Desenvolvimento de um Protótipo e de Metodologias de Controlo de uma Cadeira de Rodas Inteligente

Marcelo Roberto Petry

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores
Rua Roberto Frias, s/n, 4200-465 Porto, Portugal

Fevereiro de 2008

Desenvolvimento de um Protótipo e de Metodologias de Controlo de uma Cadeira de Rodas Inteligente

Marcelo Roberto Petry

Dissertação realizada no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, orientada pelo Professor Doutor Luís Paulo Reis.

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores
Rua Roberto Frias, s/n, 4200-465 Porto, Portugal

Fevereiro de 2008

Resumo

A dificuldade de certos grupos da sociedade de se integrarem ou mesmo de executarem as suas tarefas quotidianas tem servido de incentivo para uma nova área de investigação científica e tecnológica. De entre estes indivíduos, encontram-se os utilizadores de cadeiras de rodas portadores de patologias que também afectam a coordenação motora ou que restringem os movimentos dos braços. Tais pacientes encontram muita dificuldade na utilização de cadeiras de rodas tradicionais, sendo necessário o desenvolvimento de alternativas que diminuam sua dependência de outras pessoas. Como solução a este cenário, muita pesquisa e investigação tem sido realizada na adaptação de cadeiras de rodas, capacitando-as com percepção do ambiente e inteligência.

Neste trabalho será abordado a construção e o controlo de um protótipo de cadeira de rodas inteligente analisando a sua arquitectura de hardware, software e controladores de baixo nível para execução de deslocamentos básicos.

Sob a óptica do hardware implementado, o protótipo da cadeira de rodas inteligente é composto por um modelo comercial de cadeira de rodas eléctrica, sonares, *encoders*, placas de interface e um computador portátil. Em relação ao software, foi desenvolvida uma plataforma capaz de comunicar com as placas de interface, adquirir os dados dos sensores, controlar a cadeira e realizar a interface entre os comandos do utilizador e o controlo.

Com o objectivo de controlar a cadeira, no seguimento de trajectórias, foram desenvolvidas duas estratégias de controlo. A primeira é baseada na realimentação de estados e localização do robô no plano cartesiano, e a segunda é realizada directamente com as informações fornecidas pelos sonares.

Ensaios das medidas dos sensores e do controlo foram realizados e analisados. Através de seus resultados verificou-se que o protótipo é capaz de seguir trajectórias com grande precisão. O protótipo desenvolvido constitui deste modo uma base robusta e flexível para o desenvolvimento de uma Cadeira de Rodas Inteligente e para a realização de testes de novas formas de interacção e novas tecnologias.

Abstract

The problem faced by certain groups to join the society or even to complete daily tasks has created a new scientific research area. Among this people, there are wheelchair's patient witch pathologies that also affect arm's motion and motor coordination. These people find it very difficult to use traditional wheelchairs, independently, by manually controlling the devices. To solve this question, many research works have been developed to adapt electric wheelchairs qualifying them with environment perception and some intelligence.

This project describes the concept, design and control of an intelligent wheelchair prototype describing its hardware and software architectures, besides the design of the low-level controllers enabling basic displacements.

Under hardware analysis, the prototype is composed by a commercial electric wheelchair model, sonars, encoders, interface electronic boards and a notebook. Regarding the software, a platform was developed to communicate with the interface boards, acquire sonar data, control the wheelchair and interpret user inputs.

Aiming to control the wheelchair in path following tasks, two control strategies have been developed. The first is based on partial state feedback and wheelchair's location in the Cartesian frame, and the second employ a direct sonar-action coupling.

Test of the sensors and o trajectory tracking were performed and analyzed. Through these results it is confirmed that the prototype is capable to follow the designed path with great accuracy. The developed prototype is thus a robust and flexible base for the development of Intelligent Wheelchairs and may serve as a base for performing test to new interaction methodologies and new technologies.

Dedico esta dissertação aos meus queridos e dedicados pais Jacob P. Petry e Irene Petry

Para minha adorada namorada Eluana A. Gomes

E aos amigos que me acompanharam nesta jornada

“Foi o tempo que perdeste com a tua rosa, que fez a tua rosa tão importante.”

Antoine Saint Exupèry,“O Pequeno Príncipe”

Agradecimentos

Agradeço, sobretudo, a Deus pela oportunidade de vencer
mais uma etapa em minha vida;

Agradeço também a minha amada, Eluana A. Gomes, que com muita paciência e dedicação caminhou ao meu lado;

Agradeço aos meus pais pelo enorme apoio que tenho recebido e que sempre acreditaram nessa vitória;

E em especial aos meus orientadores,
Prof. Doutor Luís Paulo Reis e Prof. MSc. Rodrigo Antônio Marques Braga,
pelos conhecimentos por eles repassados e pela preocupação na realização deste.

Índice

1. Introdução 14

1.1 Enquadramento e Motivação 14

1.2 Objectivos 15

1.3 Estrutura da Dissertação 16

2. Cadeiras de Rodas Inteligentes 17

2.1 Principais projectos sobre CRIs 17

2.2 Requisitos Gerais 20

2.2.1 Adaptabilidade ao Indivíduo 20

2.2.2 Requisitos de Segurança 20

2.3 Funcionalidade 21

2.3.1 Detecção de Obstáculos 21

2.3.2 Sensores 21

2.3.3 Tratamento das Medidas dos Sensores 22

2.4 Desvio de Obstáculos 22

2.4.1 Desvio de Obstáculos Relativo 22

2.4.2 Desvio de Obstáculos Baseados em Mapas Locais 22

2.4.3 Soluções para o Controlo Compartilhado 22

2.5 Comportamento Baseado em Habilidades 23

2.6 Navegação 23

2.7 Interface Homem-Máquina 23

2.8 Conclusão 24

3. Arquitectura 25

3.1 Arquitectura de Hardware 25

3.1.1 Entradas do Utilizador 27

3.1.2 Sensores 28

3.1.3 Outros Dispositivos 29

3.2 Arquitectura de Software 30

3.2.1 Aplicativo Principal 31

3.2.2 Módulo de Hodometria 33

3.2.3 Módulo dos Sensores de Ultra-som 34

3.2.4 Módulo de Controlo 35
3.2.5 Módulo de Visão 36
3.2.6 Módulo de Interface com Joystick 37
3.2.7 Módulo de Interface com o Controlo de Cabeça 38
3.2.8 Módulo de Teclado Virtual 38
3.2.9 Módulo de Reconhecimento de Expressões Faciais 39
3.3 Conclusão 40

4. Controlo da Cadeira de Rodas 41
4.1 Introdução 41
4.2 Orientação 41
4.2.1 Restrições Não-Holonômicas 41
4.2.2 Cálculo das Velocidades Lineares de Cada Roda 42
4.2.3 Representação das Variáveis de Estado 43
4.2.4 Modelo Cinemático da Cadeira de Rodas 44
4.3 Controladores com Base na Posição (x,y) 45
4.3.1 Controlo por Seguimento de Recta 45
4.3.2 Seguimento de Ponto 46
4.3.3 Seguimento de Ângulo 48
4.4 Controlo por Seguimento de Parede 49
4.5 Restrições Aplicadas aos Sinais de Controlo 50
4.6 Conclusão 51

5. Testes e Resultados 52
5.1 Teste dos Sensores de Sonar 52
5.1.1 Descrição do Teste dos Sensores de Ultra-som 53
5.1.2 Resultados 54
5.1.3 Conclusões dos Testes 58
5.2 Teste do Sistema de Hodometria 60
5.2.1 Rotação de 360º 60
5.2.2 Deslocamento em Linha Recta 62
5.2.3 Circuito Fechado 63
5.3 Testes de Controlo 65
5.3.1 Seguimento de Recta 65
5.3.2 Rotação 66

6. Conclusões e Perspectivas de Desenvolvimento 69

Referências Bibliográficas **71**

Lista de Figuras

FIGURA 3.1 GRUPOS FUNCIONAIS DOS ELEMENTOS DE HARDWARE DA CRI.....26
FIGURA 3.2 ARQUITECTURA DE HARDWARE DESENVOLVIDA NO PROTÓTIPO DA CRI. 26
FIGURA 3.3 MONTAGEM DOS SONARES E DOS ENCODERS NA CADEIRA DE RODAS 29
FIGURA 3.4 MONTAGEM DAS PLACAS ELECTRÓNICAS DE INTERFACE.....30
FIGURA 3.5 IMAGEM FINAL DO PROTÓTIPO DA CRI.....30
FIGURA 3.6 MÓDULOS DA PLATAFORMA DE SOFTWARE.....31
FIGURA 3.7 APLICATIVO PRINCIPAL DA ARQUITECTURA DE SOFTWARE.....32
FIGURA 3.8 CONCEITO DA PLATAFORMA DE SOFTWARE PARA CRIS.....33
FIGURA 3.9 DETALHES DO MÓDULO PRINCIPAL QUE CONTÉM AS INFORMAÇÕES DE HODOMETRIA: (A) HODOMETRIA CALCULADA ATRAVÉS DOS ENCODERS, (B) HODOMETRIA FORNECIDA PELO SIMULADOR.....34
FIGURA 3.10 JANELA DE CONFIGURAÇÕES DOS SONARES.....35
FIGURA 3.11 JANELA DE CONFIGURAÇÃO DO CONTROLO DE MODO AUTOMÁTICO.....36
FIGURA 3.12 JANELA DE CONFIGURAÇÃO DO MÓDULO DE VISÃO 36
FIGURA 3.13 TELA DO MÓDULO DE INTERFACE COM O JOYSTICK USB 37
FIGURA 3.14 MÓDULO DE INTERFACE COM O CONTROLO ATRAVÉS DE MOVIMENTOS DA CABEÇA 38
FIGURA 3.15 MÓDULO DE TECLADO VIRTUAL.....39
FIGURA 3.16 MÓDULO DE RECONHECIMENTO DE EXPRESSÕES FACIAIS: IMAGEM ORIGINAL, SEGMENTAÇÃO DE CORES, LOCALIZAÇÃO DA FACE E LOCALIZAÇÃO DOS CONTORNOS.....40
FIGURA 4.1 REPRESENTAÇÃO DE UM ROBÔ NÃO-HOLONÔMICO 42
FIGURA 4.2 REPRESENTAÇÃO DOS VECTORES DAS VELOCIDADES DAS RODAS DA CADEIRA.....43
FIGURA 4.3 REPRESENTAÇÃO DOS VECTORES VELOCIDADE NO CENTRO DE MASSA C DE UM ROBÔ MÓVEL NÃO-HOLONÔMICO. 44
FIGURA 4.4 REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO CONTROLADOR PARA SEGUIMENTO DE RECTA 45
FIGURA 4.5 REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO CONTROLADOR PARA SEGUIMENTO DE PONTO 47
FIGURA 4.6 REPRESENTAÇÃO DAS VARIÁVEIS CONSIDERADAS NO CONTROLO POR SEGMENTO DE ÂNGULO.....48

FIGURA 4.7 REPRESENTAÇÃO DA UTILIZAÇÃO DOS SONARES LATERAIS PARA O SEGUIMENTO DE PAREDES.....50

FIGURA 5.1 BASE DE TESTES PARA OS SENSORES DE ULTRA-SOM.....52

FIGURA 5.2 FOLHA CONTENDO AS MARCAÇÕES DE DISTÂNCIA E ÂNGULO UTILIZADA PARA O TESTE DOS SONARES.....53

FIGURA 5.3 EXEMPLO DE POSICIONAMENTO DE OBSTÁCULOS PARA O TESTE DOS SENSORES DE ULTRA-SOM.....54

FIGURA 5.4 TESTE DO SENSOR DE ULTRA-SOM COM OBSTÁCULO DE LARGURA 'INFINITA'.....55

FIGURA 5.5 TESTE DO SENSOR DE ULTRA-SOM COM OBSTÁCULO RECTANGULAR DE 15 CM DE LARGURA.....55

FIGURA 5.6 TESTE DO SENSOR DE ULTRA-SOM COM OBSTÁCULO RECTANGULAR DE 10 CM DE LARGURA.....56

FIGURA 5.7 TESTE DO SENSOR DE ULTRA-SOM COM OBSTÁCULO RECTANGULAR DE 5 CM DE LARGURA.....57

FIGURA 5.8 TESTE DO SENSOR DE ULTRA-SOM COM OBSTÁCULO CILÍNDRICO COM DIÂMETRO DE 11 CM.....57

FIGURA 5.9 APROXIMAÇÃO CÚBICA PARA ENTRE AS MEDIDAS DO SONAR E AS MEDIDAS REAIS PARA TODOS OS OBSTÁCULOS.....58

FIGURA 5.10 POSICIONAMENTO DOS SONARES EM VOLTA DA CADEIRA DE RODAS.....59

FIGURA 5.11 RESULTADOS DOS TESTES DE HODOMETRIA: ROTAÇÃO DE 360º NO SENTIDO ANTI-HORÁRIO.....60

FIGURA 5.12 RESULTADOS DOS TESTES DE HODOMETRIA: ROTAÇÃO DE 360º NO SENTIDO HORÁRIO.....61

FIGURA 5.13 RESULTADOS DOS TESTES DE HODOMETRIA: COMPARATIVO ENTRE OS SENTIDOS DE ROTAÇÃO.....61

FIGURA 5.14 RESULTADOS DOS TESTES DE HODOMETRIA: COMPARAÇÃO ENTRE OS DESLOCAMENTOS EM LINHA RECTA DE 5M, 10M E 15M.....62

FIGURA 5.15 RESULTADOS DOS TESTES DE HODOMETRIA: PERCURSO REALIZADO NO TESTE DE CIRCUITO FECHADO EM COORDENADAS CARTESIANAS.....63

FIGURA 5.16 RESULTADOS DOS TESTES DE HODOMETRIA: PERCURSO REALIZADO NO TESTE DE CIRCUITO FECHADO EM FUNÇÃO DO ÂNGULO DE ORIENTAÇÃO.....64

FIGURA 5.17 RESULTADOS DOS TESTES DE HODOMETRIA: POSIÇÃO FINAL DO PONTO DE REFERÊNCIA DA CADEIRA DE RODAS CIRCUITO FECHADO.....65

FIGURA 5.18 RESULTADO DOS TESTES DE CONTROLO: DESLOCAMENTO DE 5M EM LINHA RECTA 66

FIGURA 5.19 RESULTADO DOS TESTES DE CONTROLO: DESLOCAMENTO DE 10M EM LINHA RECTA 66
FIGURA 5.20 RESULTADOS DOS TESTES DO CONTROLO: ROTAÇÃO DE 360º EM SENTIDO HORÁRIO 67
FIGURA 5.21 RESULTADOS DOS TESTES DO CONTROLO: ROTAÇÃO DE 360º EM SENTIDO ANTI-HORÁRIO 67
FIGURA 5.22 RESULTADOS DOS TESTES DO CONTROLO: COMPARATIVO ENTRE OS SENTIDOS DE ROTAÇÃO.....68

Lista de Tabelas

TABELA 1 RESUMO DOS PROJECTOS DE CADEIRAS DE RODAS INTELIGENTES 17
TABELA 2 RESULTADOS DOS TESTES DE HODOMETRIA: COMPARAÇÃO ENTRE OS ERROS PERCENTUAIS NOS EIXOS X E Y RELATIVOS AO DESLOCAMENTO TOTAL 62

Capítulo 1

1. Introdução

1.1 Enquadramento e Motivação

Segundo dados das Nações Unidas (UN) e da Organização Mundial de Saúde (WHO), 10% da população mundial (representando cerca de 650 milhões de pessoas) vivem com algum tipo de deficiência, sendo que destes 20% se encontram com deficiência física. Segundo essas fontes, este número tem crescido devido a factores relacionados ao aumento da população mundial e seu envelhecimento, degradação ambiental, subnutrição e o surgimento de condições de saúde crónicas. As causas mais comuns de diminuição da capacidade e deficiência física incluem doenças cardiovasculares, diabetes, câncer e SIDA, além de danos ocasionados por acidentes de trânsito, guerras, quedas, minas terrestres e defeitos de nascença [World Health Organization, 2005] [World Health Organization, 2006].

Dada sua alta proporção, essa parcela da população tem ganho força e atraído cada vez mais a atenção de organismos internacionais de saúde pública, movimentos de inclusão social, universidades e empresas interessadas em desenvolver e adaptar produtos. A tendência actual reflecte o aumento da procura de serviços de saúde e reabilitação para pessoas com deficiência, inserindo grupos de idosos e deficientes que até então se encontravam a margem da sociedade. De entre outras medidas, se faz necessário o desenvolvimento de soluções tecnológicas para que estes grupos conquistem certo grau de independência na realização das tarefas quotidianas.

E nesse aspecto, mobilidade é uma característica chave, independente da idade do indivíduo. Crianças sem um senso de movimentação próprio e seguro são abdicadas de importantes oportunidades de desenvolvimento, possuindo grandes desvantagens em relação a outras crianças. Adultos que perdem seus meios independentes de locomoção se tornam menos suficientes, podendo manifestar uma auto-imagem negativa em si próprio. Essa perda de mobilidade acaba por acrescentar novos obstáculos na busca de objectivos vocacionais e pessoais [Simpson, 2005].

Embora a solução para grande parte dos pacientes com mobilidade reduzida se traduza no uso de simples cadeiras de rodas motorizadas, a mesma não pode ser adoptada em pacientes com grau de deficiência elevado. A extrema dificuldade destas pessoas em manobrar as cadeiras de rodas motorizadas tem sido documentada em diversos casos de estudo, evidenciando a existência de uma população de pacientes para os quais a mobilidade é severamente limitada, quando não impossível, dadas as actuais interfaces de controle das cadeiras de rodas motorizadas existentes no mercado. Uma investigação feita em pacientes que foram submetidos a algum tipo de treino em cadeiras de rodas indica que 9 a 10 por cento dos pacientes que relataram extrema dificuldade (ou impossibilidade) de realizar suas tarefas diárias. Esse número sobe para até 40 porcento quando questionados sobre tarefas específicas de manobra e condução. Segundo os relatores da investigação, cerca de metade dos pacientes que apresentaram incapacidade de controlar a cadeira de rodas através dos métodos convencionais seriam beneficiados caso fosse implementado algum sistema autónomo de navegação [Fehr, Langbein e Skaar 2000].

Apesar de diversas abordagens e soluções propostas, a maioria dos projectos necessitam de mudanças substanciais nas cadeiras de rodas, impossibilitando a sua utilização em ambientes hospitalares, interferindo na utilização normal da cadeira de rodas e causando um impacto visual, tão grande, que acaba por criar uma barreira na sua utilização pelos pacientes.

1.2 Objectivos

Os principais objectivos deste trabalho estão relacionados com o estudo e construção de uma Cadeira de Rodas Inteligente (CRI), baseada na adaptação de uma cadeira de rodas comercial, com flexibilidade de hardware e na implementação de um sistema sensorial, de controlo e de metodologias de navegação. Além desses, outro factor fundamental considerado no projecto é a minimização nas modificações das características estéticas da cadeira de rodas, garantindo o bem-estar do paciente quanto a utilização do equipamento.

As principais contribuições deste trabalho são:

- Desenvolvimento de um sistema de hardware flexível, possibilitando que o mesmo seja aplicado em cadeiras de rodas de outros modelos e fabricantes com o mínimo de modificações necessárias;
- Projecto de um software que sirva como plataforma unindo três modos de operação: real, simulado e realidade aumentada, com o objectivo de controlar, testar, prever e simular o comportamento das CRIs.

- Implementação de metodologias de controlo de baixo nível que sirvam de base para o desenvolvimento dos níveis de controlo estratégico e táctico.

1.3 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação encontra-se estruturada em seis capítulos dos quais, o primeiro é composto por esta introdução ao trabalho.

No segundo capítulo é apresentado uma compilação dos trabalhos sobre cadeiras de rodas inteligentes, com um enfoque comparativo sobre as características de cada projecto e as ferramentas utilizadas como solução. Relativo aos projectos, também é apresentada uma tabela que descreve os sensores utilizados e a descrição dos principais projectos da área.

No terceiro capítulo encontram-se descritas as arquitecturas de hardware e software implementadas. Nos primeiros sub capítulos encontram-se especificadas as adaptações necessárias na cadeira de rodas, os sensores utilizados, interface e a construção do protótipo. Por fim, é apresentada a plataforma de software desenvolvida para gerir as informações de entrada, relativas ao ambiente e aos comandos do utilizador, e de saída, resposta à excitação do sistema.

No capítulo quatro, é apresentado o cálculo para o sistema de localização do veículo e as características e restrição relativas ao controlo. Também estão descritos neste capítulo os quatro algoritmos de controlo implementados no sistema.

No quinto capítulo encontra-se a descrição do processo de testes e resultados dos sensores de ultra-som, do sistema de hodometria e dos testes do controlo automático da cadeira de rodas.

O último capítulo contém as conclusões gerais do trabalho, analisa os seus principais resultados, e apresenta algumas perspectivas de desenvolvimentos futuros.

Capítulo 2

2. Cadeiras de Rodas Inteligentes

Nos últimos anos, muito se tem investigado sobre cadeiras de rodas inteligentes e sistemas de apoio a pessoas com deficiência física. Somente no ano de 2006, mais de trinta publicações sobre o assunto foram publicadas na associação tecnológica IEEE. Neste capítulo é apresentado uma descrição de projectos desenvolvidos neste campo de estudo, que serviram de referência para o desenvolvimento deste dissertação. Primeiramente o tema será introduzido com a apresentação de uma tabela contendo a descrição básica de diversos projectos de CRIs, para posteriormente serem discutidas suas principais funcionalidades e requisitos.

2.1 Principais projectos sobre CRIs

A Tabela 1 apresenta uma visão geral dos principais projectos sobre cadeiras de rodas inteligentes, contendo uma breve descrição sobre os objectivos propostos e dos sensores utilizados por cada grupo de investigação.

Tabela 1 Resumo dos projectos de cadeiras de rodas inteligentes

Projecto	Sensores	Descrição
CPWNS [Yoder, Baumgartner e Skaar 1996]	Visão, hodometria	Reproduz rotas que são ensinadas ao sistema através da direcção manual da cadeira de rodas entre o ponto inicial e o final.
The inteligent Wheelchair [Gribble, et al. 1998]	Visão, infravermelhos, Sonar	Navegação autónoma através do reconhecimento de marcas artificiais no chão.

Inteligent Wheelchair System [Murakami, et al. 2001]	Visão, sonar, detecção de expressões faciais	O utilizador comanda a cadeira de rodas através de reconhecimento de expressões faciais. A resposta da cadeira se adapta ao ambiente a que está inserida.
INRO [Schilling, et al. 1998]	GPS, sonar, detecção de aclive	Possui navegação autónoma e protecção da cadeira de rodas.
LOUSON III [Tse e Luo 2000]	Visão, sonar, giroscópio, compasso	Controlo compartilhado com o paciente e seguimento de alvo.
MAid [Prassler, Scholz e Fiorini 2001]	Sonar, infravermelho, Scanner Laser, hodometria	O comportamento semi-autónomo fornece a solução para tarefas específicas, como entrar em uma casa de banho. No modo automático a cadeira navega até o objectivo determinado pelo utilizador.
OMNI [Borgolte, et al. 1998]	Sonar, infra-vermelhos, sensor de toque, hodometria	Possui modos de operação que solucionam tarefas específicas e um modo de desvio de obstáculos.
RobChair [Pires e Nunes 2002]	Sonar, infra-vermelho, sensor de toque	Possui modo de desvio de obstáculos.
Rolland [Roefer e Lankenau 2000]	Visão, sonar, infravermelhos, sensor de toque, hodometria	Monitora e aprende as características do ambiente enquanto navega, para que possa planear trajectórias. Também aprende o desvio a obstáculos através de treinamento.
SENARIO [Katevas, et al. 1997]	Sonar, hodometria	Navegação com controlo compartilhado e navegação autónoma.
Sirus [Balcells, et al. 2002]	Sonar, hodometria	Desvio de obstáculos e reprodução de rotas armazenadas.
Smart Wheelchair [Nisbet, et al. 1995]	Seguimento de linhas, sensor de toque	Utilizada como ajuda no treinamento de mobilidade. Segue

		linhas e move-se para trás quando colide com objectos.
Smart Wheelchair [Seki, et al. 2000]	Sinal de rádio	Determina sua localização pelo tempo de voo. Possui navegação autónoma mas não desvio de obstáculos.
Tetra Nauta [Balcells e Gonzalez 1998]	Visão, sonar, Infravermelhos,	Navegação autónoma através do seguimento de marcas artificiais no solo.
VAHM [Bourhis, et al. 2001]	Sonar, Infravermelhos, hodometria	Oferece navegação autónoma através de mapas internos e navegação semi-autónoma no qual a VAHM desvia de obstáculos e segue paredes.
Wheelesley [Yanco 1998]	Visão, sonar, Infravermelhos	Possui navegação assistida baseada em visão.
Autonomous Wheelchair [Madarasz, et al. 1986]	Visão, Scanner Laser	Navegação autónoma através de um mapa interno em ambientes tumultuados.
ACCoMo [Hamagami e Hirata 2004]	Antena RFID, Infravermelhos	Desvio de obstáculos e navegação autónoma através de mapas de ambientes internos. Apresenta também comportamento cooperativo com outras cadeiras e colaborativo com o utilizador.
Tim Man I [Miller e Slack 1995]	Sonar, Infravermelhos, hodometria, sensor de toque, bússola	Projectado para operar em três modos de operação: controlo humano com desvio de obstáculos, seguimento de linhas e movimentação a determinado ponto (x,y).
Tim Man II [D. Miller 1998]	Sonar, Infravermelhos, hodometria, sensor de toque, bússola	Evolução do projecto Tim Man I. Nesta versão foram agregadas funcionalidades como seguimento de parede, passagem através de

	portas, regresso a posição inicial, backup e docking.

Verifica-se a existência de diversos projectos com o objectivo de desenvolver Cadeiras de Rodas Inteligentes. Conclui-se também a diversidade dos projectos, incluindo sensores e actuadores distintos e mecanismos distintos de interacção com o utilizador.

2.2 Requisitos Gerais

Duas grandes preocupações que devem ser levadas em consideração no projecto de cadeiras de rodas inteligentes são a sua adaptabilidade ao indivíduo e o preenchimento de requisitos de segurança.

2.2.1 Adaptabilidade ao Indivíduo

A fim de ter a oportunidade e ser aceita por seus potenciais utilizadores, uma cadeira de rodas deve se adaptar as individualidades de cada pessoa. Especialmente no contexto de apoio a pessoas deficientes, o foco deve ser como as habilidades que o paciente possui podem ser complementadas. Como consequência, as investigações e a indústria não se concentram em desenvolver sistemas autónomos completos, mas sim, cadeiras de rodas semi-autónomas. Estes robôs são capazes de executar certas tarefas de forma autónoma, mas em outras tem que confiar nas habilidades e experiência do operador humano. Deste modo, uma cadeira de rodas inteligente é um sistema altamente interactivo, controlado em conjunto entre o paciente e o software do robô. Esta é a razão pela qual o projecto de uma interface homem-máquina é um aspecto chave no desenvolvimento de uma CRI.

2.2.2 Requisitos de Segurança

O mau funcionamento de robôs de serviço geral e robôs de reabilitação, em operações de contacto com seres humanos, poderia causar danos severos às pessoas. Por essa razão, tais robôs devem ser considerados como sistemas críticos de segurança. Para CRIs esta classificação é ainda mais aceitável devido ao transporte de pessoas que frequentemente dependem completamente do comportamento correcto do sistema. Caso, por exemplo, um deficiente operando uma CRI dá ao veículo instruções de ir a farmácia, uma execução confiável do comando deve ser considerado um sistema de vida crítico e falhas não seriam uma opção.

Poucos grupos se empenham na questão de como projectar uma cadeira de rodas segura. Por exemplo, o projecto Rolland visa aplicar métodos formais como técnicas de análise

de risco [Roefer e Lankenau 2000] e modelos de verificação para definir requisitos de segurança no sistema, provar que estes requisitos foram preenchidos e tratar do sistema de controlo compartilhado [Borgolte, et al. 1998].

2.3 Funcionalidade

A variedade de funcionalidades necessárias é tão grande quanto a quantia de deficiências diferentes. Uma CRI tem que funcionar de modo seguro e robusto em seu ambiente natural. Não é aceitável que este ambiente seja completamente reconstruído em razão de deixar a cadeira operar como pretendido por seu desenvolvedor. A manutenção e configuração devem ser tão intuitivas quanto possível, pois estes serão tratados pela equipe de reabilitação e não por especialistas em robótica. Nas secções seguintes será apresentado uma breve descrição das habilidades relevantes desenvolvidas até o momento.

2.3.1 Detecção de Obstáculos

Se por um lado a qualidade da detecção de obstáculos é uma questão de qualidade dos sensores utilizados, por outro lado é uma questão de interpretação, representação e processamento dos dados fornecidos pelos sensores.

2.3.2 Sensores

Todo o projecto rastreia o deslocamento do veículo através do processamento da velocidade e direcção de seu movimento, os quais são fornecidos por encoders externos acoplados ao eixo das rodas ou pela electrónica interna da cadeira. Em contraste a isso, o emprego de sensores de proximidade pode variar significativamente. O emprego de sonares é muito comum para esta tarefa. Geralmente são montados em anel ao redor da cadeira (SENARIO, Rolland), e algumas vezes cobrem somente a dianteira do veículo (NavChair, INRO). Sensores de infra-vermelho também são comummente empregados (RobChair, Wheelesley). Devido ao seu custo elevado, scanners laser são raramente utilizados (MAid).

Dentre os sensores passivos são frequentemente empregados os sensores de toque, os quais fornecem um sinal binário informado se estão ou não em contacto com um obstáculo (Deictic, Wheelesley, TAO). Outros sensores passivos são as câmaras de vídeo, que também podem ser utilizadas para estimar distâncias de objectos adjacentes quando utilizados sistemas de visão estéreo (TAO, Deictic) ou fazendo uso do fluxo óptico. Câmaras também são utilizadas para detectar buracos ou escadarias, determinando a variação da forma do raio laser na imagem (INRO, Senario).

2.3.3 Tratamento das Medidas dos Sensores

Quase todo projecto implementa um método para prevenir colisões, a proposta primária para o sensor de proximidade é permitir que o software de controlo pare em tempo, caso um obstáculo esteja perigosamente próximo a cadeira. Somente em TAO é empregado uma acção directa do sensor e os dados armazenados pelo sistema sensorial não são armazenados. A maioria dos outros projectos mantém um mapa local de obstáculos para armazenar as leituras do sensor (NavChair, Senario, Rolland).

2.4 Desvio de Obstáculos

Para assegurar uma viagem segura, uma cadeira de rodas inteligente tem que possuir uma habilidade de desvios de obstáculos confiável. Entretanto, há várias interpretações diferentes sobre o significado de "desvio de obstáculos" entre os diversos projectos.

2.4.1 Desvio de Obstáculos Relativo

A abordagem puramente reactiva é apresentada exclusivamente pelo projecto apresentado em TAO. Como mencionado, os motores são accionados directamente pela leitura dos sensores. Caso o paciente não aceite a decisão do sistema autónomo, ele pode sobre escrever o comando através de um movimento contrário no joystick.

2.4.2 Desvio de Obstáculos Baseados em Mapas Locais

A abordagem de desvio de obstáculos mais comum é a baseada em mapas. Pelo armazenamento das leituras mais recentes dos sensores, uma detecção de objecto mais confiável é assegurada. Outra abordagem é denominada de "Vector Field Histogram" utilizada pelo projecto NavChair. Este método encontra um ajuste entre a direcção objectivo do utilizador e a melhor direcção (no que diz respeito ao caminho que se espera que seja livre de colisão).

2.4.3 Soluções para o Controlo Compartilhado

O controlo compartilhado trás um problema sempre que o operador humano e o sistema técnico estão juntamente no comando do controlo. A abordagem de desvios de obstáculos utilizada em NAvChair e em Rolland dão atenção ao problema do controlo compartilhado visto que consideram a intenção do utilizador com tendência de direcção de deslocamento. Em Rolland, por exemplo, a direcção indicada pelo joystick é

projectada no mapa local de obstáculos a fim de decidir sobre qual lado do obstáculo a cadeira deveria passar.

2.5 Comportamento Baseado em Habilidades

A interface homem-máquina utilizadas nos projectos de cadeiras de rodas possibilitam o utilizador instruir o robô em um nível significativamente mais abstracto que um operador de uma cadeira de rodas eléctrica. Este é o caso das instruções dadas através do reconhecimento de face, em que o paciente pode, através de uma sequência de expressões, determinar comandos de alto nível que o levem directamente a casa de banho (ao invés de dar comandos para andar a frente, girar, etc.). Além do mais, diversos projectos implementaram várias habilidades locais de navegação, como seguimento de parede, rastreamento de objectos, giros sobre seu eixo e passagem por portas.

2.6 Navegação

O requisito básico para a navegação é uma técnica de localização que funcione correctamente. Fornecer métodos de auto-localização que trabalhem em ambientes que não sejam necessariamente conhecidos previamente é um desafio para os grupos de investigação nesta área. Uma abordagem popular para facilitar a adaptação da cadeira de rodas a vários ambientes é a ideia de aprendizagem por instrução. Após o grupo de apoio treinar a cadeira de rodas para operar em certo ambiente, ela está apta a realizar tarefas de navegação naquele ambiente. Durante o processo de treino, o sistema tem que construir um mapa do ambiente que é posteriormente equiparado com o mundo real utilizando técnicas de auto-navegação. Dentre os projectos analisados, há alguns que empregam mapas topológicos (TAO) e outros que utilizam uma combinação de mapas topológicos e mapas em escala (Rolland, Senario). Para navegação em ambientes externos, o sistema de posicionamento global por satélites GPS pode ser empregado. O projecto INRO, NavChair e TAO se utilizam da técnica de navegação através de um módulo GPS.

2.7 Interface Homem-Máquina

Muitos grupos simplesmente utilizam joysticks padrão como dispositivo de comandos de entrada e não possuem dispositivos especiais de saída, à excepção de simples ecrãs electrónicos. Alguns grupos como RobChair empregam sistemas de reconhecimento de fala, que habilitam o utilizador a executar comandos através da voz. No projecto

Wheelesley, o paciente controla a cadeira de rodas com comandos de alto nível por meio de uma interface gráfica no ecrã do computador portátil. O projecto SIAMO contém ainda outros dispositivos de entrada: controlo através de um dispositivo de sopro e um dispositivo que permite que a cadeira receba instruções através da detecção da face do utilizador, utilizando para isso uma micro câmara CCD instalada à sua frente [Bergasa, et al. 1999]. A detecção de expressões faciais como interface homem-máquina também é abordada nos projectos de [Jia, Hu e Lu, et al. 2007], [Pei Chi e de Silva 2001] e [Adachi, et al. 1998]. Lankany [Lakany 2005] e Rebsamen [Rebsamen, et al. 2007] apresentam um método de controlo que utiliza os "pensamentos" do paciente para controlar a cadeira de rodas, através de sensores que medem as ondas electromagnéticas cerebrais.

Wellman [Wellman, Krovi e Kumar, 1994] propôs uma cadeira de rodas dotada de dois braços articulados, que permitiriam uma mobilidade superior em terrenos difíceis como arreia, barro, cascalho e rochas, além de levantar a cadeira caso necessário passar por cima de obstáculos como degraus, valas e pedras. Os braços poderiam ainda ser utilizados como manipuladores para procura de objectos e abertura de portas. Com uma abordagem diferenciada, a plataforma experimental do projecto FRIEND é equipada com um computador e um manipular robótico, denominado MANUS. O tópico principal do projecto é o controlo do manipulador e de sua interface Homem-Máquina. Tanto o projecto INRO quando RobChair empregam sinais de rádio para realizar a comunicação da cadeira de rodas com uma estação remota.

2.8 Conclusão

Neste capítulo foram descritos os principais requisitos para tornar uma cadeira de rodas inteligente, e apresentadas as diferentes abordagens adoptadas pelos investigadores para solucionar problemas comuns. Também foi apresentada uma tabela contendo um resumo dos principais projectos relacionados, contendo um resumo dos tipos de sensores utilizados e o foco de trabalho.

Pode-se então verificar a inexistência de um projecto de adaptação de cadeira de rodas eléctrica que tenha como principio causar o mínimo impacto sobre o design original do veículo, modularidade de hardware que permita sua utilização em diferentes modelos com mínimas modificações e com uma plataforma de software que permita sua interacção com ambientes simulados e realidade aumentada. Deste modo será apresentado no Capítulo 3, a arquitectura de hardware e software propostas na implementação do protótipo deste projecto.

Capítulo 3

3. Arquitectura

Neste capítulo serão descritas as características do projecto do protótipo da cadeira de rodas inteligente. Primeiramente será abordada a arquitectura de hardware implementada, contendo as especificações dos equipamentos utilizados e as formas de interacção com o paciente. Após a introdução das características físicas, é então apresentada a arquitectura de software utilizada, contendo o aplicativo principal e seus módulos.

3.1 Arquitectura de Hardware

O protótipo da cadeira de rodas desenvolvida neste projecto tem como base uma cadeira eléctrica Powertec, produzida na Inglaterra pela Sunrise [Sunrise 2007]. Esta cadeira possui as seguintes características:

- Tracção traseira independente concedida por de dois motores eléctricos;
- Duas rodas tolas frontais;
- Duas baterias de 12V e 45Ah;
- Joystick tradicional;
- Módulo de potência.

Com o intuito de flexibilizar o hardware e possibilitar que outros modelos de cadeira de rodas possam utilizar a mesma arquitectura, manteve-se a electrónica original de fábrica. A única adaptação necessária foi realizada no joystick, onde foi conectado o cabo que transmite os sinais de controlo ao módulo potência [Braga, et al. 2008b].

Os outros elementos de hardware visam garantir o sistema sensorial e inteligência necessários em uma CRI. Para tanto os mesmos podem ser agrupados de acordo com sua funcionalidade em três grupos distintos: *inputs* do utilizador, sistema sensorial e outros dispositivos Figura 3.3.

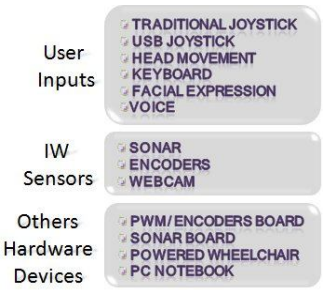


Figura 3.1 Grupos funcionais dos elementos de hardware da CRI

Como é visível na

Figura 3.2., o computador portátil concentra as informações provenientes de todos os equipamentos. Por barramento I^2C, os dados dos sonares são transmitidos às placas de interface, que recebem também os sinais digitais com as informações de pulsos dos encoders. As placas por sua vez, são responsáveis por enviar estes dados ao computador utilizando comunicação serial. Finalmente, o computador recebe, através da porta USB e de comunicação *Bluetooth*, os inputs de alguns dispositivos controlados pelo utilizador.

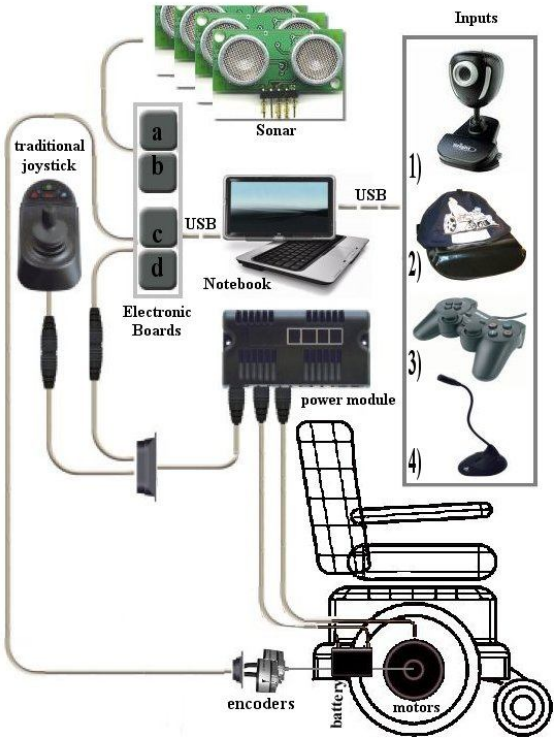


Figura 3.2 Arquitectura de hardware desenvolvida no protótipo da CRI.

3.1.1 Entradas do Utilizador

Considerando a dificuldade que certos pacientes têm em controlar a cadeira de rodas através do comando tradicional, buscou-se adicionar novos meios de interacção entre a cadeira e o utilizador, criando um sistema de múltiplas entradas. Uma vez implementado, o sistema faculta ao utilizador escolher qual o tipo de comando que melhor se adapta as suas necessidades, aumentando o nível de conforto e segurança.

Outra possibilidade obtida através do sistema de múltiplas entradas é a de utilização de um software de controlo inteligente de entradas. A este aplicativo cabe determinar o nível de confiança de cada uma das entradas, ou até mesmo anulá-las, caso sua percepção detecte a presença de conflitos ou ruídos na instrução. Por exemplo, em situações de pouca ou muita luminosidade, onde a cara do paciente não é plenamente reconhecida, o controlo inteligente de entradas diminuiria o grau de confiança dos comandos enviados pelo software reconhecimento de expressões faciais e passaria a dar maior valor aos comandos do *joystick*, voz e ou movimentos da cabeça.

As formas de *inputs* do utilizador implementadas foram as seguintes:

- *Joystick* USB: sua implementação foi proposta com o intuito de possibilitar o uso da tecnologia de controlo compartilhado, através de uma forma básica e conhecida de guiar a cadeira de rodas. Outra vantagem é o fato de possuírem diversos botões que podem ser configurados para auxiliarem na navegação. Nesta solução foi utilizado um *gamepad* Vibration Force Mini produzido pela Rainbow Computer World [Rainbow 2007] e um software interpretador de comandos para a comunicação com o sistema de controlo.
- Detecção de expressões faciais: sua utilização foi proposta para solucionar a dificuldade de pacientes que não tem a capacidade de utilizar as mãos de forma a controlar a cadeira de rodas. As expressões faciais são capturadas através de uma câmara digital e interpretadas pela aplicação em tempo real no computador portátil instalado na CRI. O software inclui algoritmos de processamento digital de imagens para detecção fisionomias, segmentação de cores e detecção de contornos, seguido da aplicação de uma rede neural que utiliza estas características para detectar a expressão facial desejada e enviar os comandos correspondentes para a CRI [Faria, Braga, et al., 2000]. O reconhecimento serve tanto para tratar de comandos básicos como: andar para frente, a esquerda e parar; até comandos de alto nível: ir a casa de banho, ir à enfermaria ou ir ao quarto.

- Voz: o módulo de comando de voz implementado se baseia no software ViaVoice [IBM, 2007] um sistema comercial de reconhecimento contínuo de fala, e um joystick virtual, que envia os comandos ao controle da CRI. Antes de entrar em operação, é necessário que o utilizador treine o ViaVoice para que este reconheça um conjunto de palavras específicas. Terminada esta etapa, basta que o utilizador dite o comando desejado em um microfone, para que o mesmo seja analisado pelo reconhecimento de fala [Martens, et al., 2001], [Simpson e Levine, 1999] .O ViaVoice então identifica o sinal sonoro como um comando pré-treinado e actua sobre o joystick virtual.
- Movimentos da cabeça: integrado a solução desenvolvida nesse projecto, a detecção de movimentos da cabeça é uma proposta alternativa de condução da cadeira para utilizadores com mobilidade de braços reduzida. Implementado sobre um boné, este dispositivo captura os movimentos relativos nos três eixos de coordenadas cartesianas através do uso de acelerómetros e sensores ópticos. Sua comunicação com o controlo da cadeira é concretizada via *protocolo Bluetooth*, através de um software interpretador.

3.1.2 Sensores

Diferente da maioria dos trabalhos relacionados, um dos pontos fundamentais deste projecto é a preocupação em não causar grandes mudanças estéticas na cadeira de rodas. O grande impacto visual causado por suportes, câmaras, sonares, computadores, fios, raios e scanners infra-vermelhos acabam por afastar os deficientes e criar barreiras psicológicas quanto a utilização das CRI. A consequência disso é a restrição no número e na utilização de certos tipos de sensores devido a suas características de tamanho, aparência e necessidades especiais de montagem. Buscando solucionar as necessidades de percepção, foram utilizados na cadeira de rodas inteligente:

- 2 encoders: montados internamente as rodas, fornecem as informação necessárias para a estimação da posição da cadeira de rodas, e servem de base seu sistema de navegação, Figura 3.3. Em detrimento de outros sistemas de posicionamento, foi escolhido pela possibilidade de utilização em ambientes internos e por apresentar boa precisão quando combinado com métodos automáticos de correcção.
- 10 sensores de sonar: estes sensores são utilizados para o desenvolvimento das habilidades de desvio de obstáculos, seguimento de paredes e percepção de desníveis no chão. A forma com que foram instalados na cadeira de rodas, visa criar um “pára-choques virtual” ao redor de toda a cadeira, protegendo o paciente de possíveis colisões.

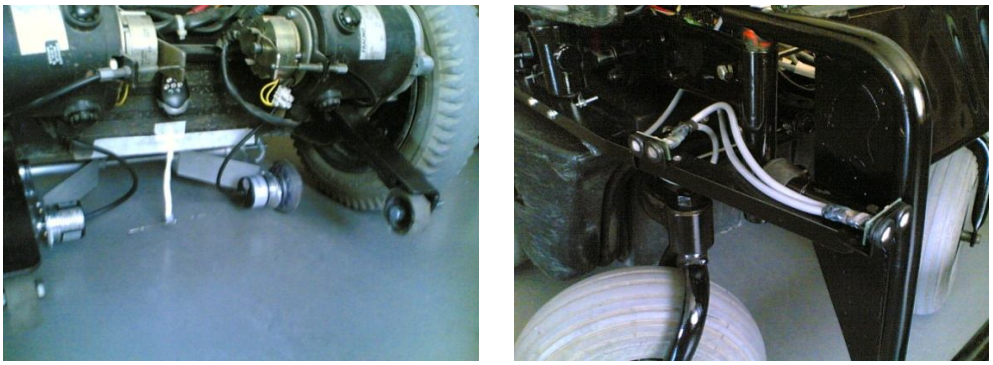


Figura 3.3 Montagem dos sonares e dos encoders na cadeira de rodas

Após um teste rápido neste modelo, verificou-se que as rodas propulsoras da cadeira de rodas sofrem de um problema de deslizamento paralelo ao sentido do movimento, o que inviabiliza o acoplamento dos *encoders* directamente ao eixo dos motores. A solução encontrada para o problema desta cadeira de rodas foi a instalação de duas rodas auxiliares posicionadas internamente às rodas, na mesma linha do eixo de tracção. Esta configuração garante que os pulsos medidos correspondem aos deslocamentos da cadeira a qualquer deslocamento das rodas. O posicionamento dos sensores de ultra-som foi elaborado com base nos resultados dos testes dos mesmos, sendo detalhado no Capítulo 6.

3.1.3 Outros Dispositivos

A este grupo fazem parte o computador portátil que proporciona a inteligência a cadeira e os equipamentos que realizam a interface com o mesmo:

- 1 Computador portátil: este item pode ser considerado o cérebro da CRI, trata-se de um HP Pavilion tx1270EP,AMD Turion 64 X2 TI60. A grande vantagem deste modelo é o fato de possuir tela sensível ao toque, o que garante maior acessibilidade aos portadores de deficiência.
- 2 Placas electrónicas de sonar: servem para receber os dados dos sensores de sonar e enviá-los ao computador, Figura 3.4.
- 2 Placas electrónicas de PWM/Encoder: estas placas são utilizadas para duas funções principais: enviam a informação dos deslocamentos da cadeira que permitem cálculo da hodometria e servem como dispositivo de controlo de velocidade através do PWM implementado no *firmware*, Figura 3.4.

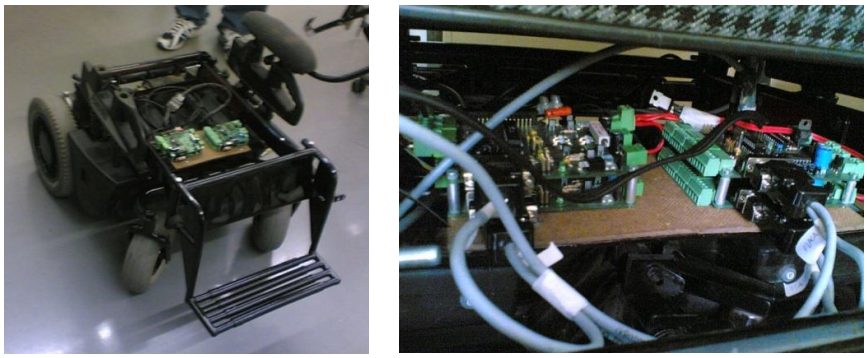


Figura 3.4 Montagem das placas electrónicas de interface

O projecto das placas de interface e o desenvolvimento de seu firmware e comunicação foi todo desenvolvido por alunos e docentes da Faculdade de Engenharia, sendo utilizadas anteriormente na equipa de futebol de robôs e reaproveitadas neste trabalho. A final imagem do protótipo da cadeira de rodas inteligente, após instalados os sensores, as placas de interface e as conexões necessárias, é ilustrada da Figura 3.5.

Figura 3.5 Imagem final do protótipo da CRI

3.2 Arquitectura de Software

Os softwares desenvolvidos para este protótipo foram escritos em linguagem Pascal utilizando-se o compilador Borland Delphi7 [Borland 2007]. A arquitectura proposta no projecto de software é composta de um aplicativo principal e oito módulos, como mostrado na Figura 3.6.

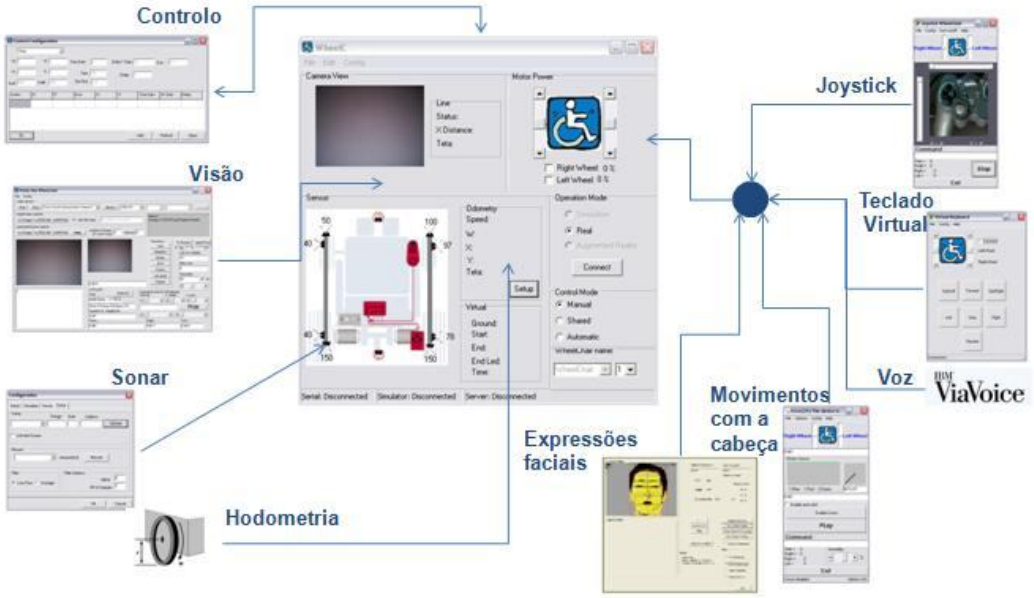


Figura 3.6 Módulos da plataforma de software

3.2.1 Aplicativo Principal

Denominado de aplicativo principal, Figura 3.7, este software reúne em sua interface gráfica as informações essenciais dos oito módulos auxiliares, tais como distâncias medidas pelos sonares, dados de hodometria, potencia utilizada do motor de cada roda, imagem real da câmara de visão da CRI e configurações de seu modo de operação e de controlo.

Os modos de controlo definem qual será a actuação do módulo de controlo na navegação da cadeira de rodas. Para isso foi dividido em três categorias: manual, compartilhado e automático. No controlo manual, toda a navegação é realizada pelo utilizador sem que haja qualquer intervenção da cadeira. Já no compartilhado, o processo de navegação é dividido entre paciente e máquina. Neste caso, cabe à máquina intervir quando a navegação do paciente coloca em risco sua segurança, como nos casos passíveis de colisão com objectos. Então, o computador assume momentaneamente o controlo e actua sobre a cadeira de rodas, levando em consideração as informações dos sensores e dos comandos do utilizador. O último modo de controlo é o automático, que habilita que o computador assuma total controlo sobre a navegação da cadeira de rodas.

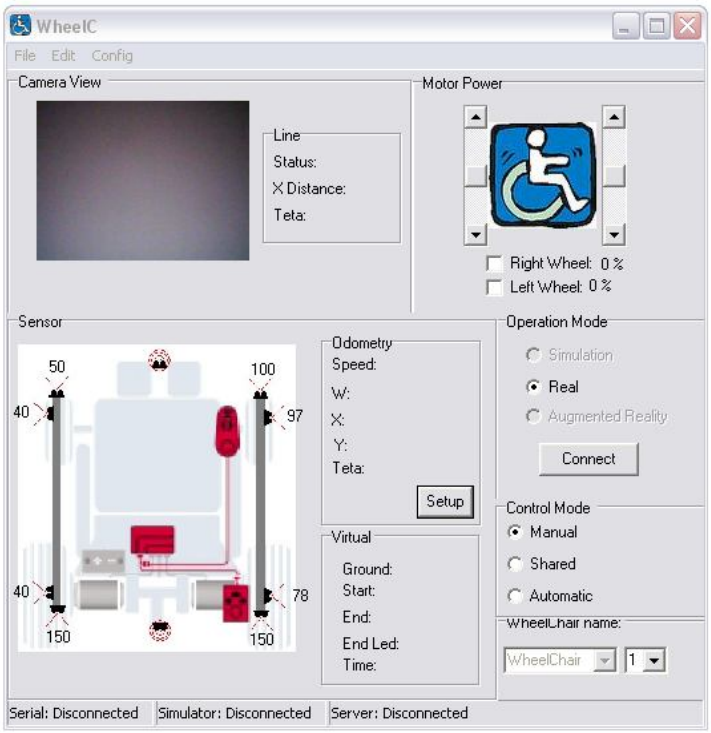


Figura 3.7 Aplicativo principal da arquitectura de software

Apesar de não ter suas funções completamente implementadas, o aplicativo principal foi desenvolvido com a ideia de permitir três modos diferentes de operação [Braga, et al. 2008b]:

- Real: caso esta opção esteja marcada, o conjunto de dados utilizados no cálculo do controlo provém do ambiente real através do módulo de hodometria. A aplicação principal colecta a informação dos sensores, calcula a reacção da cadeira através do módulo de controlo e envia estes parâmetros para as placas PWM.
- Simulado: neste modo de operação o sistema funciona basicamente como um agente para um ambiente simulado, gerando o mesmo comportamento que uma cadeira real e servindo de base de testes para a rotina de controlo. O protótipo físico da CRI não entra em operação uma vez que o simulador fornece os dados de hodometria e recebe de volta a resposta do controlo.
- Realidade expandida: através da sobreposição do mundo real e de ambientes simulados pelo computador, este modo produz um ambiente único que possibilita a interacção de cadeiras virtuais com CRIs reais. Deste modo, a resposta de determinado sensor de ultra-som é o resultado de uma combinação da resposta do sensor real e de seu correspondente virtual. A grande vantagem da realidade expandida é permitir o teste de interacção entre diversas cadeiras,

e destas com o ambiente, reduzindo os custos operacionais dos testes uma vez que a maioria dos agentes pode ser simulada através do computador.

O conjunto de todo o sistema composto pelo aplicativo principal e pelos oito módulos é chamado de Plataforma de Software, Figura 3.8, em razão da capacidade que terá de interacção com o mundo real, simulado e realidade aumentada. Este conceito já foi introduzido no projecto, visando dois objectivos principais: um deles é criar uma base teste virtual do controlo e da interacção de cadeiras de rodas; o outro é testar a mesma interacção entre cadeiras reais e virtuais. Este sistema possibilitará então testes de sistemas complexos que na prática ficariam restritos a quantidade limitada de protótipos.

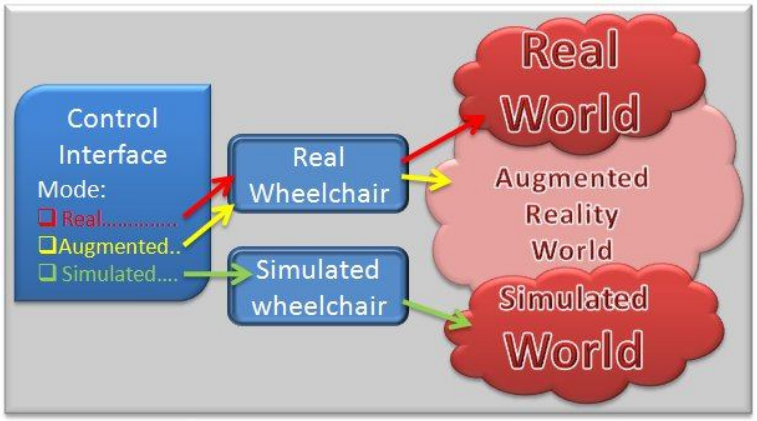
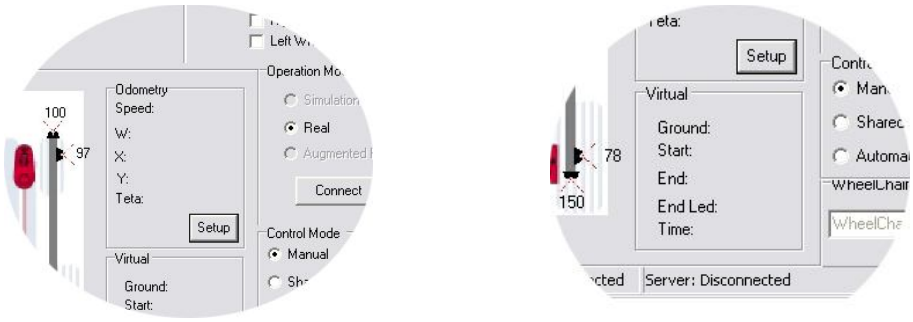


Figura 3.8 Conceito da Plataforma de Software para CRIs

3.2.2 Módulo de Hodometria

O módulo de hodometria não possui uma componente visual própria, sendo suas informações transmitidas ao utilizador pela interface do aplicativo principal, como detalhado pela Figura 3.9 *(a)* e *(b)*. No caso da hodometria virtual, este módulo fica responsável por intermediar a troca de dados com o simulador e repassá-las ao módulo de controlo. Já na hodometria real, as informações de velocidade e posição tem que ser calculadas a partir das informações fornecidas pelos encoders. A fundamentação matemática para os cálculos de orientação são apresentados na Secção 4.2.



(a) *(b)*

Figura 3.9 Detalhes do módulo principal que contém as informações de hodometria: (a) hodometria calculada através dos encoders, (b) hodometria fornecida pelo simulador

3.2.3 Módulo dos Sensores de Ultra-som

O módulo de ultra-som tem como função principal requisitar as medidas dos sonares à placa de interface, recebê-las e tratá-las, verificando a consistência da palavra e a existência erros na medida. Suas informações são enviadas ao controlo, e também podem ser visualizadas pelo utilizador no ecrã do aplicativo principal. Este módulo possui também uma janela de configurações, Figura 3.10:

- Configuração do hardware: escolha da distância máxima medida pelo sonar; do ganho analógico, que possibilita um disparo das ondas sonoras a velocidades mais elevadas e do endereço do sonar;
- Activação/Desactivação do funcionamento automático dos sonares;
- Medição pontual de um determinado sonar;
- Duas opções de filtro (passa-baixa e média) para as medidas de distância e configuração destes pela escolha do número de amostras de do valor de Alpha.

A cada varredura dos sensores de ultra-som, é verificada a existência de erros de hardware e de software. Caso a palavra enviada pelo sonar indique erro no hardware ou o mesmo não responda, seu endereço é retirado da lista de requisições de medida e uma mensagem de erro aparece na aplicação principal

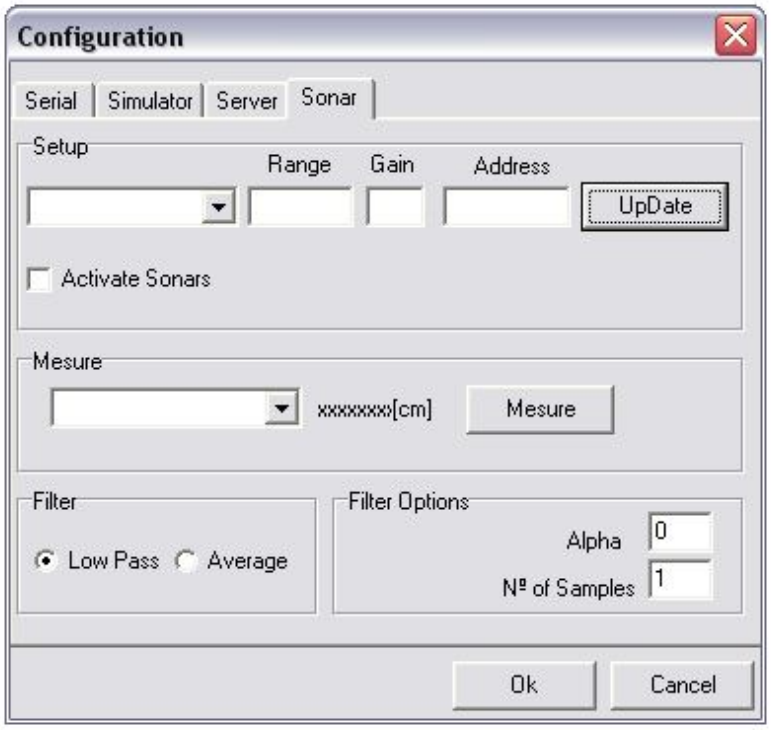


Figura 3.10 Janela de configurações dos sonares

.

3.2.4 Módulo de Controlo

O módulo de controlo, Figura 3.11, é o local onde o utilizador define o tipo e os parâmetros que o controlador irá utilizar caso esteja em modo automático de operação. Após a escolha de um dos sete tipos de acções (seguir de recta, seguir ponto, seguir de ângulo, seguir parede à esquerda, seguir parede à direita, esperar, parar), é liberado ao utilizador os campos de configuração dos ganhos e outros parâmetros envolvidos.

Também é facultada a escolha de criação de um plano de acções. O utilizador é então convidado a preencher os dados de uma lista sequencial das acções a serem executadas. Uma vez cumprido o objectivo, a tarefa que se encontra no topo da lista é eliminada e a acção seguinte é executada. Este plano de tarefas de baixo nível foi desenvolvido para servir de base a planeadores automáticos de mais alto nível, como A* por exemplo [Barr e Feigenbaum 1986] [Shapiro 1992].

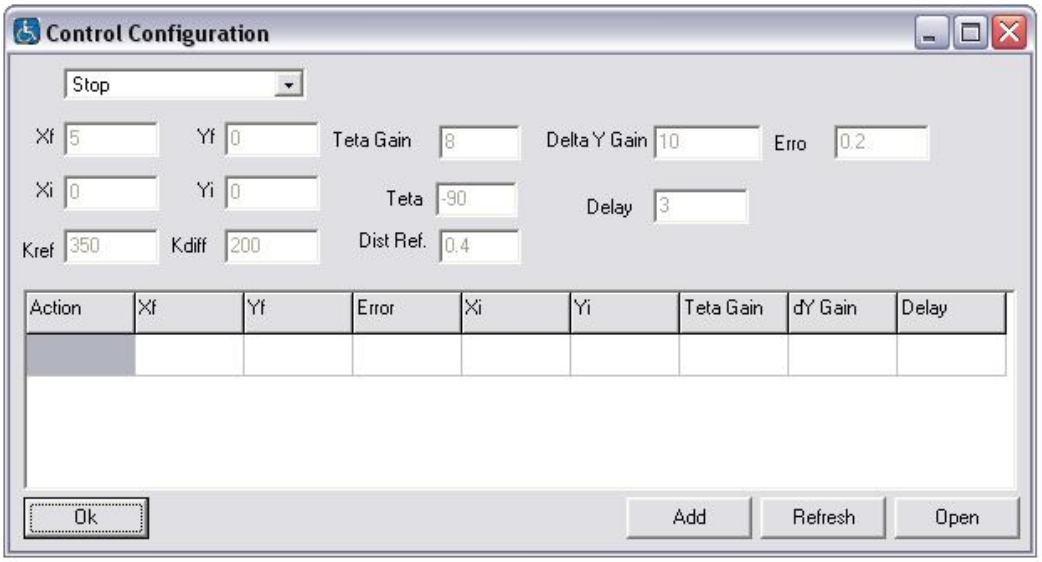


Figura 3.11 Janela de configuração do controlo de modo automático

3.2.5 Módulo de Visão

O módulo de visão consiste de do processamento das imagens fornecidas por uma webcam direccionada para o piso do ambiente, onde actualmente é utilizada para o reconhecimento e seguimento de linhas desenhadas no chão.

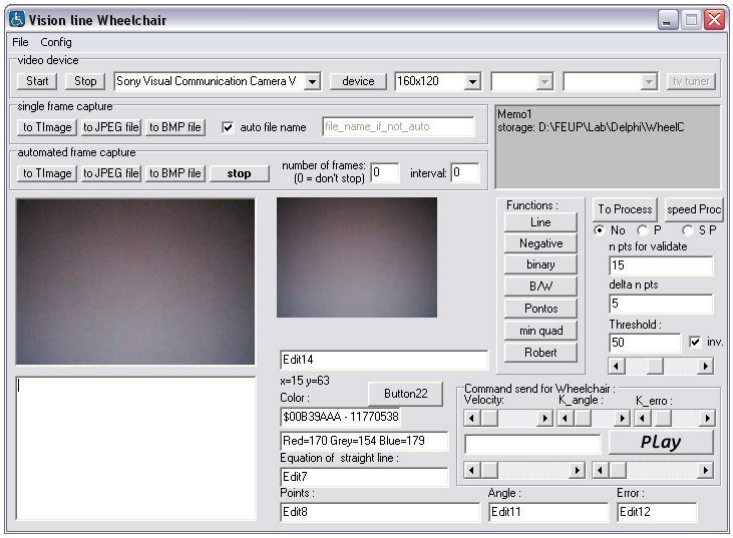


Figura 3.12 Janela de configuração do módulo de visão

Para que a linha seja reconhecida primeiramente é realizada uma binarização da imagem com base no nível de *threshold* escolhido. Então, é feita uma varredura horizontal na imagem a procura de uma linha com espessura contendo $n \pm dn$ pixels. Uma vez encontrada, é armazenado seu ponto médio e continua-se o mesmo processo até que todas as linhas horizontais da imagem sejam varridas. A partir dos pontos médios, é traçada a recta que corresponde ao caminho que deve ser seguido pela cadeira.

Como está desenvolvido, o módulo conta de uma janela de configuração, Figura 3.12, onde é possível escolher o dispositivo de captura de vídeo e alterar as configurações disponíveis por seu *driver*. Também é possível determinar os parâmetros utilizados no reconhecimento das linhas (*threshold*, largura da linha e erro de largura), além dos ganhos de velocidade, ângulo e erro do controlo de seguimento.

Apesar do sistema de seguimento de linhas ter êxito no cumprimento de sua tarefa, busca-se agora implementar uma nova abordagem mais inteligente, onde a câmara seria utilizada para reconhecer marcas artificiais no terreno. Tais marcas conteriam informação sobre sua localização no mapa, ocasionando uma correcção automática do sistema de hodometria.

3.2.6 Módulo de Interface com Joystick

A interface com o joystick USB é um aplicativo simples, Figura 3.13, que captura a posição do stick analógico e converte estas informações em um valor de percentual potência dos motores. Suas opções de configuração ficam restritas a escolha do número de IP do aplicativo principal e da porta disponível para recebimento dos dados.

Figura 3.13 Tela do Módulo de interface com o joystick USB

3.2.7 Módulo de Interface com o Controlo de Cabeça

O módulo de interface com o controlo de cabeça é responsável pela interpretação dos dados recebidos dos acelerómetros, Figura 5.14. Essa informação é então convertida como posição P=(x,y) que pode ser utilizada para controlar a posição do ponteiro do rato, ou então para controlar a potência dos motores da cadeira.

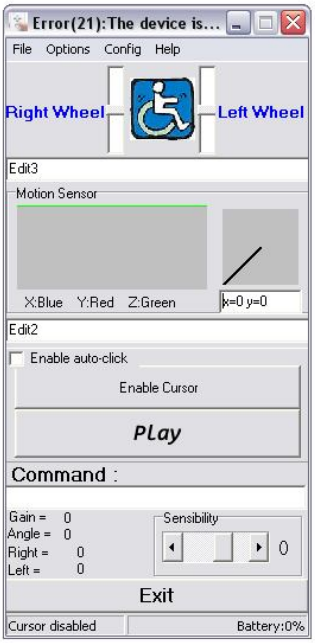


Figura 3.14 Módulo de interface com o controlo através de movimentos da cabeça

Para se controlar os motores, o eixo de coordenadas é transladado de sua posição no canto superior ao pixel central do ecrã do portátil, possibilitando assim que o ponto possa ser movimentado pelos quatro quadrantes. A inclinação do vector $\vec{P}$ indica o deslocamento angular desejado pelo utilizador e seu módulo, a velocidade deste deslocamento.

3.2.8 Módulo de Teclado Virtual

O módulo de teclado virtual é um aplicativo que contem sete teclas, podendo ser utilizado para controlar o rato ou mesmo com o teclado do portátil. As teclas têm acções básicas de incrementar potência a frente, para trás, aos lados e rotações sobre o mesmo eixo.

Este módulo também é utilizado em conjunto com softwares de reconhecimento de voz comerciais, que traduzem as instruções dadas pelo utilizador na acção de carregar o botão correspondente no teclado virtual.

Figura 3.15 Módulo de teclado virtual

3.2.9 Módulo de Reconhecimento de Expressões Faciais

O protótipo deste módulo foi desenvolvido no LIACC e consiste de um aplicativo capaz de interpretar os gestos da cara do paciente e traduzi-los em comandos de alto nível [Faria, Braga, et al., 2007]. A arquitectura deste sistema pode ser resumida em:

- Aquisição de dados: captura e pré-processamento de imagens através de uma câmara digital conectada à porta USB do computador.
- Pré-processamento: consiste na extracção de informações úteis da imagem. Basicamente, há dois tipos de informações em uma imagem que são importantes para caracterizar uma expressão facial: componentes de baixa frequência, determinam essencialmente onde a face está localizada, e de alta-frequência, que fornecem as informações sobre contornos e formas. A detecção de faces é realizada através da segmentação de cores e os contornos através do algoritmo de Canny.
- Identificação: assim que obtidas as informações das feições, um algoritmo inteligente realiza a identificação da expressão facial.

- Interface: após identificada a expressão, o comando correspondente é buscado nas definições de linguagem de comando para ser enviado ao aplicativo principal.

Figura 3.16 Módulo de reconhecimento de expressões faciais: imagem original, segmentação de cores, localização da face e localização dos contornos

3.3 Conclusão

Neste capítulo foram mostradas as arquitecturas de hardware e software desenvolvidos para implementação do protótipo de cadeira de rodas inteligente. Para a implementação física do protótipo foram utilizados sensores de ultra-som, encoders, placas de interface, um computado portátil e uma cadeira de rodas eléctrica comercial. Em relação ao software, foi desenvolvida uma plataforma composta por um aplicativo principal e oito módulos, para serem utilizados desde a interface com o utilizador, até à gestão dos dados e controlo. O Protótipo desenvolvido foi analisado e desta forma, apresenta-se no Capítulo 4 as restrições e deduções matemáticas aplicadas a nível de controlo da cadeira de rodas. Os testes realizados ao protótipo, são apresentados e discutidos no Capítulo 5.

Capítulo 4

4. Controlo da Cadeira de Rodas

4.1 Introdução

Este capítulo apresenta as técnicas utilizadas para o controlo da cadeira de rodas e encontra-se dividido em cinco secções. A primeira parte aborda a construção e representação do sistema de localização, a segunda a implementação dos controladores com realimentação parcial de estados, a terceira o controlo por seguimento de paredes e a última as restrições aplicadas aos sinais de controlo.

4.2 Orientação

Nesta secção serão descritas as restrições e a construção do modelo cinemático da cadeira de rodas, bem como sua representação no espaço de estados.

4.2.1 Restrições Não-Holonômicas

Uma restrição não-holonômica é uma equação não integrável envolvendo os parâmetros de configuração e suas derivadas. Tais restrições não reduzem a dimensão do espaço de configurações do robô, mas reduzem a dimensão do espaço de possíveis movimentos diferenciais, ou seja, o espaço das direcções de velocidade.

Como exemplo podemos analisar a situação de um dado robô cuja movimentação e orientação são realizadas por dois actuadores independentes, modelado como um objecto rectangular, Figura 4.1, movendo-se em um espaço vazio com velocidade V. A posição do robô em um plano cartesiano inercial {0,X,Y} é completamente definida pelo vector:

$$(x_c, y_c, \theta, v_c, \omega_c)^T \qquad (4.1)$$

Onde x_c e y_c são as coordenadas do ponto central do eixo das rodas, θ o ângulo formado entre a base do robô {C,XC,YC} e a base inercial, v_c a velocidade linear no ponto C e ω_c a velocidade angular.

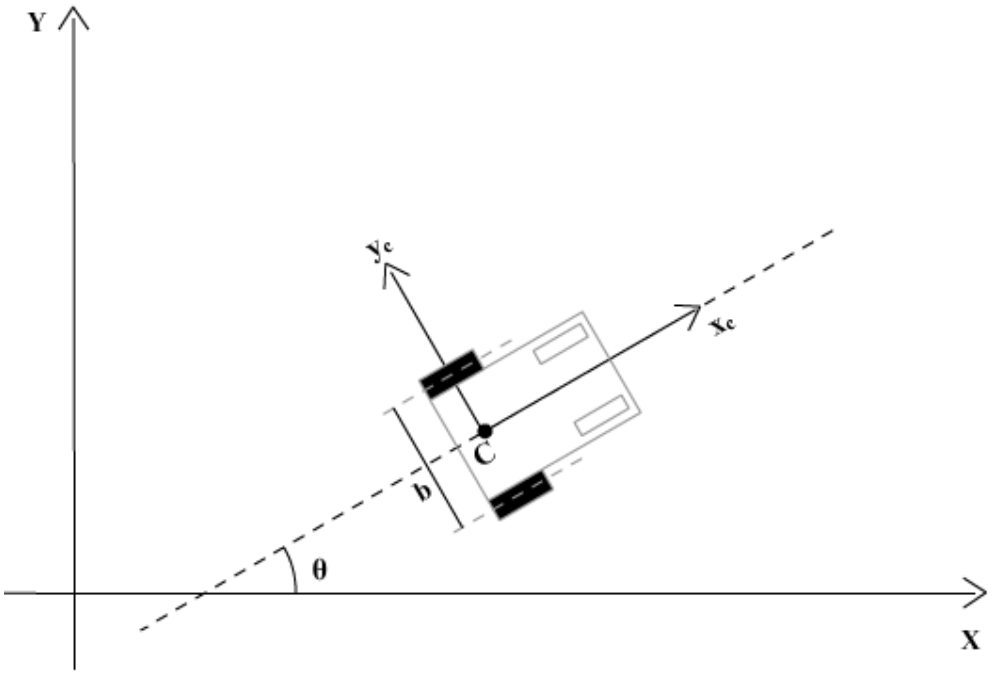


Figura 4.1 Representação de um robô não-holonômico

Uma vez que as restrições não-holonômicas determinam que o robô só pode se deslocar na direcção normal ao eixo das rodas motoras, seu movimento fica restrito a relação [Yang e Kim 1999]:

$$\dot{y_c}cos\theta - \dot{x_c}sin\theta = 0 \qquad (4.2)$$

4.2.2 Cálculo das Velocidades Lineares de Cada Roda

Utilizando os dados fornecidos pelos encoders instalados, o cálculo da velocidade linear de cada roda é deduzido através de uma relação entre o número de pulsos dos encoder *N* e seu período de amostragem *I*:

$$v = \frac{N\pi D}{C_e I} \qquad (4.3)$$

Onde v e D são respectivamente a velocidade linear e o diâmetro da roda, e C_e é a resolução do encoder.

4.2.3 Representação das Variáveis de Estado

Outra possibilidade de representação das variáveis de estado é baseada na escolha das velocidades no ponto de contacto entre as rodas direita (v_D) e esquerda (v_E) com o chão:

$$(x_c, y_c, \theta, v_D, v_E)^T \tag{4.4}$$

A escolha desta variante dá-se essencialmente pela facilidade de medir estas grandezas através do sistema de hodometria. A Figura 4.2 mostra a representação dos vectores velocidade das rodas do robô ao realizar um movimento rotacional em torno de um ponto P, sendo b a distância entre os pontos de contacto das rodas e r a distância do ponto C ao centro de rotação.

$$\begin{cases} v_D = (r + \frac{b}{2})\omega \\ v_E = (r - \frac{b}{2})\omega \end{cases} \tag{4.5}$$

De onde:

$$\begin{cases} v_D + v_E = 2\omega r = 2V \\ v_D - v_E = \omega b \end{cases} \tag{4.6}$$

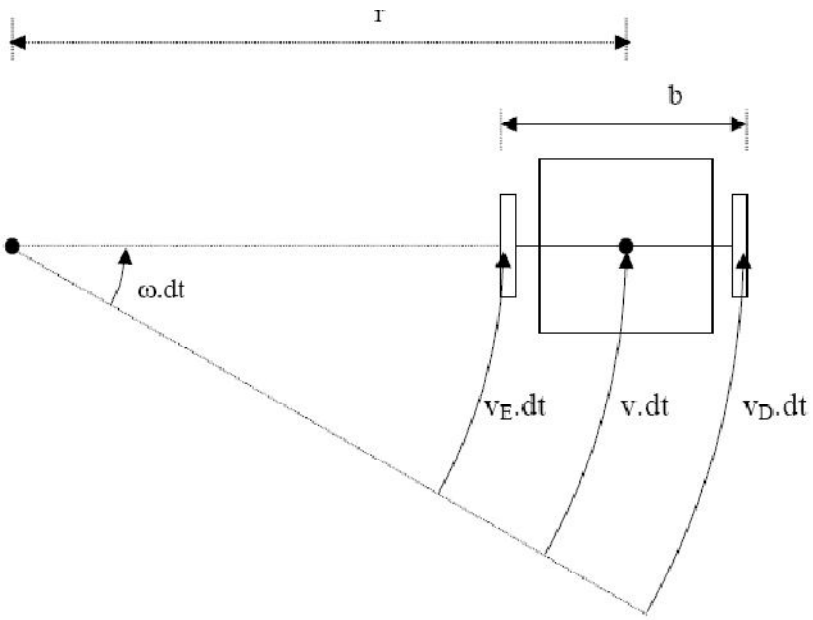


Figura 4.2 Representação dos vectores das velocidades das rodas da cadeira

Obtendo assim a equação 4.7, que relaciona as velocidades lineares e angulares com as velocidades das rodas do robô:

$$\begin{cases} V = \frac{v_D + v_E}{2} \\ \omega = \frac{v_D - v_E}{b} \end{cases} \tag{4.7}$$

4.2.4 Modelo Cinemático da Cadeira de Rodas

Uma vez conhecidos as velocidades do móvel, faz-se necessário descobrir sua posição (x_c, y_c, θ) no plano de referência, ou seja, resta conhecer como o resto do espaço de estados do robô evoluirá ao longo do tempo dadas as velocidades v_D e v_E.

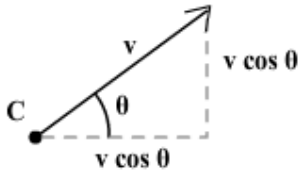


Figura 4.3 Representação dos vectores velocidade no centro de massa C de um robô móvel não-holonômico.

Através de uma representação mais detalhada da Figura 4.1, a Figura 4.3 apresenta os vectores de velocidade do robô em seu centro de massa C. Desta forma, considerando a condição de não escorregamento, pode-se descrever as equações cinemáticas de movimento do ponto C em relação a sua velocidade linear (v) e angular (ω) [Bonci 2005] [Indiveri 1999], [Yang e Kim 1999]:

$$\begin{cases} \dot{x} = V \cos\theta \\ \dot{y} = V \sin\theta \\ \dot{\theta} = \omega \end{cases} \tag{4.8}$$

Ou em notação matricial:

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 \\ \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V \\ \omega \end{bmatrix} \tag{4.9}$$

Como mencionado anteriormente, a validade destas equações está restrita a móveis não-holonômicos [Borenstein, 1996]. Em casos em que não haja rolamento puro das rodas, existem diversas alternativas de modelização, entretanto as mesmas não serão discutidas neste trabalho. Nos testes realizados com a cadeira de rodas, verificou-se a ausência de deslizamentos de qualquer espécie.

4.3 Controladores com Base na Posição (x,y)

Uma trajectória, mesmo que complexa, pode ser entendida como a segmentação de inúmeros segmentos de rectas. A utilização desta abordagem visa reduzir a carga computacional necessária para a movimentação da CRI, uma vez que para determinar uma recta é necessário apenas a definição de dois pontos no espaço. Além disso, o uso de segmentos de recta torna possível definir e ajustar as velocidades linear e angular em cada ponto do segmento, levando em consideração os valores correspondentes aos pontos inicial e final.

Os controladores apresentados nesta secção possuem uma realimentação parcial dos estados da cadeira (x_c, y_c, θ), uma vez que corrige a posição (x_c, y_c) e a orientação (θ) no plano cartesiano. Neste projecto, quatro controladores que utilizam esta técnica foram implementados: controlo por seguimento de pontos, rectas, ângulo e parede.Além disso, complementando a implementação do controlador, foi projectado um algoritmo que restringe os sinais de controlo baseado nas restrições dinâmicas dos motores.

4.3.1 Controlo por Seguimento de Recta

O controlo por seguimento de recta não é utilizado para conduzir o robô a determinado ponto, mas para mantê-lo sobre uma recta guia. Para isso, considera-se a trajectória desejada R, que contém o segmento de recta definidos pelos pontos A(x_a, y_a) e B (x_b, y_b). A Figura 4.4 ilustra as representações da posição e orientação da cadeira de rodas e da trajectória R.

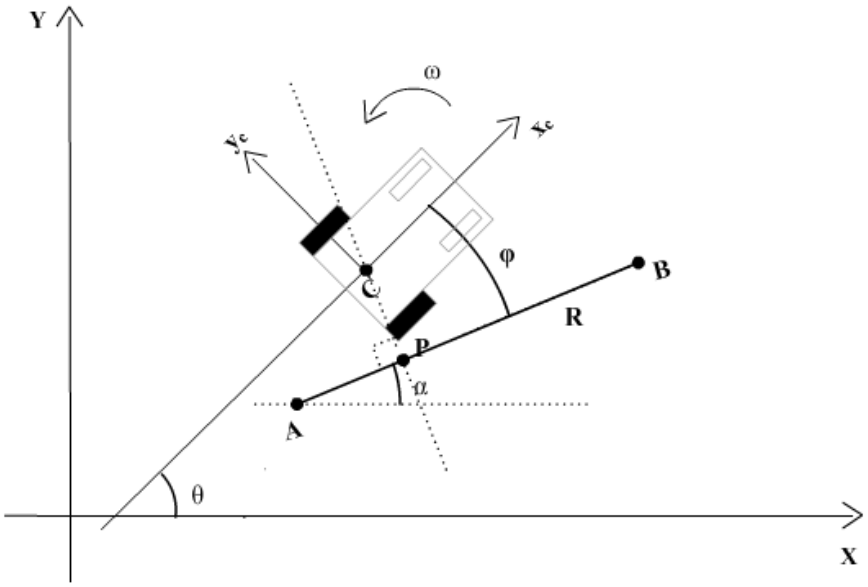


Figura 4.4 Representação esquemática do controlador para seguimento de recta

O ângulo φ é denominado de erro de orientação da cadeira de rodas, e consiste na diferença entre o ângulo α do segmento $\overline{AB}$ e o ângulo θ do robô no sistema de global coordenadas SGC:

$$\varphi = \theta - \alpha \qquad (4.10)$$

O cálculo da velocidade angular de referência (ω), leva em consideração, além da componente de erro de orientação, o erro e_y que representa a distância entre o ponto C e o segmento de recta $\overline{AB}$. Sendo R definida por: $ax_r + by_r + c = 0$ então:

$$e_y = \frac{|ax_c + by_c + c|}{\sqrt{a^2 + b^2}} \qquad (4.11)$$

de forma que a velocidade angular seja dada por:

$$\omega = -k_1 \varphi - k_2 e_y \qquad (4.12)$$

onde k_1 e k_2 representam ajustes de ganho proporcional. A velocidade linear (v) do móvel é dada por:

$$v = v_n + k_2 e_p \qquad (4.13)$$

em que:

$$e_p = \sqrt{(x_b - x_p)^2 + (y_b - y_p)^2} \qquad (4.14)$$

O erro e_p consiste da distância entre a projecção do ponto C sobre a recta $\overline{AB}$ o ponto B. Este erro é responsável por incrementar a velocidade linear (v), quando a cadeira se encontra distante de seu do ponto B, e decrementá-la proporcionalmente a medida que se aproxime.

4.3.2 Seguimento de Ponto

No controlo por seguimento de ponto o objectivo é que a cadeira de rodas realize um simples deslocamento de sua posição C (x_c, y_c) até determinado ponto objectivo B (x_b, y_b). Para isso, é traçado uma trajectória R composta por um segmento de recta $\overline{CB}$ de orientação α definidos no sistema global de coordenadas. Esta perspectiva pode ser entendida como uma simplificação do controlo por seguimento de rectas, uma vez que a

cadeira de rodas sempre se mantém sobre a trajectória R que é recalculada a cada ciclo com os dados de posição actualizados. A Figura 4.5 contém uma representação esquemática deste controlador.

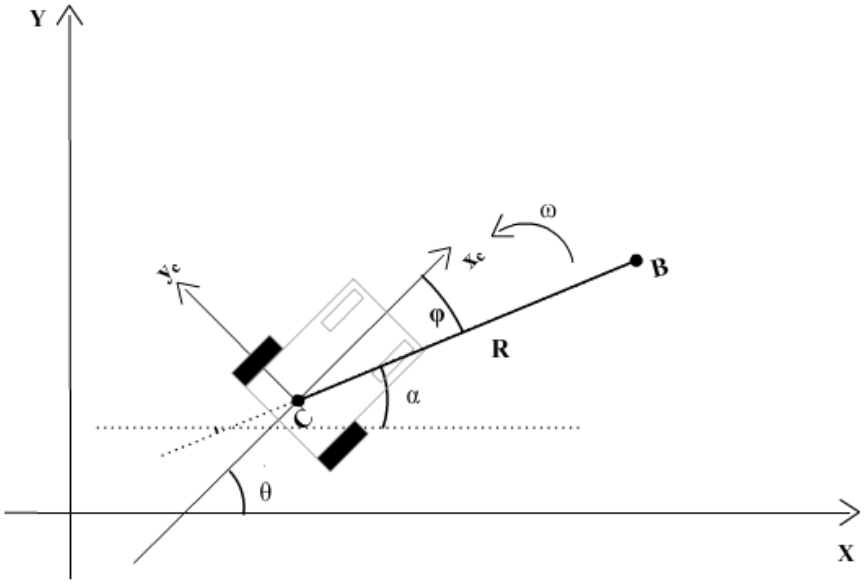


Figura 4.5 Representação esquemática do controlador para seguimento de ponto

O ângulo φ é denominado de erro de orientação da cadeira de rodas, e consiste na diferença entre o ângulo α do segmento $\overline{CB}$ e o ângulo θ do robô no sistema de global coordenadas SGC.

Para este controlador erro de orientação φ da cadeira de rodas mantém sua relação entre α e θ. Entretanto, a definição de α sofre uma pequena alteração, sendo neste caso o ângulo formado entre segmento $\overline{CB}$ e o eixo da abcissas do SGC.

$$\varphi = \theta - \alpha \qquad (4.15)$$

No modelo de seguimento de pontos o erro e_y é nulo, uma vez que o ponto C faz parte da trajectória R. Por isso, a velocidade angular (ω) do robô fica definida utilizando-se apenas o erro de orientação:

$$\omega = -k_1 \varphi \qquad (4.16)$$

onde k_1 representa o ajuste de ganho proporcional. Neste caso, faz-se necessário considerar o erro e_p de distância entre o ponto C e o ponto B:

$$e_p = \sqrt{(x_b - x_c)^2 + (y_b - y_c)^2} \quad (4.17)$$

O cálculo da velocidade linear é expresso na equação abaixo:

$$v = v_n + k_2 e_x \quad (4.18)$$

Onde v_n representa uma velocidade nominal constante, e k_2 um ganho de ajuste.

4.3.3 Seguimento de Ângulo

O controlador para seguimento de ângulo possui uma lógica muito simplificada, porém não menos importante que os outros. É utilizado em situações em que é necessário um movimento puramente angular da cadeira de rodas como na orientação inicial de trajectórias e em certas correcções de rotas.

O ângulo φ necessário para a correcção da cadeira de rodas é dado pela equação:

$$\varphi = \theta - \alpha \quad (4.19)$$

Onde θ é o ângulo da posição da CRI no SGC e α o ângulo de posição de referência.

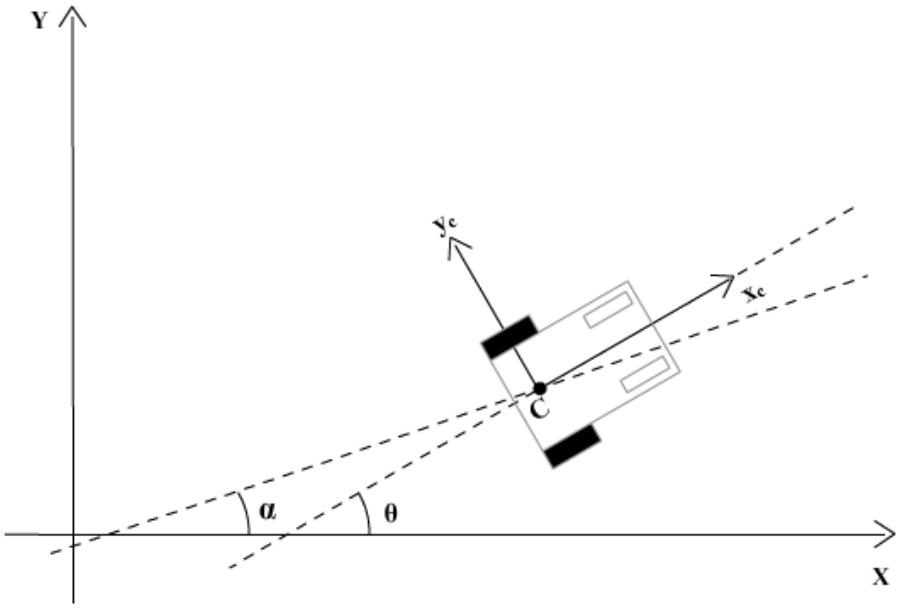


Figura 4.6 Representação das variáveis consideradas no controlo por segmento de ângulo

Para este controlador a velocidade angular ω é dada por:

$$\omega = -k_1 \varphi \qquad (4.20)$$

Onde k_1 é o ganho de ajuste. A velocidade linear (v) do móvel é nula neste movimento, pois sua posição C (x_c, y_c) não apresenta erro.

4.4 Controlo por Seguimento de Parede

O seguimento de parede tem uma dinâmica própria que não depende da posição da cadeira no SGC. Este controlo utiliza as medidas feitas por dois sonares instalados em cada lado da cadeira de rodas para saber sua distância e ângulo em relação à parede.

Neste controlo, a distância desejada, ou distância de referência (d_R), entre a cadeira e a parede é comparada com a distância medida pelo sonar frontal ($Sonar_F$). A diferença entre estes dois valores é chamada de erro de distância frontal (e_F):

$$e_F = d_R - Sonar_F \qquad (4.21)$$

Uma vez que e_d é o erro de diferença entre as medidas do sensor frontal ($Sonar_F$) e do traseiro ($Sonar_B$)

$$e_d = Sonar_F - Sonar_B \qquad (4.22)$$

o cálculo da velocidade angular (ω) fica pode ser expresso pela equação:

$$\omega = k_1 e_F - k_2 e_d \qquad (4.23)$$

Onde k_1 e k_2 são ganhos de ajuste da equação. A introdução do erro de diferença no cálculo da velocidade angular serve para suavizar a reacção do controlador. A velocidade linear (v) é um parâmetro informado pelo utilizador e mantida constante durante o deslocamento da cadeira de rodas.

$$v = v_n \qquad (4.24)$$

onde v_n é a velocidade nominal informada pelo paciente.

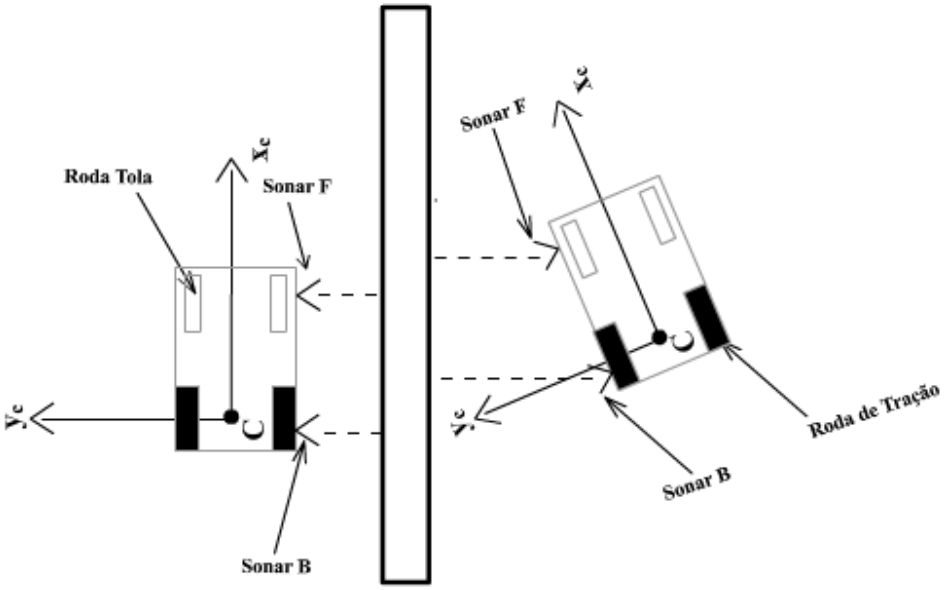


Figura 4.7 Representação da utilização dos sonares laterais para o seguimento de paredes

Na Figura 4.7 ilustra-se a utilização dos sonares em duas situações diferentes. A primeira representa uma situação de seguimento de parede, em que a cadeira de rodas se encontra paralela a parede direita. Já na segunda, a CRI encontra-se em situação de aproximação da parede esquerda.

4.5 Restrições Aplicadas aos Sinais de Controlo

Os controlos, da forma como foram apresentados podem exigir velocidades de referência fora do intervalo de -100 a 100 por cento do PWM. Para evitar que essa situação ocasione a saturação dos motores, é realizado um reescalonamento das velocidades v e ω de forma a manter a direcção correcta dos vectores de velocidade para não provocar erros no seguimento de trajectórias. Seja s um sinal de referência saturado em um valor acima de 100 porcento, e n um sinal padrão dentro do intervalo ou com uma saturação inferior a s, então o redimensionamento se dá:

$$\begin{cases} n = \frac{n}{|s|}100 \\ s = 100 \end{cases} \qquad (4.25)$$

Para saturações negativas:

$$\begin{cases} n = \frac{n}{|s|}100 \\ s = -100 \end{cases} \qquad (4.26)$$

4.6 Conclusão

Nesta secção definiu-se o modelo da cadeira como não-holonômico, onde as rodas sofrem deslocamentos puros, sem deslizamentos laterais. Apresentou-se duas abordagens para controlar a cadeira: a primeira se baseia no cálculo da posição x,y da cadeira para calcular as trajectórias, sendo propostos três controladores diferentes: um controlo para seguimento de recta, um para seguimento de ponto e outro para seguimento de ângulo. A segunda faz uso apenas das informações de distância recebidas dos sonares, e tem como objectivo o seguimento de parede por acção directa das medidas. Além disto, foi descrita a restrição aplicadas aos sinais de controlo, para evitar a saturação dos mesmos. Uma vez delineado o design do projecto, é apresentado no Capítulo 5 os testes que foram realizados para determinação de alguns parâmetros de projecto.

Capítulo 5

5. Testes e Resultados

A calibração dos sensores é fundamental para o correcto comportamento de uma cadeira de rodas inteligente, afinal as informações provenientes do ambiente são percebidas por estes elementos. Medidas erróneas são constantes fontes de problemas de controlo e tem de ser tratadas de forma a diminuir o efeito de ruídos e outras fontes de interferência. Por esta razão, nas próximas secções são apresentados os resultados das baterias de testes dos sensores utilizados para sua calibração, validação e no próprio projecto da CRI.

5.1 Teste dos Sensores de Sonar

Actualmente a técnica mais comum de medida de distância a objectos em ambientes internos emprega os sensores de ultra-som, principalmente por apresentarem baixo custo e interface amigável. Entretanto, como qualquer sensor, as medidas realizadas podem conter ruídos e variar conforme a forma, distância e inclinação do objecto em relação ao sensor. Para se conhecer melhor o modelo de sonar trabalhado, além das características fornecidas pelo fabricante, foram ensaiadas medidas de diversas situações reais, Figura 5.1.

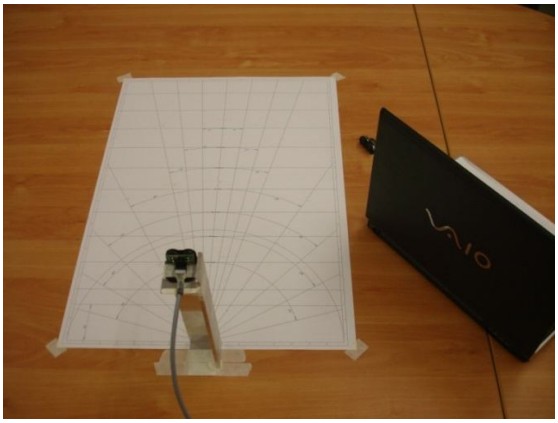


Figura 5.1 Base de testes para os sensores de ultra-som

5.1.1 Descrição do Teste dos Sensores de Ultra-som

Para a validação das medidas, um sonar foi montado sobre um suporte a vinte centímetros de altura. Justaposto ao sonar foi colocada uma folha contendo marcações padronizadas resultantes da combinação de distâncias (15cm, 30cm, 45cm e 60cm) e ângulos (15º,30º,45º,60º) relativos ao sensor, Figura 5.2.

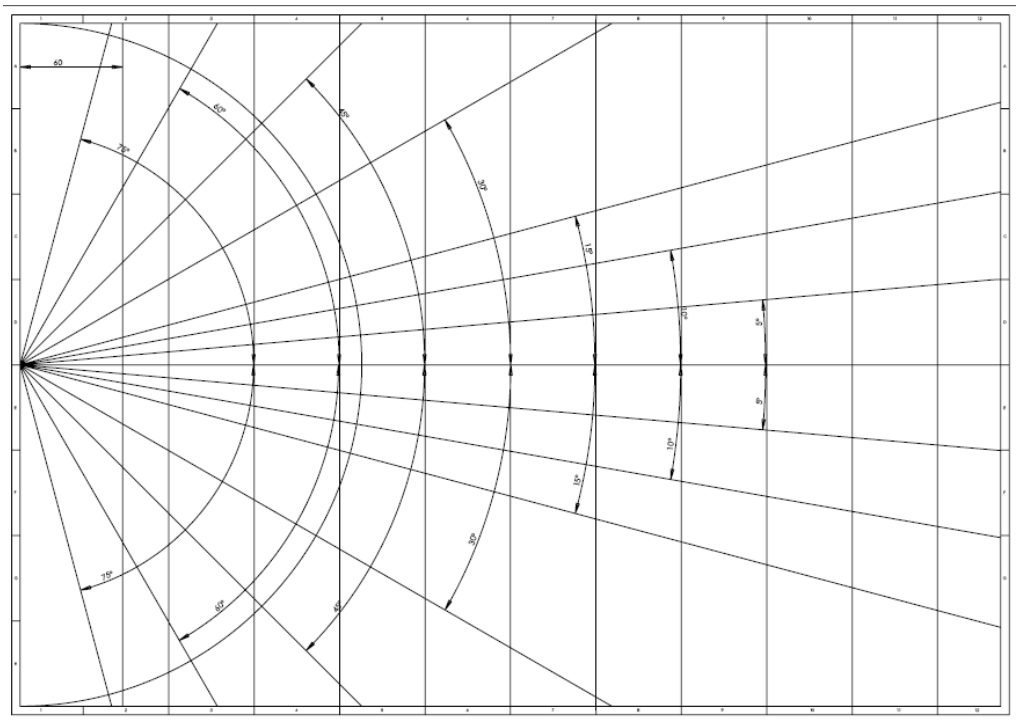


Figura 5.2 Folha contendo as marcações de distância e ângulo utilizada para o teste dos sonares

Os obstáculos foram escolhidos de forma a analisar as mais diversas situações, sendo compostos por:

- Quadro rectangular fabricado em cortiça com largura de 80 cm. Dada a relação de largura entre este obstáculo e o sensor, e as distâncias medidas, foi considerado como uma boa aproximação a uma parede com largura infinita.
- Caixa de papel cartão com largura de 15 cm.
- Caixa de papel cartão com largura de 10 cm.
- Caixa de papel cartão com largura de 5 cm.
- Estrutura tubular de PVC com diâmetro de 11 cm.
- Estrutura tubular de PVC com diâmetro de 7.5 cm.

Após colocar-se um objecto sobre uma marcação, são capturadas dez medidas de distância. Este é então posicionado sobre outra marca, até que todas sejam contempladas, como exemplificado na Figura 5.3. Este processo se repete então para cada um dos seis objectos.

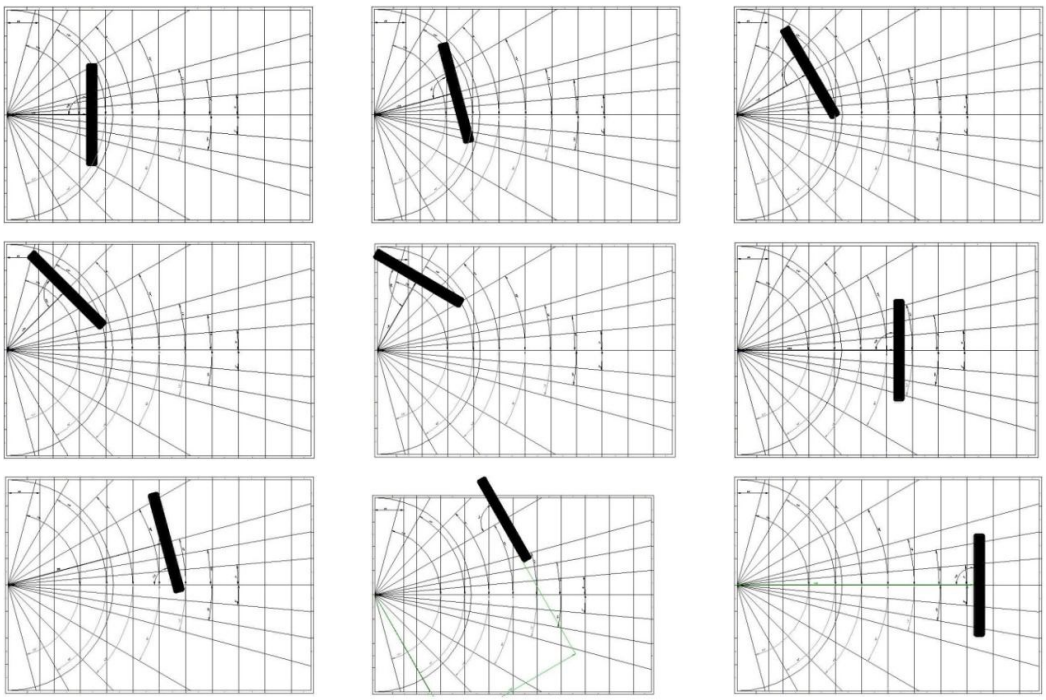


Figura 5.3 Exemplo de posicionamento de obstáculos para o teste dos sensores de ultra-som

Os resultados da média das medidas de cada marca podem ser visualizadas graficamente a seguir.

5.1.2 Resultados

O teste com obstáculos da grande largura, Figura 5.4 demonstrou óptimos resultados para qualquer distância para os ângulos compreendidos entre 0º e 30º. Entretanto, quando o objecto fora colocado a 45º, o objecto somente foi detectado em distâncias superiores a 30 cm. Para distâncias inferiores, e para todas as medidas realizadas a 60º o objecto não foi detectado.

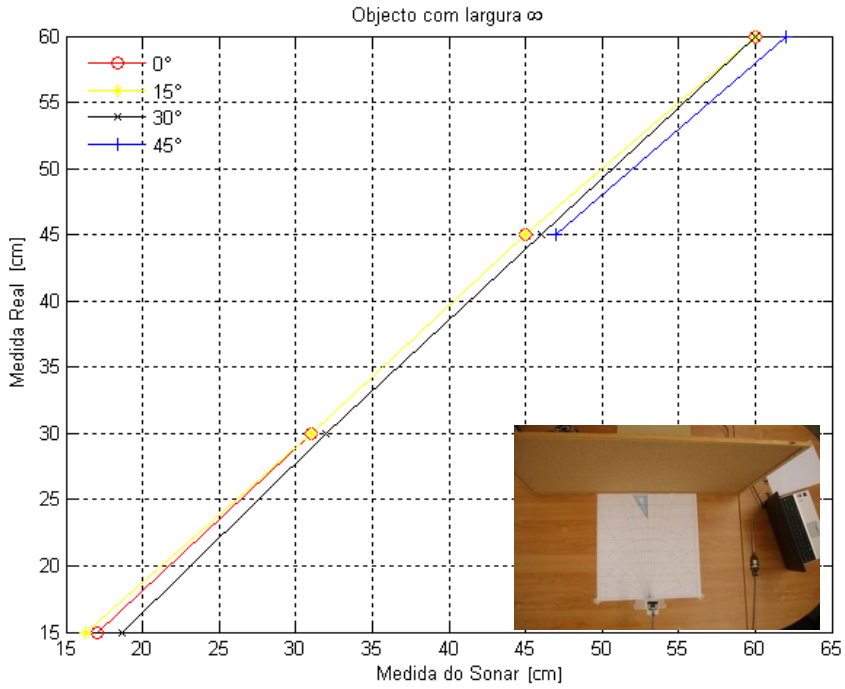


Figura 5.4 Teste do sensor de ultra-som com obstáculo de largura 'infinita'

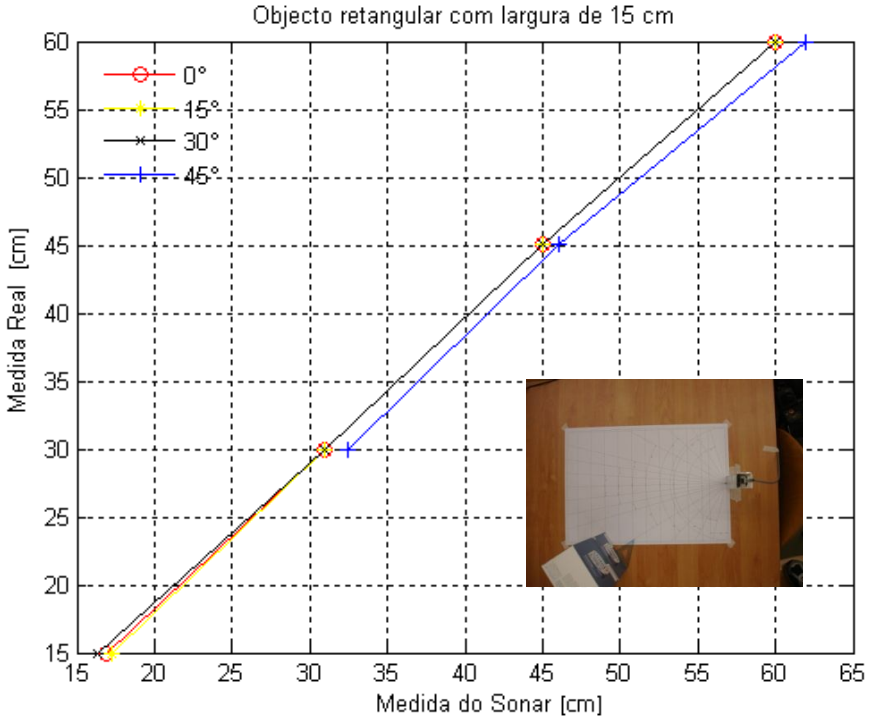


Figura 5.5 Teste do sensor de ultra-som com obstáculo rectangular de 15 cm de largura

Com o obstáculo de 15 cm de largura, Figura 5.5, a detecção foi possível em todas as distâncias com ângulo entre 0º e 30º e distâncias superiores a 30 cm para 45º. Na Figura 5.6 apresenta-se os resultados do objecto de 10 cm de largura. Sua detecção aconteceu entre 0º e 30º para todas as distâncias e apenas entre 30cm e 45 cm quando posicionado a 45º. Com apenas 5 cm de largura, o obstáculo apresentado na Figura 5.7 também obteve resultados na mesma faixa que o objecto de 10 cm.

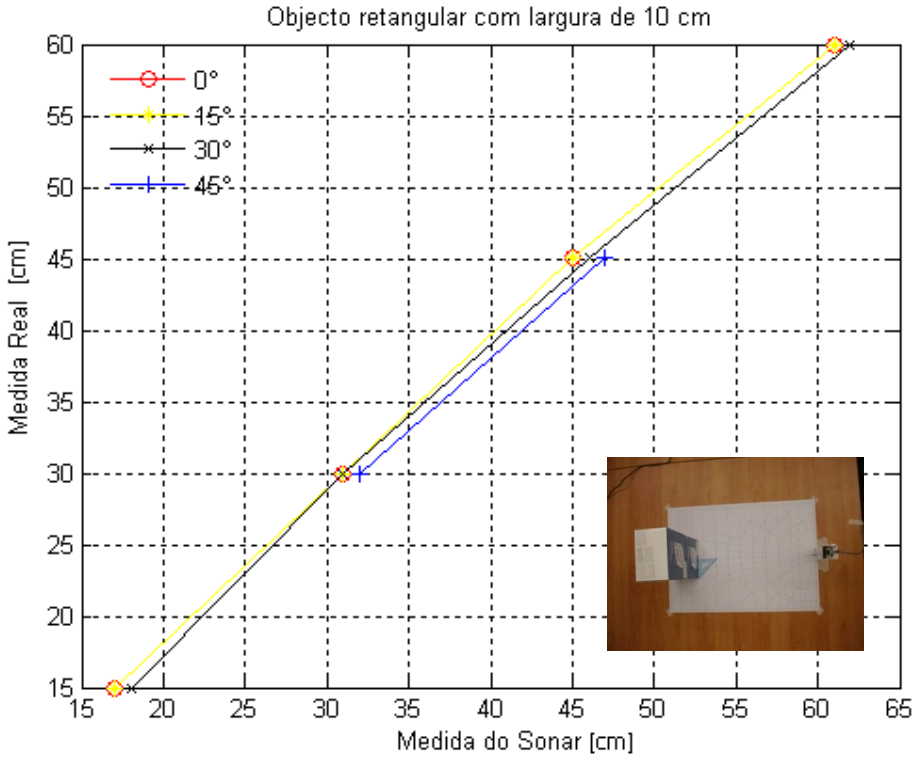


Figura 5.6 Teste do sensor de ultra-som com obstáculo rectangular de 10 cm de largura

Como pode ser viasulizado na Figura 5.8, as detecções para o cilindro de 11 cm de diâmetro ocorreram somente para quando posicionado entre 30cm e 60cm em 0º e entre 45cm e 60 cm em 15º. Seu posicionamento em todas as outras marcas não obteve resultados. A detecção do ultimo obstáculo a ser testado, o cilindro de 7.5cm de diâmetro, teve uma performance insatisfatória, uma vez que não foi possível realizar sequer uma medida de sua distância.

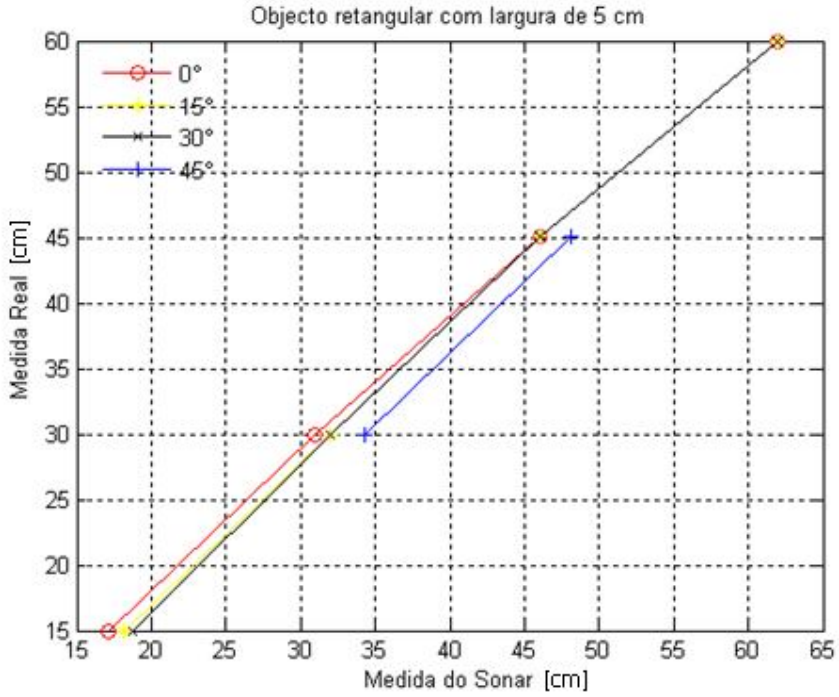


Figura 5.7 Teste do sensor de ultra-som com obstáculo rectangular de 5 cm de largura

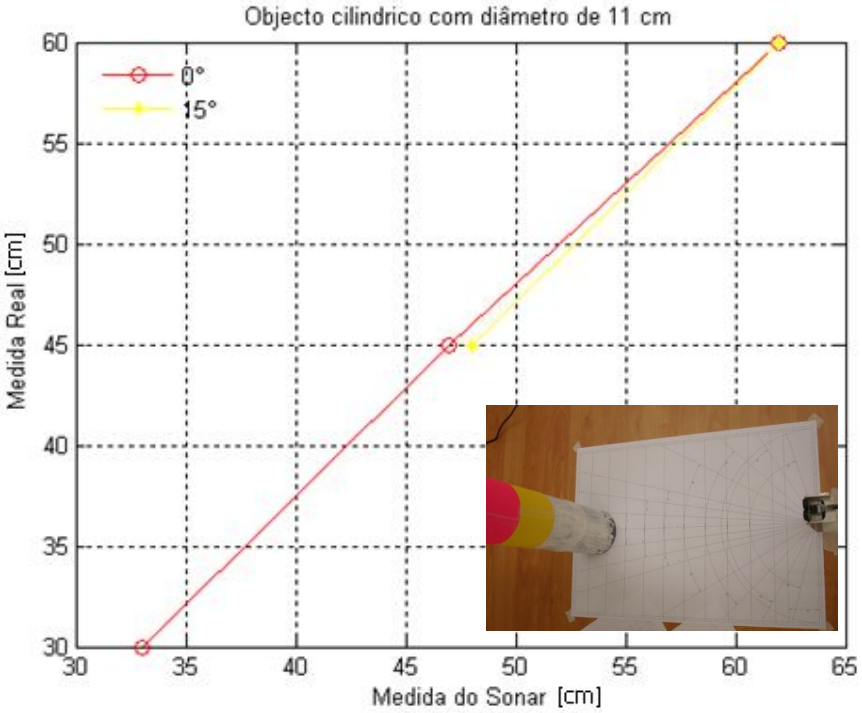


Figura 5.8 Teste do sensor de ultra-som com obstáculo cilíndrico com diâmetro de 11 cm

5.1.3 Conclusões dos Testes

A análise separada dos resultados de cada objecto serviu para o conhecimento específico das limitações dos sonares, entretanto individualmente cada resultado não representa bem a totalidade das detecções. Para que fosse possível criar uma curva de aproximação dos resultados medidos com as distâncias reais, reuniu-se as informações de cada teste em um cenário único, Figura 5.9.

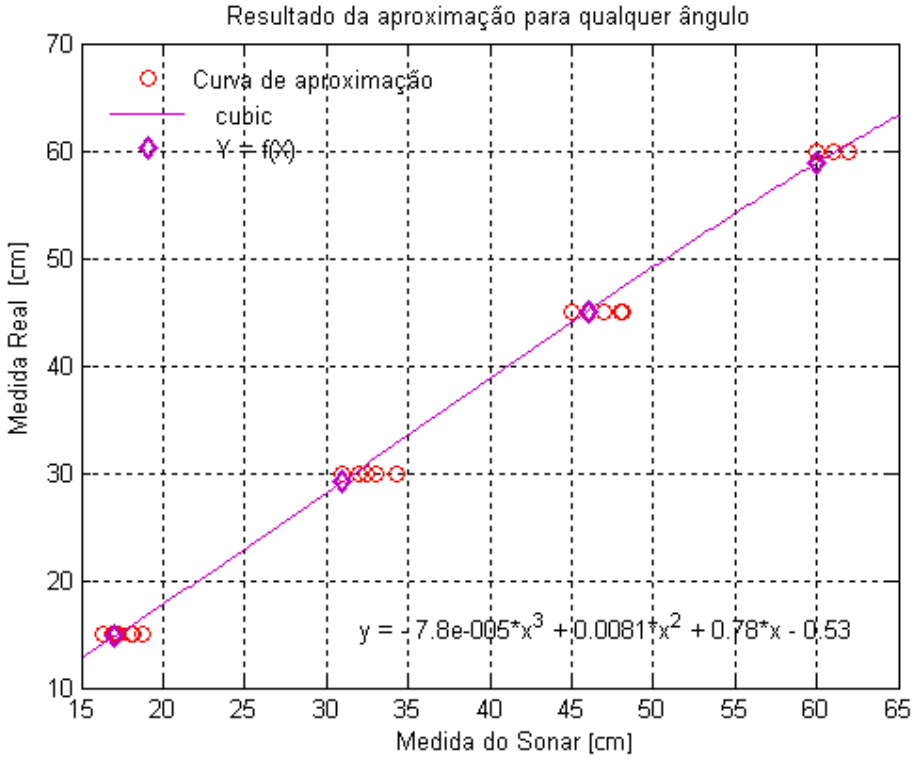


Figura 5.9 Aproximação cúbica para entre as medidas do sonar e as medidas reais para todos os obstáculos

A união dos resultados das medidas de todos obstáculos permitiu a representação dos pontos através de uma aproximação cúbica:

$$y = -7.8e^{-5}x^3 + 0.0081x^2 + 0.78x - 0.53$$

Onde x representa a informação de distância medida pelo sonar e y a distância real.

Além da correcção das medidas dos sensores de ultra-som, através da análise dos resultados da bateria de testes é possível tirar duas conclusões fundamentais para o posicionamento dos sonares na cadeira de rodas:

- O limite angular de detecção dos objectos encontra-se na faixa entre 45º e 60º para a maioria dos obstáculos testados.
- A medida possui uma maior precisão quando o objeto se encontra posicionado a distâncias de 30 cm ou superiores.

Conhecido o limite angular que um obstáculo é reconhecido, estabeleceu-se por segurança uma amplitude de 50º como ângulo máximo confiável para a detecção de objectos. Isto implica directamente na distância mínima necessária para a formação de uma zona de segurança ao redor da cadeira, sem a presença de pontos cegos.

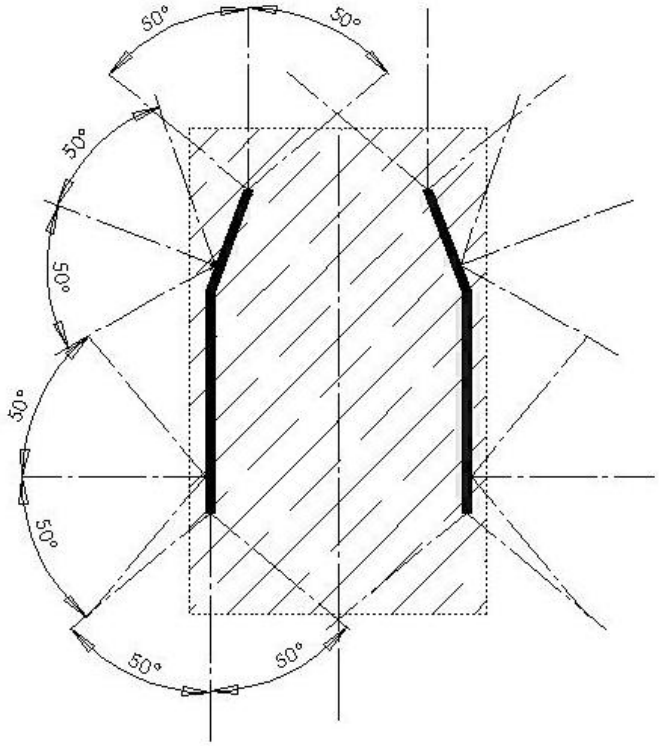


Figura 5.10 Posicionamento dos sonares em volta da cadeira de rodas

O projecto de posicionamento levou em consideração o ângulo máximo confiável de 50º e as limitações físicas impostas pelo design da cadeira para a instalação dos sonares, Figura 5.10. Com seu entorno protegido pela zona de segurança, calculou-se que seriam necessários ao menos 31.3 cm de distância entre obstáculos e sensores para garantir que não haja colisão. Entretanto a distância de 31.3 cm deixa de ser significativa quando analisados dois aspectos relativos as características físicas da cadeira e limitações do sonar. O primeiro diz respeito a forma como os sonares montados, uma vez que os sensores dianteiros têm recuo de 13.1 cm e os traseiros de 22 cm. Isto significa que a distância mínima para detecção entre objecto e cadeira seria reduzida a respectivamente

18.1 e 9.3 cm. O segundo aspecto é que devido a variação das medições de distâncias inferiores a 30 cm, decidiu-se que por segurança a distância mínima a ser utilizada que para fins de controlo é de 40 cm.

5.2 Teste do Sistema de Hodometria

O teste do sistema de hodometria têm por objectivo avaliar a qualidade dos dados de posição, calculados com as informações provenientes dos encoders e das características físicas da cadeira de rodas. Para isso, foram realizados três ensaios: deslocamento em linha recta, rotação de 360º e um percurso fechado.

5.2.1 Rotação de 360º

No ensaio de rotação de 360º a cadeira de rodas é manobrada pelo usuário de forma a dar uma volta completa em torno de seu centro de rotação. Foram então colectadas amostras para rotações nos sentidos anti-horário e horário, respectivamente Figura 5.11 e Figura 5.12. Através da comparação entre hodometria e medida real, busca-se neste teste corrigir a posição do ponto central do eixo das rodas.

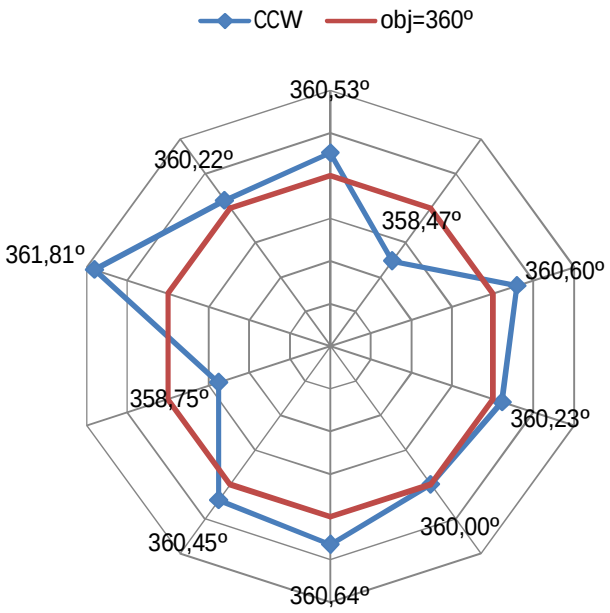


Figura 5.11 Resultados dos testes de hodometria: Rotação de 360º no sentido anti-horário

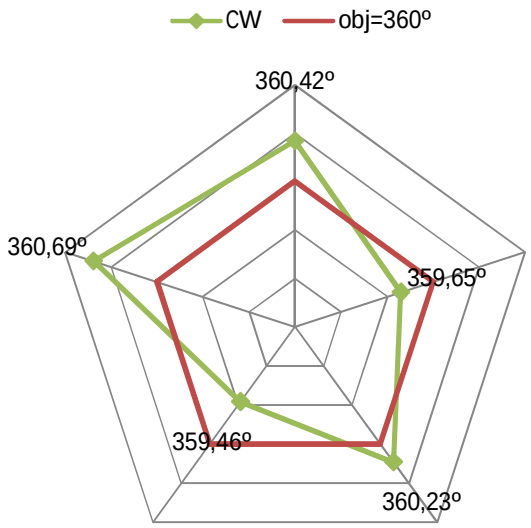


Figura 5.12 Resultados dos testes de hodometria: Rotação de 360º no sentido horário

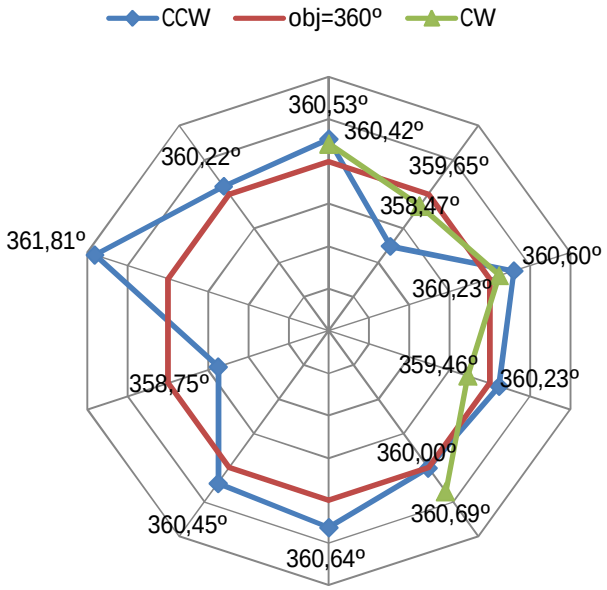


Figura 5.13 Resultados dos testes de hodometria: Comparativo entre os sentidos de rotação

A comparação entre os resultados da rotação em ambos os sentidos pode ser visualizada na Figura 5.13.

5.2.2 Deslocamento em Linha Recta

Este teste consiste em deslocar a cadeira seguindo uma trajectória recta até determinado ponto e repetido para distâncias diferentes a fim de comparar os erros nas medidas. Os resultados para as medidas de 5m, 10m e 15m podem ser encontrados na Figura 5.14. O objectivo deste ensaio é afinar o parâmetro de diâmetro de cada roda e também conhecer o erro de dispersão das medidas.

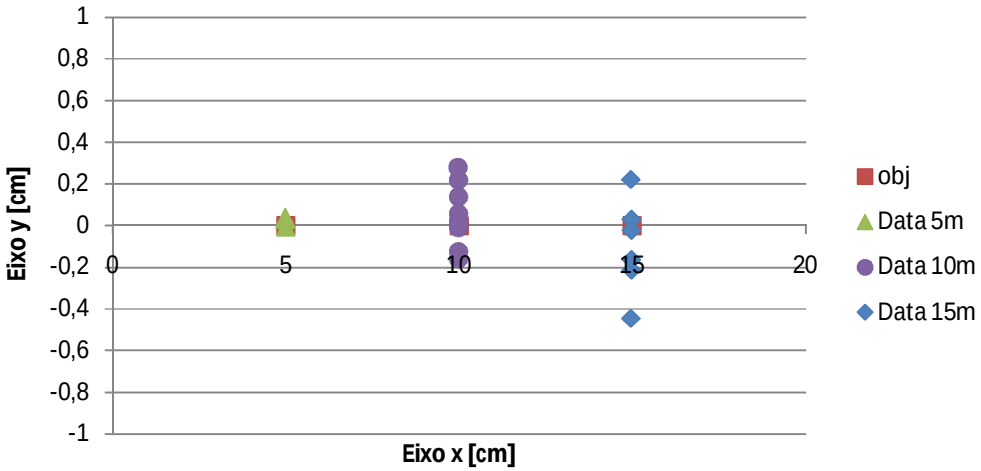


Figura 5.14 Resultados dos testes de hodometria: Comparação entre os deslocamentos em linha recta de 5m, 10m e 15m

Com base nos resultados deste teste nota-se nitidamente o efeito da dispersão dos pontos em função da distância percorrida. Estes resultados são explicados através da integração sistemática dos erros de hodometria, que acabam por degradar progressivamente a precisão da localização calculada. Apesar disto o valor percentual do erro no ponto objectivo (x,y) com relação ao deslocamento total da cadeira de rodas encontra-se em uma faixa de valores aceitáveis, como mostrado na tabela 2.

Tabela 2 Resultados dos testes de hodometria: Comparação entre os erros percentuais nos eixos X e Y relativos ao deslocamento total

Erro percentual dx			Erro percentual dy		
5m	10m	15m	5m	10m	15m
0.20	0.25	0.26	0.20	0.25	0.26
0.10	0.26	0.23	0.10	0.26	0.23

0.00	0.23	0.33	0.00	0.23	0.33
0.10	0.20	0.22	0.10	0.20	0.22
0.00	0.21	0.31	0.00	0.21	0.31

5.2.3 Circuito Fechado

Este ensaio foi realizado conduzindo-se a cadeira de rodas em torno de uma área rectangular com início (0,0) e fim no mesmo ponto e orientação. Além disso, também foi levado em consideração o sentido do deslocamento: horário e anti-horário. Na Figura 5.15 encontra-se expresso o deslocamento calculado pela odometria (linha azul), no sentido horário de uma das amostras. Nesta mesma figura, o círculo preto representa o ponto de chegada, devido a dificuldades em posicionar a cadeira exactamente sobre o mesmo ponto de início.

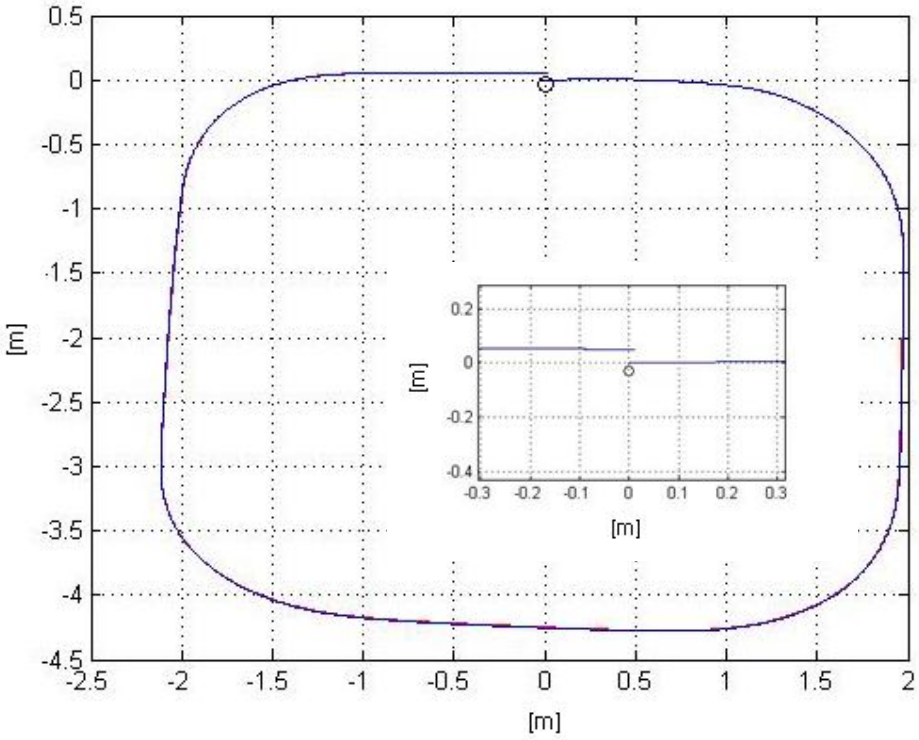
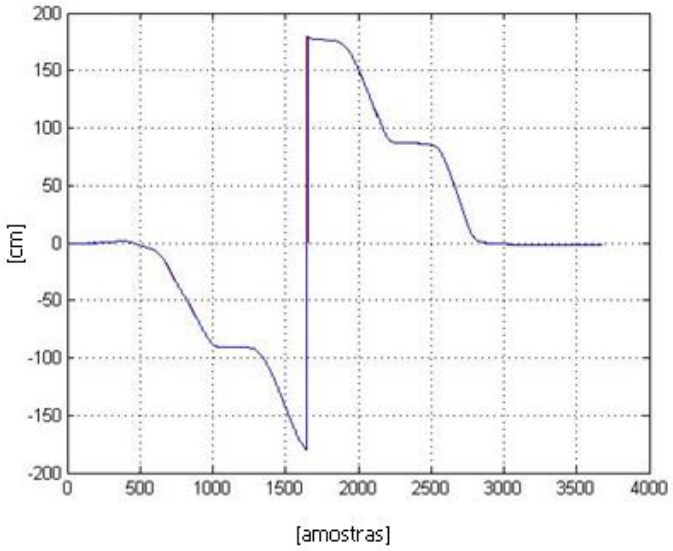


Figura 5.15 Resultados dos testes de hodometria: Percurso realizado no teste de circuito fechado em coordenadas cartesianas



Na

Figura 5.16, encontra-se o resultado das medidas do ângulo de posição da cadeira em função do número de amostras. A descontinuidade observada é referente a transição de -180º a 180º, ocasionada pela faixa de trabalho da medida de ângulo [0º 180º] no sentido anti-horário e [0º a -180º] no sentido horário.

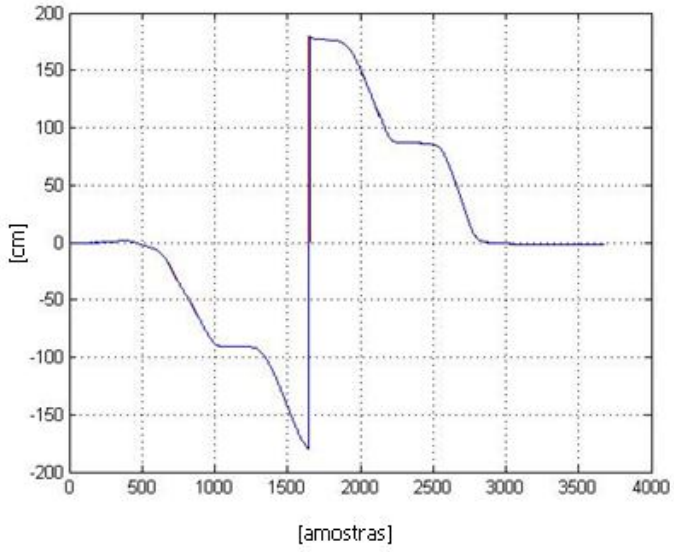


Figura 5.16 Resultados dos testes de hodometria: Percurso realizado no teste de circuito fechado em função do ângulo de orientação

A comparação entre os resultados deste teste se encontra na Figura 5.17. Os resultados finais confirmam que mesmo com o ajuste dos parâmetros de hodometria, existe a

necessidade de implementação de métodos de correcção automáticos da hodometria, devido a diferença entre os erros dos dois sentidos.

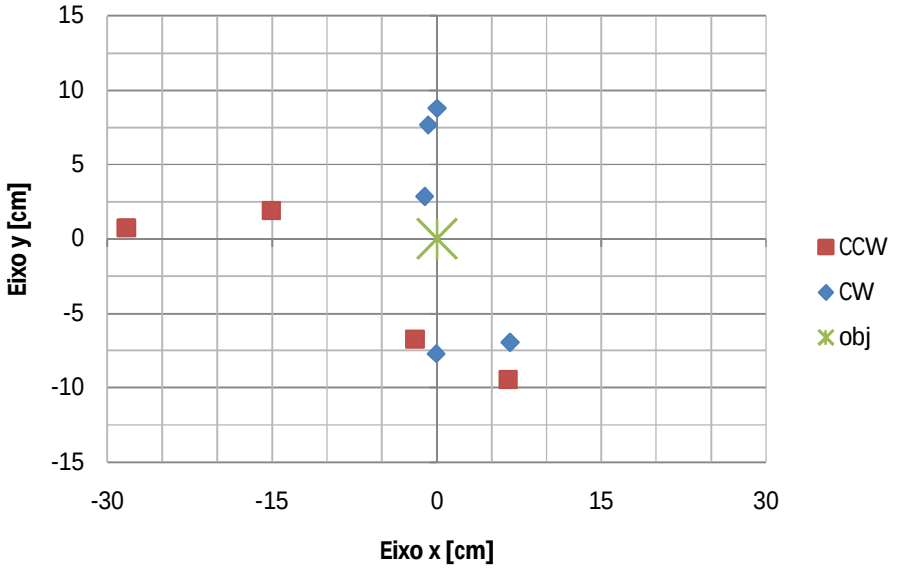


Figura 5.17 Resultados dos testes de hodometria: Posição final do ponto de referência da cadeira de rodas Circuito fechado

5.3 Testes de Controlo

Os testes de controlo tencionam comprovar a eficácia dos controlos desenvolvidos, bem como ajustar parâmetros de ganho e velocidades. Nesta secção serão apresentados os testes feitos com dois dos controlos implementados: seguimento de recta e seguimento de ângulo.

5.3.1 Seguimento de Recta

Este ensaio foi feito de maneira análoga ao descrito na secção 5.2.2, entretanto, o seguimento da linha foi realizado pelo controlador e não pelo utilizador. Uma vez que neste teste o objectivo é avaliar a performance do controlador, a precisão da hodometria não é discutida, sendo aceita como valor real. abaixo apresenta-se os resultados dos ensaios de 5m e 10m com erro de paragem de $\pm 1m$, Figura 5.18 e Figura 5.19 respectivamente.

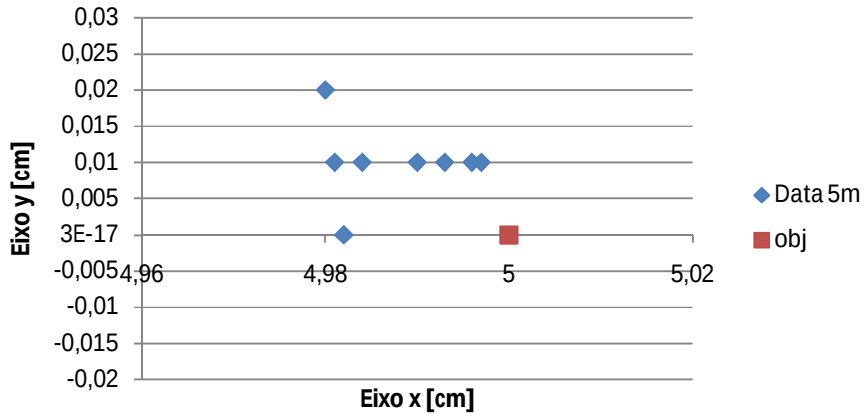


Figura 5.18 Resultado dos testes de controlo: Deslocamento de 5m em linha recta

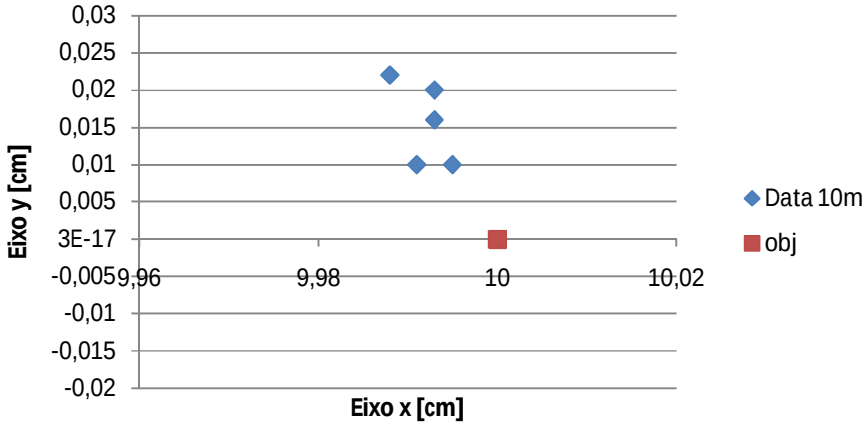


Figura 5.19 Resultado dos testes de controlo: Deslocamento de 10m em linha recta

Os resultados apresentados acima comprovam a eficácia do controlador utilizado, que apresenta erros máximos de 2 cm em deslocamentos de grandes distâncias.

5.3.2 Rotação

Analogamente aos testes realizados na secção 5.2.1, neste teste o controlo foi configurado para realizar uma rotação completa de 360º em torno de seu eixo. Os resultados dos testes nos sentidos horários e anti-horários podem ser visualizados na Figura 5.20 e na Figura 5.21.

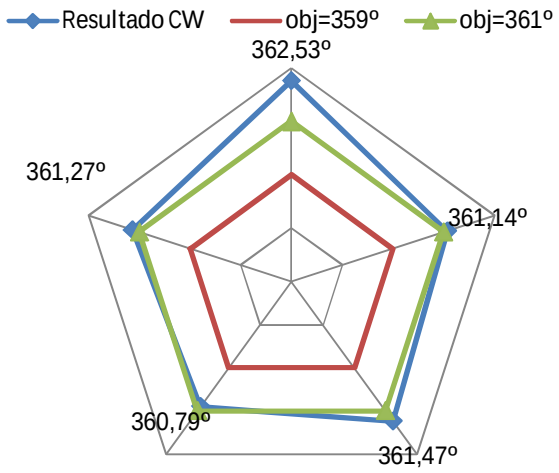


Figura 5.20 Resultados dos testes do Controlo: Rotação de 360º em sentido horário

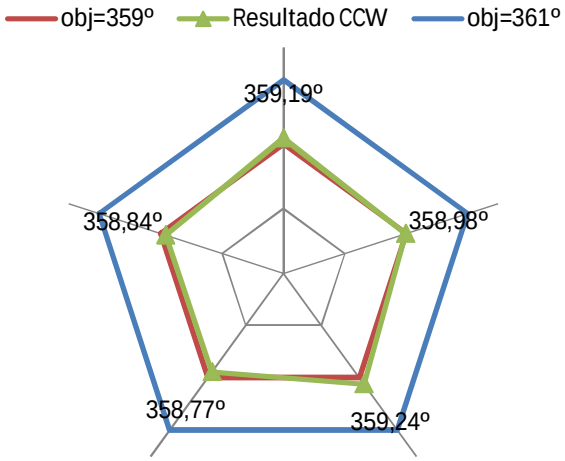


Figura 5.21 Resultados dos testes do Controlo: Rotação de 360º em sentido anti-horário

Os gráficos contêm dois objectivos, 359º e 361º, pois ao objectivo real de 360º foi associado um erro de ±1°. Apesar da avaliação positiva, os resultados comparativos apresentados na Figura 5.22, demonstram a necessidade de pequenos ajustes de correcção nos parâmetros de ganho do controlador

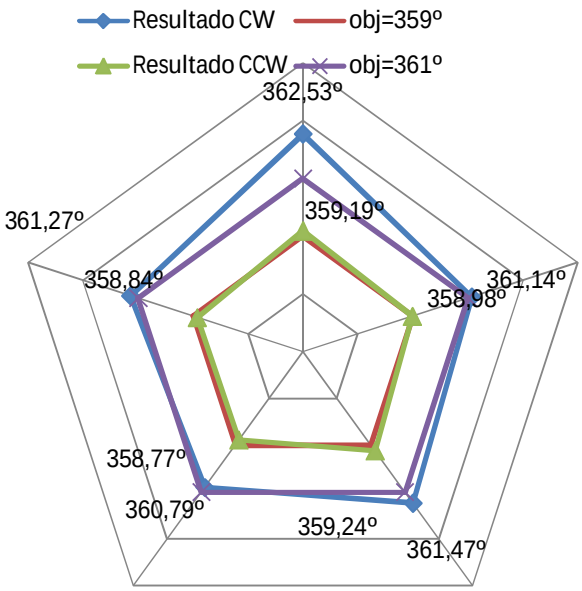


Figura 5.22 Resultados dos testes do Controlo: Comparativo entre os sentidos de rotação

Capítulo 6

6. Conclusões e Perspectivas de Desenvolvimento

Neste trabalho foi apresentado um estudo sobre cadeiras de rodas inteligentes, a implementação de um protótipo e a fundamentação teórica que suporta o projecto. Foram apresentadas as características que tornam uma cadeira eléctrica inteligente e a comparação dos projectos desenvolvidos na área. Com base neste estudo foi proposta uma arquitectura de hardware e de software que solucionam alguns dos problemas enfrentados pelos portadores de deficiência física. Também foi apresentada uma proposta de sistema de controlo e a sua implementação, e os testes dos sensores e do controlo utilizados para a configurar e para ajustar parâmetros.

Discutiu-se o conceito de uma cadeira de rodas inteligente como sendo uma cadeira de rodas motorizada padrão, onde são adicionados diversos sensores e um computador, ou então em um robô móvel agregado de um assento para o paciente. Esta deve ainda possuir características tais como interacção com o utilizador através de uma interface amigável, navegação autónoma com segurança, flexibilidade e desvio de obstáculos e comunicação com outros dispositivos, como portas automáticas e outras cadeiras de rodas.

Deste modo, foi desenvolvida uma arquitectura de hardware que abrangeu a utilização de sensores de ultra-som, encoders, câmara digital de vídeo, placas electrónicas de interface e um computador portátil. Para este protótipo específico, comprovou-se a vantagem de fixar os encoders sobre um sistema auxiliar, uma vez que as rodas da cadeira sofrem deslizamentos sem que haja deslocamento da mesma. Também foi possível concluir os inconvenientes desta decisão, dada a dificuldade de posicionar o conjunto em relação ao centro do eixo das rodas e a impossibilidade de garantir com precisão a velocidade das rodas. Para solucionar questões relacionadas ao software, foi desenvolvida uma plataforma contendo aplicativos interpretadores de comandos do utilizador, controlo e de aquisição dos dados dos sensores.

No que diz respeito ao controlo, foram discutidos e implementadas algumas forma de controlo por realimentação parcial de estados, e formas de controlo directo através das medidas dos sensores.

Os ensaios realizados permitiram concluir o grau de abrangência dos sonares e permitir sua correcta disposição ao redor da cadeira, criando um campo de detecção de 360º a uma distância de aproximadamente 30cm. Também foi possível realizar a correcção no diâmetro das rodas, de modo a minimizar os erros de hodometria e visualizar a dispersão dos dados a medida que o deslocamento aumenta. Em relação ao controlo, os ensaios foram importantes para o ajuste dos ganhos e para sua validação.

Este trabalho gerou muitas perspectivas de desenvolvimento de trabalhos futuros, como por exemplo avaliar a implementação de controladores do tipo PID que se encontram programados no *firmware*. Outro aspecto relevante ao trabalho seria o desenvolvimento de um sistema de navegação assistida através de mapas locais do ambiente, carregados previamente ou construídos de forma autónoma pela própria cadeira. Relativo à hodometria, podem ser implementados métodos de correcção de seus erros sistemáticos, como proposto por Borenstein [Borenstein e Feng, 1996]; métodos autónomos de correcção, tais como o reconhecimento de marcas artificiais no solo e o cruzamento de informações dos sensores de distância com mapas locais, além de métodos estatísticos da dispersão da posição da cadeira, para serem utilizados na camada de planeamento de trajectórias. Seria importante também finalizar o trabalho de comunicação com o simulador, abrindo a possibilidade de navegação em ambientes virtuais e realidades aumentadas.

Referências Bibliográficas

Adachi, Y., Y. Kuno, N. Shimada, e Y. Shirai. “Intelligent wheelchair using visual information on human faces.” *International Conference in Intelligent Robots and Systems.* 1998. pp. 354 - 359.

Balcells, A. C., e J. A. Gonzalez. “TetraNauta: A wheelchair controller for users with very severe mobility restrictions.” *3 rd Annual TIDE Congress.* Helsinki, Finland, 1998.

Balcells, AC, F.D. del Rio, G. Jimenez, J.L. Sevillano, C. Amaya, e S. Vicente. “SIRIUS: improving the maneuverability of powered wheelchairs.” *Proceedings of the 2002 International Conference Control Applications.* IEEE, 2002. pp. 790-795. ISBN: 0-7803-7386-3. ISSN: 1085-1992 .

Barr, A. Cohen, e P Feigenbaum. *Handbook of Artificial Intelligence.* Vol. I. Addison Wesley, 1986.

Bell, D. A., J. Borenstein, S. P. Levine, Y. Koren, e L. Jaros. “An assistive navigation system for wheelchairs based upon mobile robot obstacle avoidance.” *IEEE Conf. on Robotics and Automation.* 1994. 2018 - 2022.

Bergasa, L.M., M. Mazo, A. Gardel, J.C. Garcia, A. Ortuno, e A.E. Mendez. “Guidance of a wheelchair for handicapped people by face tracking.” *IEEE International Conference on Emerging Technologies and Factory Automation* . pp. 1999. 105-111. ISBN: 0-7803-5670-5.

Bonci, A. Longhi, S. Monteriu, A. Vaccarini, M. “Navigation system for a smart wheelchair.” *Journal- Zhejiang University Science* Via . 2005 . : pp. 110-117. ISSN 1009-3095 .

Borenstein, J., e L. Feng. “Measurement and correction of systematic odometry errors in mobilerobots.” *IEEE Transactions on Robotics and Automation.* 1996. pp.869-880. ISSN 1042-296X.

Borenstein, J., H. R. Everett, e L. Feng. *Where am I? Sensors and methods for mobile robot positioning.* Univ. Michigan, 1996.

Borgolte, U., H. Hoyer, C. Buehler, H. Heck, e R. Hoelper. “Architectural Concepts of a Semi-autonomous Wheelchair.” *Journal of Intelligent and Robotic Systems* 22 . 1998 . : pp. 233-253. ISSN: 0921-0296.

Borland. 2007. http://www.borland.com.

Bourhis, G., O. Horn, O. Habert, e A. Pruski. “An autonomous vehicle for people with motor disabilities.” *IEEE Robotics & Automation Magazine* 8 . March 2001. pp. 20-28. ISSN 1070-9932.

Braga, A.M.R., Petry, M.R., Moreira, A.P., Reis, L.P."Intellwheels: A Development PlatForm for intelligent wheelchairs for disabled people". *5th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*. Funchal,Portugal. 2008 a. (“aceite para publicação”)

Braga, A.M.R., Petry, M.R., Reis, L.P, Oliveira, E."Multi-Level Control of an Intelligent Wheelchair in a Hospital Environment using a Cyber-Mouse Simulation System". *5th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*. Funchal,Portugal. 2008 b. (“aceite para publicação”)

Braga, A.M.R., Petry, M.R., Moreira, A.P., Reis, L.P."Platform for Intelligent Wheelchairs Using Multi-level Control and Probabilistic Motion Model.” *8th Portuguese Conference on Automatic Control.* Vila Real, Portugal. 2008 c. (“submetido”)

Faria, P. M., R. A. Braga, E. Valgôde, e L. P. Reis. “Interface Framework to Drive an Intelligent Wheelchair Using Facial Expressions.” *IEEE International Symposium on Industrial Electronics.* 2007. pp. 1791-1796. ISBN: 1-4244-0755-9.

Faria, P. M., R. A. Braga, E. Valgôde, e L. P. Reis. “Platform to Drive an Intelligent Wheelchair using Facial Expressions.” *Proc. 9th International Conference on Enterprise Information Systems - Human-Computer Interaction (ICEIS 2007).* Funchal, Madeira, Portugal, 2007. pp. 164-169. ISBN 978-972-8865-92-4.

Fehr, L., W. Langbein, e S. Skaar. “Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities: A clinical survey.” *Journal of Rehabilitation Research and Development* 37 . 2000. pp. 353–360.

Fikes, R., e N. J. Nilsson. “STRIPS: A New Approach to the Application of Theorem Proving to.” *IJCAI.* 1971. pp.608-620.

Gribble, W. S., R. L. Browning, M. Hewett, E Remolina, e Kuipers B. J. *Integrating vision and spatial reasoning for assistive navigation.* Vol. 1458, em *Assistive technology and artificial*, edição: Simpson R., pp. 179-193. New York: Springer, 1998. ISSN 0302-9743. ISBN 978-3-540-64790-4 .

Hamagami, T., e H. Hirata. “Development of intelligent wheelchair acquiring autonomous, cooperative, and collaborative behavior.” *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics.* 2004.pp. 3525-3530. ISBN 0-7803-8566-7.

Hoyer, H., e R. Hölper. “Open control architecture for an intelligent omnidirectional wheelchair.” *In Proc. of the 1st TIDE Congress.* Brussels, 1993. pp. 93-97.

IBM. 2007. www.ibm.com.

Indiveri, G. “Kinematic Time-invariant Control of a 2 0 Nonholonomic vehicle.” *Proceedings of the 38th IEEE Conference on Decision and Control* III . 1999. pp. 2112-2117. ISBN 0-7803-5250-5.

Jia, P., e H. Hu. “Head Gesture based Control of an Intelligent Wheelchair.” *CACSUK - 11th Annual Conference of the Chinese Automation and Computing Society in the UK.* Sheffield, UK, 2005.

Jia, P., H. Hu, T. Lu, e K. Yuan. “Head Gesture Recognition for Hands-free Control of an Intelligent Wheelchair.” *Journal of Industrial Robot*, 2007. pp. 60-68.

Katevas, N. L. “The autonomous mobile robot SENARIO: a sensor aided intelligentnavigation system for powered wheelchairs.” *IEEE Robotics & Automation Magazine* [IEEE], December 1997. pp. 60-70. ISSN: 1070-9932.

Lakany, H. “Steering a wheelchair by thought.” *The IEE International Workshop on Intelligent Environments.* 2005. pp. 199 - 202. ISBN 0-86341-519-9.

Levine, S. P., D. A. Bell, L. A. Jaros, R. C. Simpson, Y. Koren, e J. Borenstein. “The NavChair assistive wheelchair navigation system.” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, December 1999. pp. 443-451. ISSN: 1063-6528.

Luo, R. C., T. M. Chen, e M. H. Lin. “Automatic Guided Intelligent Wheelchair System Using Hierarchical Grey-Fuzzy Motion Decision-Making Algorithms.” *Proceedings of the 1999 IEEVRSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.* 1999. ISBN: 0-7803-5184-3.

Madarasz, R. L., L. C. Heiny, R. F. Cromp, e N. M. Mazur. “The design of an autonomous vehicle for the disabled.” *IEEE J. Robotics and Automat.* 1986. pp. 117 - 126. ISSN: 0882-4967.

Martens, C., N. Ruchel, O. Lang, O. Ivlev, e A. Graser. “A FRIEND for Assisting Handicapped People.” *IEEE Robotics & Automation Magazine*, March 2001. pp. 57-65. ISSN 1070-9932.

Miller, D. *Assistive Robotics: An Overview.* Vol. 1458, em *Assistive Technology and Artificial Intelligence*, pp. 126-136. Springer Berlin / Heidelberg, 1998. ISBN 978-3-540-64790-4.

Miller, D. P., e M. Slack. “Design and testing of a low-cost robotic wheelchair prototype.” Edição: Springer Netherlands. *Autonomous Robots* II, n. 1 . March 1995. pp. 77-88. .

Murakami, Y., Y. Kuno, N. Shimada, e Y. Shirai. “Collision avoidance by observing pedestrians' faces for intelligentwheelchairs.” *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.* Maui, HI, USA: IEEE, 2001. pp. 2018–2023. ISBN 0-7803-6612-3.

Nisbet, P. D., J. Craig, J. P. Odor, e Aitken S. ““Smart” wheelchairs for mobility training.” *Technol Disabil.*, 1995. pp. 49–62. ISSN: 1055-4181.

Pei Chi, Ng., e L. C. de Silva. “Head gestures recognition.” *Proceedings International Conference on Image Processing.* 2001. pp. 266-269. ISBN 0-7803-6725-1.

Pires, G., e U. Nunes. “Controller, A Wheelchair Steered through Voice Commands and Assisted by a Reactive Fuzzy-Logic.” *Journal of Intelligent and Robotic Systems* , july 2002. pp. 301 - 314. ISSN:0921-0296 .

Prassler, E., J. Scholz, e P. Fiorini. “A robotic wheelchair for crowded public environments.” *IEEE Robotics Autom Mag.* [IEEE], March 2001. pp. 38-45. ISSN 1070-9932.

Rainbow. 2007. www.rainbowonline.net.

Rebsamen, B., et al. “Controlling a Wheelchair Indoors Using Thought.” *IEEE Intelligent Systems and Their Applications* XXII . March-April 2007. pp. 18-24. ISSN 1541-1672.

Roefer, T., e A. Lankenau. “Architecture and Applications of the Bremen Autonomous Wheelchair.” In: *Information Sciences*, edição: P. Wang, pp. 1-20. Elsevier Science BV , 2000.

Schilling, K., H. Roth, Lieb R., e H. Stutzle. “Sensors to improve the safety for wheelchair users.” *3rd Annual TIDE Congress.* Helsinki, Finland, 1998.

Seki, H, Kobayashi S, Y. Kamiya, M. Hikizu, e Nomura H. “TetraNauta: A wheelchair controller for users with very severe mobility restrictions.” *International Conference on Robotics and Automation.* San Francisco, CA, 2000. pp. 24–28.

Shapiro, S. C. “Encyclopedia of Artificial Intelligence.” Edição: S. C. Shapiro, 1792. New York, 1992. ISBN-10: 047150307X.

Simpson, R. C. “Smart wheelchairs: A literature review.” *Journal of Rehabilitation Research & Development,* August de 2005. pp. 423-436.

Simpson, R. C. *NavChair: An Assistive Wheelchair Navigation System with Automatic Adaptation*. Vol. 1458/1998, em *Assistive Technology and Artificial Intelligence*, 235-255. Springer Berlin / Heidelberg, 1998. ISBN 978-3-540-64790-4.

Simpson, R. C., e S. P. Levine. “Automatic Adaptation in the NavChair Assistive.” *IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING* 7 . December 1999 . : pp. 452-463. ISSN 1063-6528.

Sunrise. *Sunrise Medical Manufacturers.* 2007. www.sunrisemedical.co.uk.

Tse, Min Chen, e R.C. Luo. “Multilevel multi-agent based team decision fusion for mobile robotbehavior control.” *3rd World Congress on Intelligent Control and Automation.* Hefei, China: IEEE, 2000. 489-494. ISBN 0-7803-5995-X.

Wellman, P., V. Krovi, e V. Kumar. Adaptive Mobility System. USA Patente 5,513,716. 7 de May de 1996.

Wellman, P., V. Krovi, e V. Kumar. “An adaptive mobility system for the disabled.” *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation.* San Diego, CA, USA, 1994. 2006-2011. ISBN: 0-8186-5330-2.

World Health Organization. “Concept note World Report on Disability and Rehabilitation.” 2005.

World Health Organization. “Disability and Rehabilitation, WHO Action Plan 2006-2011.” 2006.

Yanco, A. H. “Wheelesley: a robotic wheelchair system: Indoor navigation and user interface.” In: *Lecture Notes in Artificial Intelligence: Assistive Technology and Artificial Intelligence*, edição: V.O. Mittal, H.A. Yanco, J. Aronis e Simspon R., 256-268. 1998.

Yang, J., e J. Kim. “Sliding Mode Motion Control of Nonholonomic Mobile Robots.” *IEEE Control Systems Magazine*, April 1999 pp. 15-23. ISSN 0272-1708.

Yoder, J. D., E.T. Baumgartner, e S.B. Skaar. “Initial results in the development of a guidance system for a powered wheelchair.” *IEEE Trans Rehabil Eng* 4 . 1996 . pp. 143-151. ISSN 1063-6528.