

**Claudio Lima Lopes Ferreira**

**INTERFACE DE SOPRO E SUCÇÃO  
PARA CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS**

**LONDRINA  
2008**



**PROGRAMA DE MESTRADO  
EM ENGENHARIA ELÉTRICA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA**

## **INTERFACE DE SOPRO E SUCÇÃO PARA CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS**

Dissertação submetida à  
Universidade Estadual de Londrina  
como parte dos requisitos para a  
obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientadora: Profa. Dra. Sílvia Galvão de Souza Cervantes  
Co-orientador: Prof. Dr. Walter Germanovix

**Claudio Lima Lopes Ferreira**

Londrina  
Novembro de 2008

# **INTERFACE DE SOPRO E SUCCÃO PARA CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS**

Claudio Lima Lopes Ferreira

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina, em 28 de Novembro de 2008, em Londrina-PR.’

---

Profª. Dra. Sílvia Galvão de Souza Cervantes  
Orientadora - UEL/DEEL

---

Prof. Dr. Walter Germanovix  
Co-orientador - UEL/DEEL

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia  
UTFPR/CTBA

---

Prof. Dr. Ernesto Fernando Ferreyra Ramírez  
UEL/DEEL

---

Prof. Dr. José Alexandre de França  
UEL/DEEL

*A Deus, que me dá vida sadia e abençoada, a esposa Iara e filhos Raquel e Gabriel, que compreenderam as minhas ausências e souberam esperar pelo retorno ao convívio do lar e aos pais, que investiram e se empenharam na minha educação e formação profissional.*

# Sumário

<b>Agradecimentos</b>	<b>vi</b>
<b>Resumo</b>	<b>vii</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>ix</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xi</b>
<b>Lista de Abreviaturas</b>	<b>xii</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Objetivos . . . . .	4
<b>2 Revisão Bibliográfica</b>	<b>5</b>
2.1 Protótipo Robchair . . . . .	5
2.2 Protótipo SIAMO . . . . .	7
2.3 Protótipo de Sistema de Controle pela Língua . . . . .	8
2.4 Protótipo de Deslocamento Automático Através de Caminho de Referência no Ambiente. . . . .	10
2.5 Protótipo Automatizado Guiado por Linha Magnética no Ambiente . . . . .	11
2.6 Protótipo VAHM . . . . .	13
<b>3 Descrição do Sistema</b>	<b>16</b>
3.1 Introdução . . . . .	16
3.2 O Projeto . . . . .	18

3.2.1	Fonte de Alimentação . . . . .	18
3.2.2	Interface Condutor-Cadeira . . . . .	18
3.2.3	Transdutor de Fluxo de Ar . . . . .	19
3.2.4	Microcontrolador PIC16F877A . . . . .	22
3.2.5	Display de <i>Leds</i> . . . . .	29
3.2.6	A Linguagem de Programação . . . . .	31
3.2.7	Ensaio do <i>Joystick</i> . . . . .	31
3.3	Funcionamento do Sistema . . . . .	31
3.4	Protótipo . . . . .	32
<b>4</b>	<b>Resultados</b>	<b>34</b>
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>37</b>
<b>6</b>	<b>Discussões</b>	<b>39</b>
<b>7</b>	<b>Futuras Contribuições ao Trabalho</b>	<b>40</b>
<b>8</b>	<b>Publicações</b>	<b>42</b>
<b>A</b>	<b>Fluxograma</b>	<b>43</b>

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, pela vida abençoada e por Seu filho, Jesus Cristo.

À esposa Iara Monteiro de Castro Ferreira pelo incentivo e paciência, aos filhos Gabriel Monteiro de Castro Ferreira e Raquel Pais Ferreira, fontes de alegria diária, que não me deixa esmorecer.

À orientadora Professora Sílvia Galvão de Souza Cervantes pela orientação, paciência e dedicação.

Ao Professor Walter Germanovix pelo incentivo e ajuda nos momentos necessários.

Ao colega de trabalho, Professor Ângelo Feracin Neto, que não mediu esforços no sentido de discutir alguns aspectos deste.

À SETI-Fundo Paraná, que através do convênio 29/05 juntamente com a FAUEL e Diretoria de Planejamento e Desenvolvimento Acadêmico - PROPLAN-UEL, forneceu recursos para que este projeto fosse realizado.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a elaboração deste trabalho.

Resumo da Dissertação apresentada à Universidade Estadual de Londrina como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

## **INTERFACE DE SOPRO E SUCCÃO PARA CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS**

**Claudio Lima Lopes Ferreira**

Novembro/2008

Orientadora: Profa. Dra. Sílvia Galvão de Souza Cervantes

Co-orientador: Prof. Dr. Walter Germanovix

Área de Concentração: Instrumentação Eletrônica e Automação

Palavras-chave: Cadeira de Rodas Elétrica, Interface Homem-Máquina, Deficiente, Instrumentação Eletrônica e Automação

Com o aumento do número de pessoas deficientes e idosas no mundo, há uma crescente necessidade por interfaces homem-máquina amigáveis, com a finalidade de ajudar na mobilidade. Uma cadeira de rodas elétrica convencional, controlada por um *joystick*, é um veículo importante para pessoas deficientes. Entretanto, para as pessoas que sofrem de espasmos e paralisia das extremidades (tetraplegia), o *joystick* não é aplicável como elemento de manobra. A proposta deste trabalho é o controle de uma cadeira de rodas por sopro e sucção. Tem-se como objetivo principal o baixo custo com desempenho aceitável. Um protótipo do sistema foi desenvolvido e implementado em uma cadeira da marca *Freedom Designs*. Testes de condução da cadeira, em curso aleatório em todas as direções, com todas as velocidades possíveis, apresentaram resultados condizentes com o esperado, podendo a cadeira ser efetivamente conduzida pela aplicação de qualquer intensidade de sopro e sucção, sem exigir muito esforço do condutor. Uma etapa de validação do sistema pelos deficientes deverá ser realizada, a fim de mensurar o grau de satisfação deles quanto a estética, conveniência e facilidade de uso da interface.



Abstract of Master These presented to State University of Londrina as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

## **BLOWING AND SUCTION INTERFACE FOR WHEELCHAIR CONTROL**

**Claudio Lima Lopes Ferreira**

November/2008

Name of the advisor: Sívía Galvão de Souza Cervantes

Name of the co-advisor: Walter Germanovix

Area of Concentration: Electronic Instrumentation and Automation

Key words: Electric Wheelchair, Man-Machine Interface, Handicap, Electronic Instrumentation and Automation

Considering the increase of handicapped and elderly people in the world, there is a growing demand for friendly man-machine interface aiming at assisting the mobility. A conventional electric wheelchair, controlled by a joystick, is an important vehicle for the handicapped people. However, for those who suffer from spasms and paralysis of extremities, the joystick is not applicable as a maneuvering element. The purpose of this study is a wheelchair control through blow and suction. Its main objective is low cost with acceptable performance. A prototype system was developed and applied to a Freedom Designs wheelchair. Test drives of the chair, randomly in all directions, with all possible speeds, presented suitable expected results, being the chair effectively conducted by the application of any intensity of blowing and suction, without requiring much effort from the conductor. A validating step of the system shall be performed by the disabled people in order to measure their degree of satisfaction relating to the aesthetics, convenience and facility in using the interface.

# Lista de Figuras

1.1	O sistema nervoso (adaptada de Guyton & Hall, 2002). . . . .	2
2.1	Protótipo Robchair (retirada de Nunes, Fonseca, Almeida, Araújo & Maia, 2003). . .	6
2.2	Disposição dos eletrodos na face (retirada de Barea, Boquete, Mazo & Lópes, 2002).	7
2.3	Exemplo de sistema de condução empregando referência no ambiente (adaptada de Mazo & the Research Group of the SIAMO Project, 2001). . . . .	10
2.4	Protótipo inicial do VAHM (retirada de Bourhis, Horn, Habert & Pruski, 2001). . . .	13
2.5	Protótipo atual do VAHM (retirada de Bourhis, Horn, Habert & Pruski, 2001). . . . .	14
3.1	Diagrama de blocos do sistema. . . . .	17
3.2	Esquemático da fonte de alimentação. . . . .	18
3.3	Módulo de condução: duto para sopro e sucção à esquerda e haste para desligar os sensores à direita. . . . .	19
3.4	Transdutor de fluxo de ar usado no protótipo. . . . .	19
3.5	Circuito de teste do transdutor de fluxo de ar no primeiro plano do <i>proto-board</i> , e da fonte de alimentação no segundo plano. . . . .	20
3.6	Esquemático do circuito de condicionamento do transdutor de fluxo de ar. . . . .	21
3.7	Display de <i>leds</i> com indicação do estado da bateria no módulo de controle. . . . .	21
3.8	Esquemático do circuito do microcontrolador e do gerador dos sinais analógicos de controle. . . . .	24
3.9	Forma de onda de um sinal PWM. . . . .	26
3.10	Esquemático do display de <i>leds</i> . . . . .	30
3.11	Esquemático do circuito demultiplexador do display de <i>leds</i> . . . . .	30

3.12	Display de <i>leds</i> : oito direções com três velocidades para cada direção. . . . .	32
3.13	Protótipo montado na Universidade Estadual de Londrina. . . . .	33
4.1	Sinal PWM superior: MOTOR_ESQ e inferior: MOTOR_DIR (CH1 e CH2: 2.0V/div e base de tempo: 0.2mS/div). . . . .	36

# Lista de Tabelas

3.1	Terminais do microcontrolador PIC16F877A utilizados no trabalho. . . . .	23
3.2	Resultado dos testes com o <i>joystick</i> . . . . .	31

# Lista de Abreviaturas

**A/D** - Conversor Analógico/Digital.

**CTBA** - Curitiba.

**D/A** - Conversor Digital/Analógico.

**DEEL** - Departamento de Engenharia Elétrica.

**EEG** - Eletroencefalograma.

**EOG** - Eletrooculograma.

**FPB** - Filtro passa-baixa.

**PSD** - Detector Sensível a Posição.

**PWM** - *Pulse Width Modulation* - modulação por largura de pulso.

**RAM** - *Random Access Memory* - memória de acesso aleatório.

**RC** - Circuito formado por resistor(es) - R e capacitor(es) - C.

**S/H** - *Sample and Hold* - conversor amostrador-segurador.

**UEL** - Universidade Estadual de Londrina.

**ULA** - Unidade Lógica e Aritmética.

**UTFPR** - Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

**VAHM** - *Autonomous Vehicle for the Disabled* - veículo autônomo para deficientes.

# Capítulo 1

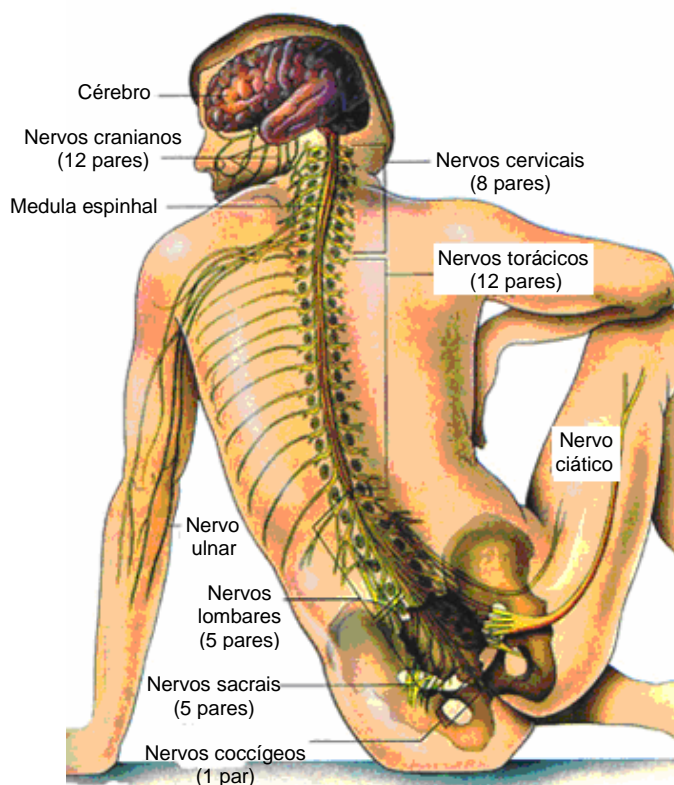
## Introdução

No corpo humano, o sistema nervoso é o responsável pelas ações de controle do sistema. Ele permite o ajustamento do organismo ao ambiente, isto é, percebe e identifica as condições ambientais externas, bem como as condições reinantes dentro do próprio corpo e elabora respostas que se adaptem a essas condições. O sistema nervoso é dividido no sistema nervoso periférico e no sistema nervoso central. O sistema nervoso periférico é constituído pelos nervos e gânglios nervosos e sua função é conectar o sistema nervoso central às diversas partes do corpo humano. O sistema nervoso central consiste da medula espinhal e do cérebro. A medula espinhal conduz a informação dos sentidos do sistema nervoso periférico para o cérebro e conduz informação motora do cérebro para o corpo, Figura 1.1 (Guyton & Hall, 2002).

Se a medula espinhal ou o cérebro, de algum modo, for danificada, uma paralisação pode ocorrer. Se o dano na medula espinhal ocorrer na parte superior, o paciente pode ser paralisado do pescoço para baixo até os pés. Isto é chamado tetraplegia ou quadriplegia. Ambos os termos significam “paralisia dos quatro membros”, entretanto, tetraplegia está se tornando o termo mais aceito para esta condição. O dano causa à vítima a perda do uso total ou parcial dos braços e pernas. Um tetraplégico tem que ficar em uma cadeira de rodas por um curto período de tempo ou para sempre.

As cadeiras de rodas representam um importante meio de locomoção usado pelas pessoas com prejuízos de movimentos. Estas podem circular em uma cadeira tão rapidamente quanto qualquer outra pode andar. Ela oferece acesso ao trabalho, ao shopping center ou a qualquer outra viagem fora de casa. Para alguns, a cadeira habilita-os a participar de corridas, jogar basquete, tênis ou outros esportes (Hsiao, Lee, Shen & Lai, 2004).

No passado, a cadeira de rodas era movimentada pela força humana e era difícil movimentar-se além de algumas centenas de metros, em razão da força física exigida. Atualmente, há um tipo de cadeira que melhorou esta situação significativamente: a cadeira controlada por *joystick*. Cadeiras controladas por *joystick*, entretanto, não são apropriadas para algumas categorias de deficientes, especialmente aquelas com alto grau de dano na medula espinhal e tetraplegia. A perda da habilidade para operar uma cadeira de rodas, e então, perda de mobilidade independente, contribui para um significativo declínio na qualidade de vida dos adultos mais velhos. Aumentando a mobilidade, o uso de



**Figura 1.1:** O sistema nervoso (adaptada de Guyton & Hall, 2002).

cadeira de rodas elétrica pode aumentar independência, melhorar a qualidade de vida, e fornecer maiores oportunidades para participar de atividades significativas do dia-a-dia (Mihailidis, Elinas, Boger & Hoey, 2007).

Para fazer uma cadeira de rodas que possa ser controlada por um tetraplégico, um novo modo de controle tem que ser pensado, ao invés do movimento tradicional pelos braços, já que os tetraplégicos somente têm controle voluntário dos músculos acima do pescoço (Hsiao, Lee, Shen & Lai, 2004). Um modo de fazer isto é controlar a cadeira por sopro e sucção. Neste trabalho, o projeto de tal cadeira de rodas está descrito. A cadeira que será controlada é uma cadeira comercial normalmente controlada por um *joystick*. Este será substituído por um tubo de ar e um dispositivo de controle que transforma o fluxo de ar em um sinal que pode controlar a cadeira, fazendo uso de circuitos eletrônicos microcontrolados.

O número de pessoas que necessitam de assistência em mobilidade está aumentando como resultado de uma expectativa de vida maior por um lado, e de uma melhora nas técnicas de ressuscitação pós-nascimento, em acidentes automobilísticos ou em acidentes esportivos. Comprovadamente, há uma forte relação entre a idade da pessoa e a ocorrência de incapacidades físicas e/ou mentais. No futuro, por volta de 2020, cerca de 40% da população acima de 60 anos se tornará problematicamente dominante. O que isto significa é que não haverá assistência humana suficiente para cuidar deles, necessitando haver alguma facilidade para pessoas idosas tratar suas necessidades diárias sem ajuda de outros (Barea, Boquete, Mazo & López, 2002; Kuruparan, Jayanthan, Ratheeskanth, Denixavier & Munasinghe, 2006; Pino, Arnoud & Brangier, 1998).

Nas pesquisas, o relato de pessoas mais velhas, tanto da comunidade quanto institucionalizadas, identificaram a mobilidade como o componente chave do bem estar, relacionada com saúde e felicidade. Portanto, as intervenções da tecnologia que promovem mobilidade no contexto da vida diária são importantes (Mihailidis, Elinas, Boger & Hoey, 2007).

As cadeiras de rodas elétricas convencionais não são sempre suficientes para compensar as incapacidades de mobilidade: paralisia cerebral, capacidades físicas residuais excessivamente pequenas (tetraplegia) ou qualquer prejuízo cognitivo (trauma na cabeça) dificultam ou impedem seu uso.

O compartilhamento de tarefas deve ser estabelecido entre o homem e a máquina, oferecendo vantagem psicológica: reduzir o sentimento de dependência da pessoa deficiente. É essencial que a cadeira de rodas “inteligente” não se constitua em um dispositivo usado simplesmente para transportar um “corpo”. Muita autonomia para a cadeira poderia reduzir o sentimento de autonomia do usuário. Há um último ponto a favor do modo de operação automático-manual compartilhado: introduzir uma medida de reação automática dentro de um processo, evita o sistema de se aproximar de potenciais obstáculos, sem, no entanto, obstruir a aproximação de locais que o usuário queira alcançar (Bourhis & Pino, 1996; Nelson, Verburg, Gibney & Korba, 1990).

O ideal seria dar a cada usuário o sistema que exatamente vai de encontro às suas exigências individuais. Isto é particularmente crucial quando cadeiras de rodas elétricas têm que ser projetadas. De fato, o problema não consiste em dar a uma pessoa com deficiência um simples dispositivo de alta tecnologia, mas desenvolver um sistema (simples e barato) capaz de satisfazer as necessidades dela. Como consequência, o usuário tem que desempenhar um papel fundamental nos objetivos do projeto. Entretanto, a variedade de necessidades dos usuários junto com considerações econômicas, exigem que os sistemas individuais devam ir de encontro às necessidades de muitos. Isto resulta em compromissos. O processo de seleção de uma cadeira de rodas elétrica inclui, entre outros, fatores como avaliação das condições físicas do indivíduo, capacidades motoras e exigências de uso. Considerações físicas incluem postura, força, sentidos, acuidade visual, percepção e a habilidade para aprender como usar a cadeira com segurança (Fioretti, Leo & Longhi, 2000).

Até o momento, poucas tecnologias em assistência têm feito sucesso fora dos laboratórios de pesquisa e são utilizadas por usuários gravemente deficientes. Muitos fatores técnicos e psicofisiológicos afetam a aceitação desta tecnologia. Entre os fatores mais importantes estão a facilidade de uso e a conveniência no controle. A operação do dispositivo deve ser fácil de aprender e exigir mínimo esforço por parte do usuário. O dispositivo deverá ser pequeno, não obstruível, baixo custo e não, ou minimamente invasivo. Um fator que é frequentemente negligenciado é que o dispositivo deverá ser esteticamente aceitável. A pessoa deficiente quer ser aceita sem despertar atenção especial. Logo, as interfaces devem ser produtos que não pareçam estranhos (Krishnamurthy & Ghovanloo, 2006; Min, Lee, Lim & Kwon, 2002).

Estes aspectos foram considerados como especificações de projeto para este sistema de condução de cadeira de rodas elétrica.

A condução segura, resulta da habilidade para detectar objetos no caminho da cadeira, evitar colisão e fornecer uma opção para manobrar ao redor dos obstáculos detectados. Duas situações



particularmente difíceis são: a navegação em ambientes estreitos e a navegação em grandes áreas, cheias de pessoas, como aeroportos, shoppings centers ou centros de convenção. Por exemplo, o usuário pode querer manobrar a cadeira dentro de uma cabine para deficientes em um banheiro. Essa manobra, exige muita atenção e frequentemente leva a colisões (especialmente se o usuário não tem controle preciso do motor) e também à fadiga do usuário. Um comportamento semi-autônomo da máquina evitaria esta fadiga, exercitando suas habilidades na condução precisa (Mihailidis, Elinas, Boger & Hoey, 2007; Prassler, Scholz & Fiorini, 2001).

Este trabalho foi desenvolvido para fornecer uma solução para as necessidades particulares de um importante grupo de pessoas deficientes, tentando melhorar a assistência àquelas que não podem operar seguramente o sistema convencional (*joystick*). Ele descreve o projeto de um sistema de condução adequado e sua integração com uma cadeira de rodas elétrica comercial. O projeto do sistema também levou em consideração os critérios de utilidade, aceitabilidade, eficiência e custo, tentando obter um compromisso razoável entre as especificações mutuamente contraditórias.

## 1.1. Objetivos

O objetivo deste trabalho é modificar a condução de uma cadeira de rodas elétrica disponível no mercado (que faz uso de um *joystick*), de modo que sua condução seja por aplicação de sopros e sucções e seja de baixo custo. Com o objetivo de atender a uma grande parcela de deficientes de baixa renda, o mais importante neste projeto não é a velocidade elevada ou a alta precisão, mas o baixo custo com desempenho aceitável, ligeiramente diferente de outros projetos de veículos autônomos, melhorando a qualidade de vida do indivíduo e beneficiando a sociedade.

O objetivo não é fazer a cadeira tão autônoma quanto possível, mas fazer uso das habilidades residuais do usuário sem sobrecarregá-lo.

O sistema deverá ser simples e relativamente barato para implementar, manter e usar. Para um sistema de cadeira de rodas ser prático, ele não pode ser tão complicado que especialistas são necessários para meses de implementação e treino, cada vez que uma mudança pequena é exigida. Ambos por praticidade e custo, apenas um ajudante (enfermeiro, parente etc) deverá ser capaz de fornecer a maioria da assistência, se necessário.

## Capítulo 2

# Revisão Bibliográfica

Vários grupos de pesquisa em nível mundial, começaram a estabelecer projetos de cooperação para ajudar na mobilidade de pessoas idosas e/ou deficientes, com o objetivo de aumentar a qualidade de vida, permitindo estilos mais autônomos e independentes, com maior chance de integração social.

As necessidades das pessoas com severas incapacidades motoras, que não podem se beneficiar de movimentos mecânicos de qualquer órgão do corpo, podem ser supridas utilizando sinais elétricos originados das ondas cerebrais. Interfaces para esta finalidade, invasivas ou não, são objetos das principais atividades de pesquisa. Um pequeno pedaço do ouvido apresenta mudanças na pressão do ar dentro do canal, causado por movimentos da língua, fala ou pensamento. Processamento de sinal é usado para traduzir estas mudanças em comandos de controle para um dispositivo (Krishnamurthy & Ghovanloo, 2006; Schilling, Roth, Lieb & Stutzle, 1998; Yanco, Hazel, Peacock, Smith & Wintermute, 1995).

Uma variedade de interfaces para o usuário tem sido criada para ajudar pessoas a usar a cadeira de rodas elétrica, quando falta habilidade para operar um *joystick* tradicional. Na maioria dos exemplos, isto envolve acrescentar um mecanismo mecânico ao *joystick*, de modo a poder ser operado pelo cotovelo, queixo ou língua do usuário. O uso de outros sensores, ao invés do *joystick*, tem frequentemente sido descrito em publicações: sensores de movimentos de cabeça baseados em transdutores ultrassônicos, chaves únicas com um sistema de varredura associado ou reconhecimento automático de voz (Bourhis & Pino, 1996). Em alguns casos, um aparelho no olho é usado ou opções são mostradas uma de cada vez em um display, e o operador faz a seleção pressionando uma única tecla, piscando, ou alterando seu padrão de respiração (sopro e sucção). Mas em todos estes exemplos, as opções de comando são basicamente as mesmas: mover para a frente, para trás, virar à esquerda ou à direita.

### 2.1. Protótipo Robchair

Esta cadeira obedece a comando de voz, detecta obstáculo e segue trajetória pré-planejada.

Inicialmente, o usuário deve gravar os comandos dos movimentos (para frente, para trás, parar, direita, esquerda, girar, rápido, devagar etc) para que sua voz seja reconhecida. A partir daí, toda vez que um comando é ditado, a voz é captada por uma placa de som e é processada pelo sistema de reconhecimento de voz. O comando de voz é enviado ao módulo de navegação e fornece uma indicação da direção a seguir. Baseado nessa indicação e em um sistema de sensores de percepção do ambiente, o módulo de navegação decide a melhor trajetória sem que haja colisão com obstáculos, Figura 2.1.



**Figura 2.1:** Protótipo Robchair (retirada de Nunes, Fonseca, Almeida, Araújo & Maia, 2003).

A Robchair utiliza para deslocamento uma forma constituída por regras do tipo “se...e..., então...”.

O sistema sensorial é composto por quatorze sensores de triangulação, quatorze sensores refletores de infravermelho, sete sensores de ultra-som, além de codificadores óticos de quadratura, localizados nas rodas. Esses dispositivos permitem à cadeira reagir rapidamente a emergências, manter uma dada distância de paredes e seguir trajetórias pré-planejadas, por exemplo, da sala à cozinha. Neste mais alto nível funcional, uma navegação completamente autônoma é conseguida. O usuário apenas intervém para estabelecer um local de destino específico. O computador a bordo, através de uma interface gráfica, simula o mapa do ambiente e a capacidade do sistema de percepção do mesmo e a autolocalização (sensores) garantem a movimentação segura através dele.

O método de triangulação é a base para a atuação do primeiro tipo de sensor. Um feixe de luz é emitido. O reflexo que provoca é focado por uma lente de recepção e incide em um detector sensível à posição (PSD). Isso cria um triângulo entre o emissor, o ponto de reflexão e o detector. A posição detectada pelo PSD permite determinar o ângulo de reflexão e, assim, a distância da cadeira ao obstáculo.

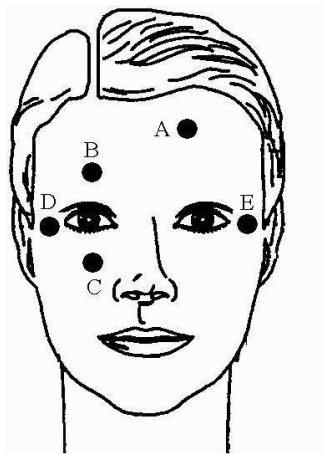
Os sensores refletores de infravermelho são constituídos por uma fonte de luz e um fotodetector, colocados lado a lado. Seu princípio de funcionamento consiste na medição da intensidade da luz refletida, que varia em função da distância. Os sensores de ultra-som, por sua vez, emitem pulsos ultra-sonoros à frequência de 50kHz. Esses pulsos são refletidos pelos obstáculos e, ao retornarem,

produzem um eco. A distância é calculada pelo tempo decorrido entre a emissão dos pulsos e a recepção do eco. Já os codificadores de quadratura emitem um pulso a cada deslocamento da roda. A soma dos pulsos fornece o valor exato do deslocamento e a posição da cadeira (Nunes, Fonseca, Almeida, Araújo & Maia, 2003).

Esse sistema de comando de voz é difícil de usar em ambientes ruidosos e externos. Outra desvantagem é que, como a frequência dos comandos é alta, a exaustão do usuário é grande.

## 2.2. Protótipo SIAMO

É um sistema de condução de uma cadeira de rodas baseado em eletrooculografia<sup>1</sup>. Consiste de uma técnica para sentir a atividade elétrica do olho a fim de detectar seus movimentos. O potencial elétrico padrão existente entre a córnea e a retina pode ser estimado medindo a tensão induzida em um sistema de eletrodos colocados ao redor dos olhos. O eletrooculograma (EOG) é capturado por cinco eletrodos colocados ao redor dos olhos. Os sinais são obtidos colocando dois eletrodos à direita e esquerda do lado externo (D-E) para detectar os movimentos horizontais, e outro par acima e abaixo do olho (B-C) para detectar os movimentos verticais. Um eletrodo de referência é colocado na parte frontal da cabeça (A), Figura 2.2. O sinal EOG muda aproximadamente  $20\mu V$  para cada grau de movimento do olho. Neste sistema, os sinais são amostrados dez vezes por segundo.



**Figura 2.2:** Disposição dos eletrodos na face (retirada de Barea, Boquete, Mazo & López, 2002).

Os sinais EOG são capturados através dos eletrodos e de uma placa de aquisição, e estes dados são enviados a um computador na cadeira, no qual são processados para calcular a direção do olho estático ou os movimentos dele, usando um modelo bi-dimensional do olho. Este, então, serve como base para criar a estratégia de controle para enviar os comandos à cadeira. Estes comandos são enviados a um controlador que gera os comandos de velocidade linear e angular da cadeira de rodas. O sistema também dá um retorno áudio-visual, através de uma tela sensível ao toque ou computador portátil, posicionado à frente do usuário e um alto-falante.

<sup>1</sup>Técnica de obtenção do sinal elétrico do olho, possibilitando o diagnóstico de doenças degenerativas em estado evolutivo inicial, através da avaliação do estado funcional da retina.

Vários elementos de segurança são necessários, tais como alarmes e comandos de parada, para evitar situações perigosas. Esses códigos podem ser gerados por meio de piscadas ou ondas alfa no eletroencefalograma (EEG) para detectar quando os olhos estão fechados.

Um dos problemas mais importantes consiste no fato de que o usuário tem que selecionar um comando em uma tela. Isto significa que ela tem que ser colocada em uma posição onde o usuário possa vê-la, afetando a sua visão e exigindo movimentos extras dos olhos que podem interferir com as atividades visuais normais do condutor da cadeira. Por esta razão, pessoas que não podem mover suas cabeças têm grandes problemas para conduzir a cadeira usando esta técnica. Para evitar este problema, a melhor opção não é usar uma interface gráfica para selecionar os comandos de condução, mas estabelecer uma codificação para os movimentos oculares.

Entretanto, sempre é necessário estabelecer um retorno acerca do estado da condução a cada momento, permitindo o usuário saber o comando selecionado a cada instante e o estado da condução.

Portanto, o objetivo desta técnica é desenvolver estratégias de controle baseadas em certos movimentos dos olhos (ações oculares) e sua interpretação como comandos. Este tipo de interface pode ser usada pelas pessoas que podem controlar seus movimentos dos olhos e ao mesmo tempo, fazem movimentos diferentes voluntariamente.

Há várias estratégias para codificar os movimentos oculares, e a mais fácil são comandos oculares de ativação-desativação. Este controle consiste em detectar algumas ações oculares e executar um comando de condução associado a elas. Os comandos de condução são afetados por meio das seguintes ações oculares:

cima: a cadeira se move para a frente.

baixo: a cadeira se move para trás.

direita: a cadeira se move para a direita.

esquerda: a cadeira se move para a esquerda.

Neste caso, a velocidade é fixada por evento. Para determinar a interrupção do comando, é suficiente gerar outra ação ocular e o sistema entra no estado de repouso (Barea, Boquete, Mazo & López, 2002).

Outra limitação quanto ao uso prático desse sistema se refere ao uso dos eletrodos na face, isto é, ele não é esteticamente adequado.

### **2.3. Protótipo de Sistema de Controle pela Língua**

Este sistema pode remotamente detectar a posição da língua dentro da cavidade oral, e converter seus movimentos para um conjunto específico de comandos definidos pelo usuário. Esses comandos podem, então, ser usados para operar uma cadeira de rodas elétrica.

Neste sistema, um pequeno ímã permanente é fixado na língua. O campo magnético gerado pelo ímã dentro e ao redor da boca varia devido aos movimentos da língua. Essas variações são detectadas por um conjunto de sensores magnéticos montados em um dispositivo na cabeça, fora da boca, ou em um protetor dental dentro da mesma, parecido com um aparelho dentário. As saídas dos sensores são remotamente transmitidas para um equipamento digital localizado na roupa do usuário ou na cadeira de rodas. Um algoritmo de processamento digital de sinais funcionando no equipamento digital classifica os sinais dos sensores e os converte para comandos de condução do usuário.

A principal vantagem desse sistema é que poucos sensores magnéticos e um pequeno ímã podem capturar um ilimitado número de movimentos da língua, cada um dos quais pode representar um comando.

Ele pode também definir um comando particular, isto é, um movimento da língua para chavear o sistema para o modo de repouso, quando quiser dormir, conversar ou comer. Depois, o sistema pode ser ligado novamente com um outro movimento delicado. De outro modo, os movimentos associados aos comandos do usuário podem ser definidos de tal modo que eles sejam suficientemente diferentes das posições e movimentos que ocorrem durante o seu uso normal. Neste caso, o algoritmo de processamento de sinais seria capaz de discriminar entre os sinais dos comandos e aqueles originados dos movimentos naturais, resultados da fala, do ato de comer (mastigação) ou gargalhar, por exemplo.

O protótipo foi construído em um capacete de *baseball*. A principal função deste sistema é simular um *mouse* de entrada em um computador, operado pelos movimentos da língua. Seis comandos básicos foram definidos para os movimentos do cursor: esquerda, direita, cima e baixo, assim como clicar com botão da direita e duplo clique. Portanto, nenhuma interface gráfica adicional ao usuário ou aprendizado é necessário, e os usuários podem diretamente fazer uso de qualquer software ou sistema operacional que seja operado por *mouse*.

Os sinais das saídas dos sensores, já na forma digital, são enviados serialmente para um microcontrolador que é o coração da unidade de controle. O microcontrolador toma onze amostras por segundo de cada sensor, enquanto ativa somente um sensor por vez para reduzir o consumo. Depois, todos os quatro sensores são lidos, as amostras são montadas em pacotes de dados e são remotamente transmitidas para um microcomputador. Para minimizar os efeitos da interferência magnética externa, incluindo o campo magnético terrestre, um sensor magnético é montado no topo do capacete como referência, que somente mede o campo magnético ambiente. A saída de referência é também remotamente transmitida pela unidade de controle para cancelar a interferência dos campos magnéticos.

O algoritmo de processamento digital de sinais, rodando no microcomputador, extrai as características-chaves das formas de ondas do sensor, que são os resultados dos movimentos da língua, para cada comando específico. Depois da indicação do comando pretendido, o cursor do mouse começa a se mover lentamente para dar ao usuário um controle fino sobre seus movimentos. Entretanto, a fim de fornecer acesso mais rápido, se o usuário colocar sua língua numa certa posição, o cursor gradualmente acelera até alcançar uma velocidade máxima (Huo, Wang & Ghovanloo, 2007).

Apresenta a desvantagem de não possuir uma estética adequada. Utilizando o aparelho bucal, há interferência com as funções de falar e comer, e utilizando somente o ímã e os sensores na boca, o

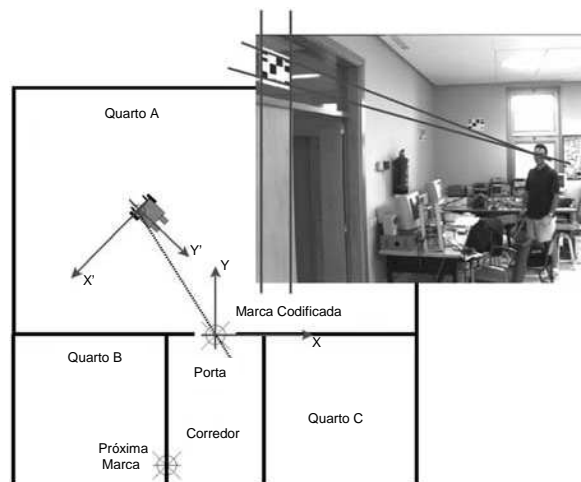
sistema se torna visivelmente volumoso (capacete).

## 2.4. Protótipo de Deslocamento Automático Através de Caminho de Referência no Ambiente.

Muitos métodos de navegação automática têm sido desenvolvidos na pesquisa dos robôs móveis. Muitos sistemas de cadeiras de rodas resolvem o problema da navegação, seguindo pistas guias pintadas ou embutidas no chão do ambiente. Outros robôs têm sido desenvolvidos para uso em ambientes não organizados, usando sensores de proximidade tais como sensores infravermelhos, sonar e/ou sensores baseados na visão.

Os robôs móveis, desenvolvidos para uso dentro dos ambientes, têm a necessidade de construir mapas precisos destes locais. Qualquer imprecisão ou imperfeição nesses mapas degrada o desempenho dele.

Outra linha de pesquisa emprega um conjunto de sensores fixados em quaisquer posições conhecidas no ambiente, Figura 2.3.



**Figura 2.3:** Exemplo de sistema de condução empregando referência no ambiente (adaptada de Mazo & the Research Group of the SIAMO Project, 2001).

Em outro protótipo, duas câmeras de vídeo estão colocadas abaixo do assento da cadeira para observar marcas visuais que estão localizadas em posições discretas no ambiente. Usando uma câmera, a posição horizontal de uma marca no plano da imagem de cada câmera é relacionada algebricamente à posição da cadeira dentro do ambiente. Pequenos anéis, de padrão elíptico, são usados como marcas visuais. Eles são tipicamente fixados nas paredes, aproximadamente a 30cm acima do chão. As posições dessas marcas, são as únicas informações iniciais acerca do ambiente que o sistema exige, a fim de obter estimativa precisa de posição. Esses padrões são escolhidos porque são rapidamente detectados de uma imagem digitalizada. Através de um algoritmo conhecido como filtro de Kalman

estendido<sup>2</sup>, as observações das marcas visuais são usadas para atualizar e corrigir as estimativas da posição da cadeira.

Baseado na estimativa precisa de posição produzida pelo filtro de Kalman estendido, caminhos de referência desejados são ensinados à cadeira. O sistema da cadeira é ensinado manualmente, guiando a cadeira através do caminho desejado. Durante o procedimento de ensino, estimativas da posição da cadeira são geradas. O caminho ensinado é então salvo, de modo a ser compatível com um procedimento rotineiro, o qual é usado para repetir o caminho. Muitos caminhos que levam o usuário de uma posição para outra em casa ou no escritório são ensinados e gravados durante uma sessão de ensino.

Um computador pessoal colocado na cadeira desempenha o processamento de imagem, sente a rotação das rodas, estima a posição e gerencia os caminhos de referência, tudo em tempo real. Também, *encoders*<sup>3</sup> óticos monitoram os dois *drives*<sup>4</sup> das rodas para medir as suas rotações. Sensores de proximidade são incorporados para detectar os obstáculos e evitar colisões. O computador deve ser pequeno e uma interface deve ser implementada para permitir uma ampla margem de dispositivos de entrada para o usuário utilizar, dependendo das suas necessidades físicas (Yoder, Baumgartner & Skaar, 1994).

Este sistema apresenta a desvantagem de ser restrito aos ambientes com sensores fixos, e também apresenta um custo da estrutura computacional exigida para tratar sua informação (processamento de imagem) não muito reduzido.

## 2.5. Protótipo Automatizado Guiado por Linha Magnética no Ambiente

As cadeiras de rodas guiadas automaticamente por fitas refletoras na estrada ou no chão, são influenciadas por sujeira ou lama na fita. Quando as fitas são cobertas por elas, o sensor de fotodetecção (com fotodiodos) instalado na cadeira, não pode discriminar esses marcadores, portanto, o usuário não pode controlar a direção, tornando esta condução pouco precisa.

Além da técnica de condução por fotodetecção, outras técnicas podem ser usadas, tais como: condução por visão e condução por fio escondido ou enterrado. Como uma técnica de condução visual, a condução ótica ao longo de um caminho pintado, usando uma câmera de vídeo, tem sido proposta. Como muito tempo de processamento é necessário para este sistema de condução reconhecer a posição do caminho em frente da cadeira, é impossível mover-se muito rápido. Esta técnica também não é útil em ambientes sujos, sujeito a chuva ou a neve, porque a câmera não pode reconhecer o caminho coberto por elas.

---

<sup>2</sup>Solução recursiva que implementa um estimador de estados que busca corrigir interativamente a resposta de um determinado sistema dinâmico.

<sup>3</sup>Sensores que permitem converter movimentos lineares ou angulares em informações precisas sobre o seu posicionamento para um sistema.

<sup>4</sup>Circuitos utilizados para dar partida e controlar a velocidade de motores.



Quando usando um sistema de condução com fio enterrado, se o fio for rompido por alguma razão, ele não pode operar devido à falta de geração de campo magnético. Mudanças na posição da linha guia são difíceis porque o fio está enterrado. Portanto, além de um alto custo de implementação, este sistema não é confiável.

Se a linha é magnética, ela é minimamente influenciada por sujeira ou outros materiais não magnéticos.

A técnica de marcação magnética é útil porque o veículo pode mover-se relativamente rápido (devido ao simples reconhecimento por sensores magnéticos da posição marcadora) e não sofre influência de corte no marcador local.

Este sistema de cadeira de rodas automatizada, guiada por um marcador magnético permite fácil uso, simplesmente pela operação de empurrar um botão.

Neste protótipo, o sensor magnético está instalado abaixo do descanso dos pés, na frente da cadeira, para controlar a direção das rodas. Este sensor, que está a sete centímetros do chão, colhe os sinais de condução dos marcadores magnéticos. A linha marcadora magnética de ferrite usa material macio, fixado no lugar com resina, tem dez centímetros de largura, cinco milímetros de espessura e pode ser estendida tão longe quanto necessário.

O sensor magnético consiste de uma bobina de excitação no centro do sensor, e duas bobinas detectoras colocadas à sua direita e à sua esquerda. A bobina de excitação gera um campo magnético. O marcador de ferrite é magnetizado por este campo e estabelece um novo campo magnético ressonante, resultando num desvio do campo magnético original. As bobinas detectoras colhem o desvio do campo magnético. Os sinais de saída detectados, obtidos pelas duas bobinas de detecção, reduzem linearmente, à medida em que a posição do sensor magnético se desvia do centro da linha marcadora. Como resultado, desde que o sinal de saída do sensor é proporcional ao desvio da cadeira do centro da linha, o sinal permite controlar a direção do movimento da cadeira. Por exemplo, considere o caso onde a posição do sensor se desvia ligeiramente do centro da linha marcadora. Quando a tensão do sinal de saída do sensor aumenta, um controlador que governa a direção de rotação do motor de direção, permite rotacionar as rodas em tal direção que traga a posição do sensor de volta para o centro da linha marcadora. Quando a tensão de saída do sensor diminui, o controlador permite as rodas rotacionarem na direção oposta. Portanto, a cadeira pode ser controlada em uma rota aproximadamente no centro da linha marcadora usando o sensor magnético.

Para evitar uma possível colisão com pessoas, cadeiras, animais etc, dois sensores de detecção de obstáculos infravermelhos foram posicionados na frente da cadeira. Quando um obstáculo aparece em frente à mesma, eles detectam o obstáculo, param a cadeira e esta permanece estacionada até que o obstáculo seja removido.

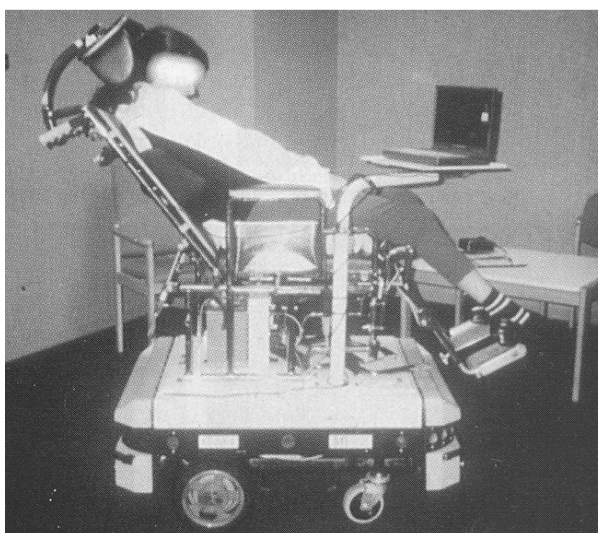
Como o marcador de ferrite não é influenciado por sujeira ou outros pequenos materiais não magnéticos, ele é aplicável tanto em ambientes internos como externos (Wakaumi, Nakamura & Matsumura, 1992).

É um sistema restrito aos ambientes da linha guia. Uma mudança na posição desta é difícil e trabalhosa (e conseqüentemente dispendiosa), já que é fixada ao chão.

## 2.6. Protótipo VAHM

No sistema VAHM<sup>5</sup>, três modos de operação são definidos a fim de adaptá-lo a uma grande diversidade de situações: no modo autônomo, uma trajetória é planejada para alcançar o destino apontado pelo usuário em um ambiente mapeado e, se necessário, este pára o movimento durante sua execução. O modo manual assistido, permite seguir paredes ou evitar obstáculos, por exemplo. Nele, o sistema reage à condução do usuário ao detectar obstáculos. Finalmente, no modo manual, tem-se o clássico controle de uma cadeira de rodas elétrica com a possibilidade de adaptação da interface homem-máquina, segundo a necessidade do usuário.

A estrutura escolhida para este protótipo foi implementada em uma base móvel, cujas dimensões são as mesmas daquelas de uma cadeira de rodas. Esta base é conectada a um microcomputador portátil, cuja tela permite a conversação entre o usuário e a máquina. Os atuadores consistem somente de dois motores 24Vdc, movimentando as rodas traseiras. As duas rodas dianteiras são de giro livre, Figura 2.4. O protótipo atual está equipado com um cinto com quatorze transdutores ultra-sônicos junto com duas redes de transmissores/receptores infravermelhos fixados lateralmente, e projetadas para compensar as deficiências do ultra-som para curtas distâncias. Cada módulo de tratamento dos dados de cada sensor é gerenciado por um processador independente. Um 68HC11 (Motorola) para o infravermelho e um 6800 (Motorola) para os transdutores de ultra-som, Figura 2.5.



**Figura 2.4:** Protótipo inicial do VAHM (retirada de Bourhis, Horn, Habert & Pruski, 2001).

<sup>5</sup>*Autonomous Vehicle for the Disabled* - veículo autônomo para deficientes.



**Figura 2.5:** Protótipo atual do VAHM (retirada de Bourhis, Horn, Habert & Pruski, 2001).

No modo automático, o conjunto de pontos resultantes de uma trajetória planejada é convertido no controle dos motores, considerando os obstáculos modelados.

No modo manual assistido, os módulos que ajudam a navegação são diretamente acionados pelo usuário. Em qualquer modo de trabalho selecionado, os algoritmos de navegação funcionam de acordo com o mesmo princípio: a lei de controle da velocidade tende a cancelar as distâncias e os ângulos entre os segmentos de linha. Estes vêm naturalmente da sequência de pontos, que fazem a trajetória planejada no modo automático, ou são artificialmente criados de acordo com a direção selecionada no modo manual assistido.

Se um obstáculo é detectado, um coeficiente de correção é aplicado à lei de controle para evitar o obstáculo. O mesmo procedimento é aplicado no modo manual assistido, quando chama-se “evitar obstáculo” ou “seguir paredes”. Neste último caso, é necessário filtrar as grandes variações das medidas, a fim de evitar uma porta aberta ou um importante desnível da parede, para não interromper o movimento.

Uma vez que um objetivo foi escolhido no ambiente modelado, uma trajetória é planejada graças a um algoritmo, e é representado como um conjunto de pontos localizados nos espaços livres que permitem a passagem da cadeira.

O método de localização da cadeira assegura o conhecimento do ambiente na forma de um conjunto de segmentos de linha limitando as áreas ocupadas. Igualando os dados ultra-sônicos aos segmentos correspondentes no modelo, a posição estimada pode ser refinada. A passagem de uma área não modelada para uma modelada é detectada pelos sensores infravermelhos, os quais disparam o procedimento de localização sem qualquer intervenção humana.

No modo automático, o ambiente alcançável pela cadeira é representado geometricamente na tela. A orientação dos vários aposentos e as posições da cadeira são fixadas de acordo com este ambiente. A definição do objetivo depende das habilidades físicas do usuário. Nos piores casos, para

pessoas com severos danos, tais como tetraplegia, o único controle acessível é uma simples chave. O projetista da trajetória fornece um caminho na forma de um conjunto discreto de pontos localizados nos espaços livres do modelo. Entretanto, o ambiente no qual um robô doméstico se move, nunca está completamente estruturado: alguns pequenos obstáculos que podem se mover, cadeiras, por exemplo, não são modelados. É, portanto, essencial que a cadeira seja fornecida com a capacidade de reagir, assim como com a capacidade de planejar trajetórias. Logo, os obstáculos situados na trajetória calculada serão automaticamente evitados.

O controle manual da cadeira frequentemente deixa de ser mais conveniente, particularmente se o movimento pretendido for muito curto ou se o ambiente está desarrumado, com muitos obstáculos não modelados. Além disso, em uma situação real, somente os ambientes mais conhecidos do usuário podem ser modelados. Fora destas áreas, a cadeira deve ser capaz de se mover sempre do mesmo modo, usando somente uma parte das possibilidades do sistema.

Quando no modo manual, para selecionar uma direção, pode-se usar uma interface proporcional ou, depois de varrer as diferentes escolhas (“direita”, “esquerda”, “frente”, “trás”, “parar”), validar esta com uma simples chave.

No modo manual assistido, em lugares públicos tais como centros de reabilitação, por exemplo, pode ser confortável controlar a cadeira para seguir uma parede em um longo corredor: os algoritmos exigidos são os mesmos que quando evitando obstáculos. Quando o sistema é controlado por uma única chave, pode-se acessar o menu de primitivas (seguir paredes ou evitar obstáculos) somente depois de parar a cadeira (Bourhis & Pino, 1996).

Com três modos de operação, este sistema é versátil, podendo ser adaptado a uma grande diversidade de situações. Há, ainda, a possibilidade de adaptação da interface às reais necessidades do usuário deficiente. Ele é caro porque possui muitos sensores detectores de obstáculos e faz uso de intenso processamento computacional, mapeando ambientes, planejando trajetórias e modelando obstáculos. No modo de condução totalmente automático, este sistema possui a desvantagem de ser restrito aos ambientes modelados.

## Capítulo 3

# Descrição do Sistema

### 3.1. Introdução

O diagrama de blocos completo do sistema pode ser visto na Figura 3.1. Para a simplificação do mesmo, não está mostrada a ligação dos blocos à fonte de alimentação. Posteriormente, serão descritos os detalhes de cada bloco.

Esta figura mostra o conceito geral de funcionamento e acionamento do que foi definido como a interface de sopro e sucção para o controle de cadeira de rodas.

O primeiro bloco de entrada, chamado de transdutor de fluxo de ar, é um sistema integrado composto de circuitos eletrônicos que, através da interface condutor-cadeira, recebe o sopro ou a sucção do condutor da cadeira. O segundo bloco, o circuito de condicionamento do comando, é usado para adequar o sinal de saída do transdutor de fluxo de ar para poder ser convertido em dado binário a ser processado na unidade de controle. Ele é composto de quatro circuitos típicos: os circuitos de sensibilidade e de controle de temperatura, que têm a função de fazer o transdutor de fluxo de ar funcionar adequadamente, e os circuitos amplificador diferencial de instrumentação e casador de impedância com limitador, que são os que, de fato, alteram o sinal de entrada proveniente do transdutor de fluxo de ar. O terceiro bloco, o microcontrolador, processa o sinal do bloco anterior, identificando se o comando recebido foi de sopro ou sucção e envia os sinais elétricos de saída para os dois estágios seguintes, que irão controlar o movimento da cadeira e dar um retorno visual acerca do estado atual da condução (display de *leds*) ao condutor. O quarto bloco, o demultiplexador, recebe uma codificação digital pelas portas A e C do microcontrolador para acender o *led* correto no display. Este indica, ou o estado de repouso da condução, ou uma velocidade numa dada direção. O uso dos demultiplexadores tem como objetivo não usar todos os pinos do microcontrolador com os *leds* do display, possibilitando, assim, a expansão deste sistema de condução com novas características a serem implementadas futuramente. O último bloco, o gerador de sinais de controle, recebe duas formas de onda quadradas (PWM1 e PWM2) do microcontrolador e gera dois sinais analógicos e um sinal de referência para a placa de potência, para o controle dos motores da cadeira.

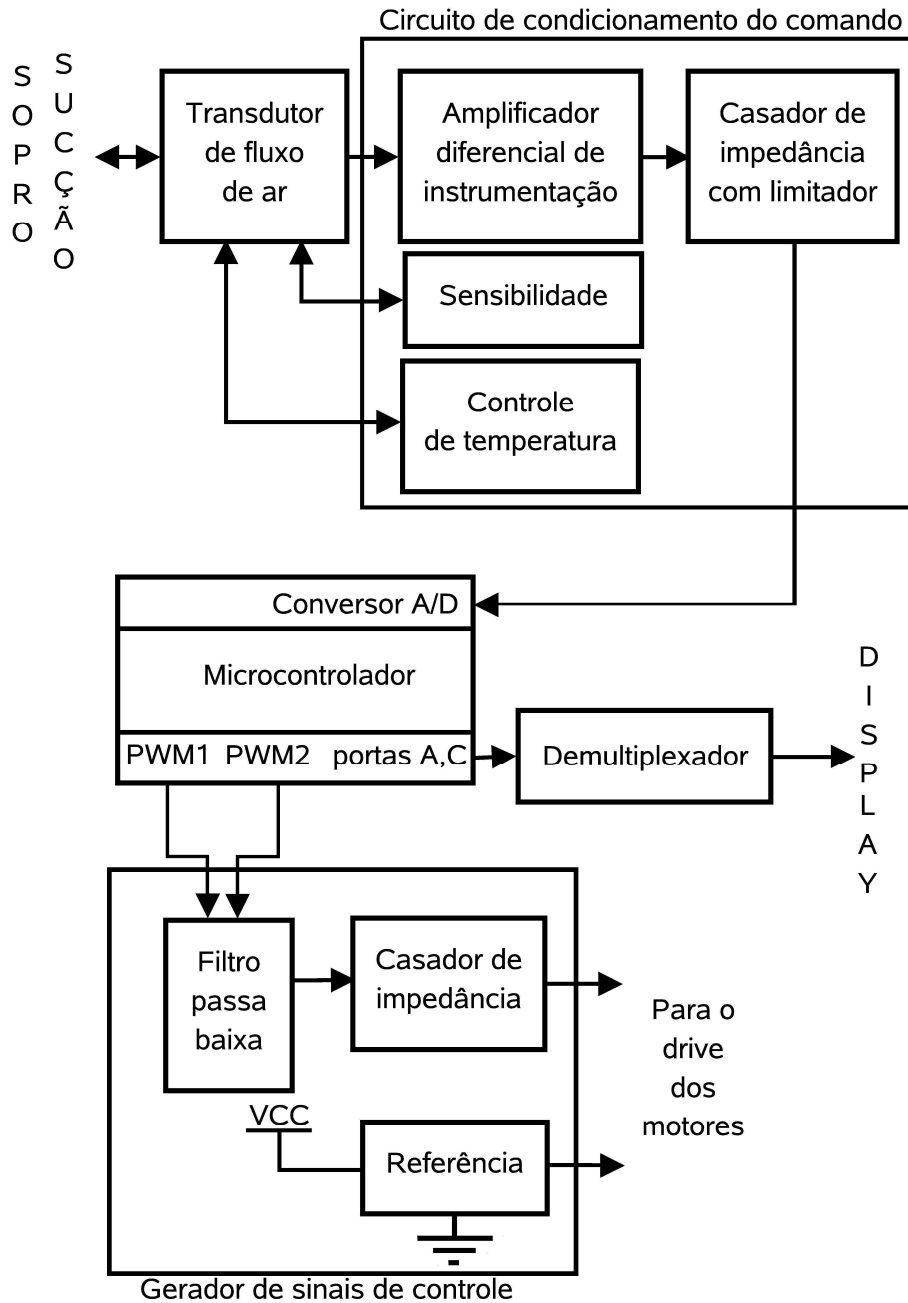


Figura 3.1: Diagrama de blocos do sistema.

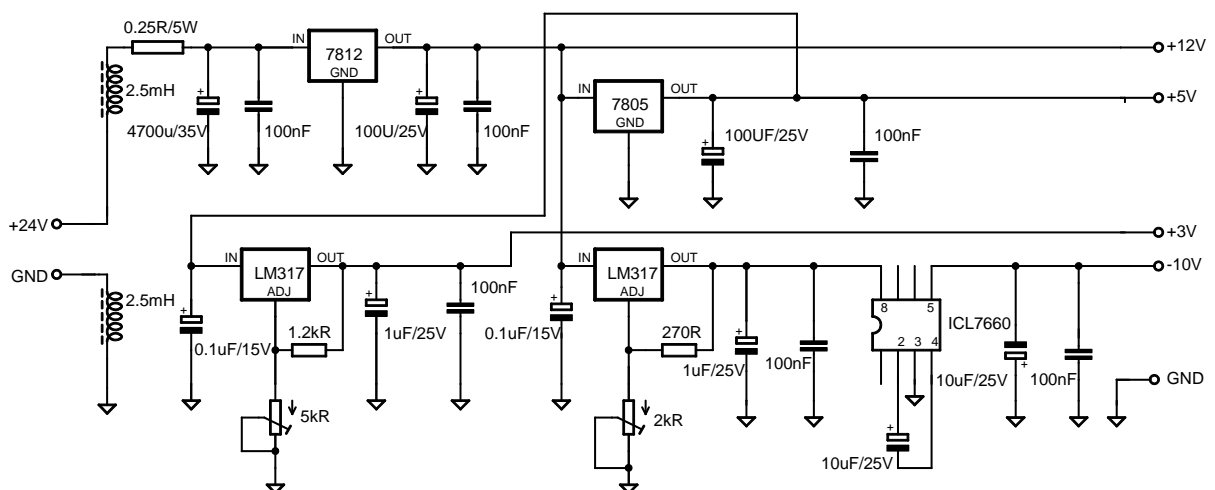
## 3.2. O Projeto

### 3.2.1 Fonte de Alimentação

É um circuito eletrônico que fornece tensão e corrente elétrica para todos os demais circuitos do sistema de condução da cadeira de rodas. Utiliza como tensão de entrada, os 24Vdc provenientes das duas baterias da cadeira.

É constituída, principalmente, por cinco reguladores de tensão, fornecendo, em sua saída, quatro tensões contínuas reguladas, a saber: -10V, +3V, +5V e +12V. As tensões de -10V e +12V são usadas no circuito do transdutor de fluxo de ar. A tensão de +3V é usada no circuito de acionamento dos *leds* do display, e a tensão de +5V alimenta os circuitos digitais do microcontrolador e dos demultiplexadores do display.

O esquema eletrônico deste circuito encontra-se na Figura 3.2.



**Figura 3.2:** Esquemático da fonte de alimentação.

O circuito integrado ICL7660 tem a finalidade de gerar a tensão de saída de -10V a partir da tensão de +10V aplicada na sua entrada.

### 3.2.2 Interface Condutor-Cadeira

A interface com o operador consiste de um duto rígido, com uma extremidade conectada ao transdutor de fluxo de ar e a outra permanece posicionada à frente da boca do condutor da cadeira, Figura 3.3.



**Figura 3.3:** Módulo de condução: duto para sopro e sucção à esquerda e haste para desligar os sensores à direita.

### 3.2.3 Transdutor de Fluxo de Ar

É capaz de converter valores de grandezas físicas de natureza não elétrica, como sopros e sucções, em sinais elétricos.

Para medir o fluxo de ar, um transdutor de fluxo de ar da marca HONEYWELL foi escolhido: o modelo AWM2100, Figura 3.4. Este sensor foi escolhido porque é sensível, tem uma resposta rápida ao fluxo e permite uma ampla variação de entrada. Ele é um dispositivo que utiliza duas Pontes de Wheatstone<sup>1</sup>, uma para o controle a malha fechada do calor gerado por um aquecedor interno, e outra para os dois elementos internos sensíveis à temperatura. Ele mede o fluxo de ar usando um mecanismo de transferência de calor.



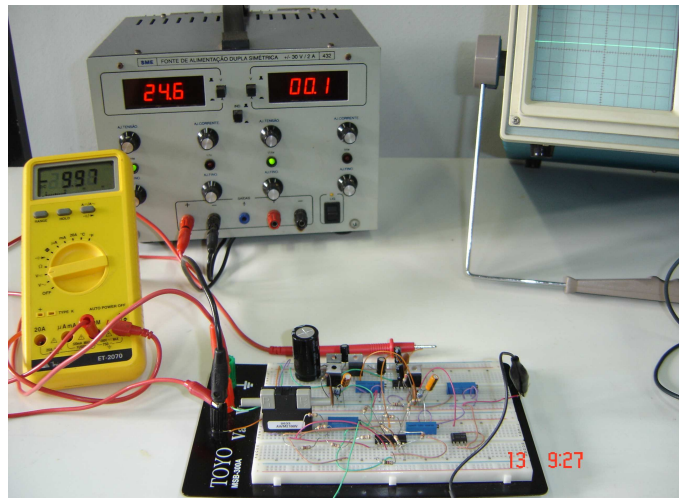
**Figura 3.4:** Transdutor de fluxo de ar usado no protótipo.

<sup>1</sup>É um circuito, cujo arranjo especial de resistores, permite uma medida precisa de uma outra resistência, mas pode ser usado na medida de qualquer grandeza física, contanto que um transdutor adequado seja usado.



O sinal analógico gerado pelo circuito deste transdutor varia aproximadamente de  $-60\text{mV}$  a  $+60\text{mV}$  com a aplicação de sucção e sopro respectivamente. Um circuito de condicionamento deste sinal se faz necessário para compatibilizar o seu uso em sistemas de processamento e controle digitais. Na saída deste circuito o sinal, sem fluxo de ar, é de  $2,5\text{V}$ . Havendo sopro, este varia entre  $2,5\text{V}$  e  $5\text{V}$  e sucção, entre  $2,5\text{V}$  e  $0\text{V}$ .

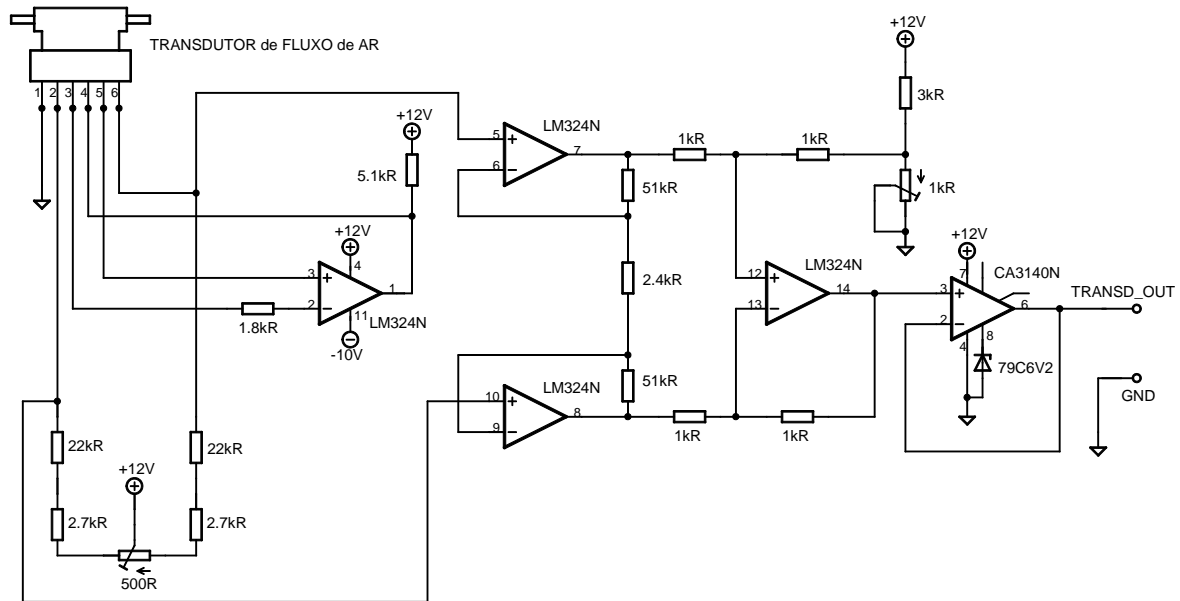
Este circuito foi inicialmente montado em uma matriz de contatos (*protoboard*) para verificação do seu funcionamento, como ilustrado na Figura 3.5.



**Figura 3.5:** Circuito de teste do transdutor de fluxo de ar no primeiro plano do *protoboard*, e da fonte de alimentação no segundo plano.

O fabricante do transdutor de fluxo de ar sugere dois circuitos eletrônicos para que ele trabalhe de acordo com as especificações técnicas fornecidas. Um deles é o circuito de controle de temperatura. Este é um circuito que a central de controle de aquecimento do transdutor requer para seu adequado funcionamento, minimizando os efeitos que a temperatura externa tem sobre a medição do fluxo, mantendo, assim, uma temperatura constante na central de aquecimento, independente da variação de temperatura do ambiente. O outro circuito, é o responsável pela sensibilidade do transdutor, possibilitando um ajuste fino através de um potenciômetro multi-volta, de modo a evitar que a simples respiração do condutor, movimente a cadeira. A fim de interligar o circuito de condicionamento do transdutor de fluxo de ar no microcontrolador, um estágio casador de impedância é usado entre eles para que a entrada deste não deforme o sinal elétrico.

O esquema eletrônico do circuito de condicionamento do transdutor encontra-se na Figura 3.6.



**Figura 3.6:** Esquemático do circuito de condicionamento do transdutor de fluxo de ar.

O sinal elétrico de comando, após condicionado, é convertido em dado digital. Seu condicionamento é realizado principalmente por um circuito amplificador diferencial de instrumentação. A função do condicionamento é minimizar ruídos e amplificar os níveis de tensão de saída do transdutor de fluxo de ar. Para esta conversão, utiliza-se o conversor analógico-digital interno ao microcontrolador, que converte o valor lido em dado binário de oito bits.

A unidade de processamento e controle incorpora o microcontrolador PIC16F877A, tendo como entrada o circuito de condicionamento do transdutor de fluxo de ar, e como saídas o display de *leds*, Figura 3.7, e dois conversores digital-analógicos (construídos com módulos PWM<sup>2</sup> e filtros passa-baixa) para estabelecer as tensões de saída para os motores da cadeira.



**Figura 3.7:** Display de *leds* com indicação do estado da bateria no módulo de controle.

<sup>2</sup>Pulse Width Modulation (modulação por largura de pulso).

### 3.2.4 Microcontrolador PIC16F877A

Para processar uma entrada analógica para uma saída que possa controlar a cadeira, um microcontrolador é necessário. Ele é um dispositivo que pode ser programado de tal modo que as saídas sejam dependentes das entradas. O microcontrolador escolhido foi o PIC16F877A da Microchip (Souza, 2003).

Este microcontrolador possui muitos recursos, sendo os de interesse para este trabalho:

1. Um conversor analógico-digital. Permite simplificar o hardware do circuito.
2. Duas saídas configuráveis como PWM. É possível implementar dois conversores digital-analógicos a partir destes pinos, simplificando o hardware e o software do circuito.
3. Trinta e três portas configuráveis como entrada/saída. Boa capacidade para expandir o sistema com novas características.
4. Quatorze interrupções. Podem ser usadas nas novas características acrescentadas futuramente.
5. Memória de programa do tipo *FLASH*<sup>3</sup>, que pode ser gravada várias vezes sem necessidade de apagar a gravação anterior.

Ele satisfaz a todas as exigências do projeto, é de baixo custo, levando-se em conta as suas excelentes características, e tanto o compilador para a linguagem de programação C, o *Assembler* do PIC e o ambiente de desenvolvimento de programas MPLAB, quanto os vários tipos de gravadores para este circuito integrado estão disponíveis gratuitamente no *website*<sup>4</sup> do fabricante ou são de baixo custo.

Na tabela 3.1, encontra-se a descrição dos terminais do microcontrolador PIC16F877A, conforme utilizados neste trabalho.

---

<sup>3</sup>Tipo de memória que permite armazenar dados por longos períodos, sem precisar de alimentação elétrica.

<sup>4</sup>Endereço eletrônico na rede mundial de computadores.

**Tabela 3.1:** Terminais do microcontrolador PIC16F877A utilizados no trabalho.

Pino	Símbolo	Descrição
1	<i>MCLR/V<sub>PP</sub></i>	<i>MASTER CLEAR</i> - Reset externo
2	RA0/AN0	Entrada analógica para o conversor A/D
3	RA1/AN1	Porta não utilizada
4	RA2/AN2	Porta não utilizada
5	RA3/AN3	Porta não utilizada
6	RA4/TOCKI	Porta não utilizada
7	RA5/AN4	Porta não utilizada
8	RE0/RD/AN5	Porta não utilizada
9	RE1/WR/AN6	Porta não utilizada
10	RE2/CS/AN7	Porta não utilizada
11	<i>V<sub>DD</sub></i>	Alimentação positiva
12	<i>V<sub>SS</sub></i>	GND
13	OSC1/CLKIN	Entrada para oscilador externo
14	OSC2/CLKOUT	Saída para oscilador externo
15	RC0/T1OSO	Saída digital para seleção do DEMUX do display
16	RC1/T1OSI	Saída PWM2
17	RC2/CCP1	Saída PWM1
18	RC3/SCK	Saída digital para seleção do DEMUX do display
19	RD0/PSP0	Saída digital para display
20	RD1/PSP1	Saída digital para display
21	RD2/PSP2	Saída digital para display
22	RD3/PSP3	Saída digital para display
23	RC4/SDI	Porta não utilizada
24	RC5/SDO	Porta não utilizada
25	RC6/TX	Porta não utilizada
26	RC7/RX	Porta não utilizada
27	RD4/PSP4	Saída digital para display
28	RD5/PSP5	Saída digital para display
29	RD6/PSP6	Saída digital para display
30	RD7/PSP7	Saída digital para display
31	<i>V<sub>SS</sub></i>	GND
32	<i>V<sub>DD</sub></i>	Alimentação positiva
33	RB0/INT	Porta não utilizada
34	RB1	Porta não utilizada
35	RB2	Porta não utilizada
36	RB3/PGM	Porta não utilizada
37	RB4	Porta não utilizada
38	RB5	Porta não utilizada
39	RB6/PGC	Porta não utilizada
40	RB7/PGD	Porta não utilizada



referência para o conversor A/D permite a simplificação de circuitos, em muitos casos pode-se acoplar o dispositivo diretamente ao microcontrolador.

Para finalizar a configuração do módulo conversor, deve ser definida a forma em que o resultado da conversão será armazenado. O resultado da conversão é de 10 bits. Dessa forma, serão necessários dois registradores para guardar o resultado da conversão, já que na família PIC, o barramento de dados é sempre de oito bits. Em muitos casos, é preferível trabalhar com apenas 8 bits em vez de 10, descartando os 2 bits menos significativos, deixando o resultado mais estável, desde que a diferença de valores da conversão possa ser aceita.

### **Conversor Digital-Analógico (D/A)**

O microcontrolador possui saídas digitais (0V ou 5V). Conversões digital-analógicas são implementadas para criar as tensões utilizadas pelo sistema da cadeira de rodas para mover os motores. Estas variam linearmente de 3,5V a 4,9V. O sinal PWM é particularmente importante, já que a partir dele é possível implementar tal conversor com um único pino do microcontrolador. Suas saídas PWM, após passarem por filtros passa-baixa, se constituem nas saídas analógicas que irão controlar o movimento da cadeira de rodas.

### **Modulação por Largura de Pulso (PWM)**

O PIC16F877A possui dois pinos configuráveis como saída PWM. Esse recurso, permite controlar a largura dos pulsos de uma onda quadrada. O PWM é normalmente usado quando se quer implementar um circuito chaveado capaz de fornecer uma quantidade de energia controlável à carga acoplada. O PWM pode ser usado no controle de velocidade de um motor de corrente contínua. Variando-se a tensão média entregue aos terminais dele, varia-se a velocidade do mesmo. As larguras dos pulsos podem ser variadas para controlar a tensão de saída.

O recurso PWM do PIC16F877A está disponível em dois módulos internos denominados CCP1 e CCP2 (*Capture/Compare/PWM*), sendo de interesse para este trabalho apenas a opção PWM.

O sinal PWM possui uma frequência fixa e a variável de controle é a largura do pulso ativo (nível alto). A base de tempo desses módulos é o timer2 (contador de 8 bits relacionado com o *clock* interno). Esse timer pode ser configurado pelo *prescale* e um *postscale* que permite o controle do tempo de estouro do timer e a consequente interrupção relacionada. Para a configuração desse timer, são usados dois registradores (endereços de memória de 8 bits que são usados pelo microcontrolador para a execução dos programas e processamentos da ULA<sup>5</sup>) internos ao microcontrolador, denominados PR2 e TMR2. Quando o TMR2 for igual ao PR2, o timer é resetado e o contador do *postscale* é incrementado. Quando o *postscale* terminar, uma interrupção é gerada. Quando o timer2 é usado na configuração do PWM, o *postscale* não é usado. Dessa forma, o período do PWM é determinado exclusivamente pelo registrador PR2, pela frequência do cristal e pelo *prescale* do timer2.

---

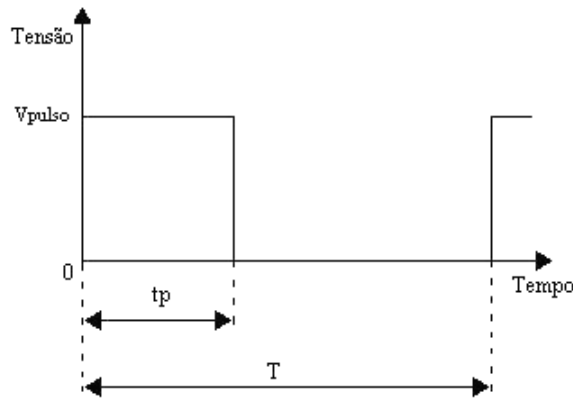
<sup>5</sup>Unidade Lógica e Aritmética.

A tensão média de uma onda quadrada pode ser calculada por:

$$V_{dc} = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T V(t) dt \quad (3.1)$$

onde,  $T$  é o período da forma de onda e  $V(t)$  é a função de tensão no tempo.

Para um sinal PWM, Figura 3.9



**Figura 3.9:** Forma de onda de um sinal PWM.

tem-se:

$$V(t) = \begin{cases} V_{pulso} & \text{se } 0 \leq t \leq tp \\ 0 & \text{se } tp < t \leq T \end{cases} \quad (3.2)$$

onde,  $tp$  é o tempo de duração do pulso de nível lógico 1 e  $V_{pulso}$  é a tensão de pulso do sinal PWM.

Fazendo essas considerações, pode-se calcular o valor de  $V_{dc}$  assim:

$$V_{dc} = \frac{tp \cdot V_{pulso}}{T} \quad (3.3)$$

onde a razão  $tp/T$  recebe o nome de *duty cycle* (ciclo ativo). Apesar da tensão  $V_{pulso}$  ser fixa, a tensão média de saída é diretamente proporcional ao *duty cycle*. Este, por sua vez, pode variar de 0 a 1, o que corresponde, de 0% a 100% da tensão de  $V_{pulso}$ , proporcionando o controle da tensão de saída do circuito.

Os canais CCP (CCP1 e CCP2) do PIC16F877A possuem uma resolução máxima de 10 bits, o que significa 1024 níveis ou pontos.

### Filtro Passa-Baixa (FPB)

A conversão das formas de onda PWM para sinais analógicos, envolve o uso de filtros passa-baixa analógicos.

Em um sinal PWM típico, a frequência é fixa (período  $T_{pwm}$ ), mas a largura do pulso é variável. A largura do pulso é diretamente proporcional à amplitude do sinal analógico. Em outras palavras, o *duty cycle* varia de 0% a 100% de acordo com a amplitude deste sinal.

Uma Análise de Fourier<sup>6</sup> de um sinal PWM típico, mostra que há uma alta amplitude na frequência

$$F_{pwm} = \frac{1}{T_{pwm}} \quad (3.4)$$

Outras harmônicas de amplitude elevada também ocorrem em

$$F = \frac{k \cdot 1}{T_{pwm}} \quad (3.5)$$

onde  $k$  é um inteiro. Esses picos são ruídos indesejáveis e devem ser eliminados. Isto exige que o sinal PWM seja filtrado pelo FPB, para eliminar esses componentes de ruído inerentes.

A largura de banda ( $F_{bw}$ ) do sinal desejado deverá ser menor do que a frequência do pulso PWM ( $F_{bw} < F_{pwm}$ ). Para propósitos práticos, o FPB deve ser tal que  $F_{bw} \ll F_{pwm}$ , ou  $F_{pwm} \gg F_{bw}$ , isto é,

$$F_{pwm} = k \cdot F_{bw} \quad (3.6)$$

onde  $k$  é uma constante muito maior que a unidade ( $k \gg 1$ ).

O valor de  $k$  deve ser escolhido dependendo da atenuação (em dB) desejada no ruído existente na frequência fundamental do PWM.

Rearranjando (3.6), tem-se

$$F_{bw} = \frac{F_{pwm}}{k} \quad (3.7)$$

Para um filtro passa-baixa RC<sup>7</sup> simples,

$$F_{bw} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (3.8)$$

logo,

<sup>6</sup>Ferramenta de análise que decompõe os sinais elétricos nos seus constituintes em frequência, de modo a que se possa analisar o seu conteúdo e não apenas a evolução da sua forma no tempo.

<sup>7</sup>Circuito formado por resistor(es) - R e capacitor(es) - C.



$$\frac{1}{2.\pi.R.C} = \frac{F_{pwm}}{k} \quad (3.9)$$

isto é,

$$R.C = \frac{k.T_{pwm}}{2.\pi} \quad (3.10)$$

Como a frequência do sinal PWM é conhecida ( $F_{pwm}$ ), fazendo  $k = 10$ , chega-se a um projeto satisfatório de filtro passa-baixa<sup>8</sup>.

Para muitas aplicações, um filtro passa-baixa ativo de ordem superior pode ser necessário para substituir este simples FPB RC. Ao invés disso, se o microcontrolador for capaz de trabalhar com frequências PWM maiores, mais fácil se torna gerar as tensões de saída analógicas com filtro RC.

#### **Cálculo dos Parâmetros do PWM do PIC16F877A e dos Componentes do FPB:**

Conforme a documentação do fabricante deste microcontrolador (Souza, 2003), podemos definir o período do pulso PWM do seguinte modo:

$$T_{pwm} = (2^a) \cdot \left(\frac{1}{b}\right) \cdot (c) \quad (3.11)$$

onde,  $a$  é a resolução do PWM (=8 bits),  $b$  é o *clock* do cristal (=4MHz) e  $c$  é o *prescale* do timer2 (=1).

O que leva a  $T_{pwm} = 64\mu s$  e, portanto,

$$F_{pwm} = \frac{1}{64\mu s} \quad (3.12)$$

$$F_{pwm} = 15,63kHz \quad (3.13)$$

A definição do parâmetro PR2, interno ao microcontrolador, fica estabelecida da seguinte forma:

$$T_{pwm} = [(PR2) + 1] \cdot 4 \cdot \left(\frac{1}{b}\right) \cdot (c) \quad (3.14)$$

Substituindo os valores, tem-se:

$$PR2 = 63 \quad (3.15)$$

---

<sup>8</sup>Em cálculos eletrônicos, é comum usar o multiplicador dez para indicar que uma variável deve ser muito maior do que outra.

O comando na Linguagem C para a configuração do PWM do PIC é

```
setup_timer_2(T2_DIV_BY_prescale do timer2, PR2, postscale do timer2),
```

o que nos leva a

```
setup_timer_2(T2_DIV_BY_1,63,1)
```

Como

$$F_{bw} = \frac{F_{pwm}}{10} \quad (3.16)$$

então,

$$F_{bw} = 1,563kHz \quad (3.17)$$

e como

$$R.C = \frac{1}{2.\pi.F_{bw}} \quad (3.18)$$

então,

$$R.C = 1,01859e - 4 \quad (3.19)$$

Para um valor de  $R=10k\Omega$ , então  $C=0,01\mu F$ .

Foi utilizado no projeto  $R=10k\Omega$ ,  $C=0,47\mu F$  e filtro de segunda ordem para melhor resultado.

### 3.2.5 Display de Leds

Para visualizar a direção e a velocidade na qual a cadeira está se movimentando em cada instante, um display é necessário. Esse display consiste de vinte e cinco *leds*. Cada um deles significa uma velocidade em uma direção. Para cada velocidade uma cor diferente é usada: vermelho significa nenhuma velocidade em nenhuma direção. Amarelo é a velocidade mais baixa, laranja é a velocidade média e verde é a maior velocidade. Dois demultiplexadores de quatro para dezesseis bits são usados para transformar o sinal digital de oito bits do microcontrolador em um sinal de vinte e cinco bits para ligar o *led* correto. A Figura 3.7 mostra o display de *leds*. O esquema eletrônico do mesmo encontra-se na Figura 3.10, bem como o esquema eletrônico do circuito dos demultiplexadores pode ser visto na Figura 3.11.

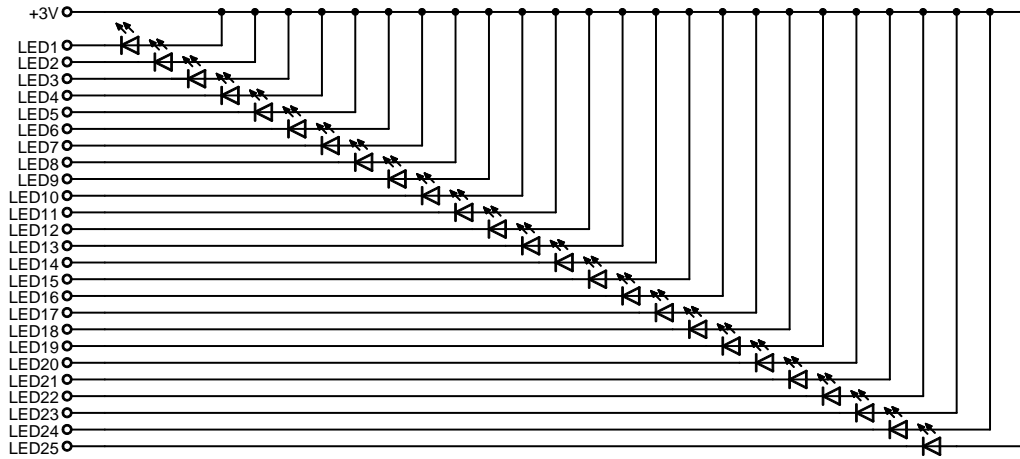


Figura 3.10: Esquemático do display de leds.

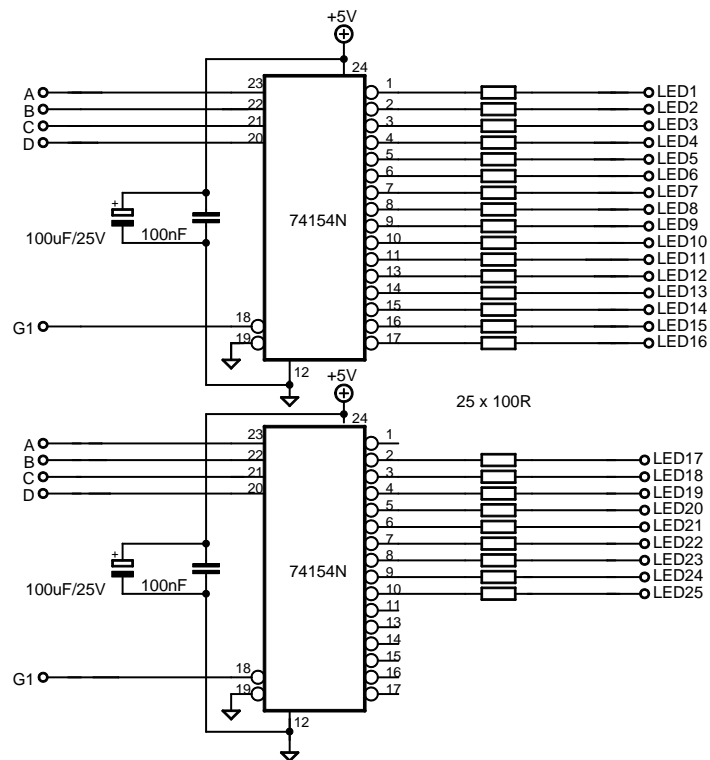


Figura 3.11: Esquemático do circuito demultiplexador do display de leds.

### 3.2.6 A Linguagem de Programação

Todo o controle é feito por programação em linguagem C. O software desenvolvido verifica se foram aplicados sopros ou sucções e gerencia o envio dos sinais necessários para o funcionamento dos dispositivos de saída, como o display de *leds* e o circuito servo dos motores.

O fluxograma de funcionamento do sistema de condução encontra-se no apêndice A.

### 3.2.7 Ensaios do Joystick

Com o objetivo de substituir o *joystick* por este sistema de sopro e sucção, foram realizados testes para medir os valores das tensões de saída do *joystick* na posição de repouso, e nas quatro direções principais: frente, ré, direita e esquerda. Os testes foram realizados com a maior velocidade da cadeira, tabela 3.2. Depois, foram determinados os valores das tensões entre estas direções. Como eles mudam linearmente entre os valores dos extremos (pela variação linear do *joystick*, garantida pelo fabricante), todas as saídas puderam ser determinadas. É possível o controle do sistema pelo microcontrolador, através de um banco de dados desses valores<sup>9</sup>, para todas as direções e velocidades, de acordo com as entradas de comando.

**Tabela 3.2:** Resultado dos testes com o *joystick*.

Direção	Direção-X (V) - roda esquerda	Direção-Y (V) - roda direita
REPOUSO	4,1	4,1
FRENTE	4,9	4,9
RÉ	3,5	3,5
DIREITA	4,9	3,5
ESQUERDA	3,5	4,9

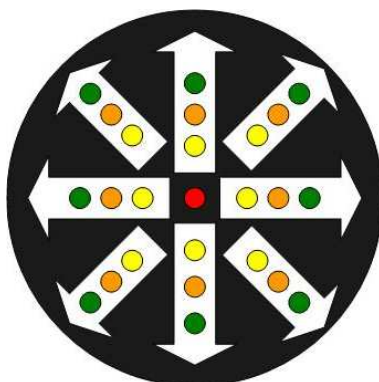
## 3.3. Funcionamento do Sistema

O funcionamento do sistema de condução acontece em quatro estágios: seleção de uma direção a ser seguida, seleção de uma velocidade a ser usada, execução do movimento na direção escolhida com a velocidade desejada e interrupção do movimento.

As direções são respectivamente: seguir para frente, virar à direita, seguir para trás, virar à esquerda e mais quatro outras direções intermediárias entre estas, perfazendo um total de oito direções possíveis. Elas estão representadas em um display de *leds*<sup>10</sup> de fácil visualização pelo condutor. A seleção da direção se dá através de sopros e sua mudança no display de *leds* ocorre ciclicamente, segundo o sentido horário de movimento no display, uma direção para cada sopro aplicado, Figura 3.12.

<sup>9</sup>Na realidade, os valores armazenados na memória do microcontrolador são os *duty cycles* dos PWMs que geram estas tensões nas saídas dos filtros passa-baixa.

<sup>10</sup>*light emitter diode* (diodo emissor de luz).



**Figura 3.12:** Display de *leds*: oito direções com três velocidades para cada direção.

Além do repouso (velocidade zero), são possíveis três velocidades para o sistema: velocidade baixa, velocidade média e velocidade alta. Para cada direção escolhida, pode-se usar qualquer uma das três velocidades de movimento, estando estas representadas no display por *leds* de cores diferentes para melhor identificação. Tem-se, portanto, oito direções possíveis e três velocidades para cada direção, mais um *led* indicador do estado de repouso, perfazendo um total de vinte e cinco *leds*. A escolha da velocidade de deslocamento se dá através de sucções sucessivas, indo da velocidade de repouso até a maior velocidade, passando pelas intermediárias, e voltando à de repouso. Portanto, para que seja definido um movimento em uma dada direção, com uma determinada velocidade, são necessários sopros até que a direção desejada seja mostrada no display e sucções posteriores devem ser dadas até que a velocidade de interesse seja estabelecida. Transcorrido um determinado tempo de seleção, o movimento tem início.

Durante o movimento da cadeira de rodas elétrica, dois sopros consecutivos, ou sucções até a velocidade de repouso, encerram o movimento.

### 3.4. Protótipo

O protótipo foi desenvolvido utilizando-se uma cadeira de rodas elétrica comercial da marca *Freedom Designs*, modelo S, controlada por um *joystick*, que possui dois motores de corrente contínua de ímã permanente acoplados às rodas traseiras por correias, sendo estes controlados pelo microcontrolador, e duas rodas de giro livre na parte dianteira, Figura 3.13.



**Figura 3.13:** Protótipo montado na Universidade Estadual de Londrina.

## Capítulo 4

# Resultados

O protótipo foi testado. A cadeira de rodas em funcionamento, apresentou resultados aos testes qualitativos de movimentação condizentes com o esperado, podendo ser efetivamente conduzida pela aplicação de sopros e sucções, tendo potencial para substituir as funções perdidas dos braços e mãos, fazendo uso das habilidades residuais do usuário deficiente. Estes testes consistiram em dar todos os comandos de direção, e verificar se a cadeira obedecia aos mesmos, bem como a todos os comandos de aumentar/diminuir sua velocidade.

Como o objetivo dos testes, nesta etapa do desenvolvimento do trabalho, era apenas observar a resposta da cadeira a todos os comandos possíveis de direção e velocidade, não houve preocupação em quantizar as velocidades, as distâncias percorridas, bem como os desvios da cadeira dos cursos ideais de deslocamento. Estas medições deverão ser feitas numa etapa posterior do trabalho.

Não houve um curso de teste de condução preestabelecido, sendo a movimentação aleatória em todas as direções, com todas as velocidades possíveis. Os testes foram feitos em ambiente externo, no asfalto e com os pneus calibrados com 35lbs nas rodas dianteiras e 45lbs nas rodas traseiras. Qualquer intensidade de sopro e sucção possibilitou a condução da cadeira, durante três horas de teste, sem exigir muito esforço do condutor.

Também ficou evidente a necessidade da inclusão de um sistema de controle automático para sincronizar e igualar a velocidade das rodas, corrigindo o curso desejado da cadeira, se uma perturbação de qualquer natureza ocorrer em uma das rodas. Por este motivo, este trabalho não apresenta resultados obtidos da condução da cadeira pelos deficientes físicos, pois faz-se necessário maiores ajustes que garantam a total segurança dos mesmos, e também que tal projeto tramite por uma comissão de ética em pesquisa.

Na sua essência, este sistema de condução é uma máquina de estados. Ele recebe estímulos (tensões) contínuos (dc) do circuito condicionador do transdutor de fluxo de ar e gera os sinais de controle de saída, também contínuos, para os motores da cadeira. Deste modo, as únicas formas de onda não contínuas, são os pulsos PWM nas saídas do microcontrolador.

Na Figura 4.1, observa-se o comportamento dos canais PWM do microcontrolador, para a cadeira

em repouso e se deslocando nas quatro direções principais. O sinal superior nas telas do osciloscópio, corresponde ao motor esquerdo da cadeira (MOTOR\_ESQ), e o inferior ao direito (MOTOR\_DIR).

Todas as formas de onda mostradas são para a velocidade média da cadeira, isto é, a velocidade intermediária de deslocamento, segundo estabelecido no software de controle do sistema.

Observa-se em (a), que os tempos em nível alto dos sinais são iguais. Estes geram tensões médias de 4,1V nas saídas dos filtros passa-baixa que, junto com a tensão de referência fixa de 4,1V (Figura 3.8), mantém a cadeira em repouso.

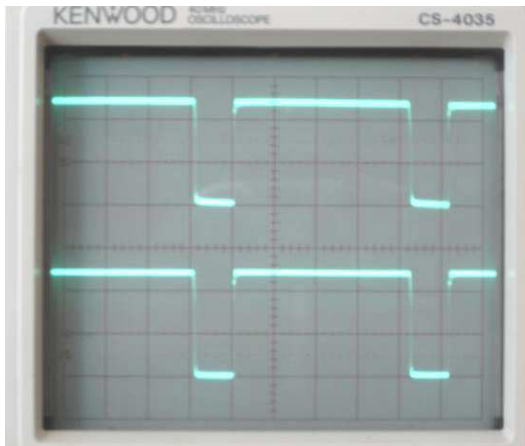
Em (b), os tempos em nível alto são iguais e maiores do que em (a), gerando tensões médias iguais e maiores do que 4,1V, levando a cadeira a se deslocar para a frente.

Em (c), o nível médio de saída do sinal superior (motor esquerdo) é maior do que o respectivo encontrado em (a), levando a roda esquerda a girar para a frente. Como o nível médio de saída do sinal inferior (motor direito) é menor do que o respectivo encontrado em (a), a roda direita gira para trás. O movimento resultante da cadeira é para a direita.

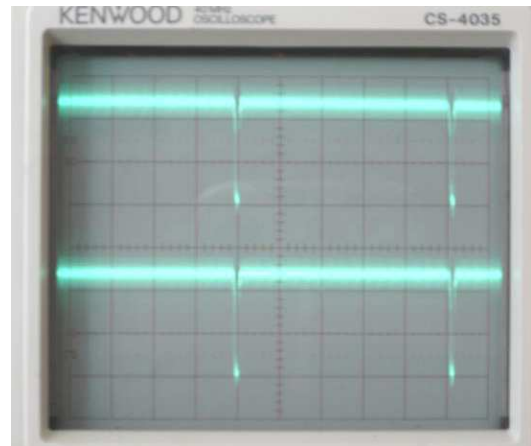
Como em (d) os tempos em nível alto dos sinais são iguais e menores do que em (a), os níveis médios nas saídas dos filtros passa-baixa são menores do que 4,1V (tensão de referência), fazendo com que a cadeira se movimente para trás.

Em (e), tem-se a situação oposta a de (c), e o movimento resultante da cadeira é para a esquerda.

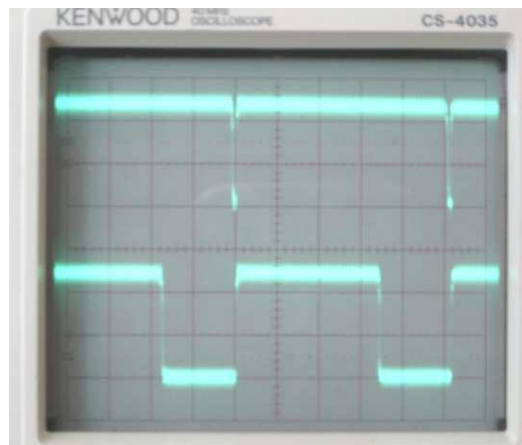




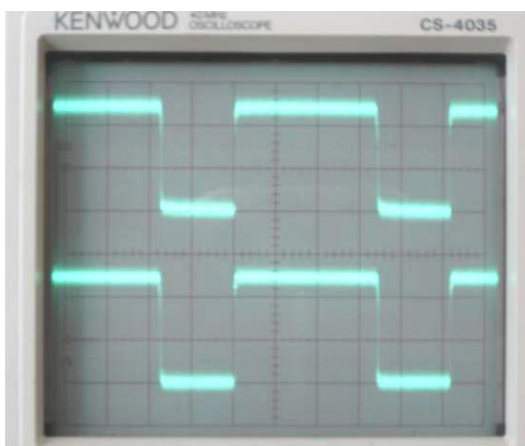
(a) - Cadeira parada.



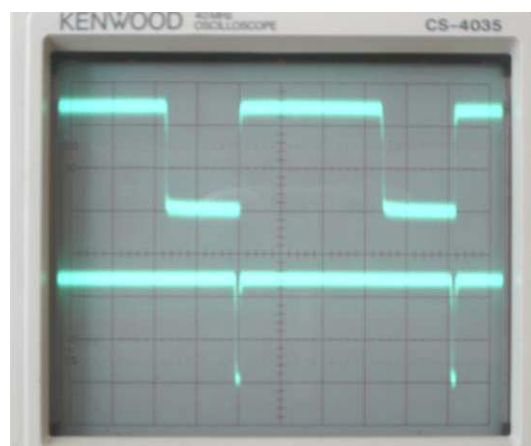
(b) - Cadeira se deslocando para frente.



(c) - Cadeira se deslocando para direita.



(d) - Cadeira se deslocando para trás.



(e) - Cadeira se deslocando para esquerda.

**Figura 4.1:** Sinal PWM superior: MOTOR\_ESQ e inferior: MOTOR\_DIR (CH1 e CH2: 2.0V/div e base de tempo: 0.2mS/div).

## Capítulo 5

# Conclusões

O projeto está finalizado. A implementação do protótipo concluída. Este apresenta estética agradável com detalhes satisfatórios e é de baixo custo, melhorando os trabalhos anteriores realizados na Universidade Estadual de Londrina (Hendrikson & Ruben, 2006; Sanada, 2006).

O critério para definir baixo custo partiu da implementação sobre uma cadeira comercial, com *joystick*, que não pode ser considerada de baixo custo, pois foi adquirida por R\$ 5.380,00 em outubro/2006. A partir deste valor, o acréscimo para implementação do novo sistema de condução teve como meta gastar, no máximo, R\$ 600,00. Gastou-se, aproximadamente, R\$ 530,00 com todo o material de consumo adquirido.

Oferecer somente uma boa interface de entrada para uma pessoa com severa incapacidade física ou mental, não é solução para satisfazer a necessidade de locomoção sem assistência. Uma tarefa de condução que evite obstáculos e escadas, com capacidade de direção segura, deve também ser possível. O usuário sempre deve ter o controle sobre o sistema, e deve sempre ser capaz de se sobrepor ao modo automático a qualquer tempo, especialmente mantendo a capacidade de parar o movimento da cadeira de rodas.

No desenvolvimento da interface homem-máquina, foi especificado um sistema de condução por evento (sopro e sucção), e não pela intensidade do mesmo, uma vez que os potenciais usuários desta cadeira de rodas, isto é, aqueles com alto grau de deficiência ou tetraplegia, tem função respiratória comprometida. Outro aspecto a ser considerado, é a dificuldade em atribuir intensidades discretas (baixa, média e alta) a variáveis como sopro e sucção.

Foi priorizada a interface em detrimento do produto final acabado. O foco foi a mudança da interface de condução, e não a cadeira de rodas com sensores de obstáculos e escadas instalados, e com especificações de comandos de condução otimizados, já que estes últimos podem ser conseguidos apenas reescrevendo o software de condução da cadeira.

Foi implementada a união do novo sistema de condução à cadeira adquirida no mercado. Foram estudados os circuitos desta, a fim de compatibilizar os sinais elétricos dos dois sistemas. Como sua placa de circuito impresso é de dupla face e densa em trilhas de cobre, com a identificação de todos

---

os circuitos integrados removida, tal dificuldade levou à sugestão de complementação do protótipo com os sensores em trabalhos futuros, reforçada pela dificuldade em obtê-los no mercado nacional.

## Capítulo 6

# Discussões

O sistema de condução desenvolvido neste trabalho, diferentemente de outros projetos, não apresenta qualquer compromisso com os ambientes, podendo ser usado tanto em recintos internos como externos, sendo estes ruidosos ou não. Como não utiliza processamento de imagem para identificar pistas guias fixadas nos ambientes, não necessita de grandes processamentos computacionais para o seu perfeito funcionamento, possibilitando o baixo custo, ao contrário da maioria dos outros trabalhos em cadeiras de rodas robotizadas.

A interface homem-máquina implementada neste sistema microcontrolado mostrou ser prática, de tamanho adequado e de fácil aprendizagem. Isto significa que pequenas intensidades de sopro ou sucção são suficientes para conduzir a cadeira, evitando a fadiga do deficiente com o uso prolongado. Além disso, é um sistema esteticamente aceitável, já que não chama a atenção por não ser volumoso e sua atuação é discreta. Também não interfere nos movimentos normais de qualquer órgão do corpo humano, não exigindo aprendizagem de movimentos corporais extras significativamente diferentes daqueles do dia-a-dia.

O protótipo está construído em uma cadeira de rodas elétrica comercial. Muitas outras características podem ser acrescentadas sem um aumento notável no custo da cadeira. Como faz uso da interface de potência original dos motores da cadeira, permite manter a velocidade constante, independente da inclinação do terreno, evitando que a cadeira acelere nas descidas e reduza velocidade nas subidas, sem que o usuário tenha ordenado tal comportamento.

Um aspecto importante a ser considerado, é a imunidade do sistema de condução à interferência eletromagnética ou ruído de qualquer natureza. Entretanto, uma margem de segurança nas tensões dos motores seria adequada para impedir a modificação da direção e também da velocidade da cadeira por ruídos de alta intensidade que porventura estejam presentes no ambiente da cadeira. Este intervalo tanto poderia estar presente no software de controle do sistema como no hardware, através de comparadores por histerese, por exemplo.

A busca por trabalhos relacionados ao acionamento de cadeiras por sopro e sucção com certeza não foi esgotada, no entanto foi grande, e só foram encontradas quatro citações a este modo de condução, não permitindo assim, comparações com propostas similares.

## Capítulo 7

# Futuras Contribuições ao Trabalho

Como sugestões para trabalhos futuros, ficam a implementação de um sistema de controle automático para sincronizar e equiparar a velocidade das rodas, uma vez que na substituição do *joystick* por este sistema, perde-se a capacidade de corrigir a trajetória da cadeira tão logo necessário, como consequência, por exemplo, da diferença de inércia existente entre os sistemas mecânicos traseiros direito e esquerdo da cadeira.

Outra sugestão é a inclusão de sensores detectores de obstáculos e escadas, para garantir a segurança do usuário durante os deslocamentos, evitando colisões da cadeira de rodas com quaisquer obstáculos estáticos ou móveis do ambiente. A cadeira poderia automaticamente escolher outra direção se um objeto fosse detectado em seu caminho, ou parar seu movimento, quando se aproximar de uma escada. Seria conveniente estudar os vários tipos de sensores possíveis, como os indutivos, magnéticos, infravermelhos e de ultra-som, para evitar as deficiências de cada tipo. Considerando as vantagens e desvantagens de cada um deles, um conjunto de mais de um tipo deles seria o ideal, sem perder, contudo, o objetivo principal do trabalho: o baixo custo.

A fim de permitir que o usuário se aproxime de objetos de seu interesse, como entrar em elevadores, passar por portas ou seguir por corredores estreitos, uma chave poderá ser acionada para desativar os sensores de proximidade para que o sistema não reaja. O protótipo já está preparado para esta necessidade, possuindo, na sua unidade de condução, uma haste próxima à boca do usuário, que ao ser pressionada desliga os sensores de proximidade. Uma sinalização nesta unidade, alertaria para o estado de condução livre dos sensores, Figura 3.3. A velocidade da cadeira poderia ser reduzida, a fim de possibilitar a realização de movimentos seguros ao redor de tais objetos. O sensor de detecção de escadas nunca seria desligado.

A interface homem-máquina poderá ser projetada para funcionar pela intensidade do fluxo de ar (sopro e sucção), e não por pressão ou evento. O controle por fluxo de ar se constituiria numa inovação para este tipo de condução da cadeira. As cadeiras de rodas elétricas existentes com controle a ar, são controladas pela pressão, ao invés do seu fluxo (Hendrikson & Ruben, 2006). Entretanto, estudos deverão ser realizados para se certificar da conveniência deste tipo de controle, a fim de evitar a exaustão do condutor da cadeira.

Outra especificação de condução da cadeira poderá ser pensado. Por exemplo, utilizar sopro e sucção para manobrar a cadeira, fixando a velocidade por direção escolhida, melhorando a dirigibilidade da mesma. O modo de condução atual foi estabelecido como especificação do projeto.

Uma etapa essencial a ser realizada futuramente é a validação do sistema de condução pelos portadores de deficiências funcionais, através do desempenho de tarefas de condução em um curso de teste. Deverá ser desenvolvida uma pesquisa (questionário) para mensurar o grau de satisfação deles quanto à estética, conveniência e facilidade de uso da interface, além do desempenho da cadeira de rodas. Os resultados poderão ser usados para melhorar a utilidade, eficiência e a segurança do sistema. A fim de ser conclusivo, poderá ser feita uma comparação entre o sistema de sopro e sucção e a técnica de condução tradicional, que faz uso de um *joystick*.

## **Capítulo 8**

# **Publicações**

C. L. L. Ferreira. Cadeira de Rodas Controlada por Sopro e Sucção. Artigo no XVII Congresso Brasileiro de Automática, 2008, Juiz de Fora, MG. Anais eletrônicos do XVII CBA2008.

## Apêndice A

# Fluxograma

A fim de facilitar o entendimento, é apresentado primeiramente o fluxograma geral de funcionamento do sistema. Os quatro fluxogramas seguintes detalham o mesmo, e o último representa a lógica da função ATIVAR CADEIRA.

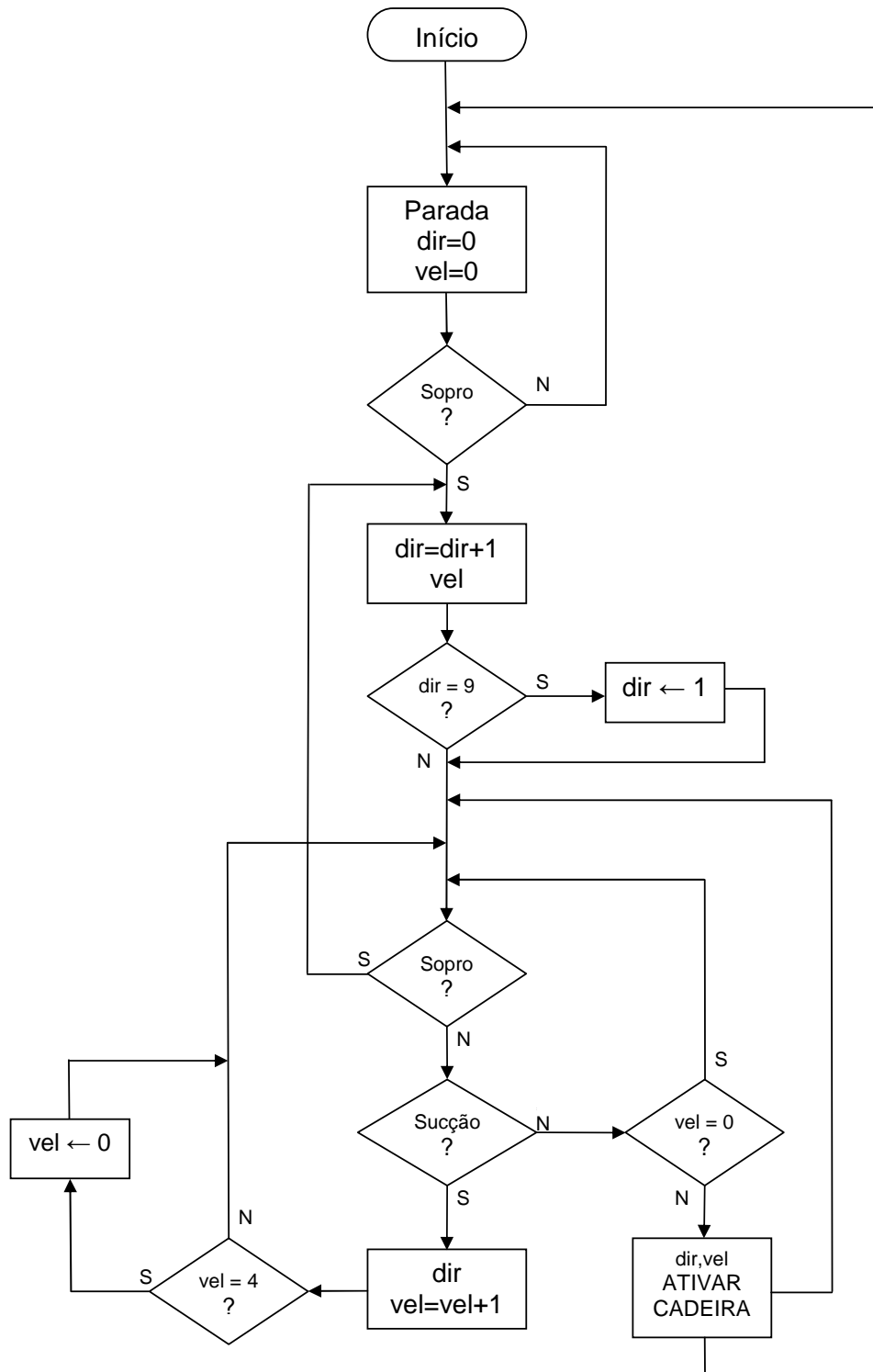
Ao energizar a cadeira, o sistema de condução entra no modo de repouso (direção e velocidade iguais a zero) e permanece neste estado até que algum sopro seja aplicado.

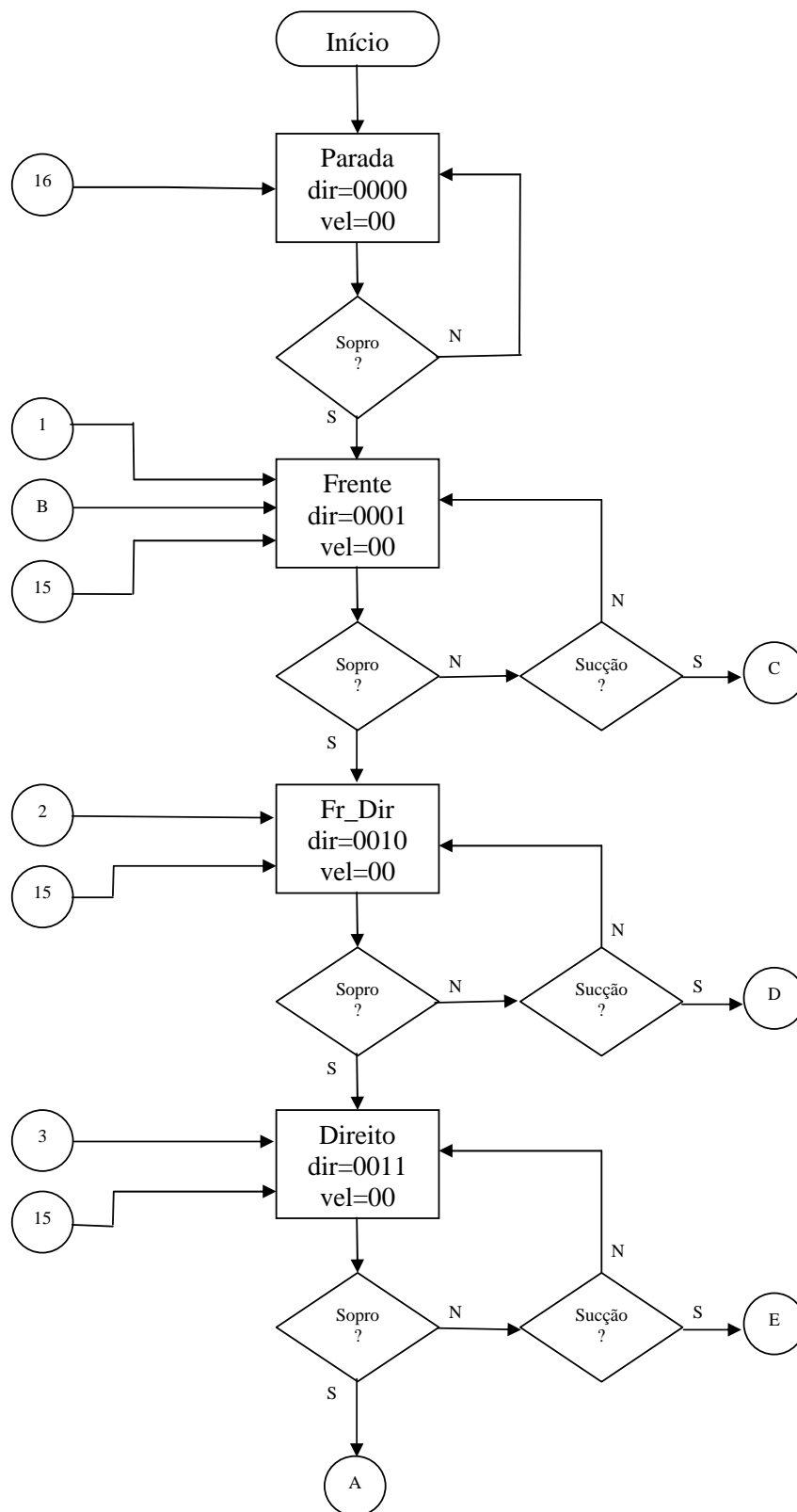
A direção é incrementada, então, de tantas unidades quantos forem os sopros aplicados, e a velocidade anterior não é alterada. Como são oito direções, quando o contador de direção atingir o valor nove, ele é reiniciado com o valor um.

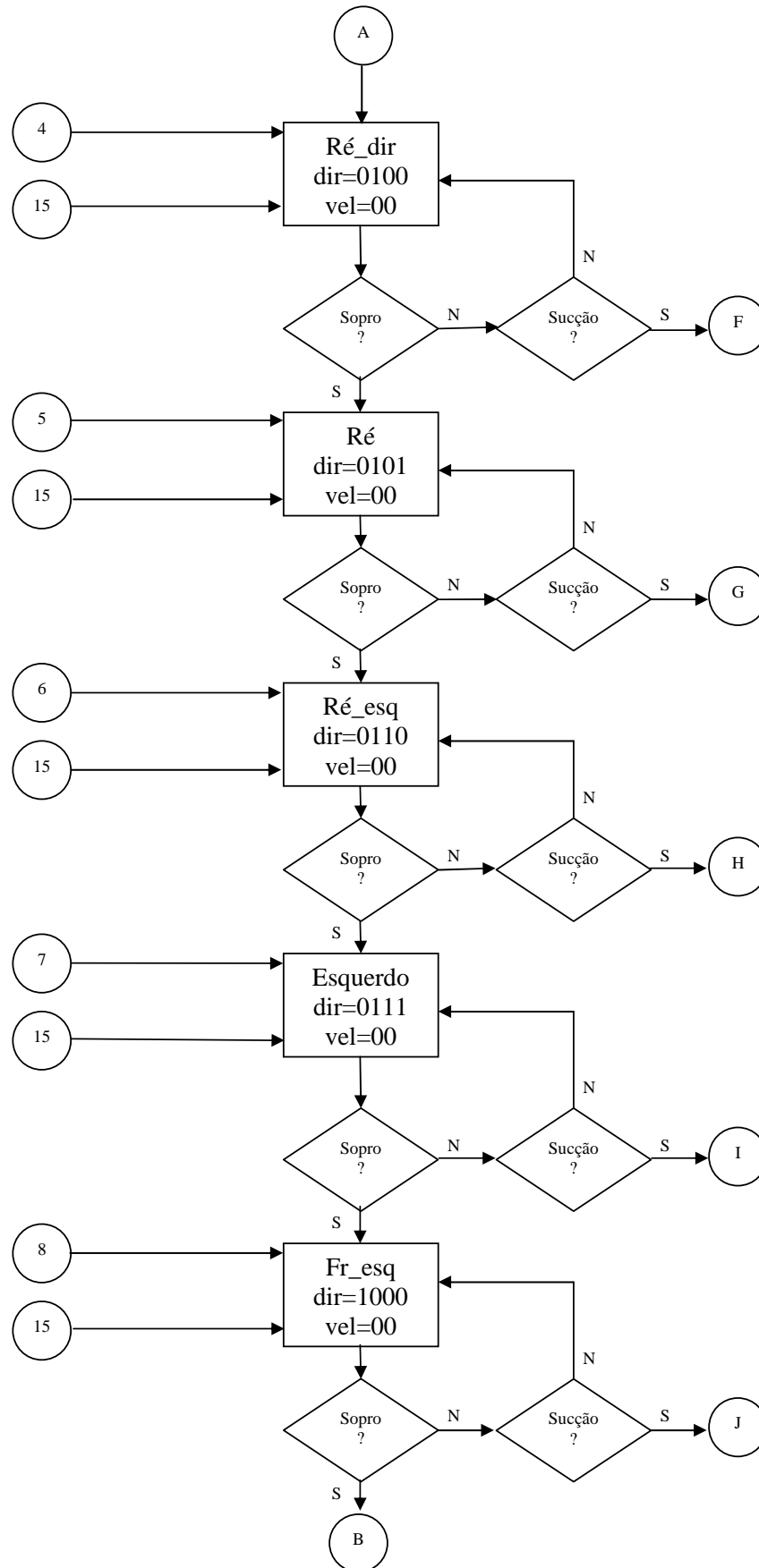
Ao dar sucções, o contador da velocidade é incrementado de uma unidade para cada sucção aplicada, mantendo a direção selecionada anteriormente. Como são três velocidades, toda vez que o contador chegar ao valor quatro, ele é reinicializado com o valor zero.

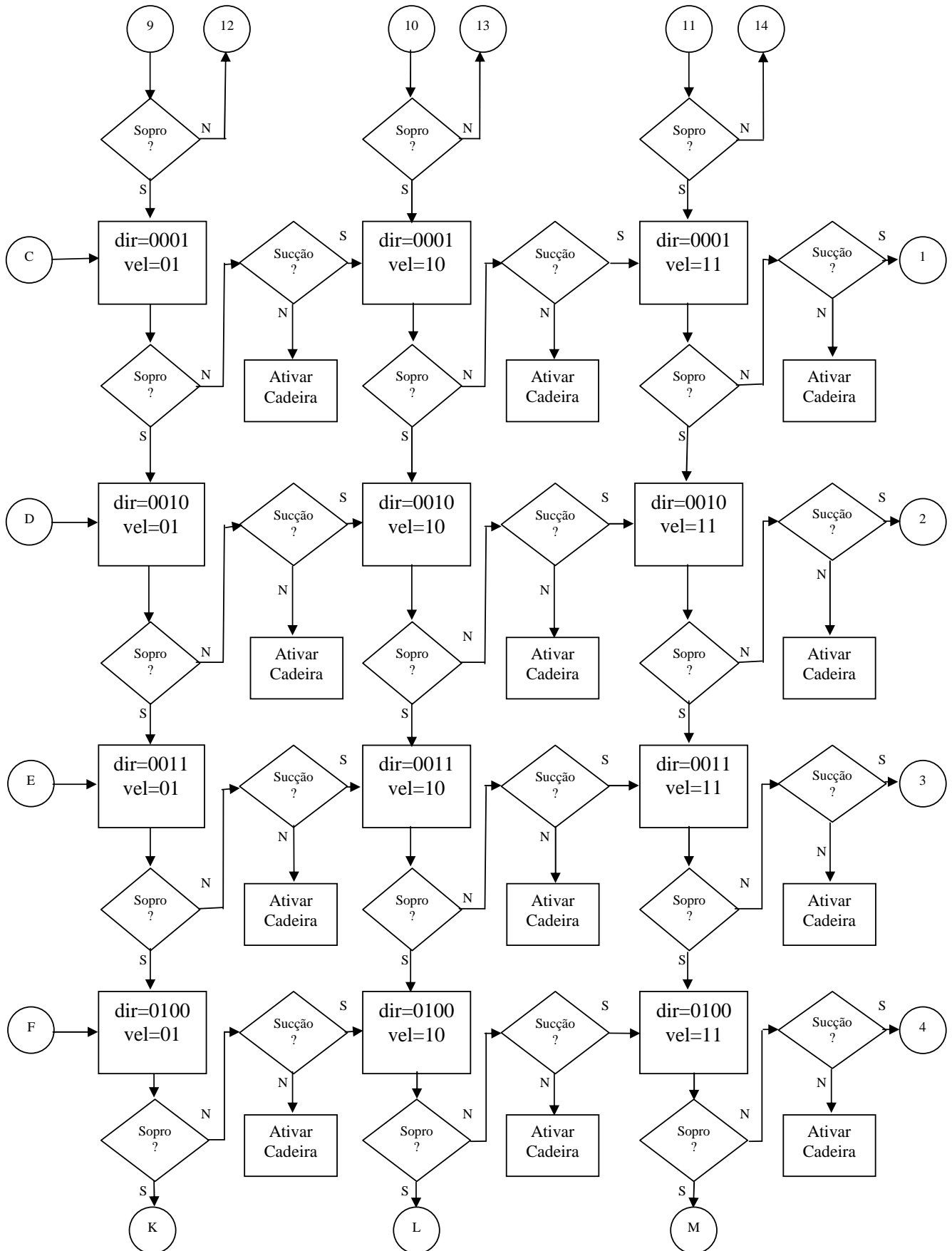
Após a seleção da direção e da velocidade, transcorrido o tempo para seleção, o sistema de controle ativa a movimentação da cadeira. Neste estado de condução, o sistema pode retornar ao estado de repouso ou ao estado de velocidade zero, mas com indicação de uma direção a seguir, reiniciando o processo de escolha de direção e velocidade.

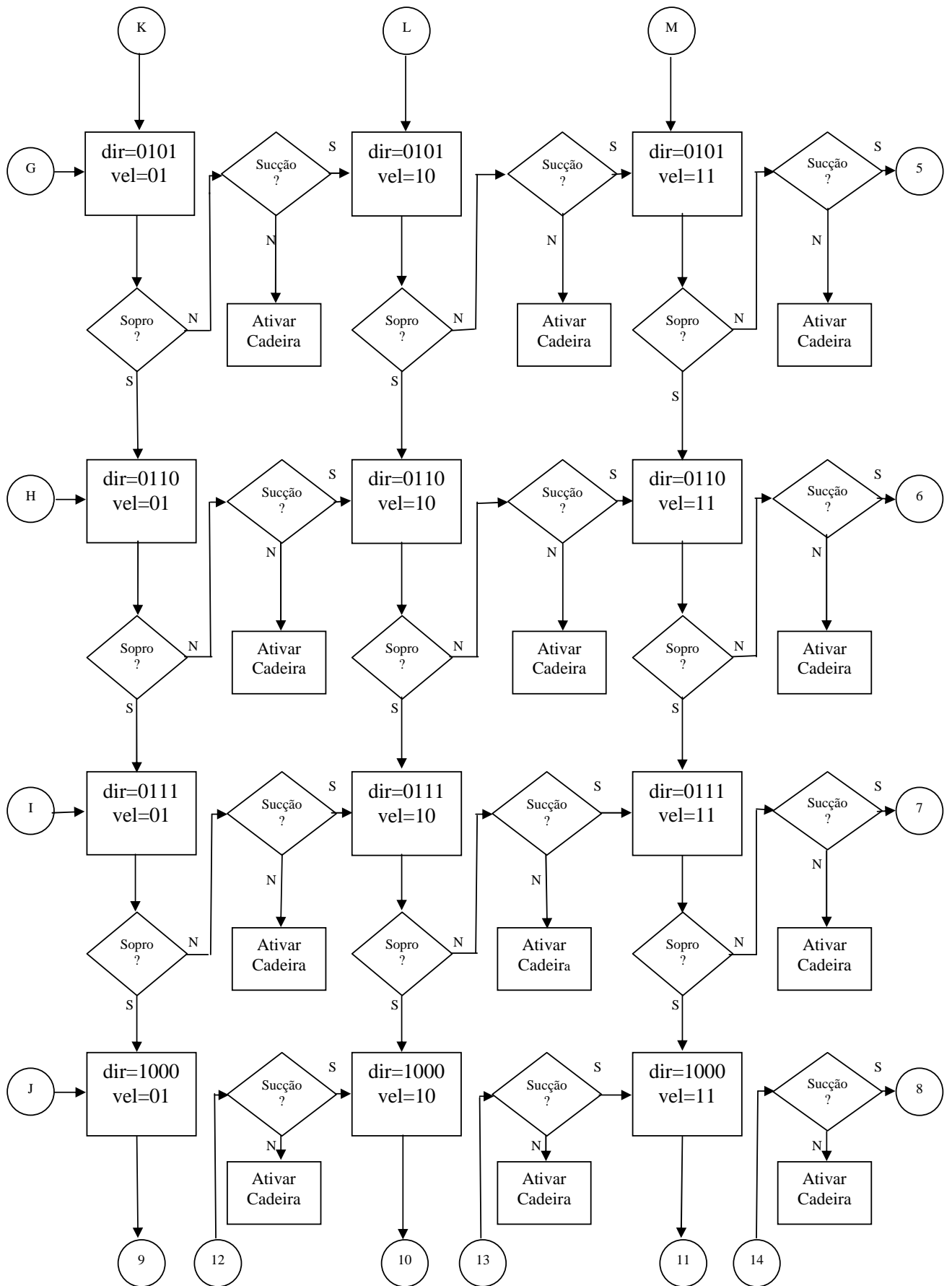


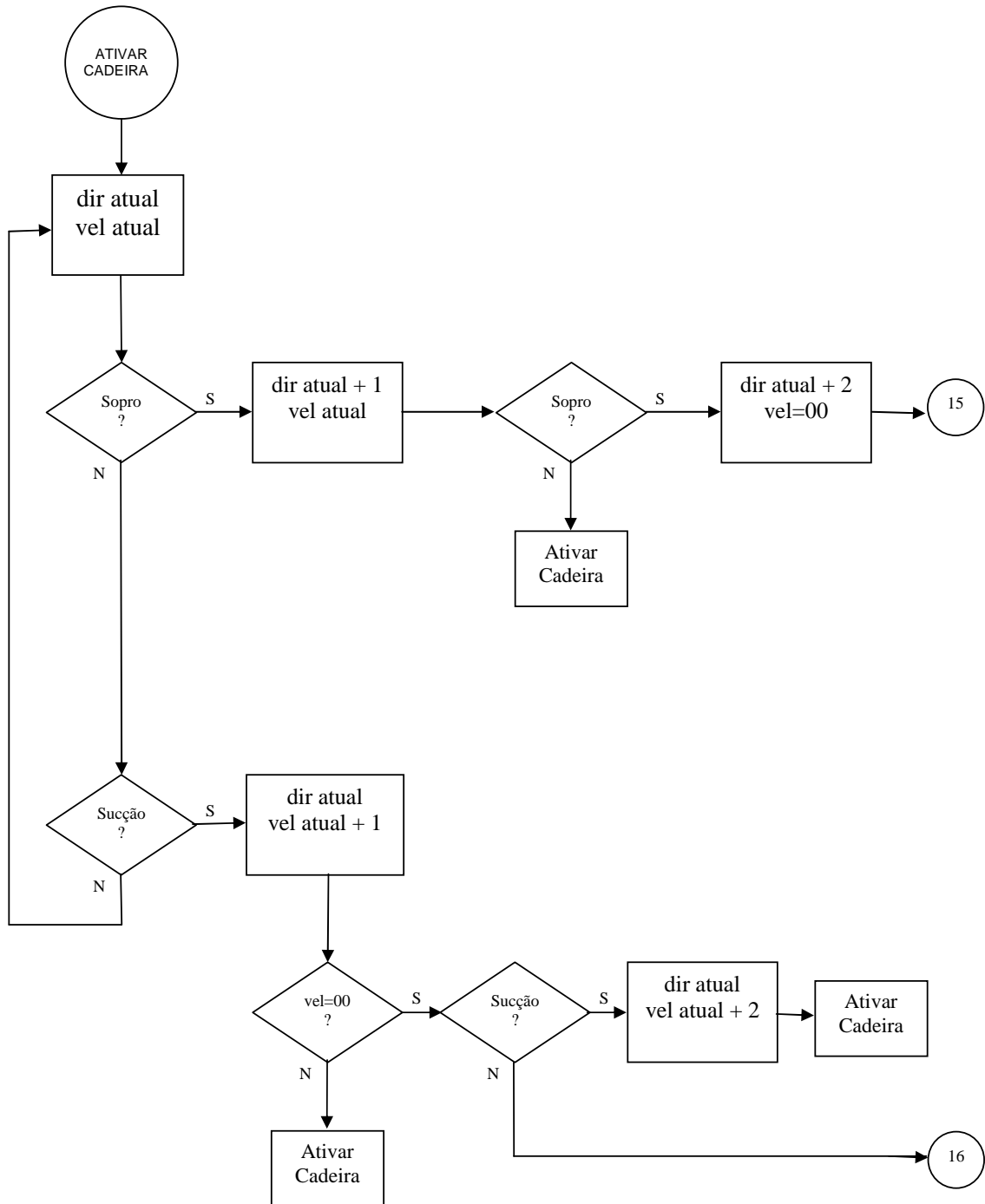












# Referências Bibliográficas

- Barea, R., Boquete, L., Mazo, M., & Lópes, E. (2002). System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography. volume 10.
- Bourhis, G., Horn, O., Habert, O., & Pruski, A. (2001). An autonomous vehicle for people with motor disabilities. volume 7, (pp. 20–28).
- Bourhis, G. & Pino, P. (1996). Mobile robotics and mobility assistance for people with motor impairments: Rational justification for the vahm project. volume 4, (pp. 7–12). IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering.
- Fioretti, S., Leo, T., & Longhi, S. (2000). A navigation system for increasing the autonomy and the security of powered wheelchairs. volume 8, (pp. 490–498). IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering.
- Guyton, A. & Hall, J. (2002). Tratado de fisiologia médica. Rio de Janeiro, Brazil. 10 edition, Guanabara Koogan Press.
- Hendrikson, W. & Ruben, S. (2006). The breath controlled wheelchair. Londrina, Paraná, Brazil. Final Project.
- Hsiao, C., Lee, M., Shen, Y., & Lai, F. (2004). A design of small-area automatic wheelchair. (pp. 1341–1345)., Taipei, Taiwan. IEEE International Conference on Networking, Sensing & Control.
- Huo, X., Wang, J., & Ghovanloo, M. (2007). A magnetic wireless tongue-computer interface. (pp. 322–326)., Hawaii, USA. IEEE EMBS on Neural Engineering. 3rd Inter. Conf.
- Krishnamurthy, G. & Ghovanloo, M. (2006). Tongue drive: A tongue operated magnetic sensor based wireless assistive technology for people with severe disabilities. (pp. 5551–5554)., Raleigh, NC, USA. Circuits and Systems, 2006. ISCAS 2006. Proceedings. 2006 IEEE International Symposium on.
- Kuruparan, J., Jayanthan, T., Ratheeskanth, V., Denixavier, S., & Munasinghe, S. (2006). Semiautonomous low cost wheelchair for elderly and disabled people. Moratuwa, Sri Lanka. University of Moratuwa.
- Mazo, M. & the Research Group of the SIAMO Project (2001). An integral system for assisted mobility. volume 7, (pp. 46–56).

- Mihailidis, A., Elinas, P., Boger, J., & Hoey, J. (2007). An intelligent powered wheelchair to enable mobility of cognitively impaired older adults: an anticollision system. volume 15, (pp. 136–143). IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.
- Min, J., Lee, K., Lim, S., & Kwon, D. (2002). Human-friendly interfaces of wheelchair robotic system for handicapped persons. (pp. 1505–1510)., Lausanne, Switzerland. IEEE/RSJ Inter. Conf. on Intelligent Robots and Systems.
- Nelson, P., Verburg, G., Gibney, D., & Korba, L. (1990). The smart wheelchair. a discussion of the promises and pitfalls. Washington, D.C. RESNA 13th Annu. Conf.
- Nunes, U., Fonseca, J., Almeida, L., Araújo, R., & Maia, R. (2003). Using distributed systems in real-time control of autonomous vehicles. volume 21, (pp. 271–281).
- Pino, P., Arnoud, P., & Brangier, E. (1998). A more efficient man/machine interface: fusion of the interacting telethesis and smart wheelchair projects. (pp. 41–45)., Adelaide, Austrália. Second International Conference on Knowledge-Based Intelligent Electronic Systems.
- Prassler, E., Scholz, J., & Fiorini, P. (2001). A robotic wheelchair for public environments. volume 7, (pp. 38–45).
- Sanada, I. (2006). Controle de motores dc por sopros localizados voltado à aplicação em cadeira de rodas. Londrina, Paraná, Brasil. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica).
- Schilling, K., Roth, H., Lieb, R., & Stutzle, H. (1998). Sensors to improve the safety for wheelchair users.
- Souza, D. (2003). Desbravando o pic. São Paulo, Brasil.
- Wakaumi, H., Nakamura, K., & Matsumura, T. (1992). Development of an automated wheelchair guided by a magnetic ferrite marker lane. volume 29, (pp. 27–34). Journal of Rehabilitation Reserch and Development.
- Yanco, H., Hazel, A., Peacock, A., Smith, S., & Wintermute, H. (1995). Initial report on wheelesley: a robotic wheelchair system. Montreal, Canada. Int. Joint Conf. Artificial Intell. Workshop on Developing AI Applicat. Disabled.
- Yoder, J., Baumgartner, E., & Skaar, S. (1994). Reference path description for an autonomous powered wheelchair. volume 3, (pp. 2012–2017)., San Diego, CA, USA. Inter. Conf.