de pessoas com deficiência interessadas na pesquisa.

O último fator envolve a integridade física do usuário, pois a segurança da cadeira de rodas ainda não pôde ser garantida pelo tempo relativamente curto para

o desenvolvimento do trabalho. Esse fator será discutido com mais detalhes na Conclusão desta Dissertação de Mestrado.

5.1 Aquisição de sinais

Para testar a unidade de aquisição de sinais, alguns dos colaboradores do projeto realizaram uma série de seleções das opções exibidas na tela do PDA, através de sinais musculares, videooculográficos e cerebrais. O apontador de cabeça não foi testado, uma vez que a seleção manual por meio da caneta padrão funcionava sem erros. A taxa de acertos do usuário, nesse caso, dependerá exclusivamente do grau de acometimento da doença e de sua habilidade de controle da região cervical.

O sinal EMG proveniente da piscada de olhos foi testado sob duas formas: por meio do controle de um cursor virtual sobre as opções, usando piscadas dos dois olhos, ou pela seleção de item auxiliado pela varredura automática, usando a piscada de apenas um dos olhos. No primeiro caso, verificou-se que o tempo necessário para a seleção de uma opção dependia da habilidade do usuário em piscar com cada um dos olhos. Entretanto, todos os itens foram corretamente selecionados pelo usuário e de maneira eficiente.

No caso da seleção auxiliada pela varredura automática, foram realizados dez testes com quatro pessoas, todas familiarizadas com o sistema, sem problemas físicos (pelos motivos expostos acima), para verificar a eficiência do classificador. Cada teste consistiu na seleção de cinco itens pré-indicados, em diferentes posições do tabuleiro pictográfico na tela do PDA, através de piscadas com um dos olhos. Cada seleção é resultante de duas escolhas: uma da linha e outra da coluna onde se encontra o item buscado. Antes do início de cada bateria de seleção, os limiares mínimo e máximo para identificação do sinal muscular foram ajustados para cada indivíduo. A varredura automática permanecia por um tempo de 400 ms sobre a linha/coluna e o sistema era dotado de um atraso pouco inferior a 300 ms para identificação do sinal biológico. O resultado é exibido na Tabela 3:

Tabela 3 – Resultado da classificação baseada em indicador de sinal EMG.

Indivíduo	Número de piscadas	Erros	Classificação
A	11	1	90,91%
B	10	0	100%
C	12	1	91,67%
D	10	0	100%

Pode-se observar pela Tabela 3 que o sistema de classificação mostrou-se satisfatório na identificação dos sinais EMG. Embora o sistema não tenha classificado todos os sinais corretamente, a seleção do item em si não foi comprometida. No caso do indivíduo A, a piscada não foi identificada como sinal EMG, o que demandou uma nova piscada para a seleção da linha. No caso do indivíduo C, a piscada foi classificada, mas com certo atraso, o que resultou na seleção da linha errada. No entanto, antes de selecionar, a varredura automática aguarda um possível cancelamento do usuário, que foi realizado com sucesso.

Vale ressaltar que cada indivíduo não permaneceu com o eletrodo por mais de dez minutos sobre a pele. Em outras ocasiões, percebeu-se grande alteração na amplitude do sinal captado após longo período de permanência com o eletrodo. Essa variação deve-se a questões de natureza tanto técnica – alteração da concentração de gel e do contato com a pele – como biológica – produção de suor, gordura e o caráter estocástico do sinal biológico.

O controle da interface gráfica, por meio dos sinais EOG e VOG, foi tema de uma outra Dissertação de Mestrado, desenvolvida no LAI/UFES, na qual foi utilizada a IHM deste trabalho. Utilizou-se uma câmara de CCD, montada sobre uns óculos de proteção, para rastreamento da posição dos olhos. Um filtro de Canny, associado à Transformada Circular Randômica de Hough, foi usado para detecção de bordas nas imagens provenientes da câmara, possibilitando calcular uma região de interesse, a partir do centro da íris, e obter o centro de massa. O rastreamento do movimento dos olhos propriamente dito foi alcançado com a implementação de um filtro de Kalman, obtendo excelentes resultados. Os experimentos dessa dissertação mostraram que foi possível realizar, com sucesso e eficiência, a seleção dos ícones por meio de EOG e VOG, utilizando a IHM e a interface gráfica deste trabalho [92].

Os testes para aquisição de sinais EEG eram mais difíceis de serem realizados. Isso porque o eletrodo para aquisição do sinal cerebral não pode ser

adesivo como é o eletrodo para aquisição de sinal muscular, pois os cabelos atrapalhavam a fixação na cabeça. Além disso, a região de aquisição do EEG é pequena, o que demanda maior tempo para fixação dos eletrodos e técnica apurada, como uma leve raspagem do local com material esterilizado, além de gel na quantidade adequada para cada tipo de pele. Os materiais utilizados nesses procedimentos são caros e não são vendidos em pequenas quantidades, o que dificulta ainda mais os testes. Sendo assim, preferiu-se não obter resultados numéricos em virtude de toda esta dificuldade no domínio das técnicas para fixação dos eletrodos. Apesar disso, buscou-se fixar os eletrodos o mais corretamente possível e, nestas condições, os resultados foram bastante satisfatórios. Os indivíduos mais familiarizados com o sistema selecionavam itens pré-indicados do tabuleiro pictográfico do PDA com mais de 95% de acerto, em ambiente de laboratório. Destaca-se o aumento do tempo em que a varredura permanece sobre cada ícone do PDA (3 s), visto que o padrão ERS demora um tempo pouco superior a 2 s para ser identificado. A razão deste tempo extremamente superior ao sinal muscular deve-se à necessidade de análise de um conjunto de amostras coletadas.

5.2 Aria e P3DX

A Figura 58 ilustra os dois modos de controle do robô, testados inicialmente no simulador. Na figura à esquerda, o controle é realizado enviando comandos diretamente aos motores. Na mesma figura, à direita, o comando é baseado apenas no envio dos pontos destinos por onde o robô simulado deverá passar, percorrendo esses pontos por meio do controlador embarcado. O botão “Parar” permite cancelar a atual navegação, embora mantenha o percurso realizado e os pontos selecionados na tela. Em ambos os casos, a navegação é auxiliada somente pelos sonares simulados pelo Aria. Embora a precisão e a resolução do laser sejam extremamente superiores à precisão dos sonares, preferiu-se não utilizá-lo na obtenção dos resultados do simulador no intuito de reproduzir as condições atuais que a cadeira de rodas oferece.

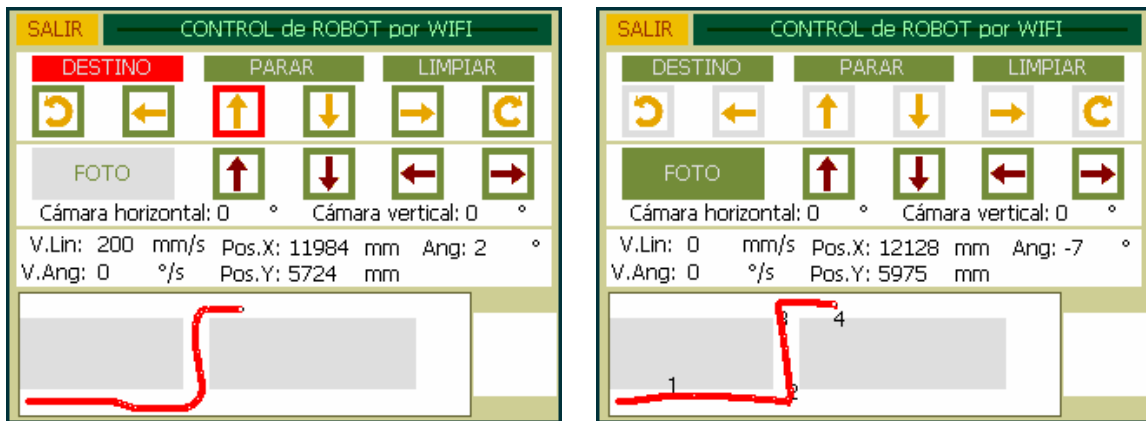


Figura 58 – Modos de controle do Pioneer.

Após a observação da posição estimada pelo robô e a indicada pelo Aria, conclui-se que, a partir de odometria e sonar, é possível navegar autonomamente em um ambiente. Entretanto, dois requerimentos tiveram de ser satisfeitos para que isso fosse possível:

- ambiente formado essencialmente por corredores: essa disposição promove medições de distâncias mais curtas e, portanto, mais precisas. Tais medições foram utilizadas para correção na posição do robô em relação ao corredor. Ambientes grandes, que exigem ampla dependência do sistema de odometria, geram erros muito grandes na posição e orientação após longos períodos de navegação;
- trajetórias curtas: distâncias elevadas geram erros elevados na estimativa de posição, impossibilitando tarefas mais precisas como atravessar portas ou corredores estreitos. Ainda que o ambiente seja formado apenas por corredores estreitos, a correção de posicionamento, executada por meio do sonar, é realizada somente verticalmente.

Conforme citado anteriormente, o mesmo programa desenvolvido para o simulador foi carregado no P3DX. Como primeira avaliação, o PDA requisitou imagens não-compactadas diretamente da câmara embarcada no Pioneer. A explicação para essa avaliação está na finalidade para a qual o programa se destina: monitoramento. A adaptação de uma câmara à cadeira de rodas promove maior segurança ao usuário, o que pode ser facilmente realizado em virtude da presença do mini-itx. O auxiliar pode girar a câmara, remotamente, em direção ao rosto do paciente ou monitorar, à distância, pontos por onde passa a cadeira. Duas imagens recebidas são exibidas na Figura 59.

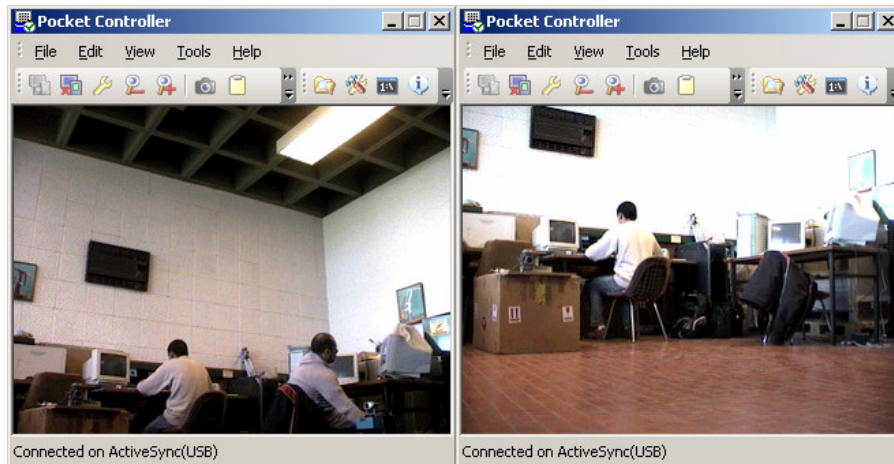


Figura 59 – Foto enviada pelo robô Pioneer ao PDA.

Um problema encontrado nessa avaliação foi o tempo em que o PDA levava para receber a imagem não-comprimida (*bitmap*). A plataforma de desenvolvimento do Pioneer não estava preparada para trabalhar com imagens comprimidas, como *jpeg*, cujo tamanho da imagem é bastante reduzido. Dependendo do tráfego da rede no momento do teste, a imagem demorava até 4 minutos para chegar. Três medidas que ajudariam a diminuir o tempo de envio das fotos é aumentar a velocidade da rede, dedicar uma faixa da conexão para a conexão entre mini-itx e PDA e encontrar uma biblioteca gráfica que permita trabalhar com formatos comprimidos.

A segunda avaliação foi em relação à cinemática do Pioneer, testada agora diretamente no P3DX. Comparando-se a posição estimada pela odometria e a posição real, conclui-se que apenas o uso de sonar e odometria não é suficiente para navegar em ambiente estruturado com características quaisquer. Um erro de poucos graus na orientação do robô gerava erros grandes na estimativa de sua posição, após poucos segundos, da ordem de metros. Ainda que haja um modelo para correção dos erros gerados pela odometria, como em [91], permanece a necessidade de trajetórias curtas e ambientes com pontos de referência, como aqueles formados por corredores. Além disso, as informações recebidas de sonares eram imprecisas quando os anteparos encontravam-se a uma distância superior a 2 metros. Tal imprecisão foi perceptível em dois pontos: na obtenção da distância, quando medidas subsequentes forneciam resultados diferentes, da ordem de dezenas de centímetros, e na orientação do robô em relação ao anteparo, o qual

podia estar em um ângulo qualquer dentro da faixa do lóbulo de radiação do sensor ultra-sônico.

Assim, para a navegação da cadeira de rodas em ambientes estruturados, faz-se necessário o uso de sensores mais precisos, como laser, ou obter a localização da cadeira através de dispositivos externos sem fio, como ZigBee, informando sua posição em relação ao ambiente a cada instante. Mais detalhes sobre a navegação em ambientes estruturados serão abordados na Conclusão desta Dissertação de Mestrado.

5.3 Experimento com a cadeira de rodas robótica

Os sistemas que compõem a cadeira de rodas robótica ainda não oferecem o nível de segurança adequado, que demanda um equipamento assistivo deste porte, em virtude do tempo relativamente curto para o desenvolvimento deste trabalho. Entretanto, a fase de desenvolvimento demandou que esses sistemas fossem interligados na cadeira de rodas, com o intuito de verificar se o comportamento era o mesmo quando eram testados de maneira independente. Ao mesmo tempo, foram analisadas a compatibilidade entre os sinais e a influência que o movimento da cadeira exercia sobre as unidades que a compõem.

Após embarcar essas unidades, dois estudantes, dotados de grande familiaridade com a cadeira de rodas robótica, testaram as opções de movimento da cadeira de rodas em ambientes abertos e fechados, cuja seleção foi realizada por meio dos sinais EMG (piscada de olhos) e EEG. A Figura 60 exibe os estudantes no momento dos testes em ambos os tipos de ambientes.



Figura 60 – Testes da cadeira de rodas em ambientes interno (a) e externo (b).

Os resultados se mostraram bem interessantes em dois aspectos. O primeiro diz respeito aos testes em campo aberto: foi possível percorrer caminhos específicos, como na Figura 60 (b), com certo grau de facilidade. Pontos destinos predeterminados eram sempre alcançados, ainda que fossem necessários diversos ajustes na posição da cadeira, o que resultava em um número elevado de seleção das opções de movimento. O tempo que o usuário do sistema leva para alcançar o ponto destino ainda não é levado em consideração nesses testes preliminares.

Algumas dificuldades foram encontradas para o uso do equipamento em ambientes abertos. A claridade excessiva, por diversas vezes, prejudicou a visualização do PDA. Isso pode ser facilmente resolvido com a adaptação de uma cobertura escura e aumentando o brilho da tela do dispositivo. Uma segunda dificuldade era percebida em presença de vento, quando a seleção era realizada com sinais EMG. Muitas vezes o usuário se via obrigado a piscar excessivamente para lubrificar os olhos, ou ainda mantê-los semi-fechados para proteger contra poeira. Entretanto, mesmo nessas condições, o sistema funcionou corretamente.

O segundo aspecto que vale a pena ressaltar foram os resultados obtidos em estúdios de televisão. A apresentação nesses ambientes fechados servia como desafio, pois o tempo para montagem da cadeira e posicionamento dos eletrodos era reduzido, havia o fator emocional de aparição pública e “ao vivo” e, por último e mais desafiador, a presença de estruturas metálicas, câmaras filmadoras e muitos dispositivos eletro/eletrônicos, cujos campos magnéticos poderiam interferir fortemente nos sinais biológicos captados. Para a surpresa do grupo presente nessas ocasiões, a cadeira de rodas funcionou como se estivesse em ambientes abertos, sem interferência perceptível na aquisição do sinal ou no funcionamento do equipamento como um todo.

Um sério problema encontrado foi a interferência que o funcionamento dos motores da cadeira de rodas causavam sobre a unidade de aquisição de sinais biológicos, principalmente naqueles de baixa amplitude, como é o caso dos sinais de EEG. Mesmo após a implementação de algumas soluções tradicionais, como baterias distintas para motores e parte eletrônica, terras separadas por optoacopladores e filtros digitais de ordens elevadas, os sinais cerebrais eram fortemente influenciados pelos sinais elétricos provenientes do funcionamento do motor, de amplitude amplamente superior ao sinal EEG. Apesar disso, a cadeira pôde ser controlada, com a seguinte restrição: enquanto o movimento era

executado, por um período pré-determinado, o sistema de aquisição de sinais biológicos permanecia desabilitado.

Algumas soluções propostas ainda não testadas são: estudar a natureza do ruído e criar novos filtros na placa de acionamento que o atenuem; blindar o motor e as outras unidades eletricamente; distanciar os motores e a placa de acionamento das outras unidades da cadeira de rodas, e interligá-los por meio de um módulo sem fio como infravermelho, bluetooth ou WiFi.

6 Conclusões e trabalhos futuros

Nesta Dissertação de Mestrado, foi apresentado um sistema essencialmente assistivo, que objetiva minimizar a extrema dependência social que um indivíduo com severo comprometimento orgânico tem da sociedade. Esse sistema é composto por uma Interface Homem-Máquina (IHM), que pode ser acionada por meio de um apontador de cabeça ou por sinais biológicos, como EMG (piscada de olhos), EOG (movimento do globo ocular), VOG (posição da íris captada por uma câmara de vídeo) e EEG (sinais cerebrais), além de uma estação remota para monitoramento. A interface é constituída por eletrodos de superfície e uma unidade de aquisição de sinais biológicos, responsável pelo pré-processamento, ou seja, filtragem, amplificação e amostragem do sinal.

A IHM tem a função de utilizar sinais biológicos para restaurar a comunicação entre um indivíduo e membros de seu convívio, e ainda controlar equipamentos que facilitem o seu dia-a-dia. No projeto de Pesquisa, da qual fazem parte os trabalhos desenvolvidos nesta Dissertação de Mestrado, foi desenvolvida uma cadeira de rodas robótica. Inicialmente retirou-se o joystick de controle manual, e em seu lugar, foi colocada uma unidade de controle e acionamento. Essa unidade recebe comandos de um pequeno computador embarcado, ao qual também foi atribuída a função de processar os sinais biológicos.

A cadeira de rodas robótica conta ainda com um PDA, que atua como interface gráfica, auxiliando a IHM nas funções de comunicação e controle da cadeira. Foi desenvolvido um programa de varredura de ícones, de maneira que o usuário possa selecionar, por meio dos sinais biológicos, letras para formar palavras e ícones que representam necessidades ou sentimentos, e também ícones para controlar o movimento da cadeira de rodas. Em ambientes estruturados, é possível selecionar somente o ponto destino e um controlador de navegação controla a cadeira de rodas até esse ponto.

A estação de monitoramento que foi desenvolvida é constituída por um software, embarcado em um segundo PDA, que recebe informações do robô (emulando uma cadeira robótica). Essas informações são: posição, orientação e imagens.

A partir dos resultados obtidos, é possível concluir que um usuário com severo comprometimento orgânico, como, por exemplo, com Esclerose Lateral Amiotrófica, pode se tornar menos dependente de profissionais auxiliares, por meio da movimentação autônoma e de um novo canal de comunicação, o que também resulta em maior qualidade de vida. Embora o sistema não tenha sido testado em uma pessoa com a enfermidade, é conclusivo que, mediante treinamento, esse usuário será capaz de utilizar os recursos oferecidos pelo equipamento assistivo, pois os voluntários que realizaram os testes não se utilizaram das mãos, voz ou de qualquer outro recurso que um usuário nessas condições não poderia utilizar.

Outro ponto avaliado foi a estação de monitoramento remoto. Sua presença se faz muito importante no desenvolvimento de ambientes estruturados, pois possibilita a um auxiliar monitorar, com facilidade, informações relativas à cadeira de rodas e ao usuário. Além disso, vários usuários podem ser monitorados ao mesmo tempo, como dentro de um centro de ajuda ou até mesmo em um hospital.

Os testes realizados com o controlador de navegação não produziram resultados tão bons quanto os esperados, em virtude do tipo inadequado de sensoriamento. O uso apenas da odometria e dos sonares do robô para estimativa de posição e orientação, em ambiente estruturado, gera erros que impossibilitam navegar por longos períodos, ou de maneira precisa, como atravessar corredores estreitos ou portas pequenas. Nos experimentos realizados, embora o robô móvel P3DX tenha alcançado os pontos destinos aos quais foi enviado, por intermédio da interface de monitoramento, o caminho percorrido não era paralelo às paredes, como previa o controlador com desvio tangencial de obstáculo. Isso ocorreu devido à falta de resolução e precisão inerentes ao sensor ultra-sônico.

É muito importante frisar que a cadeira de rodas robótica desenvolvida no Projeto de Pesquisa trata-se apenas de um protótipo e que, se houvesse intenção de produzi-la comercialmente, só estaria disponível após alguns anos, embora seja perfeitamente possível e viável. Há muitos pontos do projeto que devem ser

aperfeiçoados, e outros que ainda precisam ser desenvolvidos, principalmente para aumentar a segurança do usuário.

Como primeira sugestão para trabalhos futuros, é importante aprimorar os movimentos da cadeira de rodas, principalmente em virtude do público a que ela se destina. O deslocamento deve ser mais suave, tanto em sua partida como em sua terminação, favorecendo o conforto e a condição delicada do usuário. Movimentos bruscos em usuários com degeneração muscular avançada podem gerar lesões graves à região cervical ou lombar.

Ainda em relação à movimentação, é interessante estudar a viabilidade de uso do *IRAMY20UP60B*, um *driver* de potência para motores da *International Rectifier*. O circuito integrado suporta tensão de até 600 V, corrente de até 20 A, monitora a temperatura, possui proteção contra sobrecorrente e temperaturas elevadas, isolamento elétrico, boa dissipação térmica, invólucro que minimiza ruídos e fácil integração com microcontroladores. A inclusão desse circuito integrado tornará a cadeira de rodas mais robusta e segura, e ainda pode atenuar os ruídos gerados pelos motores da cadeira sobre os sinais biológicos, principalmente sobre o EEG [93].

O estágio atual do protótipo da cadeira de rodas robótica demanda a inclusão de protocolos de segurança e circuitos redundantes, com a função de verificar constantemente as comunicações do sistema (microcontrolador – mini-itx, mini-itx – PDA, e PDA – unidade de monitoramento remoto), níveis de tensão das baterias e a condição dos eletrodos, visando aumentar a robustez e a segurança do usuário. Esse último item pode ser concretizado da seguinte forma: um sinal, com uma frequência f conhecida, é enviado por um dos eletrodos. Caso haja um bom contato dos eletrodos com a superfície cutânea, o sinal passa pelo corpo e pode ser captado no outro eletrodo, com uma queda de tensão relativamente pequena. Se as conexões dos eletrodos com a pele tornarem-se fracas, ou ocorra ressecamento de parte do gel usado para acoplá-los à pele, a impedância entre os eletrodos aumentará consideravelmente, e o aumento de queda de tensão poderá ser detectado através do uso de um limiar de tensão, o que pode gerar um alerta visual ou um alarme. Caso o eletrodo se solte do usuário, ou os fios quebrem, a impedância entre os eletrodos torna-se muito alta, resultando em uma tensão que pode ser suficiente para causar danos aos dispositivos eletrônicos. Por essa razão, um circuito de proteção para altas voltagens, formados pelos diodos zeners, é

conectado na entrada do circuito [33]. O diagrama de blocos da Figura 61 ilustra o sistema de monitoramento explicado anteriormente.

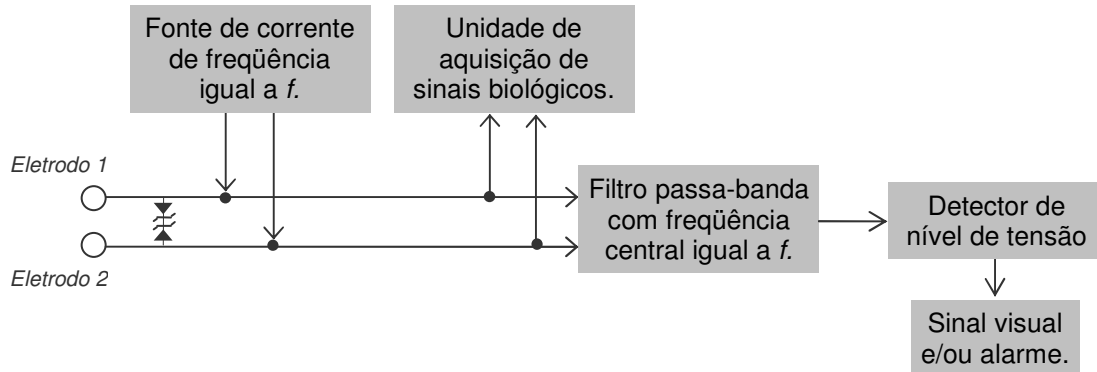


Figura 61 – Sistema para monitoramento do funcionamento dos eletrodos.

Em relação ao programa embarcado no PDA, propõe-se torná-lo mais personalizável, com o cuidado de que não fique demasiado complicado, de maneira que o usuário mantenha o controle sobre o software. Sugere-se, inicialmente, que seja possível personalizar a velocidade de varredura, de acordo com a habilidade do usuário, e possibilitar a inserção de novos ícones representativos de necessidades ou sentimentos. Outra idéia é tornar o CCRR capaz de reposicionar as opções de acordo com o uso, agilizando o processo de seleção. O programa pode ainda ter alguns jogos que estimulem a aprendizagem e o controle dos próprios sinais biológicos, tornando seu manejo mais seguro em um tempo menor. Uma última sugestão é criar um sistema com predição de palavras, como aqueles encontrados em aparelhos celulares modernos, de maneira que a escrita de poucas letras pré-identifique a palavra com maior probabilidade de ocorrência. Esse trabalho é o tema central de uma tese de doutorado em desenvolvimento no grupo de pesquisas da Ufes.

Uma outra tese de doutorado em andamento na UFES desenvolve o chamado “espaço inteligente”. Esse trabalho introduz alguns módulos de comunicação sem fio Zigbee (Figura 62), cujo nível de potência do sinal recebido pelo computador é utilizado para estimar a posição da cadeira no ambiente. Isso garante menor exigência do controlador e, conseqüentemente, menor exigência da capacidade de processamento. O uso do sonar seria restrito apenas à detecção de obstáculos, e a odometria teria um papel secundário na determinação da posição e

orientação. Essa tese prevê ainda a presença de placas no ambiente, com a função de indicar a presença de portas. Por último, fitas magnéticas serão inseridas em pontos que exigem grande precisão na navegação, como passagens por corredores muito estreitos ou portas. É importante garantir, nesse tipo de ambiente, não só cobertura total de sinal pelos módulos Zigbee, mas também da rede WiFi, para que seja possível transmissão de imagens (caso seja embarcada na cadeira uma câmera de vídeo) e monitoramento pela unidade designada para tal.

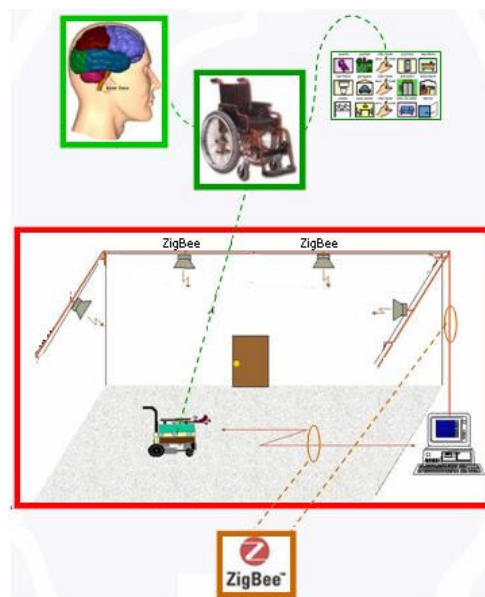


Figura 62 – Ambiente estruturado para navegação da cadeira de rodas [94].

Como desafio, sugere-se embarcar todo o processamento no PDA, excluindo-se o mini-itx da cadeira de rodas. Embora haja algumas desvantagens, como diminuição no poder de processamento, haverá diminuição do consumo energético do sistema, menos fontes de interferências nos sinais biológicos e diminuição do custo final da cadeira de rodas robótica.

Como estudante de Universidade Pública e cidadão, o autor desta Dissertação de Mestrado considerou importante a divulgação e apresentação deste trabalho nos mais variados tipos de mídia, onde os principais foram citados no Capítulo 5, para conhecimento da sociedade sobre novas tecnologias assistivas, possibilidades de integração entre Medicina e Engenharia, capacitação brasileira e, em especial, capixaba, de produzir tecnologia. Além disso, as publicações [95, 96, 97] foram resultantes dos trabalhos desenvolvidos nesta Dissertação de Mestrado.

Referências bibliográficas

- [1] POLIKOFF, J. B.; BUNNELL, H. T.; JR., W. J. B. Toward a P300-based Computer Interface. In: RESNA '95 ANNUAL CONFERENCE, RESNAPRESS, 1995. **Anais...** p. 178-180, 1995.
- [2] HORI, J.; SAKANO, K.; SAITOH, Y. Development of Communication Supporting Device Controlled by Eye Movements and Voluntary Eye Blink. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 6, p. 4302-4305, 2004.
- [3] NETO, A. F. et al. Human-Machine Interface Based On ElectroBiological Signals for Mobile Vehicles. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON INDUSTRIAL ELECTRONICS, ISIE/IEEE, 2006. **Anais...** v. 1, p. 2954-2959, 2006.
- [4] CAVALIERI, D. C.; ANDREÃO, R. V. Redes Neurais Artificiais Aplicadas na Detecção de Piscadas de Olhos. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 8., 2007. **Anais...** p. 6, 2007.
- [5] CECIL, R.; GOLDMAN L.; BENNETT, J. C. **Tratado de Medicina Interna**. 21. ed. Guanabara Koogan. v. 2, p. 2332-2334.
- [6] CASSEMIRO, C. R.; ARCE, C. G. Comunicação Visual por Computador na Esclerose Lateral Amiotrófica. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 67, n. 2, p. 295-300, 2004.
- [7] MARQUES, P. R. B.; MELLO, R. V. Amyotrophic Lateral Sclerosis with Dementia. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 57, n. 2A, p. 277-283, 1999.

- [8] COSTA, C. M. C. et al. Motor Neuron Diseases in the University Hospital of Fortaleza (Northeastern Brazil). **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, V. 58, n. 4, p. 986-989, 2000.
- [9] NETO, F. D. et al. Amyotrophic Lateral Sclerosis in Brazil. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 58, n. 3A, p. 607-615, 2000.
- [10] FERRAZ, M. E. M. R. et al. Atrofia Muscular Progressiva. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 62, n. 1, p. 119-126, 2004.
- [11] BAREA, R. et al. Guidance of a Wheelchair Using Electrooculography. In: INTERNATIONAL MULTICONFERENCE ON CIRCUITS, SYSTEMS, COMMUNICATIONS AND COMPUTERS, 3., CSCC/IEEE, 1999. **Anais...** 1999.
- [12] ANTONIO, A. M. **A Bioengenharia no Brasil, Século XX**: Estado da Arte. 2004. 129 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Interunidades em Bioengenharia da Universidade de São Paulo, São Carlos, SP, 2004.
- [13] MONZON, J. E. A Code of Bioethics for Promoting Biomedical Engineering. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 7, n. 2, p. 5202-5204, 2004.
- [14] GIUFFRIDA, J. P. Bridging Biomedical Basics with Practical Applications in BME Laboratory Education. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 7, n. 2, p. 5180-5183, 2004.
- [15] GANGULI, S.; HUNT, C. A. The Necessity of a Theory of Biology for Tissue Engineering: Metabolism-Repair Systems. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 7, n. 2, p. 5031-5034, 2004.
- [16] BORGES, C. F. Dependência e Morte da “Mãe de Família”: a Solidariedade Familiar e Comunitária nos Cuidados com o Paciente Esclerose Lateral Amiotrófica. **Psicologia em Estudo**, v. 8, p. 21-29, 2003.
- [17] Harvard NeuroDiscovery Center – Amyotrophic Lateral Sclerosis. Disponível em <<http://www.neurodiscovery.harvard.edu/als/als.html>>. Acesso em 15 de jun. 2007.

- [18] BAYLISS, J. D. **A Flexible Brain-Computer Interface**. 2001. 180 f. Tese (Doutorado em Filosofia) – University of Rochester, Rochester, New York, 2001.
- [19] ESTEBANEZ, J. M. **EEG-based Analysis for the Design of Adaptive Brain Interfaces**. 2003. 267 f. Tese (Pós-Doutorado em Engenharia Biomédica) – Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, 2003.
- [20] SIMPSON, R. C. Smart Wheelchairs: A Literature Review. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 42, p. 423-436, 2005.
- [21] BAREA, R. et al. EOG Guidance of a Wheelchair Using Spiking Neural Networks. In: EUROPEAN SYMPOSIUM ON ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS, 8., ESANN, 2000. **Anais...** p. 233-238, 2000.
- [22] BAREA, R. et al. Diseño de un Ratón Electrooculográfico para el Control de Interfaces Gráficas. In: SEMINARIO ANUAL DE AUTOMÁTICA, ELECTRÓNICA INDUSTRIAL E INSTRUMENTACIÓN, SAEI, 2000. **Anais...** 2000.
- [23] BAREA, R. C. Electro-Oculographic Guidance of a Wheelchair Using Eye Movements Codification. **The International Journal of Robotics Research**, v. 22, n. 7-8, p. 641-652, 2003.
- [24] XU, W. et al. High Accuracy Classification of EEG Signal. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON PATTERN RECOGNITION, 17., ICPR, 2004. **Anais...** v. 2, n. 2, p. 391-394, 2004.
- [25] BAREA, R. et al. System for Assisted Mobility using Eye Movements based on Electrooculography. In: NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, 2002. **Anais...** p. 209-218, 2002.
- [26] MONTESANO, L. et al. Towards the Adaptation of a Robotic Wheelchair for Cognitive Disabled Children. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS, RSJ/IEEE, 2006. **Anais...** p. 710-716, 2006.

- [27] TANAKA, K.; MATSUNAGA, K.; WANG, H. O. Electroencephalogram-Based Control of an Electric Wheelchair. In: ROBOTICS AND AUTOMATION SOCIETY, IEEE, 2005. **Anais...** v. 21, p. 762-766, 2005.
- [28] KAMPAS, P. The Optimal Use of Myoelectrodes. **Med. Orth. Tech.**, n. 121, p. 21-27, 2001.
- [29] HERMENS, H. J. et al. Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 10, p. 361-374, 2000.
- [30] ENGLEHART, K. et al. Classification of the Myoelectric Signal using Time-Frequency Based Representations. **Medical Engineering and Physics**, 1999.
- [31] MOGK, J. P. M.; KEIR, P. J. Crosstalk in Surface Electromyography of the Proximal Forearm During Gripping Tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 13, p. 63-71, 2003.
- [32] BAREA, R. **Interfaz Usuário-Máquina Basado en Electrooculografía. Aplicación a la Ayuda a la Movilidad**. 2001. Tese (Doutorado) – Universidad de Alcalá, Espanha, 2001.
- [33] WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation**, 3. ed. Wiley. p. 155, 276.
- [34] GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**, 11. ed. Elsevier, SP, 2006. p. 555-569, 572-575, 626-628, 640-643.
- [35] KIM, S. I. et al. An Algorithm to Detect a Center of Pupil for Extraction of Point of Gaze. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 2, n. 1, p. 1237-1240, 2004.
- [36] MURA, F.; SHIMOYAMA, I. Visual Guidance of a Small Mobile Robot Using Active, Biologically-Inspired, Eye Movements. In: ROBOTICS AND AUTOMATION SOCIETY, IEEE, 1998. **Anais...** v. 3, n. 3, p. 1859-1864, 1998.

- [37] KIM, S. I. et al. A Fast Center of Pupil Detection Algorithm for VOG-Based Eye Movement Tracking. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2005. **Anais...** p. 3188-3191, 2005.
- [38] ZHU, D.; MOORE, S. T.; RAPHAN, T. Robust Pupil Center Detection Using a Curvature Algorithm. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 59, p. 145-157.
- [39] LEEB, R.; PFURTSCHELLER, G. Walking Through a Virtual City by Thought. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** p. 4503- 4506, v. 6, n. 2, 2004.
- [40] BEVERINA, F. et al. User Adaptive BCIs: SSVEP and P300 Based Interfaces. **PsychNology Journal**, v. 1, n. 4, p. 331-354, 2003.
- [41] Anatomia e Fisiologia Humanas. Disponível em <<http://www.afh.bio.br/nervoso/nervoso3.asp>>. Acesso em 20 de jun. 2007.
- [42] LOPES, C. D. **Análise de Sinais de EEG Utilizando a Transformada Wavelet Discreta e as Redes Neurais Artificiais**. 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.
- [43] CHEEÍN, F. A.; Postigo, J. F.; Sciascio, F. Cancelación de Componentes Determinísticos en Registros de EEG Mediante Algoritmos Recursivos. In: ASOCIACIÓN ARGENTINA DE CONTROL AUTOMÁTICO, 19., AADECA, 2004. **Anais...** 2004.
- [44] CHEEÍN, F. A.; Postigo, J. F.; Sciascio, F. Detección de Eventos de Sincronización y Desincronización em Señales de Electroencefalogramas usando Algoritmos de Identificación Recursiva. In: ASOCIACIÓN ARGENTINA DE CONTROL AUTOMÁTICO, 19., AADECA, 2004. **Anais...** 2004.
- [45] GARCIA, G. N.; EBRAHIMI, T.; VESIN, J. M. Correlative Exploration of EEG Signals Direct Brain-Computer Communication. In: INTERNATIONAL

CONFERENCE ON ACOUSTICS, SPEECH AND SIGNAL PROCESSING, ICASSP/IEEE, 2003. v. 5, p. 816-819, 2003.

[46] MILLAN, J. R.; RENKENS, F.; MOURINO, J. Non-Invasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot. In: INTERNATIONAL JOINT CONFERENCE ON ARTIFICIAL INTELLIGENCE, 18., IJCAI, 2003. **Anais...** 2003.

[47] TEPLAN, M. Fundamentals of EEG Measurement. **Measurement Science Review**, v. 2, p. 1-11, 2002.

[48] CHEEÍN, F. A. A. **Diseño de una Interfase Cérebro-Computadora para la Navegación de Robots Móviles**. 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas de Controle) – Universidad Nacional de San Juan, San Juan, 2005.

[49] OBERMAIER, B. **Design and Implementation of an EEG Based “Virtual Keyboard” Using Hidden Markov Models**. 2001. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia), Institut für Elektround Biomedizinische Technik, Graz, 2001.

[50] LEHTONEN, J. **EEG-Based Brain Computer Interfaces**. 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Helsinki University of Technology, Espoo, 2002.

[51] WOLPAW, J. R. An EEG-based Brain-Computer Interface for Cursor Control. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 78, p. 252–259, 1991.

[52] O’HAIR, D. E. Biofeedback: Review, History and Application. **Technical report, Discrete Data Systems**, Inc, 1998.

[53] WIDGE, A. S.; JEFFRIES-EL, M.; MATSUOKA, Y. Conductive Polymer “Molecular Wires” Increase Electrical Conductance Across Artificial Cell Membranes. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 6, n. 2, 43330- 43333, 2004.

[54] PALKE, A. **Brainathlon: Enhancing Brainwave Control Through Brain-Controlled Game Play**. 2004. 44 f. Dissertação (Mestrado em Arte na Ciência da Computação Interdisciplinar) – Mills College, 2004.

- [55] FEHMI, L. G.; SUNDOR, A. The Effects of Electrode Placement Upon EEG Biofeedback Training: The Monopolar-Bipolar Controversy. **International Journal of Psychosomatics**, v. 36, p. 23-33, 1989.
- [56] VANRIJN, A. C. M. et al. Low-cost Active Electrode Improves the Resolution in Biopotential Recordings. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 1996. **Anais...** v. 1, n. 1, p. 101-102, 1996.
- [57] BRUNET, D. et al. **Electroencephalography, Guidelines for Clinical Practice and Facility Standards**, College of Physicians and Surgeons of Ontario, Canadá, 2000.
- [58] SHOKER, L.; SANEI, S.; LATIF, M. A. Removal of Eye Blinking Artifacts From EEG Incorporating a New Constrained BSS Algorithm. In: SENSOR ARRAY AND MULTICHANNEL SIGNAL PROCESSING WORKSHOP, 2004. **Anais...** p. 177, 181, 2004.
- [59] ZHOU, W.; GOTMAN, J. Removal of EMG and ECG Artifacts from EEG Based on Wavelet Transform and ICA. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 1, n. 1, p. 392-395, 2004.
- [60] THULASIDAS, M. et al. Effect of Ocular Artifact Removal in Brain Computer Interface Accuracy. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 6, n. 2, p. 4385- 4388, 2004.
- [61] SHIGEMURA, S. et al. An Investigation of EEG Artifacts Elimination using a Neural Network. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 1, n. 1, p. 612- 615, 2004.
- [62] CLANCY, E. A.; MORIN, E. L.; MERLETTI, R. Sampling, Noise-Reduction and Amplitude Estimation Issues in Surface Electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 12, p. 1-16, 2002.
- [63] GUGER, C. et al. Prosthetic Control by an EEG-based Brain-Computer Interface (BCI). In: EUROPEAN CONFERENCE FOR THE ADVANCEMENT OF ASSISTIVE TECHNOLOGY, 5., 1999. **Anais...** p. 3-6, 1999.

- [64] KAPER, M.; RITTLER, H. Generalizing to New Subjects in Brain-Computer Interfacing. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 6, n. 2, p. 4363- 4366, 2004.
- [65] HOFFMANN, U. et al. Application of the Evidence Framework to Brain-Computer Interfaces. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 1, n. 1, p. 446- 449, 2004.
- [66] ERFANIAN, A.; ERFANI, A. ICA-Based Classification Scheme for EEG-based Brain-Computer Interface: The Role of Mental Practice and Concentration Skills. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 1, n. 1, p. 235- 238, 2004.
- [67] KRAULEDAT, M. et al. Improving Speed and Accuracy of Brain-Computer Interfaces Using Readiness Potential Features. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 6, n. 2, p. 4511- 4515, 2004.
- [68] QIN, L.; et al. Motor Imagery Classification by Means of Source Analysis Methods. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEMBS/IEEE, 2004. **Anais...** v. 6, n. 2, p. 4356- 4358, 2004.
- [69] GUGER, C. et al. Rapid Prototyping of an EEG-based Brain-Computer Interface (BCI). **Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 1, n. 1, p. 49-58, 2001.
- [70] KRAULEDAT, M. et al. The Berlin Brain-Computer Interface: Machine Learning Based Detection of User Specific Brain States. **Journal Universal Computer Science**, v. 12, n. 6, 581-607, 2006.
- [71] GARCIA, G. N. Direct Brain-Computer Communication with User Rewarding Mechanism. In: INFORMATION THEORY, IEEE, 2003. **Anais...** p. 221-221, 2003.
- [72] DORNHEGE, G. et al. Speeding up Classification of Multi-Mhannel Brain-Computer Interfaces: Common Spatial Patterns for Slow Cortical Potentials. In: NEURAL ENGINEERING, IEEE, 2003. **Anais...** p. 595-598, 2003.

- [73] GUGER, C. et al. Architectures of a PC and Pocket PC based BCI system. In: INTERNATIONAL BRAIN-COMPUTER INTERFACE WORKSHOP AND TRAINING COURSE, 2., 2004. **Anais...** p. 49-50, 2004.
- [74] GERKING, J. M. et al. Designing Optimal Spatial Filters for Single-Trial EEG Classification in a Movement Task. **Clinical Neurophysiology**, n. 110, p. 787–798, 1999.
- [75] WOLPAW, J. R. et al. Brain–Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting. In: REHABILITATION ENGINEERING, IEEE, 2000. **Anais...** v. 8, p. 164-173, 2000.
- [76] TEXAS INSTRUMENTS. **UA723 – Precision Voltage Regulators**, Rev. D, 1999. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/gpn/ua723>>. Acesso em: 18 nov. 2007.
- [77] MARTINS, V. R. **Desenvolvimento de uma Placa de Captura de Sinais Biológicos com Interface com Computador**. 2005. 45 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2005.
- [78] BURR-BROWN. **INA118 – Precision, Low Cost INSTRUMENTATION AMPLIFIER**, 2000. Disponível em: < <http://www.ti.com/lit/gpn/ina118>>. Acesso em: 18 nov. 2007.
- [79] SILVA, R. L.; BASTOS FILHO, T. F.; VASSALO, R. F. Desarrollo de una Interfaz Hombre-Máquina para Control de Silla de Ruedas Robótica a través de PDA. In: REUNIÓN DE TRABAJO EN PROCESAMIENTO Y CONTROL, 12., RPIC/IEEE, 2007. **Anais...** 2007.
- [80] FERREIRA, A.; SILVA, R., L. et al. Cadeira de Rodas Robótica com Interface de Comunicação por PDA Comandada por Sinais Cerebrais. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 8., SBAI/IEEE, 2007. **Anais...** 2007.
- [81] NETO, A. F. Desenvolvimento de um Sistema de Baixo Custo para Aquisição de Sinais Eletro-Biológicos. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 8., SABI/IEEE, 2007. **Anais...** 2005.

- [82] FILGUEIRA, P. N. S. **Sistema de Controle de Baixo Nível e Instrumentação de uma Cadeira de Rodas Robótica**. 2007. 66 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2005.
- [83] SCHILDT, H. **C Completo e Total**. São Paulo: Makron Books, 1997, 827p.
- [84] BOLING, D. M. **Programming Windows CE**. Microsoft Press, 2003.
- [85] MOBILE ROBOTS. **Pioneer 3DX**. Disponível em: <<http://www.activrobots.com>>. Acesso em: 18 nov. 2007.
- [86] BRANDAO, A. S. **Estudo Dirigido: Navegação de Robôs Móveis Usando Sensor Laser**. Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2007.
- [87] CARELLI, R. **Control de Robots Móviles**. Notas de Aula, Universidad Nacional de San Juan, Argentina, 2007.
- [88] PEREIRA, F. G. **Navegação e Desvio de Obstáculos Usando um Robô Móvel Dotado de Sensor de Varredura Laser**. 2006. 95 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2006.
- [89] SECCHI, H. A. **Control de Vehículos Autoguiados con Realimentación Sensorial**. 1998. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Controle) – Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de San Juan, San Juan – Argentina, 1998.
- [90] FERREIRA, A. **Desvio Tangencial de Obstáculos para um Robô Móvel Navegando em Ambientes Semi-estruturados**. 2004. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2004.
- [91] FREIRE, E. O. **Desenvolvimento de um Sistema de Sensoriamento Ultra-Sônico para Robô Móvel Orientado a Agentes**. 1997. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 1997.
- [92] CAVALIERI, D. C. **Interface Homem-Máquina para uma Cadeira de Rodas Baseada no Movimento Ocular e Piscadas de Olhos**. 2007. 89 f. Dissertação

(Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2007.

[93] INTERNATIONAL RECTIFIER. **IRAMY20UP60B – PD-96955 REV.C**. Disponível em: <<http://www.irf.com/product-info/datasheets/data/iramy20up60b.pdf>>. Acesso em: 18 nov. 2007.

[94] BASTOS FILHO, T. F. **Development of Interfaces for Impaired People Based on EMG and EEG**. In: EUROPEAN CONFERENCE FOR THE ADVANCEMENT OF ASSISTIVE TECHNOLOGY, 8., 2007.

[95] FERREIRA, A.; SILVA, R., L. et al. A Robotic Wheelchair with a PDA Interface Commanded by Brain Signals. In: EUROPEAN CONFERENCE FOR THE ADVANCEMENT OF ASSISTIVE TECHNOLOGY, 9., 2007. **Anais...** San Sebastián, 2007.

[96] FERREIRA, A.; SILVA, R., L. et al. Interfaz Hombre-Máquina Basada en Señales Musculares y Cerebrales Aplicada a una Silla de Ruedas Robótica. In: CONGRESO ARGENTINO DE BIOINGENIERÍA SABI 2007 Y V JORNADAS DE INGENIERÍA CLÍNICA, 16., SABI/IEEE, 2007. **Anais...** San Juan, 2007.

[97] FERREIRA, A.; SILVA, R., L. et al. Cadeira de Rodas Robótica com Interface de Comunicação por PDA Comandada por Sinais Cerebrais. **Case Study: Cognitive Control of a Robotic Wheelchair**. In: J. L. Pons. (Org.). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Capítulo 9, seccion 9.7: John Wiley & Sons, Ltd., 2007.