

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

VALMIR ANTONIO SCHNEIDER JUNIOR

**DETECÇÃO DE PERNAS UTILIZANDO UM SENSOR DE
VARREDURA LASER APLICADA A UM ANDADOR ROBÓTICO**

VITÓRIA
2013

VALMIR ANTONIO SCHNEIDER JUNIOR

**DETECÇÃO DE PERNAS UTILIZANDO UM SENSOR DE
VARREDURA LASER APLICADA A UM ANDADOR ROBÓTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Anselmo Frizzera Neto.

Co-orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho.

VITÓRIA
2013

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

S359d Schneider Junior, Valmir Antônio, 1983-
Detecção de pernas utilizando um sensor de varredura laser aplicada a um andador robótico / Valmir Antônio Schneider Junior. – 2013.

112 f. : il.

Orientador: Anselmo Frizera Neto.

Coorientador: Teodiano Freire Bastos Filho.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

1. Robótica. 2. Interação homem-máquina. 3. Detectores. 4. Deficientes - Orientação e mobilidade. I. Frizera Neto, Anselmo. II. Bastos Filho, Teodiano Freire. III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro Tecnológico. IV. Título.

CDU: 621.3

VALMIR ANTÔNIO SCHNEIDER JUNIOR

**DETECÇÃO DE PERNAS UTILIZANDO UM SENSOR DE
VARREDURA LASER APLICADA A UM ANDADOR ROBÓTICO**

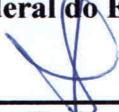
Dissertação submetida ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 20 de maio de 2013.

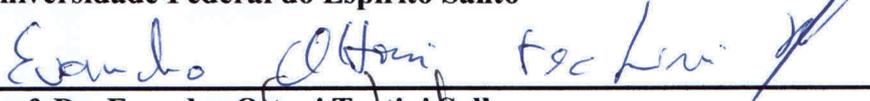
COMISSÃO EXAMINADORA



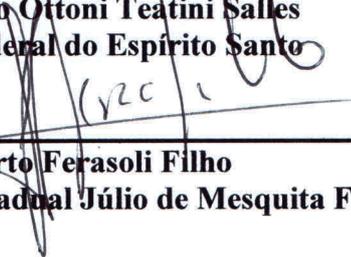
Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto - Orientador
Universidade Federal do Espírito Santo



Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho - Co-orientador
Universidade Federal do Espírito Santo



Prof. Dr. Evandro Ottoni Teatini Salles
Universidade Federal do Espírito Santo



Prof. Dr. Humberto Ferasoli Filho
Universidade Estadual Júlio de Mesquita Filho (UNESP)/Bauru

“Não é preciso entrar para a história para fazer um mundo melhor”

(Mahatma Gandhi)

*“Aos meus pais, Valmir e Denise,
à minha irmã Thayse, e à minha Aline.”*

Agradecimentos

Direciono os meus agradecimentos, em primeiro lugar, ao meu orientador prof. Dr. Anselmo Frizera Neto, pela oportunidade de desenvolver este trabalho, pelos seus direcionamentos fundamentais no decorrer desta pesquisa e por ter compartilhado comigo o conhecimento que um dia espero compartilhar com outros. Um bom orientador é como um guia, ele não apenas aponta a direção, mas percorre junto todo o caminho. Obrigado por percorrer comigo este caminho, pela força e por sua grande amizade.

Ao meu co-orientador prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, sua inteligência e sabedoria é fonte inspiradora que me impulsionou a ir adiante. Seu apoio foi fundamental desde a ideia original do projeto até a concretização dos experimentos. Obrigado pelas colaborações e pela amizade.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e, em especial aos companheiros do Laboratório de Automação Inteligente (LAI) pelo companheirismo e apoio dos quais nunca me esquecerei. Em especial aos meus amigos Camilo Rodriguez, Carlos Valadão, Carlos Cifuentes, Arlindo Elias, Maria Martins, Pâmela Catrinque, Netalianne Heringer e Manuel Ricardo que colaboraram diretamente no desenvolvimento dos trabalhos com o andador. Não existem fronteiras para esta equipe!

Ao meu pai, Valmir, meu maior amigo, meu maior orientador, meu maior exemplo.

À minha mãe, Denise, por me educar, me incentivar, e principalmente por me amar.

À minha irmã, Thayse, não tenho dúvidas de que sua presença ao meu lado, desde minha infância, ajudou a moldar o meu caráter e fazer com que eu seja o que hoje sou. Valmir, Denise e Thayse, toda a minha vida seria pequena para agradecer.

À minha Aline, por sua paciência e por dar significado a tudo o que eu faço. Não consigo mais pensar o amanhã sem você.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES, pelo empenho dos profissionais envolvidos no programa, que acreditam no desenvolvimento científico e tecnológico como bases para uma sociedade melhor.

À CAPES pelo apoio financeiro concedido, sem o qual esta pesquisa não teria sido possível.

Ao meu Deus, pelo ontem, pelo hoje e pelo amanhã.

Sumário

Sumário	x
Lista de Figuras	xii
Lista de Tabelas.....	xv
Nomenclatura	xvi
Capítulo 1. Mobilidade Humana e Dispositivos de Assistência.....	20
1.1 Problemas de Mobilidade Humana.....	21
1.2 Dispositivos de Assistência à Mobilidade	22
1.3 Andadores Convencionais	27
1.4 Andadores Robóticos.....	30
1.4.1 Andadores Robóticos na Literatura	31
1.5 Organização deste Texto	42
Capítulo 2. Arquitetura do Sistema Desenvolvido	44
2.1 Estrutura mecânica do andador	45
2.1.1 Espaço interno para movimentação do usuário	47
2.1.2 Design e funcionalidade	48
2.2 Arquitetura eletrônica do sistema	49
2.2.1 Sensor Laser	50
2.2.2 Unidade de pré-processamento sensorial	54
2.2.3 Unidade de transmissão de dados	55
2.2.4 Plataforma Central de Processamento (PC104).....	55
2.2.5 Unidade de Controle de Baixo Nível.....	57
2.2.6 Motores, placa de atuação, encoders e alimentação	57
2.3 Conclusões.....	61
Capítulo 3. Detecção de Membros Inferiores	62
3.1 Detecção de pernas utilizando sensor de varredura laser	63
3.1.1 Técnica de detecção de pernas desenvolvida	65

3.1.2	Pré-processamento dos dados.....	66
3.1.3	Detecção de transições.....	67
3.1.4	Extração de padrões e análise das regiões detectadas	68
3.1.5	Estimativa das coordenadas das pernas	71
3.1.6	Determinação do posicionamento do sensor	73
3.2	Experimentos	77
3.3	Resultados e discussão	77
3.4	Conclusões.....	80
Capítulo 4. Detecção de comandos de movimento e geração de sinais de controle		82
4.1	Controlador de Baixo Nível.....	82
4.2	Detecção de Comandos de Movimento	84
4.2.1	Implementação no PC104.....	89
4.3	Experimentos e Resultados.....	92
4.4	Conclusões.....	97
Capítulo 5. Conclusões, Considerações Finais e Perspectivas		98
5.1	Conclusões e Considerações Finais	98
5.2	Perspectivas	100
Referências Bibliográficas		102
Apêndice: Fotos e Detalhes do Andador Robótico da UFES		108
Anexo: Datasheet do Sensor Laser de Varredura Hokuyo URG 04LX		111

Lista de Figuras

Figura 1-1 - (a) Cadeira de rodas com tração manual, (b) cadeira de rodas com tração elétrica e com interface pela atividade elétrica cerebral e (c) veículo autônomo para bipedestação (Exmovere, 2012).	24
Figura 1-2 - Órtese passiva acionada por molas (Banala, 2006).	25
Figura 1-3 - Dois tipos de bengalas.	25
Figura 1-4 - (a) Muleta Axilar e (b) Muleta Canadense.	26
Figura 1-5 - (a) SmartCane (Spenko, 2006) e (b) GuideCane (Borenstein, 1997).	26
Figura 1-6 - Tipos de andadores convencional. (a) Com patas, (b) híbrido e (c) com rodas. ..	28
Figura 1-7 - Andador convencional dobrável dotado de três rodas. (a) Vista lateral, (b) vista frontal e (c) estrutura dobrada (Praxis, 2013).	29
Figura 1-8 - Andador Robótico Mobil (Borgolte, 1999).	31
Figura 1-9 - Andador Robótico PAM-AID (Lacey, 1998).	32
Figura 1-10 - Andador Robótico PAMM (Dubowsky, 2000).	33
Figura 1-11 - Guido Walker (Rentschler, 2008).	33
Figura 1-12 - ASAS Walker (Ceres, 2005).	34
Figura 1-13 - Andador SIMBIOSIS e o esquema da instalação dos sensores de força sob os apoios de antebraço (Frizzera, 2010a).	35
Figura 1-14 - Andador NeoASAS (Martins, 2011).	36
Figura 1-15 - Andador iWalker (Cortes, 2008).	37
Figura 1-16 - Andador RTWalker (Hirata, 2006).	37
Figura 1-17 - Andador Robótico desenvolvido em (Wu, 2011).	38
Figura 1-18 - Andador Robótico NILTWAMOR (Ochi, 2011).	39
Figura 1-19 - Andador Robótico JARoW (Lee, 2010).	40
Figura 1-20 - Andador JOHNNIE: (a) Foto da vista frontal e (b) Desenho da vista traseira (Yu, 2010).	40
Figura 1-21- Andador Robótico desenvolvido na UFES.	41
Figura 1-22 – Vista Lateral do Andador Robótico da UFES.	42
Figura 2-1 - Estrutura desenvolvida para o projeto do andador da UFES.	45
Figura 2-2 - Vistas (a) frontal, (b) lateral e (c) superior do projeto do andador.	47
Figura 2-3 - Indicação das dimensões da estrutura do andador.	48
Figura 2-4 - Principais componentes da arquitetura do sistema desenvolvido.	49
Figura 2-5 - Representação da estrutura modular da arquitetura eletrônica concebida.	50
Figura 2-6 - Laser de varredura <i>URG-04LX</i>	51

Figura 2-7 - Diagrama de funcionamento interno do sensor Laser URG-04LX. Adaptado de (Hokuyo, 2006).	51
Figura 2-8 - Exemplo do processo de codificação de distâncias realizado pelo sensor.	53
Figura 2-9 - Agrupamento dos dados em blocos pelo sensor antes de serem transmitidos (Hokuyo, 2006).	53
Figura 2-10 - Unidade de pré-processamento sensorial constituída fisicamente pela placa <i>Explorer 16</i> do fabricante <i>Microchip</i> .	54
Figura 2-11 - Representação das etapas de interação entre o sensor e a unidade de pré-processamento sensorial.	55
Figura 2-12 - Computador PC-104/Plus utilizado como plataforma central de processamento do controle de alto nível.	57
Figura 2-13 - Conjunto moto-reductor acoplado à roda direita do andador.	58
Figura 2-14 - Placa de Atuação.	59
Figura 2-15 – Relação entre os comandos e a tensão aplicada ao motor.	60
Figura 2-16 – Detalhe da instalação do encoder.	60
Figura 3-1 – Ilustração do conceito de <i>bounding box</i> – a diagonal d como parâmetro para detecção da perna (Kmiotek, 2008).	64
Figura 3-2 – Representação da vista superior do andador, apresentando a delimitação da região de interação.	67
Figura 3-3 - Representação do processo de detecção de transições.	68
Figura 3-4 - Posturas típicas das pernas durante o processo de marcha.	68
Figura 3-5 - Classificação das posturas das pernas em função do número de transições encontradas	69
Figura 3-6 - Características avaliadas pela técnica de detecção de pernas.	70
Figura 3-7 - Ilustração da variável dl .	72
Figura 3-8 - Representação do experimento para determinação do adequado posicionamento para sensor laser.	73
Figura 3-9 - Vista frontal do mesmo experimento da Figura 3.8.	74
Figura 3-10 - Exemplo de detecção indesejada do calçado, ocasionada por um posicionamento inadequado sensor.	75
Figura 3-11 - Andador com o sensor laser fixado sob a coluna central a 0,30 m do solo.	76
Figura 3-12 - Posicionamento da referência dos eixos cartesianos sobre o andador.	77
Figura 3-13 - Gráfico do erro nos eixos (a) y e (b) x na estimativa das coordenadas de uma das pernas.	78
Figura 3-14 - Detecção de pernas de um usuário parado em frente ao andador.	78
Figura 3-15 - Detecção de pernas para um usuário com calças compridas.	79
Figura 3-16 - Identificação de pernas mesmo diante de interferências causadas pela vestimenta.	79

Figura 3-17 - (a) Variação no eixo y das pernas de um voluntário durante um trecho da marcha (b) Variação em x para a mesma situação.....	80
Figura 4-1 - Modelo de um robô móvel com tração diferencial.....	83
Figura 4-2 - Representação do Controlador Proporcional-Integral de baixo nível utilizado no andador.....	84
Figura 4-3 - Diagrama de blocos destacando a função da detecção de comandos de movimento.	85
Figura 4-4 - Vista superior do andador com a indicação do ponto PCM.....	85
Figura 4-5 - Estratégia de controle da velocidade linear baseada na distância do usuário ao andador.....	86
Figura 4-6 - Representação gráfica da região de localização do PCM para um percurso em: (a) linha reta e (b) curva para a esquerda.	87
Figura 4-7 - Delimitação das regiões de localização do P _{CM} do usuário para a identificação das intenções de movimento.	88
Figura 4-8 - Diagrama principal implementado no Simulink que é executado no PC104.....	90
Figura 4-9 - Subsistema constituinte do bloco “Sensoriamento”.....	91
Figura 4-10 - Subsistema constituinte do bloco “Controle”.....	91
Figura 4-11- Diagrama de Blocos internos ao bloco “Atuação”.....	92
Figura 4-12- Gráfico dos caminhos executados pelo andador e pela pessoa com dados obtidos de deslocamentos reais com o Andador Robótico da UFES.....	94
Figura 4-13 - Mensagem exibida no display da Unidade de Pré-processamento Sensorial diante da ausência de usuário na região de interação com o andador.....	94
Figura 4-14 - Mensagem exibida quando a perna esquerda está fora da região de interação. .	95
Figura 4-15 - Mensagem exibida quando a perna direita está fora da região de interação.	96
Figura 4-16 - Mensagem exibida ao detectar objetos na região de interação com o andador que não possuem dimensões compatíveis com pernas humanas.	96

Lista de Tabelas

Tabela 1-1 - Classificação dos dispositivos de assistência à mobilidade (Martins, 2011).....	23
Tabela 2-1 - Características do Sensor Laser utilizado no projeto.	52
Tabela 2-2 – Exemplo de comando de velocidade com cabeçalho e definição das velocidades dos motores	59
Tabela 3-1 - Valores obtidos experimentalmente para as características avaliadas.	71
Tabela 3-2 - Distâncias medidas pelo laser até a perna direita em milímetros.	74
Tabela 3-3 - Distâncias medidas pelo laser até a perna esquerda (em mm).....	76
Tabela 4-1 - Relação entre o posicionamento do usuário e a velocidade angular do andador.	88
Tabela 4-2 - Regras de segurança para o andador.	89
Tabela 4-3 - Comparação dos valores de velocidade desejados com os executados pelo andador.....	93

Nomenclatura

Unidades

Unidade	Descrição	Nome
$^{\circ}$	Ângulo	Graus
<i>bps</i>	Taxa de transmissão de dados	Bits por segundo
<i>Hz</i>	Frequência	Hertz
<i>rpm</i>	Velocidade angular	Rotações por minuto

Siglas

Símbolo	Descrição
<i>PWM</i>	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação por Largura de Pulso)
<i>RS232</i>	Um padrão de comunicação serial para computador
<i>UFES</i>	<i>Universidade Federal do Espírito Santo</i>
<i>PC 104</i>	Uma arquitetura de computador voltado para aplicações embarcadas

Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um andador robótico concebido no Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Este dispositivo tem por finalidade o auxílio a pessoas com deficiência de locomoção, podendo ser utilizado tanto para apoio à reabilitação quanto para compensação funcional.

Inicialmente é apresentada uma revisão do estado da arte dos dispositivos de assistência à mobilidade humana, dando-se uma atenção especial aos andadores. Nesta categoria, enquadram-se os andadores robóticos, que são uma nova classe de andadores que integram avançadas tecnologias de robótica, eletrônica e mecânica.

Em seguida é descrita a arquitetura mecânica e eletrônica concebida para o projeto. O foco principal do trabalho está na implementação de uma técnica de detecção de pernas. O método desenvolvido utiliza as informações de transições encontradas na varredura de um sensor laser para detectar padrões de posturas das pernas, e então verificar, a partir de algumas características como largura e distância entre as pernas, se o padrão encontrado realmente corresponde às pernas do usuário do andador. Estas informações permitem a avaliação da evolução espaço-temporal dos membros inferiores do usuário. Também é descrita a implementação de um controlador para o dispositivo, o qual utiliza os sinais de comando gerados a partir dos dados fornecidos pela detecção de pernas. Testes realizados demonstram a validade da técnica proposta, cujos dados são úteis para o controle do andador, para análise da marcha do usuário e para a implementação de regras de segurança.

Assim, os resultados mais significativos deste trabalho consistem na arquitetura eletrônica elaborada para o sistema, na obtenção de uma plataforma flexível de experimentação e validação de estratégias de controle, e na obtenção de uma interface natural para o andador, por meio do sensoriamento laser. Estes aspectos favorecem o uso do dispositivo por pessoas com potencial residual de locomoção, auxiliando-as a caminharem com maior independência e segurança.

Abstract

This work is about the development of the Smart Walker designed in the Postgraduate Program in Electrical Engineering of the Federal University of Espirito Santo (UFES). The goal of developing this device is to help people with mobility impairment, since it can be used for both rehabilitation support and functional compensation.

First, a revision of the State of Art about human mobility support devices is shown, with special focus on walkers. In this group, there are smart walkers, which are a new category of walkers that integrate advanced robotics, electronics and mechanics technology.

Following, the mechanical and electronic architecture used in this project is described. This work is focused on the leg detection method implemented on the Smart Walker. The developed method uses information about transitions found in laser scans to detect leg postures patterns and, through some features such as leg width and distance between legs, check if the found pattern corresponds to the user's legs. This information is useful to evaluate the spatial-temporal evolution of the user. Also, the implementation of a controller for the device is described, which uses command signals generated using the leg detection information. Some evaluations performed show the validity of the methods implemented, whose data are useful for the walker control, user's gait analysis and safety rules.

Therefore, the main results of this work are in the electronics developed for the system, in obtaining a flexible platform of experimentation and evaluation of control strategies, and the development of a natural interface for the walker, using a laser sensor. These features facilitate the usage of the device by people with mobility residual potentials, helping them to walk with more independence and safety.

Capítulo 1. Mobilidade Humana e Dispositivos de Assistência

A marcha humana é função de uma complexa interação, controlada pelo Sistema Nervoso Central, entre mecanismos de captação de estímulos, processamento e integração das informações recebidas e elaboração de respostas adequadas. Segundo (Sacco, 2001), a locomoção humana pode ser definida como uma composição de movimentos integrados e complexos dos segmentos de um corpo humano. Este é definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático e dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas e externas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos dos segmentos.

A locomoção humana difere da maior parte da locomoção animal por ser bípede, impondo maior participação dos sistemas descendentes, controladores da postura, durante a marcha (Borges, 2004). Assim, por ser uma atividade complexa que relaciona os sistemas nervoso, sensorial e físico, a capacidade de locomoção pode ser comprometida, total ou parcialmente, por disfunções em qualquer um desses sistemas.

A perda da mobilidade afeta não apenas o caminhar, mas também a capacidade pessoal para a realização de tarefas, sendo assim um fator impactante na qualidade de vida. Isso faz com que o indivíduo passe a ser dependente de outras pessoas no dia-a-dia, afetando também aspectos comportamentais e de convívio social. Dessa forma, a marcha humana é um mecanismo essencial à manutenção da independência funcional de um indivíduo. A importância da mobilidade humana também pode ser percebida pela observação de que desde os primeiros anos de vida de uma criança, a mobilidade tem grande influência em seu desenvolvimento físico e cognitivo.

O estilo de vida de um indivíduo com comprometimento da capacidade de locomoção tende ao sedentarismo, com diminuição dos níveis de independência funcional e aumento dos riscos de ocorrência de lesão. Assim, é imprescindível que essas pessoas mantenham-se ativas, aproveitando, da melhor forma possível, suas habilidades motoras residuais. Diferentes estratégias podem ser utilizadas para compensar, melhorar ou tentar reestabelecer a mobilidade. Entre estas estratégias está a utilização de dispositivos de assistência à

mobilidade. A escolha do dispositivo adequado baseia-se no grau de severidade do comprometimento motor do indivíduo.

Em particular, os andadores são importantes dispositivos para o auxílio à marcha para pessoas que necessitam de um apoio mais estável, pois oferecem um suporte confiável e apresentam uma estrutura que pode servir de sustentação durante tropeços ou tonturas.

Graças aos grandes avanços da tecnologia, melhorias puderam ser incorporadas aos andadores convencionais, possibilitando o desenvolvimento dos chamados “Andadores Robóticos”, ou *Smart Walkers*. De forma geral, esse tipo especial de andador busca incorporar sensores e atuadores aos andadores e, dessa forma, permitir ao usuário a execução de um padrão de marcha mais próximo do natural. Assim, este tipo de andador procura reduzir os inconvenientes apresentados pelos andadores convencionais.

O objetivo do presente trabalho é desenvolver uma técnica de detecção de membros inferiores para ser aplicada no andador robótico desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo.

O presente capítulo descreve as principais causas e consequências das disfunções de marcha que levam os pacientes a utilizar aparelhos de assistência à locomoção. Também apresenta os principais dispositivos de assistência à marcha humana, com ênfase nos andadores. Uma atenção especial é dada a apresentação do estado da arte que trata dos andadores robóticos.

1.1 Problemas de Mobilidade Humana

Normalmente, os problemas associados à mobilidade humana raramente são associados a apenas uma causa. O fator mais comum está relacionado a doenças associadas ao avanço da idade (Duxbury, 2000). Dessa forma, os idosos são os mais afetados por esses problemas. Com o intuito de aumentar a segurança e o rendimento da marcha, o organismo naturalmente reduz o comprimento da passada e a velocidade de marcha. Essa estratégia adotada visa também a redução de carga sobre as articulações, buscando reduzir a dor durante o processo de caminhar (Frizera, 2010b).

Os transtornos de mobilidade em pessoas idosas trazem complicações adicionais. Por exemplo, um idoso com marcha instável tende a reduzir o número de atividades com medo de

sofrer quedas. Isto implica numa redução do tônus e da força muscular, que pode agravar enfermidades como osteoporose ou artrite. O agravamento dessas enfermidades, por sua vez, volta a influenciar na mobilidade, fazendo com que, cada vez, mais funções físicas se percam. Além desses aspectos, a redução da mobilidade afeta também funções cognitivas, emocionais e sociais do indivíduo, reduzindo-as.

Em idosos, uma grande preocupação é com o problema da queda, devido à alta susceptibilidade que eles possuem a lesões. Segundo (Lilley, 1995), as quedas são, atualmente, a principal causa de morte acidental de idosos com mais de 75 anos. Outra consequência das quedas é a perda da autoconfiança, que por sua vez leva a uma redução da qualidade de vida (Axer, 2010). Entretanto, os idosos não são os únicos afetados por transtornos de mobilidade. Diversos fatores como derrames ou problemas cardiovasculares podem contribuir para que pessoas jovens também apresentem esses transtornos. Segundo (Duxbury, 2000), os problemas de mobilidade raramente estão associados a apenas um tipo de patologia. Entre os principais fatores que contribuem para distúrbios de marcha estão: a doença articular degenerativa, deformidades osteomusculares, claudicação intermitente, deficiências após cirurgia ortopédica, acidente vascular cerebral, hipotensão postural, hemiplegia, disfunções de mobilidade do joelho e desordens metabólicas (Duxbury, 2000).

Para reduzir o grau de distúrbio da mobilidade, uma intervenção médica pode ser necessária. Entretanto, por vezes esta intervenção apresenta efeitos colaterais, deixando algum tipo de dano residual irreversível. Assim, é importante considerar a possibilidade de outros tipos de intervenções, como a utilização de dispositivos de ajuda à mobilidade. Esses dispositivos podem ser utilizados tanto para reabilitação quanto para a compensação funcional.

1.2 Dispositivos de Assistência à Mobilidade

Existe uma diversidade de dispositivos para ajuda à mobilidade, cada um associado a um objetivo específico. Por esse motivo, a escolha do dispositivo adequado às necessidades de cada paciente deve ser acompanhada por um fisioterapeuta. Uma vez adquirido o dispositivo, o fisioterapeuta pode fazer os ajustes necessários para atender às especificidades

de cada paciente. Adicionalmente, este profissional deve fornecer um treinamento para o uso correto do equipamento.

A Tabela 1-1 apresenta uma classificação das diferentes categorias de dispositivos de assistência à mobilidade e seus principais objetivos (Martins, 2011).

Tabela 1-1- Classificação dos dispositivos de assistência à mobilidade (Martins, 2011).

Classificação	Dispositivo de Assistência à Mobilidade	Exemplos	Objetivo	Grau de incapacidade
Alternativos	Cadeira de Rodas	- Manual - Autônoma com navegação assistida e/ou bipedestação	- Transporte;	Incapacidade total de mobilidade
	Veículos autônomos especiais	- Veículos autônomos para aprimorar a capacidade cognitiva - Bipedestação	- Transporte; - Aprimoramento das capacidades cognitivas;	
Aumentativos	Dispositivos Auto-portados	- Órteses - Próteses	- Compensação funcional (complementa a função dos membros inferiores)	Capacidade de mobilidade residual
	Dispositivos externos	- Bengalas - Muletas - Andadores	- Compensação funcional (suporte durante a marcha, para melhorar a estabilidade da caminhada) - Treinamento de reabilitação	

A escolha do dispositivo adequado baseia-se no grau de severidade do comprometimento motor do indivíduo. Estes dispositivos são classificados como dispositivos alternativos ou como dispositivos aumentativos.

Os dispositivos alternativos são utilizados no caso de perda total da mobilidade, ocasionada por patologias físicas ou neurológicas. Alguns exemplos de dispositivos alternativos são as cadeiras de rodas e os veículos autônomos especiais. A Figura 1-1 apresenta alguns desses dispositivos.



Figura 1-1 - (a) Cadeira de rodas com tração manual, (b) cadeira de rodas com tração elétrica e com interface pela atividade elétrica cerebral e (c) veículo autônomo para bipedestação (Exmove, 2012).

Os dispositivos aumentativos são assim classificados por fazerem uso das capacidades de mobilidade residuais do indivíduo, buscando potencializá-las. Estes são preferíveis aos alternativos pois visam potencializar a forma natural de locomoção, melhorando as capacidades físicas e cognitivas do usuário. Entre os dispositivos aumentativos estão as órteses, as próteses, as bengalas, as muletas e os andadores.

As órteses são utilizadas para auxiliar as funções de partes móveis do corpo, compensando insuficiências funcionais, enquanto as próteses visam substituir, total ou parcialmente, um membro perdido (Dollar, 2008). Pelo fato de destinarem-se a compensar a perda de função mecânica de um membro, as órteses apresentam uma intensa interação física e cognitiva com o usuário, trabalhando em conjunto com os movimentos do sujeito.

As órteses podem ser ativas ou passivas. As ativas utilizam atuadores ou motores para fornecer a energia necessária ao movimento. Nas passivas a energia é fornecida pelo próprio usuário. Estes dispositivos costumam utilizar molas e buscam tirar proveito da força gravitacional para equilibrar a marcha do paciente (Banala, 2006). A Figura 1-2 apresenta uma órtese passiva.

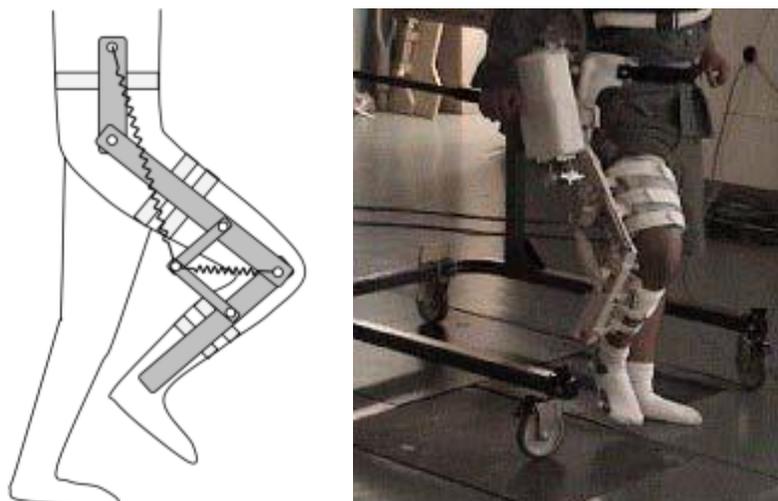


Figura 1-2 - Órtese passiva acionada por molas (Banala, 2006).

No grupo dos dispositivos externos estão as bengalas, as muletas e os andadores. Estes dispositivos são utilizados como suporte parcial de peso para indivíduos com deficiência nos membros inferiores. Além disso, servem para aumentar a base de apoio dos usuários, aumentando o equilíbrio.

As bengalas são mais comumente utilizadas para aumentar a estabilidade de marcha do que para o apoio parcial do peso, reduzindo o risco de quedas em pacientes com desequilíbrio. Na Figura 1-3 são apresentados dois tipos de bengalas, uma com um ponto de apoio simples e outra com múltiplos pontos de apoio.



Figura 1-3 - Dois tipos de bengalas.

As muletas são dispositivos ortopédicos que permitem um apoio direto do corpo, proporcionando grande estabilidade e equilíbrio e fornecendo um maior suporte de peso se comparado às bengalas. A Figura 1-4 apresenta dois tipos de muletas: a muleta axilar e a muleta canadense.



Figura 1-4 - (a) Muleta Axilar e (b) Muleta Canadense.

Há ainda, um novo tipo de bengala classificada como “robótica”. São dispositivos que utilizam sensores para proporcionar uma melhor interação entre o usuário e o ambiente, por exemplo, avisando sobre a presença de obstáculos. Exemplos podem ser encontrados em *SmartCane* (Spenko, 2006) e *GuideCane* (Borenstein, 1997), a Figura 1-5 ilustra.



Figura 1-5 - (a) SmartCane (Spenko, 2006) e (b) GuideCane (Borenstein, 1997).

Em particular, os andadores são importantes dispositivos para o auxílio à marcha de pessoas que necessitam de um apoio mais estável, pois oferecem um suporte confiável e apresentam uma estrutura que pode servir de sustentação no caso de tropeços ou tonturas. Como o presente trabalho é direcionado a este tipo de dispositivo, maiores detalhes serão apresentados nas seções seguintes.

1.3 Andadores Convencionais

Graças ao elevado número de usuários, ao seu potencial de reabilitação e à sua simplicidade, os andadores assumem um papel importante entre os dispositivos de auxílio à marcha. Eles costumam ser prescritos para melhorar a mobilidade e ajudar na manutenção do equilíbrio de pacientes (Constantinescu, 2007) (Bateni, 2005). Além de servirem como apoio durante a bipedestação, eles estimulam o uso da capacidade de locomoção remanescente do usuário. Isso é importante, pois evita o uso precoce de dispositivos alternativos de locomoção, como a cadeiras de rodas, que podem ocasionar problemas como rigidez articular, ulcerações da pele e deformações da coluna vertebral pelo fato do usuário ter que permanecer muito tempo sentado na mesma posição.

Em relação aos benefícios psicológicos, os andadores podem aumentar a confiança e a sensação de segurança de um paciente, proporcionando maior independência. Estes dispositivos podem também trazer benefícios cardiopulmonares e melhorar a circulação periférica (Constantinescu, 2007) (Bateni, 2005).

Considerando às diferentes configurações de apoio e contato com o solo, os andadores podem ser classificados em: com patas, híbridos (com patas e rodas), e com rodas (também chamados *roladores*). A Figura 1-6 apresenta os três tipos.

Os andadores com patas devem ser erguidos durante a marcha. Geralmente são formados por uma estrutura de metal, com quatro patas com pontas de borracha (Figura 1-6 (a)). Seu principal objetivo é proporcionar uma maior base de apoio com o solo para pessoas com debilidades nos membros inferiores. Embora seja mais fácil de usar do que uma bengala, esse tipo requer certo grau de força nos membros superiores para que o andador possa ser erguido. É indicado para pacientes com ataxia cerebral moderada ou severa (Lacey, 1997) (Van Hook, 2003) e é contraindicado para indivíduos com problemas cognitivos devido à

atenção necessária para sua utilização. Outra importante desvantagem é o fato de impor um padrão de marcha diferente do natural (Frizera, 2008).



Figura 1-6 - Tipos de andadores convencional. (a) Com patas, (b) híbrido e (c) com rodas.

Existe um tipo especial de andador com patas, cuja estrutura não é totalmente rígida. Trata-se de um dispositivo que possui dobradiças que permitem o deslocamento de cada um dos suportes independentemente. O objetivo dessa articulação é facilitar uma marcha mais natural, com o movimento oposto de braços e pernas ao andar (Frizera, 2010b).

Os andadores híbridos com rodas dianteiras (Figura 1-6 (b)) são projetados para pessoas com limitações de força nos membros superiores, ou que tenderiam a cair para trás ao levantar um andador a patas. Este tipo de andador promove uma marcha mais natural, pelo fato da pessoa poder andar continuamente sem a necessidade de parar para erguer o andador. É um dispositivo particularmente útil para sujeitos com *doença de Parkinson* (Cub, 2003).

Estudos (Constantinescu, 2007) mostram que a maioria dos pacientes preferem os andadores a rodas (Figura 1-6 (c)), conhecidos como *Roladores*, em comparação com outros andadores convencionais. Eles não precisam ser erguidos e possuem rodas que permitem que sejam deslocados de forma suave e com pouco esforço. Como principais vantagens estão os fatos de serem mais fáceis de utilizar e de proporcionarem padrões de marcha mais naturais. Como principal desvantagem está o fato de proporcionarem uma menor estabilidade. Para reduzir os problemas de deslocamentos indesejados, alguns modelos possuem freios acionados manualmente (Constantinescu, 2007). Contudo, o usuário deve possuir destreza motora e a força necessária para ser capaz de acionar adequadamente os freios (Lacey, 1997).

A Figura 1-7 apresenta um tipo comercial de andador convencional, dotado de três rodas, dobrável e que possui um sistema de frenagem com acionamento manual.



Figura 1-7 - Andador convencional dobrável dotado de três rodas. (a) Vista lateral, (b) vista frontal e (c) estrutura dobrada (Praxis, 2013).

Apesar dos benefícios citados, os andadores convencionais, em suas diferentes configurações, apresentam algumas desvantagens importantes. Entre elas estão:

- Há um gasto energético com o deslocamento do andador que deve ser realizado pelo usuário.
- O padrão de marcha muitas vezes não é natural, uma vez que, o usuário tem que erguer o andador e reposicioná-lo a cada passo, alterando a cadência normal da marcha, no caso de um andador a patas.
- Podem ocorrer problemas de estabilidade devido ao movimento livre do dispositivo, especialmente nos equipados com rodas.
- Problemas com a frenagem, que requer intensidades adequadas de força e coordenação neuro-motora para acionamento dos freios, especialmente no caso de situações de perigo (rampas, irregularidades do solo, etc). Alguns usuários, como pessoas com artrite ou outros tipos de lesões podem não ter força ou coordenação motora suficiente para operar esses freios manuais de forma eficaz (Einbinder, 2010).

Recentemente, pesquisadores vêm desenvolvendo uma nova classe de dispositivos para auxílio à marcha que busca minimizar os problemas supracitados. Estes dispositivos, conhecidos como *Andadores Robóticos* ou *Andadores Inteligentes (Smart Walkers)*, procuram aproveitar as capacidades residuais de locomoção do usuário, evitando o uso precoce de cadeiras de rodas ou de outros dispositivos alternativos.

1.4 Andadores Robóticos

Atualmente há uma nova categoria de andadores que integram avançadas tecnologias de robótica, eletrônica e mecânica, são os chamados *Andadores Robóticos*, *Andadores Inteligentes* ou *Smart Walkers*. Estes dispositivos apresentam uma diversidade de funções, dependendo das necessidades do usuário e das aplicações a que se destinam. As principais funcionalidades apresentadas pelos Andadores Robóticos são: apoio físico, assistência sensorial, assistência cognitiva e monitoramento da saúde do usuário (Frizera, 2008).

O apoio físico é uma característica inerente à maioria dos andadores, sejam eles robóticos ou convencionais. Em relação ao tipo de apoio físico existem duas típicas classificações: passivo ou ativo. Dentro da primeira classificação estão os andadores que passaram por aperfeiçoamentos em sua estrutura mecânica para melhorar a estabilidade do dispositivo durante a marcha. Normalmente, as melhorias consistem no alargamento da base do dispositivo ou a disposição dos elementos mais pesados (baterias, motores, etc.) nas regiões mais inferiores do andador. Outro tipo de mudança para favorecer o apoio físico passivo é a substituição dos apoios de mão convencionais por apoios de antebraço. Desta forma, consegue-se eliminar o grau de liberdade da articulação do cotovelo e, por consequência, o usuário fica mais bem acomodado ao andador.

Um apoio físico ativo, no caso de andadores com rodas, é alcançado por meio da instalação de motores nas rodas. Esses motores, além de proverem força motriz ao dispositivo também atuam como freios, capazes de frear o andador em situações de risco (Frizera, 2008).

Os andadores inteligentes também podem prestar assistência sensorial ao usuário. Normalmente, esses equipamentos possuem sensores de visão, ultrassom, lasers ou infravermelhos capazes de detectar obstáculos. O sistema de controle auxilia o usuário a evitar esses obstáculos, seja por meio de alertas ou atuando diretamente sobre os motores (Frizera, 2008). Andadores robóticos que prestam assistência sensorial são muitas vezes projetados para pessoas com deficiências visuais com o intuito de auxiliá-las na navegação em ambientes dinâmicos com presença de obstáculos.

Ajudas cognitivas também podem ser proporcionadas pelos andadores robóticos. Este tipo de assistência é muito importante para usuários que tenham problemas relacionados à memória e à orientação espacial. Segundo (Frizera, 2010b), alguns andadores são programados para seguirem caminhos pré-definidos dentro de clínicas ou atingir um

determinado local em um mapa de um ambiente. Outros dispositivos são capazes de criar mapas de um ambiente desconhecido usando marcadores colocados nos arredores. Além disso, pode haver uma interface de comunicação entre o usuário e o andador de modo que este receba instruções a serem executadas e devolva informações de interesse ao usuário, como, por exemplo, alertas sobre a presença de obstáculos.

Em alguns casos, os andadores inteligentes podem ser utilizados para monitorar parâmetros da saúde do usuário. Estas informações podem ser utilizadas para manter um histórico médico, ou para informar a uma equipe médica sobre a detecção de situações de emergência, através de um centro de comunicações de rede sem fio (Frizera, 2008).

1.4.1 Andadores Robóticos na Literatura

Diversos grupos de pesquisa que trabalham no desenvolvimento dos andadores robóticos têm buscado soluções que apresentem uma ou mais das funcionalidades citadas anteriormente. Como exemplo, cita-se o Andador *Mobil* (Borgolte, 1999). Trata-se de um dispositivo com apoio para os antebraços, quatro rodas livres e duas rodas tracionadas. O sistema possui dois modos de operação: comando remoto ou seguimento ao usuário. No primeiro modo há um transmissor especial que permite a troca de comandos e informações de controle através de um link bidirecional infravermelho. Para o segundo modo de operação o usuário deve utilizar um cinto com emissores de ultrassom que se comunica com receptores instalados no andador. O dispositivo conta, ainda, com um sistema de desvio de obstáculos por meio de um conjunto adicional de sensores ultrassônicos. A Figura 1-8 apresenta o andador descrito.



Figura 1-8 - Andador Robótico Mobil (Borgolte, 1999).

Outro dispositivo que merece destaque é o *PAM-AID Walker (Personal Adaptive Mobility Aid)* (Lacey, 1998), apresentado na Figura 1-9.



Figura 1-9 - Andador Robótico PAM-AID (Lacey, 1998).

Este andador procura fazer com que o usuário tenha o máximo de controle sobre o dispositivo enquanto é utilizado. O controlador atua apenas sobre as rodas dianteiras, de forma a comandar sua direção. A interface com o usuário é simples e intuitiva, trata-se de um guidão semelhante ao de uma bicicleta, que pode girar $+15^\circ$ ou -15° sobre o eixo central. Este andador possui dois modos de funcionamento: modo manual e modo assistido. No primeiro modo o usuário tem total controle sobre a direção do sistema. Neste modo, o dispositivo emite mensagens como sobre a presença de obstáculos, mas nunca assume o controle do dispositivo. Já no segundo modo, o andador assume o controle da direção em algumas situações, por exemplo, para evitar a colisão com obstáculos. Em ambos os modos de operação o sistema emite mensagens de voz ao usuário.

Com o objetivo de ajudar deficientes visuais, o *PAM-AID Walker* é equipado com três tipos de sensores que são usados para monitorar o ambiente. Trata-se de um sonar, sensores de proximidade de infravermelho e chaves fim-de-curso. Uma das funções desses sensores é detectar a presença de degraus, evitando que o usuário sofra acidentes em escadas.

O andador *PAMM (Personal Aids for Mobility and Monitoring)* (Dubowsky, 2000) tem como foco principal o auxílio a pessoas idosas, de forma a propiciá-las melhores níveis de independência. Ele fornece um maior apoio para a marcha do usuário, monitora sua saúde e fornece alertas programados pelo usuário, como, por exemplo, sobre o horário de tomar medicamentos. A Figura 1-10 apresenta-o.



Figura 1-10 - Andador Robótico *PAMM* (Dubowsky, 2000).

Em sua última versão, o andador PAM-AID foi renomeado como *GUIDO Smart Walker* (Rentschler, 2008) (Figura 1-11). Nesta versão, o dispositivo sofreu alterações estéticas e ergonômicas. Além disso, outras funcionalidades como botões de mudança de direção e alavancas de freio foram adicionadas. Caso os freios sejam acionados, ambas as rodas dianteiras voltam-se para dentro do andador, freando-o.



Figura 1-11 - Guido Walker (Rentschler, 2008).

O grupo de Bioengenharia do Conselho Superior de Investigações Científicas, CSIC – Espanha, desenvolveu um andador ativo para reabilitação e manutenção da mobilidade

natural, o ASAS (Ceres, 2005). O projeto consiste na modificação de um andador comercial em que a base foi alargada e os apoios de mão foram substituídos por apoios de antebraço (Figura 1-12). Os componentes mais pesados foram colocados na parte inferior do andador, com o objetivo de aumentar a estabilidade do dispositivo durante a marcha. O acionamento dos motores é feito por meio de botões instalados sob os apoios.



Figura 1-12 - ASAS Walker (Ceres, 2005).

O projeto ASAS alcançou bons resultados e foi avaliado positivamente durante os testes clínicos (Frizera, 2010a). Entretanto, a interface entre o andador e o usuário foi considerada insatisfatória. Isso ocorreu pelo fato do controle de cada motor ser realizado por um botão, caracterizando uma interface não natural com o usuário. Para corrigir esses problemas e acrescentar melhorias, o sistema evoluiu para o projeto *SIMBIOSIS* (Frizera, 2010b).

O andador *SIMBIOSIS* (Frizera, 2010b) apresenta uma interface mais natural com o usuário. O seu controle é realizado por meio de um sistema de detecção de intenções de navegação. A interface com o usuário é constituída por três subsistemas:

- (1) Sistema de detecção do posicionamento dos pés do usuário
- (2) Cinemática dos membros inferiores
- (3) Interações de força dos membros superiores

O subsistema (1) consiste em um sensor ultrasônico e foi desenvolvido para obter a evolução temporal relativa entre os pés do usuário e o andador (Frizera, 2009a). As informações adquiridas por meio deste subsistema possibilitaram a realização da análise da marcha durante o uso do dispositivo, fornecendo, por exemplo, informações relacionadas à velocidade. Adicionalmente, esse subsistema permitiu a implementação de regras de

segurança, de forma que o dispositivo seja frenado caso ocorra uma separação ou aproximação excessiva do usuário.

O subsistema (2) compõe-se de uma série de sensores inerciais presos às pernas do usuário. Cada sensor inercial permite estimar a orientação e a evolução espacial dos membros inferiores do indivíduo. Estes sensores, constituem um sistema portátil de análise de marcha para determinar parâmetros relacionados com as fases de marcha e também os parâmetros espaço-temporais, a velocidade e o comprimento do passo. Outras informações, como a detecção de irregularidade durante o processo de marcha, também podem ser obtidas com o subsistema. Essas informações são muito úteis para avaliar se os parâmetros da marcha do usuário estão melhorando com o uso do dispositivo.

O subsistema (3) consiste em sensores de força instalados sob o apoio de antebraço (Figura 1-13). Este subsistema é utilizado para estudar as forças de interação entre o usuário e o andador durante a marcha. Os padrões extraídos por meio desse subsistema são usados para inferir as intenções de movimento, definindo os comandos básicos para o sistema (Frizera, 2010a).

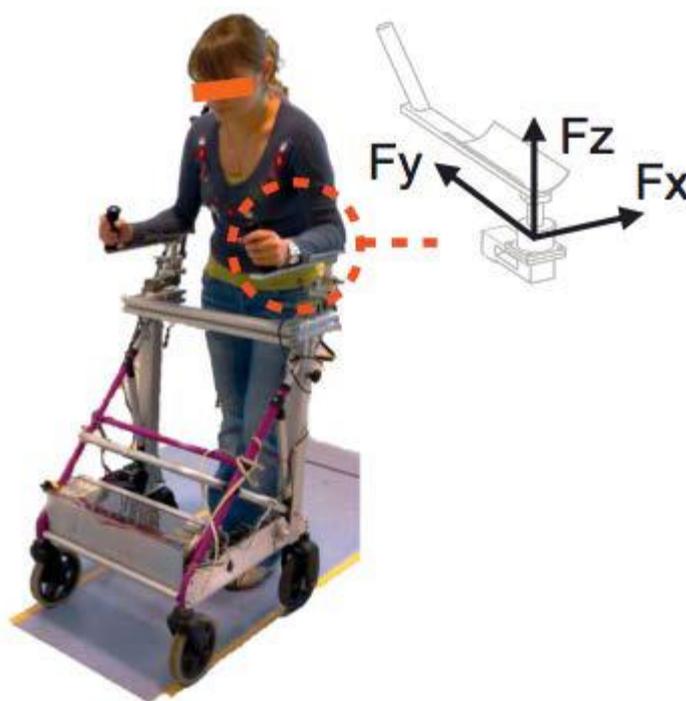


Figura 1-13 - Andador SIMBIOSIS e o esquema da instalação dos sensores de força sob os apoios de antebraço (Frizera, 2010a).

Os resultados obtidos com o projeto *SIMBIOSIS* foram bastante satisfatórios. Foi possível caracterizar as forças de interação entre o usuário e o andador a fim de aumentar a

estabilidade do controle do dispositivo. Testes realizados no Hospital de Paraplégicos de Toledo (Espanha), demonstrou o grande potencial de reabilitação e de compensação funcional do andador desenvolvido (Frizera, 2010b).

A partir dos projetos *ASAS* e *SIMBIOSIS*, surgiu o projeto *NeoASAS*, que trata do desenvolvimento de um andador robótico porém com foco comercial (Martins, 2011). A fim de se obter um dispositivo mais robusto e com menor custo, foi realizada uma simplificação na configuração sensorial do andador. O sistema utilizado para a detecção de intenções de movimentos do usuário baseia-se em um *joystick* integrado na parte superior do apoio de antebraços, apresentado na Figura 1-14. Os resultados obtidos com o projeto do andador *NeoASAS* foram considerados satisfatórios. A arquitetura do sistema permitiu uma condução suave do dispositivo, com uma resposta rápida e adequada.



Figura 1-14 - Andador NeoASAS (Martins, 2011).

O andador robótico *iWalker* (Cortés, 2008) (Figura 1-15) possui um serviço de navegação que disponibiliza ao usuário um mapa do ambiente. O sistema é capaz de fornecer a localização do andador neste mapa e de calcular uma rota para chegar a um destino escolhido pelo usuário. O dispositivo possui ainda um inclinômetro, que possibilita detectar se o andador está em uma superfície inclinada. Esta informação permite que o andador aumente ou reduza a sua velocidade de acordo com a declividade da superfície.



Figura 1-15 - Andador iWalker (Cortes, 2008).

Em (Hirata, 2006) é descrito o andador *RT Walker*. A Figura 1-16 apresenta-o. Trata-se de um andador robótico classificado pelos autores como *andador passivo* visto que as rodas não possuem motorização, há apenas um sistema de frenagem acoplado às rodas. Para evitar colisões, o sistema possui uma estratégia de controle baseada em forças virtuais reativas, que são função da presença de obstáculos no entorno do andador. Além de um sensor laser para o monitoramento do ambiente, o dispositivo conta com outros dois sensores de varredura laser para a detecção e estimativa do estado do usuário, que define a condição deste em relação ao andador (usuário sentado, usuário em pé, entre outras situações).

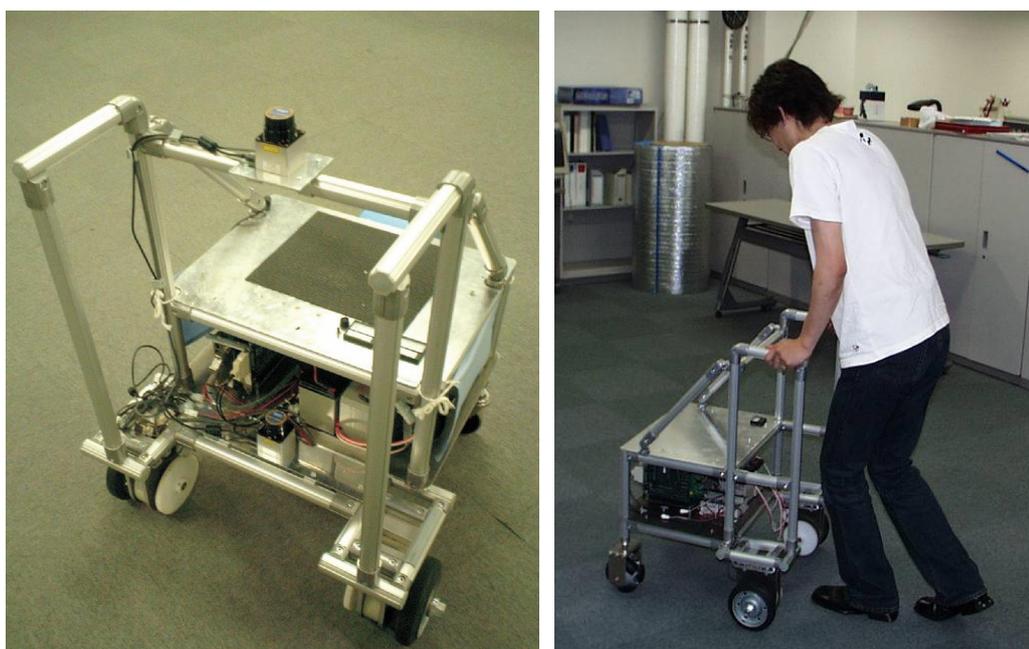


Figura 1-16 - Andador RTWalker (Hirata, 2006).

O Andador desenvolvido em (Wu, 2011) realiza um controle baseado na utilização de sensores de ultrassom presos às pernas do usuário. O controlador faz com que o andador se mova de modo a manter uma distância fixa do usuário. Trata-se de um controle proporcional cuja variável sensibilizada é a distância entre o ponto médio das pernas do usuário e o andador. Para evitar que o andador se mova com o usuário parado, estabeleceu-se uma *zona morta*, que faz com que os motores só atuem caso o usuário mova as pernas para além dessa região. Assim, o dispositivo permanece parado se o indivíduo estiver entre 33 e 35 cm do andador. Entretanto, esta estratégia apresenta o inconveniente de que quaisquer movimentos do usuário que excedam 2 cm farão com que o andador se mova indevidamente. Segundo os autores, a utilização de motores de passo para o acionamento das rodas, apesar de ter sido suficiente para mover o andador, não proporcionou um torque satisfatório para o acionamento do dispositivo. Para a estrutura mecânica, foi utilizado um andador comercial a rodas com adaptações. A Figura 1-17 ilustra.



Figura 1-17 - Andador Robótico desenvolvido em (Wu, 2011).

O andador *NILTWAMOR* (Ochi, 2011) utiliza um método para estimar o centro de massa corporal a partir da posição das pernas, obtida por um sensor de varredura laser. O controlador utilizado baseia-se na cinemática inversa do dispositivo e faz com que o andador siga a velocidade do usuário. Entretanto, o trabalho não discute em detalhes os resultados obtidos. Trata-se de um andador com sustentação corporal do usuário. Sua estrutura mecânica pode ser observada na Figura 1-18.



Figura 1-18 - Andador Robótico NILTWAMOR (Ochi, 2011).

O andador *JARoW* (*JAIST Active Robotic Walker*) (Lee, 2010), em sua primeira versão, é um andador robótico cuja interação humano-máquina se baseia em dados adquiridos por dois sensores infravermelhos. A estrutura pode ser vista na Figura 1-19. Um mecanismo desenvolvido pelos autores faz com que os sensores operem de forma giratória, possibilitando uma aquisição de dados na forma de varredura. O controlador é baseado em estados determinados pelo autor que definem a intenção de movimento do usuário. Estes estados são caracterizados pela postura das pernas dentro da região de interação com o andador. Devido à estrutura mecânica e à forma como foi definida a região de interação humano-máquina, algumas restrições de movimentação são impostas ao usuário, como a limitação do tamanho do passo em 58 cm.

A última versão do Andador *JARoW* (Lee, 2011), é equipada com dois sensores de varredura laser para a detecção dos membros inferiores do usuário. Um *Filtro de Kalman* é utilizado para estimar e prever o posicionamento das pernas e do corpo do usuário em tempo real e possibilitar o controle do dispositivo. Foi utilizado um controlador *PID* para controle da velocidade e um algoritmo de detecção de rotação, que detecta quando o usuário deseja fazer uma curva, baseado em regiões pré-definidas.



Figura 1-19 - Andador Robótico JARoW (Lee, 2010).

Em (Yu, 2010) é apresentado o desenvolvimento do *JOHNNIE*, um andador voltado para a assistência a pessoas idosas. Trata-se de um andador convencional do tipo rolator com adaptações (Figura 1-20). Um sonar é utilizado para evitar a colisão com obstáculos, um sensor laser de varredura para o mapeamento do ambiente e outro sensor laser para a detecção das pernas do usuário. São definidos dois modos de navegação: um autônomo, onde o indivíduo segue as velocidades impostas pelo andador, e um de reabilitação, onde a pessoa comanda os movimentos do andador.

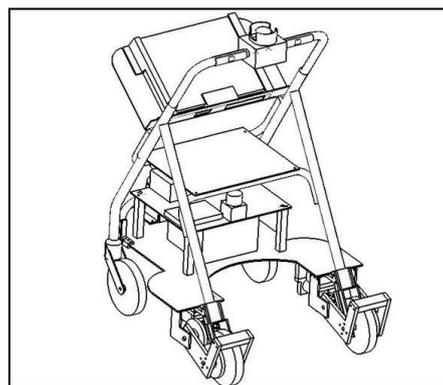


Figura 1-20 - Andador JOHNNIE: (a) Foto da vista frontal e (b) Desenho da vista traseira (Yu, 2010).

Neste contexto, o presente trabalho apresenta o andador robótico desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Trata-se, conforme ilustra a Figura 1-21 e a Figura 1-22, de uma estrutura do tipo *Rolador*, com três rodas e com apoios de antebraços. O dispositivo é equipado com um sensor laser de varredura para a detecção dos membros inferiores do usuário. Foram instalados motores para permitir a tração e a frenagem das rodas pelo sistema de controle. *Encoders* conectados às rodas são utilizados para fechar a malha de controle.

Esta dissertação trata, principalmente, da técnica desenvolvida para a detecção de membros inferiores e do desenvolvimento da arquitetura eletrônica do sistema. As informações obtidas por meio dessa técnica servem para a geração de comandos de movimento para o andador e também podem ser utilizadas para a avaliação de parâmetros de marcha do usuário por equipe médica. Os capítulos seguintes detalham a estrutura do andador, a arquitetura do sistema, a técnica para a detecção de pernas, a geração de comandos, o sistema de controle e os resultados obtidos nos experimentos.



Figura 1-21- Andador Robótico desenvolvido na UFES.



Figura 1-22 – Vista Lateral do Andador Robótico da UFES.

1.5 Organização deste Texto

Neste capítulo foram introduzidos aspectos relacionados à complexidade da marcha humana. Foram sucintamente destacadas algumas patologias associadas às disfunções da marcha. Relacionaram-se os impactos causados pelos problemas de mobilidade, ressaltando-se que estes problemas afetam não somente aspectos físicos e fisiológicos, mas também impactam sobre as relações sociais e sob a qualidade de vida do indivíduo.

Em seguida, foi apresentada uma breve revisão e uma classificação dos principais dispositivos de ajuda à mobilidade, destacando-se o papel dos andadores.

Foram apresentados diversos trabalhos relacionados aos andadores robóticos, que são dispositivos que utilizam de técnicas de robótica, eletrônica e mecânica para tentar reduzir as limitações dos andadores convencionais.

Desta forma, conclui-se sobre a importância desse tipo de andador e do desenvolvimento de pesquisas nessa área, dado o grande potencial de reabilitação e compensação funcional dessas ferramentas.

O Capítulo 2 discorre sobre a arquitetura proposta para o sistema. É descrita a estrutura mecânica concebida para o andador robótico da UFES, sua arquitetura eletrônica e instrumentação.

O Capítulo 3 trata da detecção de membros inferiores, dando foco especial à detecção por meio de sensores de varredura laser. São descritas algumas técnicas de detecção encontradas na literatura. Baseada em algumas dessas técnicas, é proposto e implementado um método para a detecção de pernas para ser aplicado ao andador robótico.

O Capítulo 4 aborda a implementação do controlador de baixo nível do andador e de uma estratégia para a geração de comandos de velocidade para o andador baseados na detecção de membros inferiores. São discutidas outras aplicabilidades da técnica de detecção de pernas desenvolvida, incluindo-se a implementação de algumas regras de segurança.

Finalmente, o Capítulo 5 discute os resultados alcançados, apresentando as conclusões obtidas e direcionando as perspectivas futuras de trabalho.

Capítulo 2. Arquitetura do Sistema Desenvolvido

A revisão sobre dispositivos de assistência à mobilidade apresentada no Capítulo 1 demonstrou que diversos grupos de pesquisa estão empenhados em desenvolver dispositivos voltados para usuários com habilidades motoras residuais, especialmente dispositivos do tipo “andadores robóticos”. Para isso, a maioria dos trabalhos apresentados estão baseados em adaptações de andadores comerciais para adequá-los às necessidades dos projetos. Assim, são realizadas modificações na estrutura mecânica de forma a permitir a instalação de sensores, de circuitos eletrônicos, de motores e de toda a instrumentação necessária. Entretanto, essas mudanças podem apresentar alguns inconvenientes, como:

- Afetar a estabilidade e segurança original do andador comercial devido às alterações na distribuição de massa da estrutura;
- Afetar na estética do dispositivo, fazendo com que sua aparência não estimule confiança ao usuário;
- Necessitar de ajustes mecânicos constantes para solucionar problemas de folgas, visto que o projeto original de um andador comercial não é desenvolvido para suportar alterações em sua estrutura.

De forma a evitar os possíveis problemas advindos de adaptações em estruturas mecânicas de andadores comerciais, em (Boell, 2011) é apresentado o projeto e o desenvolvimento da estrutura mecânica própria para este trabalho. Na foto da Figura 2-1 é possível observar a estrutura concebida.

Trata-se de um andador do tipo rolator com apoio de antebraços. Também é possível observar o espaço reservado para a disposição dos circuitos eletrônicos para sensoriamento e controle do andador. A interação humano-máquina é feita utilizando-se um sensor laser. Os dados adquiridos por meio do sensor são passados a um sistema de geração de comandos de movimento. Isso permite que a interação entre o usuário e o andador ocorra por meio de uma interface natural, sem que seja necessária uma fase de aprendizagem para utilizá-lo.

Todos os dados referentes à marcha adquiridos durante a utilização do andador podem ser enviados por um sistema de comunicação sem fio e armazenados em uma estação remota para posterior análise. Esses recursos permitem que o andador da UFES também seja utilizado como plataforma para caracterização e estudo da marcha patológica em ambiente clínico, além de ser um instrumento para auxiliar pessoas com potencial residual de locomoção a caminharem.

O presente capítulo detalha a arquitetura do sistema desenvolvido: sua estrutura mecânica, os sensores utilizados, os circuitos eletrônicos e os dispositivos de atuação.



Figura 2-1 - Estrutura desenvolvida para o projeto do andador da UFES.

2.1 Estrutura mecânica do andador

O andador desenvolvido para este projeto pode ser classificado como um andador do tipo *rolador* com três rodas e apoio de antebraços. Diversos aspectos justificam a utilização desse tipo de andador. Em primeiro lugar, está a semelhança entre este tipo de andador e um robô móvel. O fato da estrutura se apoiar no chão por rodas favorece a instalação de motores como dispositivos de força motriz. Em comparação aos andadores com patas, a pauta de

marcha com andadores roladores é mais natural, porque não há necessidade de que o usuário erga o dispositivo ao caminhar. O contato permanente das rodas com o solo proporciona uma ampla base de apoio o que melhora a estabilidade biomecânica (Frizera, 2010b).

Além disso, observou-se uma redução no tempo de reação a estímulos externos ao comparar o uso de um andador a rodas com um andador convencional a patas (Wright, 1992). Isso demonstra que, um andador convencional a patas requer um grau de atenção do usuário maior do que no caso de um andador a rodas. Como consequência, por requerer maior grau de atenção, o risco de queda em um andador convencional é maior caso o usuário sofra alguma distração.

No estudo apresentado em (Hamzeh, 1988), observou-se uma redução de 50% do consumo energético quando se utiliza um andador a rodas em comparação com andadores convencionais.

Entretanto, andadores do tipo rolator com todas as rodas livres possuem desvantagens que não podem ser desprezadas. A principal delas se refere à estabilização biomecânica. A presença de rodas livres pode ser prejudicial para sujeitos que necessitam apoiar uma parte considerável de seu peso sobre a estrutura do andador (Frizera, 2010b). Por este motivo, para melhorar a estabilidade e segurança da marcha, o andador da UFES foi equipado com dois motores de corrente contínua acoplados às rodas traseiras, que permitem o controle do movimento e frenagem do dispositivo. A utilização de apenas três rodas de apoio no equipamento foi decidida para viabilizar, permanentemente, o apoio isostático no solo (Boell, 2011). A utilização de apoios de antebraços favorece uma maior descarga parcial do peso do usuário sobre a estrutura do andador. Isso reduz a carga sobre os membros inferiores e estende o uso do dispositivo a sujeitos com problemas de debilidade muscular, dores articulares e lesões (Hamzeh, 1988). O apoio de antebraços desenvolvido é acoplado a uma coluna com ajuste de altura, o que permite uma adaptação adequada ao usuário. A Figura 2-2 apresenta as vistas frontal, lateral e superior do projeto da estrutura.

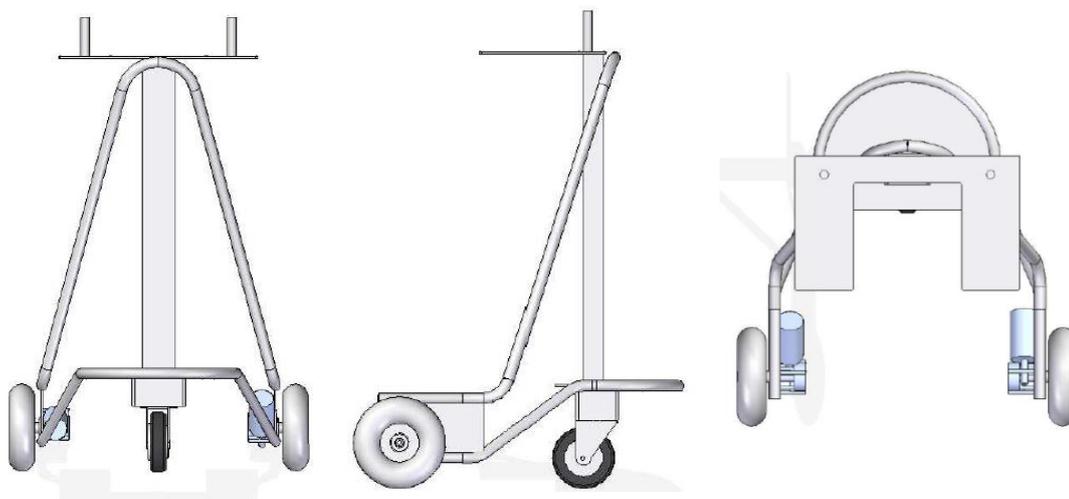


Figura 2-2 - Vistas (a) frontal, (b) lateral e (c) superior do projeto do andador.

2.1.1 Espaço interno para movimentação do usuário

Um andador deve possuir um espaçamento interno adequado, de forma a não impor limitações físicas que dificultem a movimentação do usuário. Caso contrário, ao invés de estimular a marcha natural, o dispositivo acabaria por restringir o espaço para a movimentação das pernas, acarretando em uma marcha não apropriada, e causando desconforto ao usuário. Em (Frizzera, 2010b) foram coletados dados sobre o comprimento e largura da passada em marcha livre e assistida por um andador. Assim, tais informações foram utilizadas para estimar o espaço interno mínimo requerido para evitar que o pé do paciente esbarre na estrutura do andador (Boell, 2011). A Figura 2-3 apresenta as dimensões do projeto da estrutura principal.

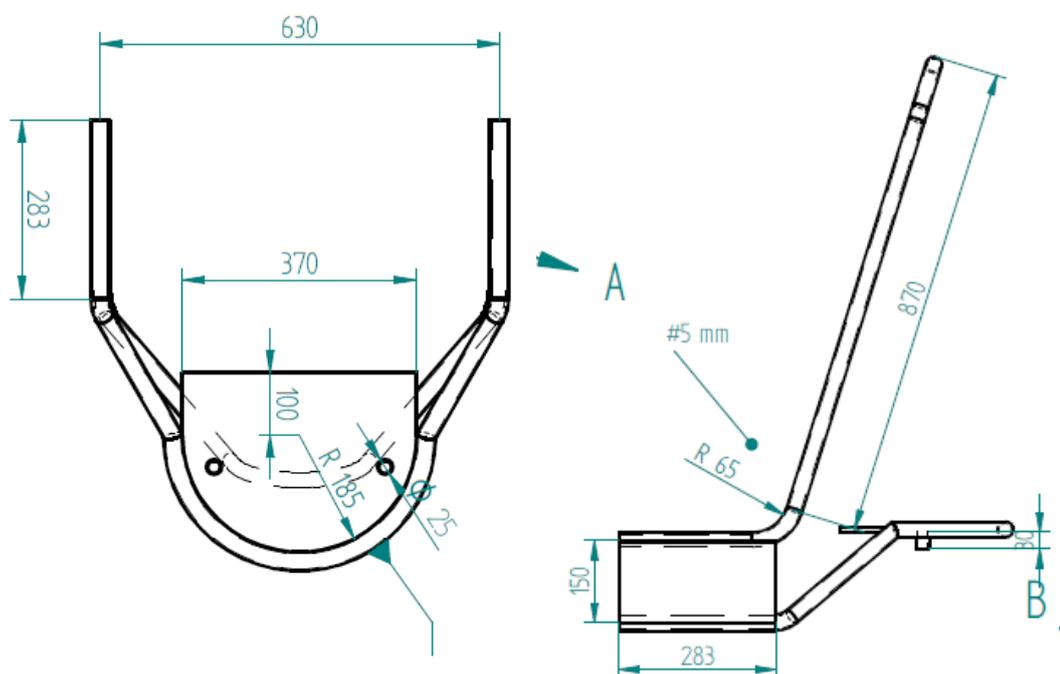


Figura 2-3 - Indicação das dimensões da estrutura do andador.

2.1.2 Design e funcionalidade

Segundo (Cook, 1995), muitas vezes, portadores de deficiência demonstram repulsa à utilização de dispositivos de tecnologia assistencial devido ao impacto visual causado pelos mesmos. Assim, ao projetarem-se esses equipamentos, deve-se considerar não apenas aspectos funcionais, mas, sobretudo, aspectos psicológicos do usuário (Bonsiepe, 1982). Dessa forma, fatores estéticos também foram uma preocupação durante o desenvolvimento do projeto do andador da UFES.

Para a estrutura foi utilizado aço inox *AISI 304* tendo em vista que tal material atende às necessidades de resistência e rigidez mecânicas, além de possuir características de prevenção à corrosão e, ainda, ser esteticamente adequado.

Para diminuir a intensidade das vibrações, a estrutura principal foi confeccionada em monobloco, eliminando-se a necessidade de encaixes e conexões que deixariam o dispositivo mais vulnerável a folgas e quebras. Cabe ressaltar que o projeto da estrutura contempla um espaço para o acondicionamento adequado dos equipamentos eletrônicos. Isso reduz o risco de danos a esses equipamentos que compreendem mais de 90% do custo do andador (Boell, 2011).

2.2 Arquitetura eletrônica do sistema

A Figura 2-4 apresenta uma visão global do Andador Robótico da UFES com a representação simplificada da disposição dos circuitos eletrônicos em local designado para este fim.

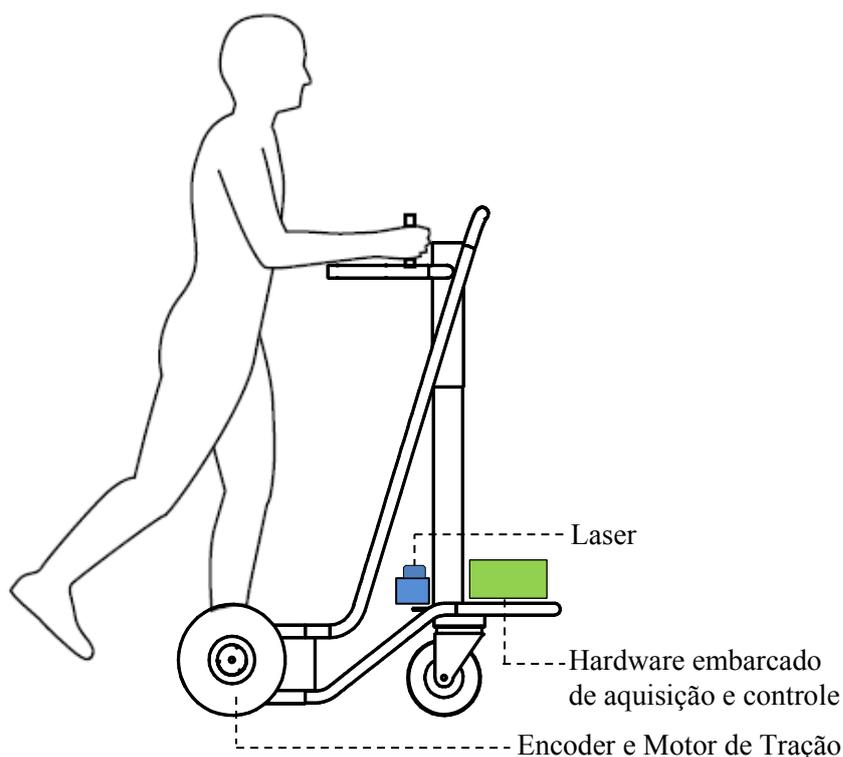


Figura 2-4 - Principais componentes da arquitetura do sistema desenvolvido.

A arquitetura do sistema eletrônico desenvolvido pode ser dividida em três módulos com funções distintas: o módulo de interface humano-máquina, o módulo de processamento/controle e o módulo de atuação.

O módulo de interface humano-máquina é o responsável pela aquisição e pré-processamento dos sinais relacionados ao posicionamento das pernas do usuário em relação ao andador. Essas informações são repassadas para o módulo de processamento e controle, cujo objetivo principal é a execução dos algoritmos de geração de comandos de movimento e de controle de baixo nível. Por fim, cabe ao módulo de atuação acionar os motores de acordo com os comandos fornecidos pelo controle e realizar a odometria do andador. Cada um desses módulos é constituído por subsistemas que estão esquematizados na Figura 2-5.

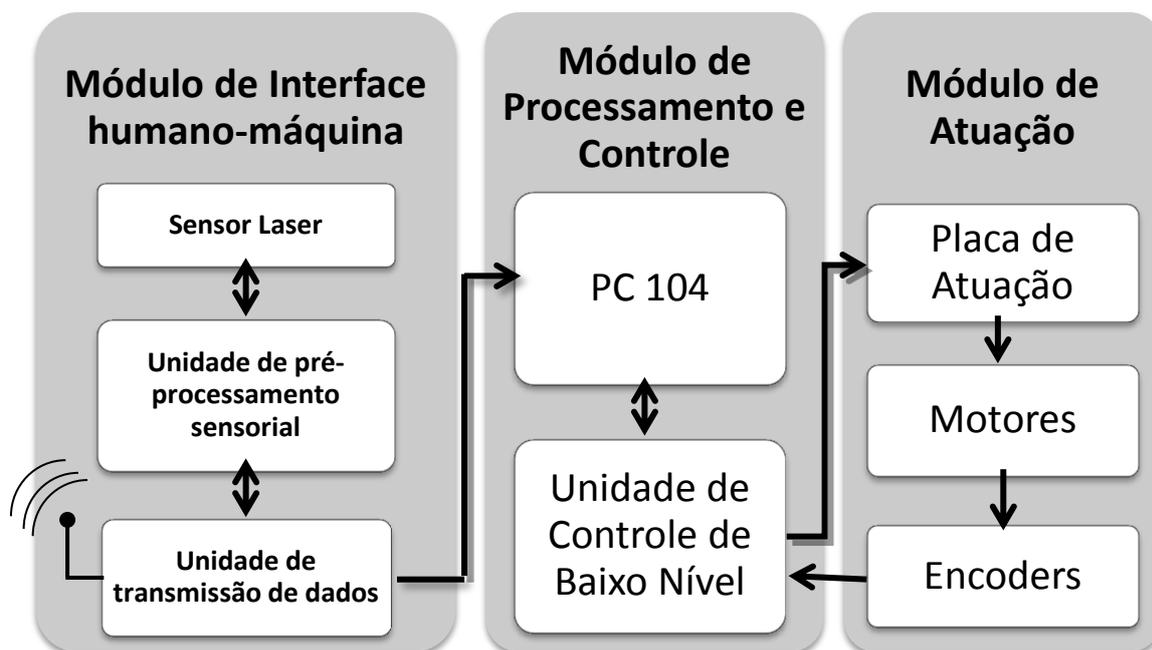


Figura 2-5 - Representação da estrutura modular da arquitetura eletrônica concebida.

A seguir, serão explicados detalhadamente os subsistemas da arquitetura eletrônica apresentada.

2.2.1 Sensor Laser

A escolha de um sensor para a detecção do posicionamento das pernas do usuário envolve diversos requisitos como precisão, tempo de resposta, alcance, tamanho, peso, consumo energético, entre outros. Considerando-se esses aspectos, optou-se pela utilização de um sensor de varredura laser. Assim, selecionou-se o sensor laser URG-04LX do fabricante Hokuyo (Hokuyo, 2006), indicado na Figura 2-6. Trata-se de um sensor que fornece as informações de distâncias em uma varredura radial. O princípio físico para a medição das distâncias é classificado como sistema de onda contínua modulada em amplitude.



Figura 2-6 - Laser de varredura *URG-04LX*.

A Figura 2-7 apresenta o princípio de funcionamento do laser. O laser emite um feixe de luz coerente que é refletido por um espelho e atinge o objeto. Esse feixe é parcialmente refletido pelo objeto e, ao retornar ao sensor, é captado por uma lente. Após ser refletido por outro espelho, o feixe atinge um fotodiodo. O cálculo da distância entre o sensor e o objeto se dá por um software embarcado no sensor que compara as fases da luz modulada emitida e recebida (Okubo, 2009). Para possibilitar uma medição por varredura, o espelho é acoplado a um eixo que, acionado por um motor, gira a uma velocidade pré-configurada.

O sensor URG 04LX é capaz de realizar uma varredura de 240° com uma resolução angular de $0,36^\circ$. O tempo gasto em uma varredura é de 100 ms, tempo que atende aos requisitos para a medição dos parâmetros associados à marcha humana. Os dados podem ser transferidos via porta serial RS232, via porta USB, ou por meio de uma saída síncrona que aciona um transistor bipolar, NPN, em configuração de coletor aberto.

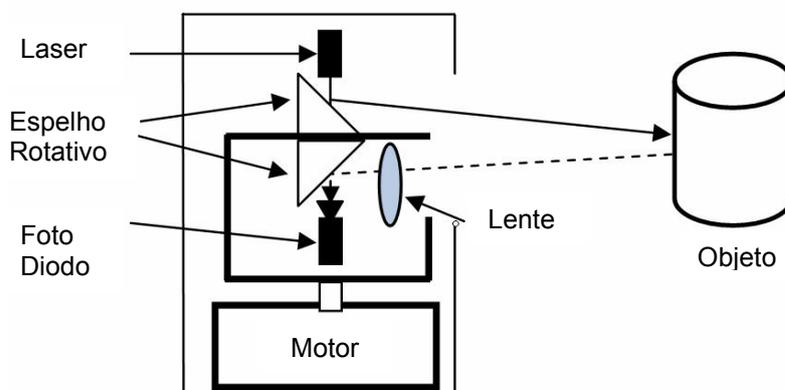


Figura 2-7 - Diagrama de funcionamento interno do sensor Laser URG-04LX. Adaptado de (Hokuyo, 2006).

A taxa de transferência de dados, a velocidade de giro do motor, a sensibilidade do fotodiodo e alguns outros parâmetros podem ser configurados via software fornecido pelo fabricante. A faixa dinâmica da medição é de 20 a 4095 milímetros. O erro é de ± 10 mm para distâncias menores que 1 m e de $\pm 1\%$ para distâncias superiores. A Tabela 2-1 apresenta as principais características do sensor utilizado.

Tabela 2-1 - Características do Sensor Laser utilizado no projeto.

Fabricante	Hokuyo, Japão
Modelo	URG-04LX
Alimentação	5V $\pm 5\%$,
Consumo de corrente	500 mA (800 mA durante a inicialização)
Alcance	60 a 4095mm ou 20 a 5600 mm (dependendo do ajuste de sensibilidade)
	240°
Precisão	20 A 1000mm: ± 10 mm, 1000 a 4095mm: 1% do valor medido
Repetibilidade	60 a 1000mm: ± 10 mm
Resolução angular	$\sim 0.36^\circ$ (360°/1024 passos)
Tempo de varredura	100ms/scan
INTERFACE	USB, RS-232C (19.2k, 57.6k, 115.2k, 250k, 500k, 750kbps), <i>NPN open-collector (synchronous output of optical scanner)</i>
PESO	160g

Existem conjuntos pré-definidos de caracteres que compõem os comandos utilizados para configurar ou solicitar que o sensor realize tarefas específicas. Estes comandos são enviados ao sensor pela unidade de pré-processamento sensorial. Em uma varredura completa, o sensor faz a medição de distâncias referentes a 681 pontos de aquisição (aproximadamente um ponto a cada $0,36^\circ$). Estes valores, medidos em milímetros, são representados usando 18 bits e codificados em 3 caracteres ASCII. A Figura 2-8 apresenta um exemplo de como uma distância de 5432 mm seria codificada pelo sensor.

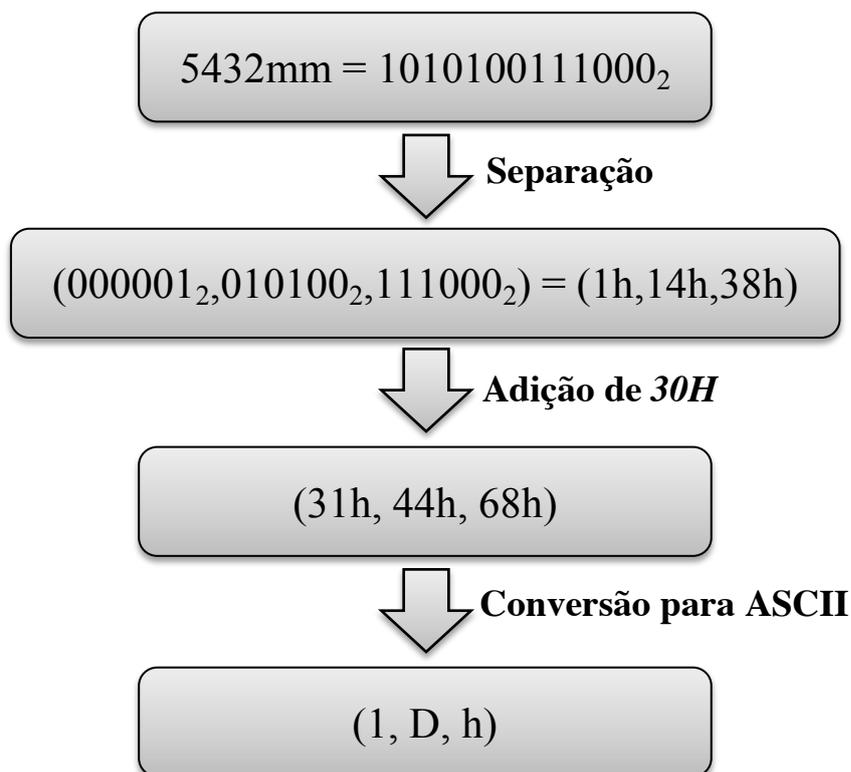


Figura 2-8 - Exemplo do processo de codificação de distâncias realizado pelo sensor.

Em seguida, esses caracteres são empacotados em seqüências de blocos de 64 bytes e ao final de cada bloco é adicionado um caractere de *checksum*, um de *linefeed* e um conjunto de caracteres de cabeçalho. A Figura 2-9 apresenta a forma como os dados são agrupados para serem enviados via porta serial. Maiores detalhes podem ser encontrados em (Hokuyo, 2006).

M	D or S	Starting Step		End Step	Cluster Count	Scan Interval
Remaining Scans			LF			
9	9	b	LF	Time Stamp (4byte)		Sum LF
Data Block 1 (64 byte)			Sum	LF		
.....			Sum	LF		
Data Block N-1 (64 byte)			Sum	LF		
Data Block N (n byte)			Sum	LF	LF	

Figura 2-9 - Agrupamento dos dados em blocos pelo sensor antes de serem transmitidos (Hokuyo, 2006).

Incluindo-se os dados iniciais de cabeçalho, o sensor envia 2101 caracteres em uma varredura completa. Dessa forma, para que as informações fornecidas pelo laser possam ser utilizadas, é necessário um algoritmo que leia os blocos de dados da Figura 2-9 e realize a decodificação, ou seja, o processo inverso ao realizado pelo sensor. Neste trabalho a unidade

de pré-processamento sensorial é responsável pela execução do software que implementa tal algoritmo.

2.2.2 Unidade de pré-processamento sensorial

A unidade de pré-processamento sensorial consiste em um microcontrolador, o *dsPIC33F*[®] da *Microchip*[®], montado em uma placa de circuito impresso (*Explorer16*[®]). Esta placa, apresentada na Figura 2-10, é responsável por enviar os comandos de configuração de parâmetros do laser e decodificar a informação enviada pelo sensor de modo que possa ser utilizada pelo controlador de alto nível.



Figura 2-10 - Unidade de pré-processamento sensorial constituída fisicamente pela placa *Explorer 16* do fabricante *Microchip*.

A Figura 2-11 ilustra o processo de interação entre o sensor e a unidade de pré-processamento sensorial. Inicialmente, a unidade envia para o sensor os comandos de configuração e de solicitação de varredura (etapa 1). Neste trabalho, o laser foi configurado para realizar leituras constantes com varredura de 240°, sensibilidade normal e rotação de 600 rpm. Uma vez configurado, o sensor executa a varredura (etapa 2) e devolve a informação codificada à unidade de pré-processamento sensorial (etapa 3). O microcontrolador desta unidade, por sua vez, executa a decodificação dos dados e transmite-os para a detecção de pernas (etapa 4). A técnica para a detecção de pernas desenvolvida neste trabalho, será explicado em detalhes no capítulo 3. Por fim, as informações das coordenadas das pernas são transmitidas via porta serial para serem utilizadas no controle de alto nível (etapa 5). A

unidade de pré-processamento sensorial utiliza taxa de bits de 250 kbps e 57,6 kbps para comunicação com o Laser e com a Unidade de Transmissão de Dados, respectivamente.

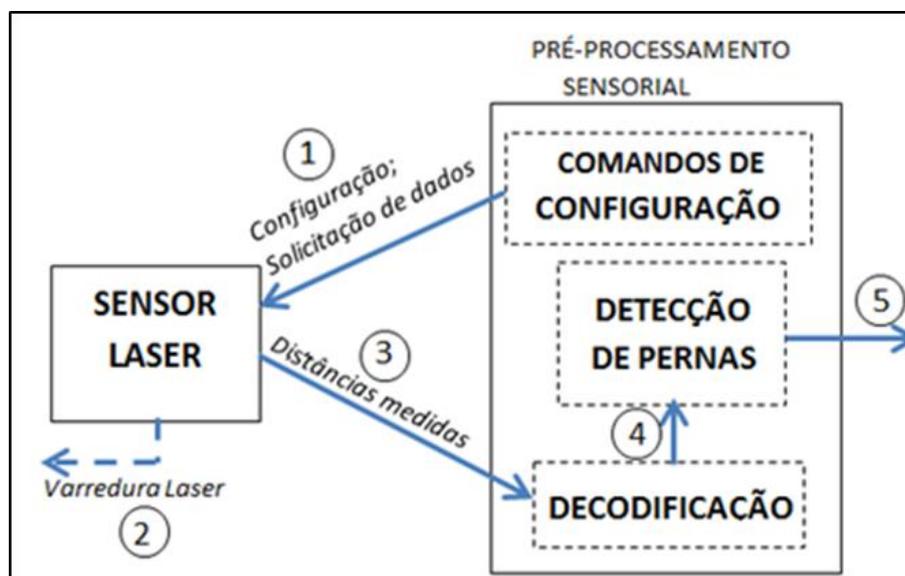


Figura 2-11- Representação das etapas de interação entre o sensor e a unidade de pré-processamento sensorial.

2.2.3 Unidade de transmissão de dados

Esta Unidade é responsável pela transmissão dos dados advindos da unidade de pré-processamento sensorial para o PC 104 (via porta serial) e para um computador remoto (comunicação *wireless*). A comunicação sem fio utiliza dispositivos com a tecnologia *Zigbee*[®]. Isto é útil porque possibilita que os dados de marcha sejam visualizados remotamente por um profissional da saúde enquanto o usuário caminha com andador. Além destas funções, a unidade de transmissão de dados permite que, em trabalhos futuros, outros sensores, como sensores inerciais e sensores de ultrassom sejam incorporados ao andador sem que sejam necessárias modificações significativas na arquitetura eletrônica do sistema. A placa eletrônica desta unidade possui como componentes principais um módulo *Zigbee*[®] e um microcontrolador da família ARM[®].

2.2.4 Plataforma Central de Processamento (PC104)

Para a aquisição e processamento dos dados advindos dos subsistemas de medição e para a geração de comandos de controle para o sistema de tração motora, utilizou-se uma

unidade central de processamento baseada na arquitetura computacional *PC-104/Plus* (Figura 2-12). A utilização desse tipo de arquitetura justifica-se pelo seu potencial de computação para aplicações embarcadas e o baixo consumo energético desse tipo de computador se comparado a um PC convencional. Outra vantagem do *PC-104* está na possibilidade de utilização do *MATLAB Real Time Workshop*, que permite a criação de sistemas para execução em tempo real a partir de blocos no *SIMULINK*[®]. Isso auxilia na elaboração do controle de alto nível, uma vez que permite a utilização de diversas ferramentas já consolidadas do software *MATLAB*[®] para processamento de sinais.

O sistema possui, ainda, a possibilidade de conexão de outros sensores e atuadores embarcados por meio de uma placa de aquisição compatível com o padrão PC-104 do fabricante *Diamond Systems Corporation*, modelo DMM-32-AT. Esta placa possui canais de entrada/saída digitais (3 portas de 8 bits) e analógicas (32 *single-ended*) de 16 bits autocalibradas. A finalidade da instalação de tal placa é permitir a criação de uma plataforma de experimentação e validação de estratégias de controle que poderão ser desenvolvidas em trabalhos futuros. Assim, sem que sejam necessárias grandes modificações na arquitetura utilizada, poderão ser desenvolvidas estratégias de controle cuja interface se baseie, por exemplo, em sensores de força sob os apoios de antebraços do usuário. Para alimentar o PC/104, a placa de aquisição de sinais e a placa de rede, utilizou-se o módulo conversor DC-DC PCM-3910, compatível com a arquitetura PC-104, alimentado por baterias LiPO 4 células, 15,2V.

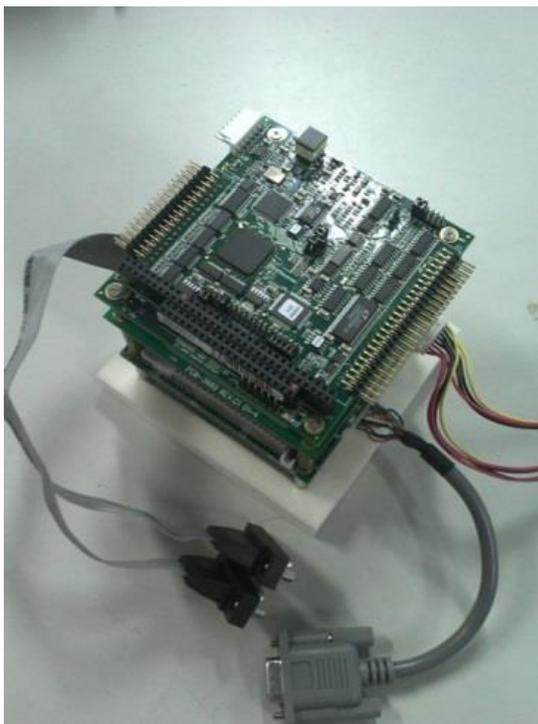


Figura 2-12 - Computador PC-104/Plus utilizado como plataforma central de processamento do controle de alto nível.

2.2.5 Unidade de Controle de Baixo Nível

Trata-se do circuito eletrônico responsável por ler as informações dos *encoders* e executar o controlador de baixo nível. O controlador de baixo nível, que será explicado no Capítulo 4, assegura que o andador se moverá exatamente com as velocidades desejadas. A utilização de uma placa separada para o processamento do controlador de baixo nível propicia uma maior segurança ao usuário do andador porque garante que as regras de segurança sejam executadas em um nível de prioridade adequado. O núcleo principal de processamento da placa consiste em um microcontrolador *HC9S08QE1280* do fabricante *Freescale*[®]. A placa com o circuito eletrônico foi desenvolvida pelo mestrando *Camilo Arturo Rodriguez Diaz* e pelo doutorando *Carlos Andrés Cifuentes García* que também atuam no projeto do Andador Robótico da UFES.

2.2.6 Motores, placa de atuação, encoders e alimentação

Como elemento responsável pela força motriz do andador utilizou-se um par de motores de corrente contínua do fabricante *DOGA*[®]. Tratam-se de motores com tensão

nominal de $24V_{CC}$, equipados com um grupo redutor de 62:1 com a finalidade de obter uma velocidade de 40 rpm para uma alimentação com tensão nominal. O torque nominal é de 5 N.m e, nessa condição, consome uma corrente de 5 A. O conjunto moto-redutor é autobloqueado, de forma que qualquer problema de falta de alimentação faz com que os motores bloqueiem o andador. Isso é feito com o intuito de garantir a segurança do usuário em caso de falha elétrica. A Figura 2-13 exhibe o conjunto moto-redutor acoplado à roda (antes da instalação dos encoders).



Figura 2-13 - Conjunto moto-redutor acoplado à roda direita do andador.

Esses motores foram conectados à Placa de Atuação (Figura 2-14). Trata-se de um circuito eletrônico desenvolvido em (Frizzera, 2009b) para realizar a interface com o restante do sistema. Essa placa faz a gestão em baixo nível do estado dos motores, ou seja, proteção contra sobre-temperatura, sobre-corrente e curto-circuito. Dessa forma, estes problemas podem ser administrados já em baixo nível, evitando que se propaguem pelo restante do sistema.

O núcleo responsável pelo gerenciamento de toda placa de atuação é um microcontrolador *dsPIC 30F4011* da *Microchip*[®]. Os dados de entrada da placa são comandos recebidos via porta serial e os dados de saída consistem em um trem de pulsos com frequência constante e *duty-cycle* proporcional ao valor de entrada (um sinal **PWM**). A estrutura do comando de velocidade dos motores é apresentada na Tabela 2-2.



Figura 2-14 - Placa de Atuação.

O cabeçalho é formado por um único caractere e serve para a checagem do início da mensagem. Os quatro primeiros dígitos correspondem a comandos para o motor esquerdo e os quatro últimos dígitos a comandos para o motor direito.

Tabela 2-2 – Exemplo de comando de velocidade com cabeçalho e definição das velocidades dos motores

Cabeçalho	Comando do motor esquerdo	Comando do motor direito
c	0512	0943

Sob cada um dos motores é aplicado um valor de tensão que pode estar entre -24 V e +24 V, correspondendo ao comando recebido pela placa, que pode estar entre 0000 e 1023. A tensão média a ser aplicada é gerada por meio de um sinal com modulação do tipo **PWM** gerado pelo microcontrolador. O gráfico da Figura 2-15 apresenta a relação entre o comando recebido e a tensão que será aplicada ao motor. Por exemplo, se a placa de atuação recebe um comando “c08520852”, o circuito aplicará a ambos os motores uma tensão de aproximadamente 16 V, fazendo com que o andador se desloque para frente.



Figura 2-15 – Relação entre os comandos e a tensão aplicada ao motor.

Para realizar a odometria do andador utilizou-se um encoder do tipo incremental para cada roda. A Figura 2-16 exibe o encoder instalado no eixo do conjunto moto-reductor, juntamente com o circuito responsável pelo condicionamento do sinal.

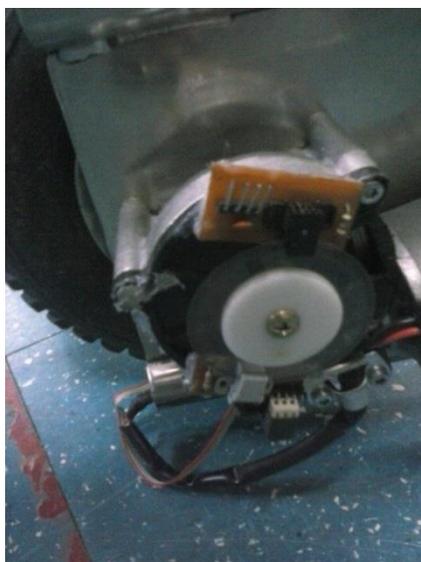


Figura 2-16 – Detalhe da instalação do encoder.

O encoder utilizado fornece 1200 pulsos por volta, isso implica em uma resolução angular de $0,3^\circ$. Os pulsos são processados na unidade de controle de baixo nível.

Finalmente, para a alimentação do sistema foram utilizadas duas baterias de chumbo-ácido (para acionamento dos motores) e para os demais circuitos eletrônicos foi utilizado um conversor DC-DC compatível com o padrão PC-104 alimentado uma bateria de LiPO 15,2 V.

2.3 Conclusões

Neste capítulo apresentou-se a arquitetura do andador robótico desenvolvido. Descreveu-se a estrutura mecânica do andador e a composição do sistema eletrônico. A estrutura mecânica foi projetada visando-se evitar os problemas advindos de adaptações em andadores convencionais. A arquitetura eletrônica foi pensada de forma modular. Isso permite que o andador esteja preparado para a inserção de mais sensores em trabalhos futuros, sem que sejam necessárias grandes modificações na eletrônica embarcada. Além disso, regras de segurança podem ser implementadas em baixo nível, aumentando assim a confiabilidade do dispositivo. A utilização de um *PC104* como núcleo central de processamento permite que diversas estratégias de controle possam ser testadas por meio de uma rápida programação em alto nível, utilizado para isso o *toolbox xPcTarget* do software *Matlab*. Assim, obteve-se uma plataforma de experimentação e validação de estratégias de controle que poderão ser desenvolvidas em trabalhos futuros.

No próximo capítulo, será apresentada uma metodologia para obtenção de parâmetros de marcha com o andador a partir da técnica de detecção e identificação de pernas desenvolvida neste trabalho. No capítulo 4, são apresentados os controladores utilizados no projeto. Estes controladores fazem uso das informações obtidas a partir da técnica de detecção de pernas para estabelecer um canal de comunicação entre o usuário e o andador.

Capítulo 3. Detecção de Membros Inferiores

O desenvolvimento de dispositivos robóticos para auxílio a pessoas com deficiência motora está intimamente relacionado à escolha de interfaces humano-máquina adequadas à aplicação. Essas interfaces devem ser capazes de adaptarem-se a usuários com diferentes níveis de capacidades física e cognitiva e a adaptação deve ocorrer de forma amigável e intuitiva. Neste sentido, o sensoriamento possui papel muito importante, uma vez que é responsável por medir as interações entre o andador, o homem e o ambiente e transmitir essas informações para o dispositivo de modo que possa realizar a tarefa desejada (Bueno, 2008)

Andadores Robóticos podem apresentar dois tipos de interfaces com o usuário: as diretas e as indiretas. A primeira classificação abrange os casos onde os comandos do usuário podem ser transmitidos diretamente ao dispositivo. Nesta categoria inclui-se a utilização de *joysticks*, sensores de força, interface por comandos de voz, entre outras. Por outro lado, as interfaces indiretas precisam reconhecer as intenções de movimento do usuário sem a necessidade de operações manuais. Como exemplos, inclui-se o reconhecimento visual usando câmeras (Lee, 2010) e a detecção da marcha humana por meio de sensores de pressão (Hirasawa, 2007), sensores ultrassônicos (Frizera, 2008) e sensores de varredura laser (Ochi, 2011) (Yu, 2010).

Atualmente, a maioria das pesquisas envolvendo andadores robóticos concentra-se no desenvolvimento de interfaces diretas, tendo destaque a utilização de sensores de força/torque. Botões, chaves e telas sensíveis ao toque são relativamente mais simples de controlar, mas apresentam o inconveniente de possuir um funcionamento intermitente ou discreto. Além disso, esse tipo de interface pode causar confusão para usuários idosos, o que pode resultar em acidentes (Bueno, 2008).

De forma geral, as interfaces indiretas requerem algoritmos de reconhecimento mais complexos e com maior custo computacional se comparados aos algoritmos utilizados nas interfaces diretas. Por outro lado, a utilização de interfaces indiretas favorece uma interação simples e natural, facilitando o uso por pessoas idosas que, no geral, não estão familiarizadas com dispositivos eletrônicos. Dessa forma, torna-se muito conveniente a utilização de interfaces indiretas, nas quais as intenções de movimento do usuário sejam automaticamente reconhecidas pelo andador.

Alguns trabalhos obtiveram resultados satisfatórios para a detecção de parâmetros de marcha por meio de sensores de ultrassom (Frizera, 2009a). Entretanto, um inconveniente deste tipo de sensoriamento é a necessidade de anexar os sensores aos membros inferiores do

usuário, dada a dificuldade de utilizar técnicas baseadas em pulso-eco para a detecção das pernas do usuário, normalmente cobertas por tecidos pouco refletivos à onda acústica.

Em (Gharieb, 2006) é apresentado um sistema com ativação por voz que, apesar de suas diversas vantagens, possui problemas críticos, tais como interferências no reconhecimento dos comandos e identificação da voz do usuário.

Para o presente trabalho optou-se pela utilização de um sensor de varredura laser, modelo URG04-LX, do fabricante Hokuyo, para a detecção das pernas do usuário e, a partir dessas informações, realizar a interpretação das intenções de movimentação. A utilização desse tipo de sensor se justifica por aspectos como:

- não há necessidade de que quaisquer elementos sejam fixados junto às pernas do usuário, como ocorre com uso de sensores ultrassom;
- o laser utilizado possui varredura com grande abertura angular, o que possibilita que trabalhos futuros utilizem este sensor não apenas para a identificação das pernas do usuário, mas também para detectar a presença de obstáculos em torno do andador;
- o sensor apresenta precisão, resolução linear e angular compatíveis com as necessidades, características essas que são difíceis de serem encontradas em sensores como, por exemplo, os de infravermelho;
- as informações de distância medidas são pré-processadas pelo próprio sensor, o que reduz o custo computacional se comparado a outras soluções utilizando câmeras que exigem processamento de imagens;
- o sensor é pouco sensível às condições do ambiente, permitindo sua utilização. Por exemplo, em locais com diferentes níveis de luminosidade.

3.1 Detecção de pernas utilizando sensor de varredura laser

As informações da evolução espaço-temporal das pernas são importantes, pois, além de serem utilizadas no controlador do andador a ser explicado no Capítulo 4, também poderão ser utilizadas para análise de marcha por profissionais de fisioterapia em trabalhos futuros.

Tendo-se optado pela utilização de um sensor de varredura laser para realizar a interface humano-maquina, foi levantado um estudo sobre as principais técnicas de detecção de pernas existentes na literatura que fazem uso desse tipo de sensor, independente da aplicação.

Segundo (Kheyruri, 2010), existem duas abordagens principais para a detecção de pessoas utilizando sensores de varredura laser. A primeira abordagem consiste em estudar o movimento dos seres humanos em sucessivas varreduras do laser e buscar detectar as pessoas pela análise do padrão de movimento estudado. Outra abordagem considera a análise dos dados de uma única varredura e procura realizar a detecção, empregando características geométricas específicas. As técnicas descritas daqui a diante pertencem a esta última abordagem.

Uma das técnicas mais simples que podem ser utilizada para a detecção de pernas denomina-se “*bounding box*” (Kmiotek, 2008). Trata-se de um método para verificar características geométricas de um conjunto de dados obtidos que é candidato a ser classificado como “pernas humanas”. A classificação baseia-se no comprimento da diagonal de um retângulo imaginário, que possui dois de seus vértices opostos coincidentes com pontos extremos de um conjunto de dados candidatos a pernas (Figura 3-1). Se o comprimento da diagonal d estiver dentro de uma faixa pré-especificada de valores, o algoritmo reconhece o segmento como “pernas”, caso contrário o segmento é classificado como “não-pernas”. Contudo, segundo (Kheyruri, 2010) essa abordagem é básica e não é capaz de capturar informações cruciais para uma eficiente detecção de pernas.

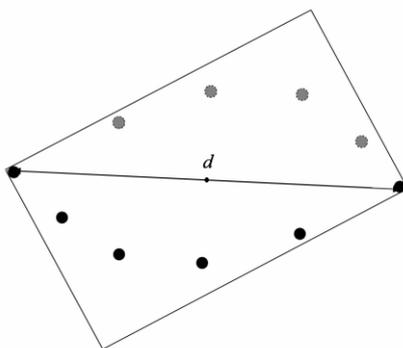


Figura 3-1 – Ilustração do conceito de *bounding box* – a diagonal d como parâmetro para detecção da perna (Kmiotek, 2008).

Outro método utilizado na literatura é conhecido como “*Circle fitting*” (Xavier, 2005). Este método considera que os dados da varredura laser referentes a pernas humanas apareçam com um formato curvilíneo. Embora durante a varredura outros objetos também possam ter formas curvas, considera-se que o raio das curvas das pernas humanas normalmente esteja entre dois limites específicos. Assim, esse método faz a classificação pela verificação do raio de curvatura da forma detectada. A desvantagem desta abordagem está no fato de que o tipo

de vestimenta pode alterar a geometria detectada. Isso ocorre, por exemplo, quando o usuário está vestindo calças compridas.

Em (Bellotto, 2009) é utilizado um sensor de varredura a laser para identificar padrões de pernas que podem ser pernas separadas, pernas juntas ou pernas não paralelas, com o intuito de permitir a interação entre um homem e um robô móvel. O algoritmo por eles desenvolvido baseia-se em transições encontradas e pode ser dividido em três etapas: pré-processamento dos dados, detecção de bordas verticais e extração de padrões de pernas.

Em (Pereira, 2010) são apresentadas melhorias ao algoritmo desenvolvido em (Bellotto, 2009) e uma aplicação para o seguimento de trajetórias de uma pessoa por um robô móvel.

No presente trabalho, desenvolveu-se uma técnica de detecção de pernas que utiliza, de forma semelhante a (Bellotto, 2009), as informações de transições encontradas na varredura do laser. Além disso, a técnica desenvolvida realiza, assim como em (Kim, 2010), uma análise de características geométricas de pernas humanas para aprimorar a identificação.

3.1.1 Técnica de detecção de pernas desenvolvida

O método de detecção de pernas apresentado nesse trabalho utiliza algumas das técnicas apresentadas em (Bellotto, 2009), em (Pereira, 2010) e em (Palleja, 2009) e realiza adaptações para aplicação a um andador robótico. Este método é dividido em quatro tarefas básicas:

- Pré-processamento dos dados
- Detecção de transições
- Extração de padrões e análise
- Estimativa das coordenadas das pernas

Cada ponto de medição de distância será representado por m_{ij} , onde o índice j indica a varredura e o índice i o ponto de aquisição. Dessa forma, i varia de zero até o número máximo de pontos de aquisição a cada varredura (681 para uma varredura completa) enquanto j depende da duração do experimento (cada varredura completa é executada em 100 ms). Assim, cada ponto i de medição da varredura j será representado na forma da Equação 3.1.

$$m_{ij} = (i, t_j, \alpha_{ij}, r_{ij}), \quad (3.1)$$

onde, i é o índice do ponto medido, t_j é o tempo relativo ao início da varredura j , α_{ij} é o ângulo do ponto de aquisição calculado a partir do índice i e da resolução angular e r_{ij} corresponde à distância medida. Dessa forma, o conjunto U_j dos pontos lidos na j -ésima varredura pode ser representado por

$$U_j = \{m_{1j}, m_{2j}, \dots, m_{681j}\}. \quad (3.2)$$

3.1.2 Pré-processamento dos dados

Assim como apresentado em (Palleja, 2009), inicialmente é realizada uma delimitação da região de interesse, gerando um novo conjunto de dados chamado U_j^R . Essa região contempla toda a área onde seja possível o posicionamento das pernas do usuário durante a marcha. Todas as medições que estiverem fora dos limites impostos serão desconsideradas. Esta medida tem por finalidade fazer com que o andador seja guiado somente pelas intenções de movimento do usuário, evitando assim que pessoas e objetos que estejam próximos ao andador interfiram no controle do dispositivo.

A Figura 3-2 representa a vista superior do andador numa situação em que uma pessoa P1, está com as pernas dentro da região delimitada e uma pessoa P2 fora dessa região. Nesta condição, para a pessoa P1, as distâncias medidas até as pernas serão devidamente armazenadas em U_j^R . Já para a pessoa P2, os valores r_{ij} medidos até suas pernas serão ignorados e um valor fixo R_{max} será armazenado em seu lugar. Para este trabalho R_{max} é igual ao alcance máximo do sensor, (i.e. 4096 mm).

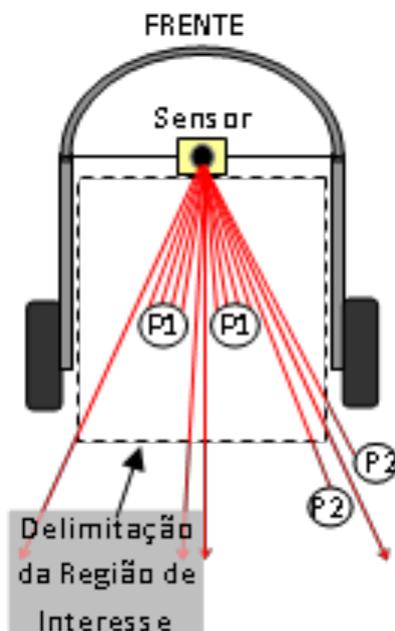


Figura 3-2 – Representação da vista superior do andador, apresentando a delimitação da região de interação.

3.1.3 Detecção de transições

Após a execução da filtragem e a delimitação da região de interesse, é criado um vetor $R_j = [r_{1j}, r_{2j}, \dots, r_{681j}]$ que contém somente as medidas das distâncias correspondentes à varredura j . Para a detecção das transições é criado um vetor $\dot{R}_j = [\dot{r}_{1j}, \dot{r}_{2j}, \dots, \dot{r}_{680j}]$ com a diferença entre duas medidas consecutivas no espaço. Cada elemento desse vetor é calculado conforme a Equação 3.3.

$$\dot{r}_{ij} = r_{(i+1)j} - r_{ij} \quad (3.3)$$

O vetor \dot{R}_j é utilizado para analisar a ocorrência de transições. Para ser considerada uma transição, os elementos de \dot{R}_j são comparados com um limiar de distância l . O valor deste limiar foi de 150 mm, obtido experimentalmente. Caso determinado elemento seja maior, em módulo, que este limiar, será considerado uma transição. A Figura 3-3 apresenta um exemplo de detecção de duas transições referentes a uma perna. Nesse exemplo, os elementos \dot{r}_2 e \dot{r}_5 do vetor \dot{R} apresentado seriam considerados transições. O índice j que indica a varredura foi omitido a fim de simplificação.

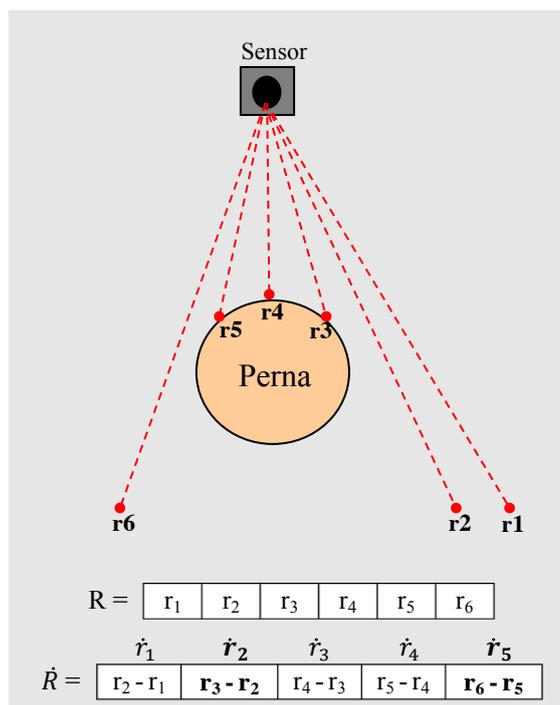


Figura 3-3 - Representação do processo de detecção de transições.

3.1.4 Extração de padrões e análise das regiões detectadas

A extração de padrões consiste na classificação da posição das pernas segundo posturas pré-definidas. Assim como em (Bellotto, 2009) três padrões distintos são utilizados neste trabalho: pernas separadas (PSE), pernas juntas (PJU) e pernas sobrepostas (PSO). Estas situações podem ser observadas na Figura 3-4. Estes padrões foram adotados pois consistem em posturas típicas que ocorrem durante o processo de marcha ou quando a pessoa está parada em frente ao andador.



Figura 3-4 - Posturas típicas das pernas durante o processo de marcha.

A abordagem apresentada em (Yu, 2010) não faz uma classificação da postura da perna segundo padrões pré-definidos, entretanto, divide o espaço em duas sub-regiões (direita e esquerda) e classifica as pernas como direita ou esquerda observando em qual sub-região estão inseridas. Esta divisão de regiões é feita por uma linha imaginária que passa pelo ângulo central de varredura do laser. Esta abordagem funciona bem com o andador executando um caminho em linha reta, entretanto ela pode não ser adequada para uma curva, pois nesse caso uma perna pode invadir a sub-região pertencente à outra perna. Por outro lado, a técnica proposta nesse trabalho não executa uma delimitação prévia das sub-regiões para a perna direita e para a esquerda, mas classifica-as baseando-se no número de transições anteriormente encontradas.

A detecção de 2, 3 ou 4 transições implicará numa classificação prévia como PJU (Pernas Juntas), PSO (Pernas Sobrepostas) e PSE (pernas separadas), respectivamente. A Figura 3-5 faz uma associação entre o número de transições detectadas, o posicionamento das pernas, uma imagem da varredura feita pelo laser e a respectiva classificação das posturas.

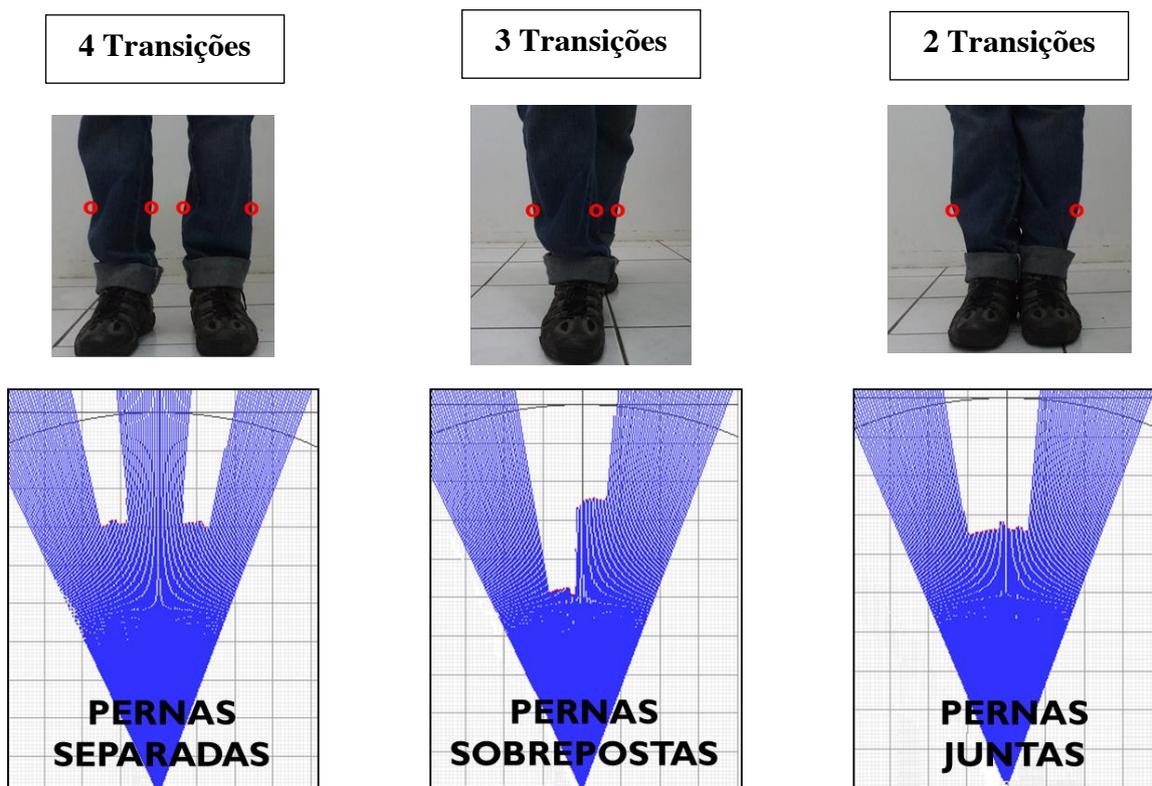


Figura 3-5 - Classificação das posturas das pernas em função do número de transições encontradas

Após a detecção das pernas alguns parâmetros são avaliados para verificar se os padrões encontrados são verdadeiramente pernas. Esta avaliação tem por objetivo distinguir pernas de outros objetos que possam estar na região de interação entre o usuário e o andador. Para obter as características típicas de uma perna humana conduziu-se um experimento de coleta de dados que envolveu cinco indivíduos com distintas dimensões corporais e tipos de vestimentas. As características avaliadas foram:

- Largura de uma perna (l_p)
- Espaçamento entre as pernas no plano frontal (e_f)
- Espaçamento entre as pernas no plano sagital (e_s)

Essas características são apresentadas na Figura 3-6.



Figura 3-6 - Características avaliadas pela técnica de detecção de pernas.

Outra característica típica de pernas humanas é citada em (Kim, 2010), trata-se da convexidade da perna. Segundo o autor citado, dados obtidos pelo laser referentes a pernas humanas, não apresentam uma forma geométrica côncava. Entretanto, essa característica é válida caso o usuário esteja com as pernas descobertas. Dessa forma, observou-se que a utilização de vestimentas como calças ou bermudas compridas faz com que a convexidade não seja uma característica sempre presente. Por este motivo, esta característica não foi utilizada na técnica de detecção de pernas proposta.

Os principais resultados obtidos pelo experimento encontram-se na Tabela 3-1.

Tabela 3-1 - Valores obtidos experimentalmente para as características avaliadas.

Característica	Dimensões (cm)		
	Mín	Media	Máx
Largura (l_p)	8	11	24
Espaçamento frontal (e_f)	0	12	53
Espaçamento sagital (e_s)	0	32	64

Para o caso de detecção de apenas duas transições, estas podem ocorrer por dois motivos: as pernas do usuário estão juntas (sem espaçamento entre elas) ou apenas uma perna foi detectada e a outra está fora da região de interação com o andador. A distinção entre essas duas situações é importante por razões de segurança. Assim, a referida discriminação é dada pela análise dos parâmetros da Tabela 3-1.

Ao final dessa etapa, os candidatos a padrões de pernas serão classificados como “pernas” se forem coerentes com os dados da tabela ou como “falso positivo” caso contrário. Os falsos positivos são descartados e o algoritmo executa novamente, para a próxima varredura, as etapas descritas. Em seguida, os padrões classificados como “pernas” são encaminhados para a etapa de estimativa das coordenadas das pernas detectadas.

3.1.5 Estimativa das coordenadas das pernas

Uma vez realizada a detecção de transições e classificação da postura das pernas segundo o padrão supracitado, inicia-se o cálculo das coordenadas das pernas em cada instante de tempo. O procedimento para a determinação das coordenadas varia de acordo com o padrão de postura das pernas detectado.

Caso as pernas estejam separadas (PSE) o procedimento consiste em:

- 1) Para cada uma das pernas, calcular o ponto médio (ângulo) entre as coordenadas das transições correspondentes àquela perna;
- 2) Especificar uma linha perpendicular à linha que liga as duas transições encontradas da perna;
- 3) As coordenadas do ponto localizado sobre esta linha perpendicular traçada, a uma distância dl , serão as coordenadas daquela perna. dl é o raio da perna do usuário

medido a uma altura de 0,3 m do solo (Figura 3-7). Baseado em medições realizadas com três dos participantes do experimento da seção anterior determinou-se um valor médio para dl igual a 0,05 m.

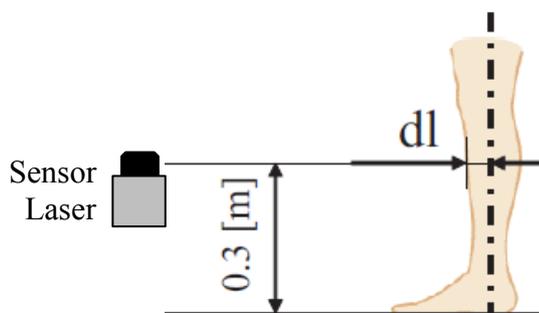


Figura 3-7 - Ilustração da variável dl .

Caso as pernas estejam juntas (PJU) o procedimento consiste em:

- 1) Estimar o ponto central (ângulo) entre as duas transições encontradas
- 2) Baseado nas coordenadas do ponto central calculado e nas duas transições encontradas proceder como no caso para PSE.

Por fim, caso as pernas estejam sobrepostas (PSO) as etapas são:

- 1) Para a perna que está mais próxima do andador: proceder como no caso de PSE;
- 2) Para a perna que está parcialmente encoberta: estimar as coordenadas da transição que está escondida pela outra perna e, baseado nessas coordenadas proceder como no caso para PSE. A estimativa das coordenadas da transição escondida é feita baseando-se nas coordenadas da transição visível da mesma perna e na largura média de uma perna, obtida pela Tabela 3.1.

Todo o *software* da técnica de detecção de pernas roda na unidade especificada para esse fim (Placa eletrônica *Explorer16*[®]). Uma vez estimadas as coordenadas das pernas, os valores são enviados para o *PC104*[®] via comunicação serial e para um PC remoto via comunicação *Zigbee*[®]. O *PC104*[®] utilizará estas informações para o controle do andador. A transmissão das mesmas informações via *wireless* possibilita a execução de um software em computador remoto que apresentará características da marcha do usuário enquanto ele utiliza o andador. Estas informações constituem um registro quantitativo que pode ser útil a um profissional da saúde, para o acompanhamento da evolução do paciente.

3.1.6 Determinação do posicionamento do sensor

Para o controlador, deseja-se obter informações sobre a distância entre os pés do usuário e o andador. Com isso, pode-se deduzir, equivocadamente, que a posição mais adequada para a fixação do sensor seria a poucos centímetros do solo, de forma que os pés do usuário fossem interceptados pelo plano de varredura do laser. Contudo, durante o processo de marcha os pés do usuário elevam-se acima deste plano, fazendo com que, nestes momentos, nenhum dado referente ao pé erguido seja detectado. Além disso, a detecção do calçado do usuário pode levar a estimativas incoerentes acerca do posicionamento dos pés. De forma semelhante, o posicionamento do sensor a alturas muito elevadas pode levar a representações inconsistentes da postura dos pés.

O posicionamento mais adequado para fixação do sensor laser foi determinado empiricamente. Neste experimento, o sensor foi fixado, inicialmente, na posição *P1* e o indivíduo manteve o pé esquerdo fixo na posição *E* e moveu o pé direito da posição *D1* para a posição *D2* conforme ilustram as Figura 3-8 e Figura 3-9. Dessa forma, o pé direito moveu-se 53 cm.

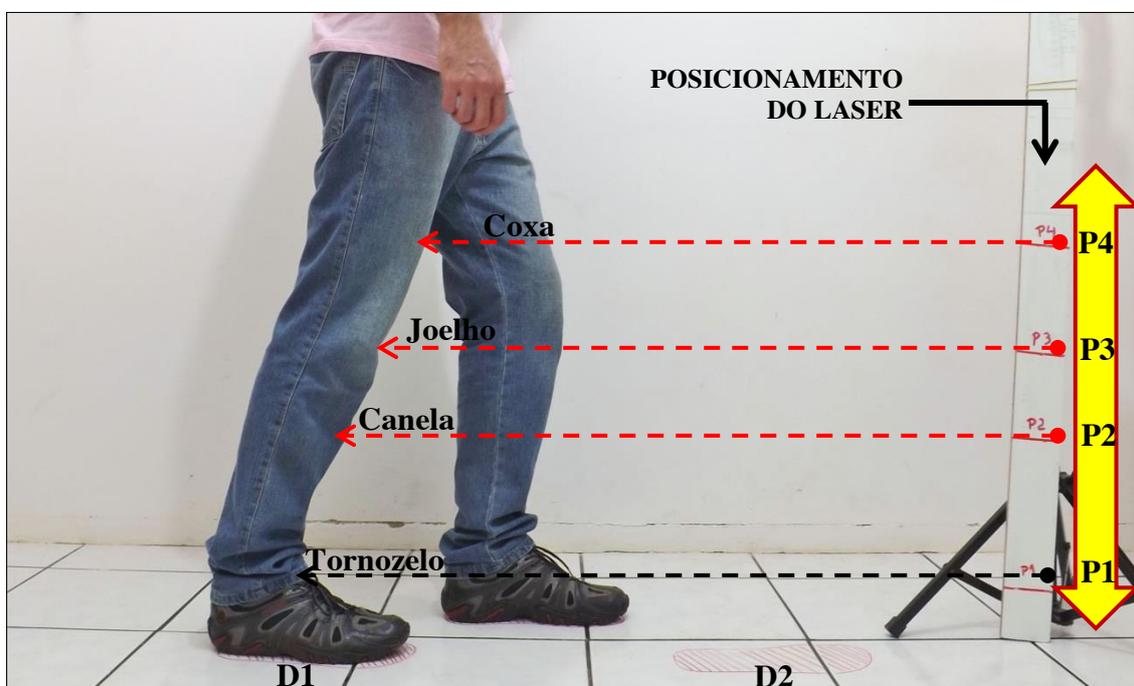


Figura 3-8 - Representação do experimento para determinação do adequado posicionamento para sensor laser.

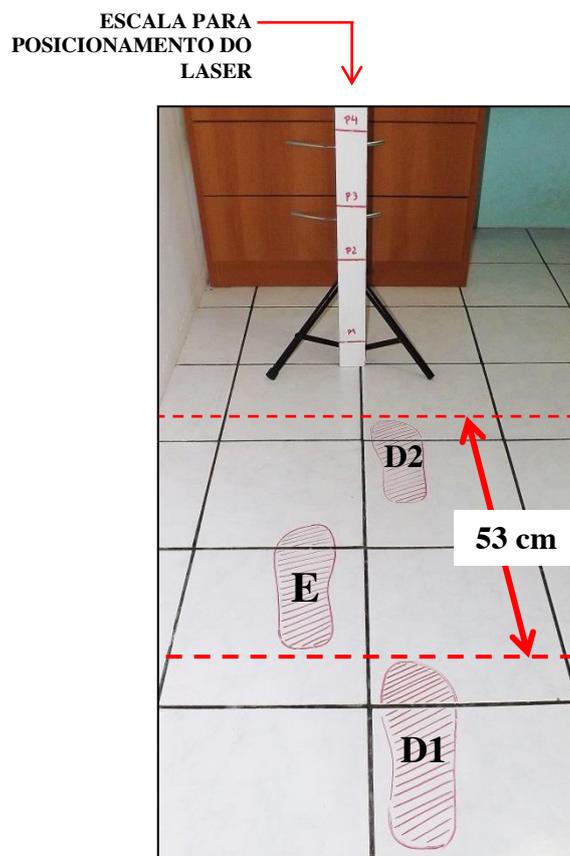


Figura 3-9 - Vista frontal do mesmo experimento da Figura 3.8.

O experimento foi realizado com três indivíduos de diferentes estaturas e cada um deles repetiu o movimento cinco vezes para cada posicionamento do laser. A Tabela 3-2 apresenta os valores mínimos, máximos e médios das distâncias medidas com o pé direito nas posições D1e D2 para um dos indivíduos. Além disso, D1-D2 indica o tamanho médio do passo. Resultados semelhantes foram observados nos testes com os demais participantes.

Tabela 3-2 - Distâncias medidas pelo laser até a perna direita em milímetros.

Posicionamento do Laser		D1			D2			D1-D2
		Min	Máx	Média	Min	Máx	Média	Média
Coxa	690,0	837,7	875,4	849,6	498,1	513,0	509,0	340,6
Joelho	520,0	916,5	931,4	919,5	464,4	483,7	477,3	442,2
Canela	300,0	981,4	1002,4	998,4	465,4	479,3	477,3	521,1
Calcanhar	70,0	963,6	1008,5	1001,5	420,7	428,6	425,6	575,9

A partir dos dados da Tabela 3-2 é possível perceber que as medições cujos valores mais se aproximam do intervalo de passo real (530 mm) foram as efetuadas com o laser

varrendo o plano que intercepta a canela. Os piores resultados foram os obtidos com o sensor posicionado em pontos mais elevados. O calcanhar, aparentemente, seria um bom ponto de medição, porém, apresenta alguns inconvenientes. Entre eles, está o fato de que os pés podem interceptar o plano de varredura, devido à elevação dos mesmos durante a marcha, conforme ilustra a Figura 3-10.



Figura 3-10 - Exemplo de detecção indesejada do calçado, ocasionada por um posicionamento inadequado sensor.

Outra dificuldade é que, estando o sensor em grande proximidade com o solo, o risco de colisão com o chão é maior. A partir dessas análises, determinou-se o posicionamento do laser no andador de forma a medir a distância à canela do usuário. Segundo (Lee, 2010), medições realizadas com um sensor de distância fixados nesta região proporcionam dados com distribuição uniforme e com baixa dispersão.

A análise apresentada até aqui considerou apenas a perna oscilante. A seguir será apresentada uma análise referente à perna que está em fase de apoio. Se o sensor para a detecção do usuário medisse precisamente o posicionamento de cada um dos pés verificar-se-ia que, durante a fase de apoio, os dados referentes ao pé que está apoiado não variam, pois este pé praticamente não se move. Entretanto, como o sensor utilizado não mede o posicionamento dos pés, é possível verificar que a altura de fixação do laser influencia nas distâncias medidas para ambas as pernas.

Os dados apresentados na Tabela 3-3 referem-se às aquisições de dados da perna esquerda durante o experimento descrito anteriormente. Assim, nas colunas associadas com **E1** estão os valores de distâncias medidas à perna esquerda (fixa) quando a perna direita está na posição **D1**. Situação análoga ocorre com **E2**.

Tabela 3-3 - Distâncias medidas pelo laser até a perna esquerda (em mm).

Posicionamento do Laser	E1 (média)	E2 (média)	D1-D2
Coxa	792,9	583,0	209,9
Joelho	743,2	643,1	100,1
Canela	753,6	694,1	58,6
Calcanhar	724,0	721,2	2,8

É possível perceber que, neste caso, os melhores resultados foram obtidos com a fixação do laser para medir o calcanhar do usuário (menor valor de D1-D2). Entretanto, levando-se em consideração os aspectos apresentados anteriormente, o sensor será fixado à altura da canela. Esta localização se mostra preferível se comparada aos posicionamentos mais elevados. A Figura 3-11 apresenta o andador com o sensor de varredura a laser fixado na altura escolhida (30 cm).

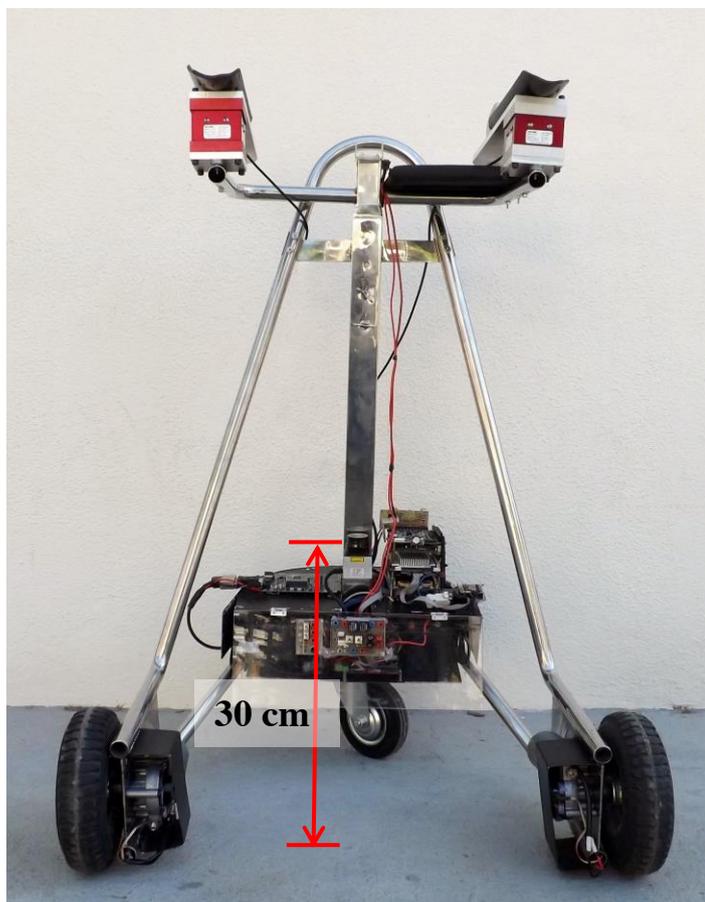


Figura 3-11 - Andador com o sensor laser fixado sob a coluna central a 0,30 m do solo.

3.2 Experimentos

A fim de testar a técnica de detecção de pernas desenvolvida neste trabalho, foram conduzidos dois tipos de experimentos: o primeiro para uma pessoa com o andador parado e com diferentes posicionamentos estáticos das pernas e o segundo com indivíduos empurrando o andador executando uma trajetória pré-definida. Para estas experimentações, os motores foram desconectados a fim de permitir que o usuário conduzisse livremente o andador. Entre os voluntários, havia pessoas com diferentes tipos de vestimentas: bermudas curtas (acima do plano de varredura do laser), bermudas compridas e calças compridas. Para estes dois últimos casos há um empecilho adicional para correto funcionamento do algoritmo desenvolvido devido à dificuldade de delimitação do contorno das pernas. As amostras coletadas durante os experimentos foram armazenadas em arquivo e, em seguida, utilizadas para testes. O mesmo algoritmo de detecção de pernas que foi implementado em Linguagem C para rodar *online* foi adaptado para realizar uma análise *off-line* dos dados obtidos utilizando-se o software *MATLAB*[®].

3.3 Resultados e discussão

Para auxiliar na análise da evolução espaço-temporal dos membros inferiores do usuário, fixou-se o posicionamento dos eixos cartesianos no sensor, conforme apresentado na Figura 3-12.

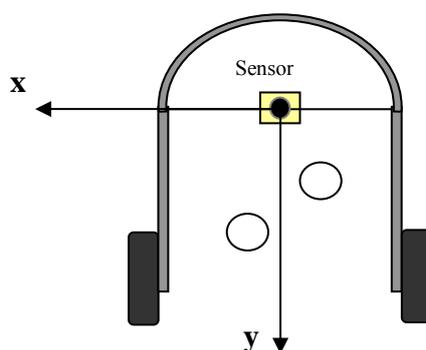


Figura 3-12 - Posicionamento da referência dos eixos cartesianos sobre o andador.

A Figura 3-13 apresenta gráficos do erro médio na estimativa de distância da perna direita utilizando a técnica de detecção de pernas para o experimento 1.

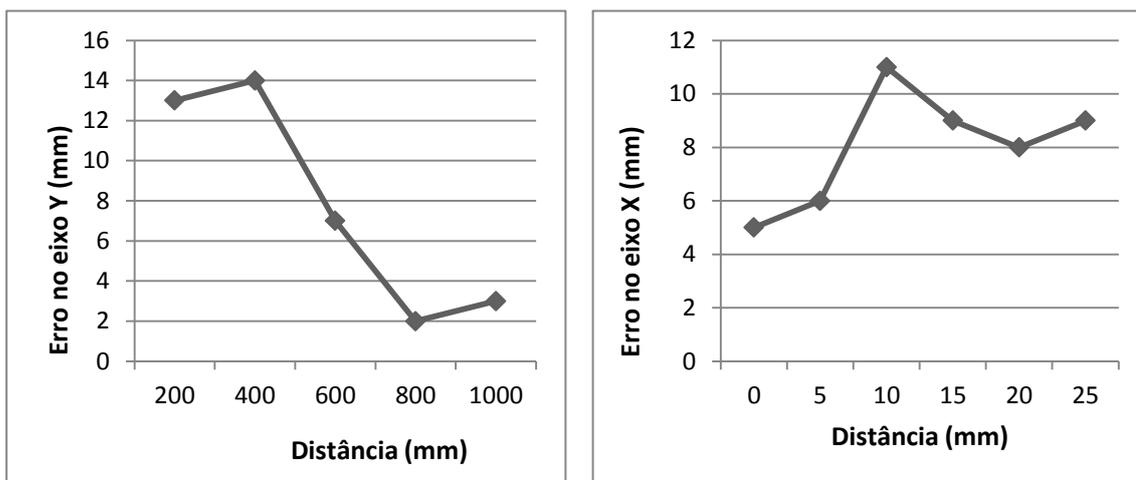


Figura 3-13 - Gráfico do erro nos eixos (a) y e (b) x na estimativa das coordenadas de uma das pernas.

Pelo gráfico observa-se que o erro no eixo x é menor que 12 mm e no eixo y é menor do que 15 mm. A Figura 3-14 apresenta um dos casos de detecções realizadas pelo programa para o usuário parado em frente ao andador. As linhas contínuas correspondem aos pontos lidos pelo laser e as detecções executadas pela técnica de detecção de pernas proposta são identificadas por pequenos círculos. Os gráficos estão em coordenadas polares e as distâncias em milímetros. Neste caso, o usuário estava de bermuda curta, de forma a manter as pernas descobertas na altura da medição do laser.

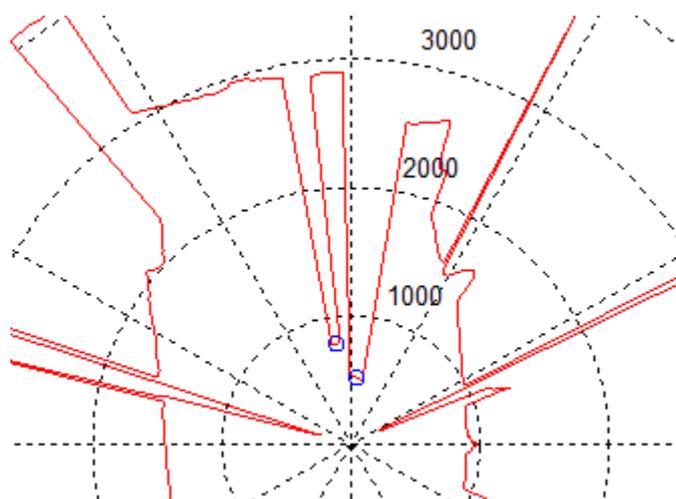


Figura 3-14 - Detecção de pernas de um usuário parado em frente ao andador.

Na Figura 3-15 são apresentadas situações semelhantes à anterior, porém para o caso de um usuário com calça comprida. É possível perceber que, nessa situação, mesmo com a dificuldade adicional da vestimenta do usuário, o sistema pôde identificar a posição das pernas.

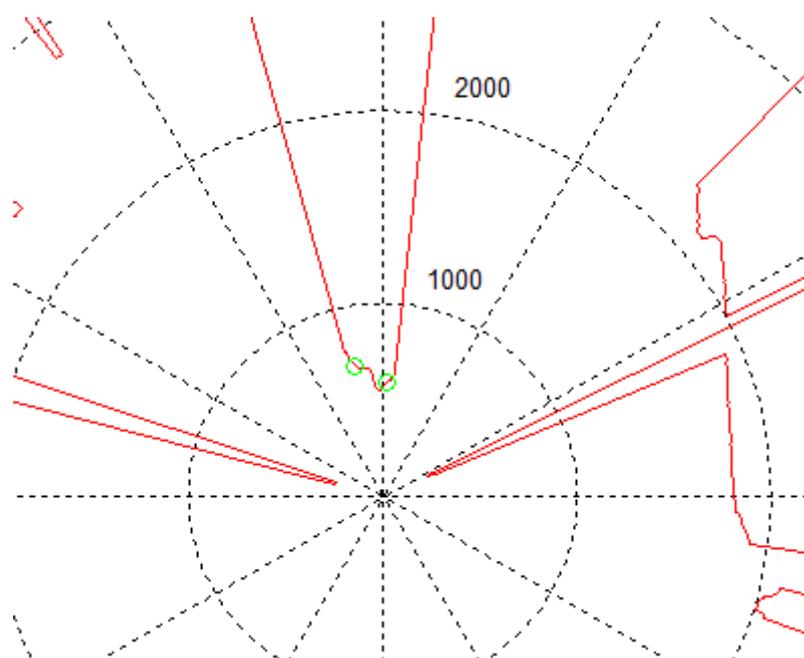


Figura 3-15 - Detecção de pernas para um usuário com calças compridas.

A detecção apresentada na Figura 3-16 ocorreu para o caso de um voluntário com bermuda comprida. Neste caso, o algoritmo ignorou as transições devidas à vestimenta e identificou somente as pernas. Isso se deve aos parâmetros avaliados durante a fase de discriminação de padrões e análise das regiões detectadas.

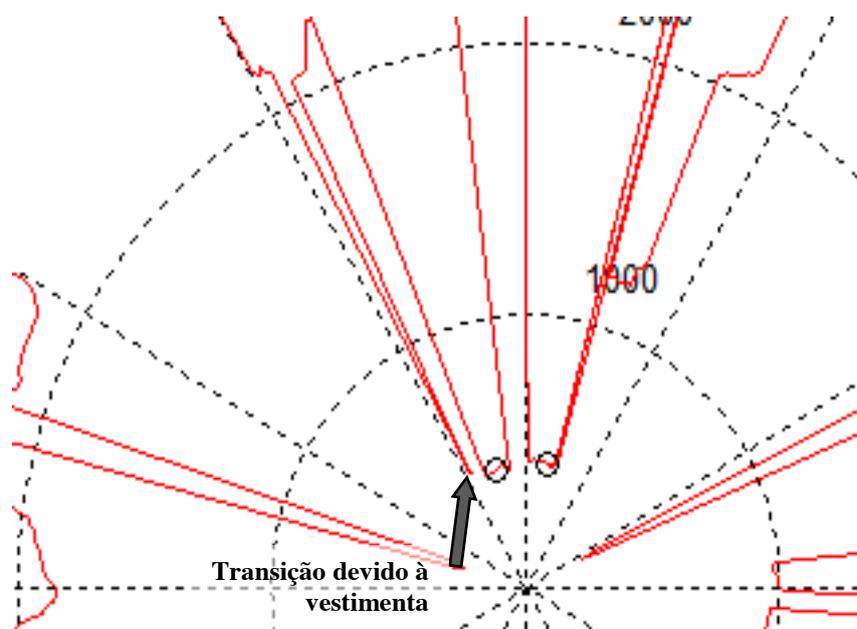


Figura 3-16 - Identificação de pernas mesmo diante de interferências causadas pela vestimenta.

O gráfico da Figura 3-17, obtido a partir do segundo experimento, mostra a variação espaço-temporal no eixo y das pernas de um voluntário durante um trecho da marcha. Os pontos onde as curvas se encontram correspondem ao instante em que as pernas do usuário estão mais próximas uma da outra. Esta figura permite avaliar diversos parâmetros da marcha do usuário, como cadência, tamanho do passo, variação da distância do usuário ao andador, etc. A análise da variação temporal no eixo x permite obter o espaçamento das pernas no eixo frontal.

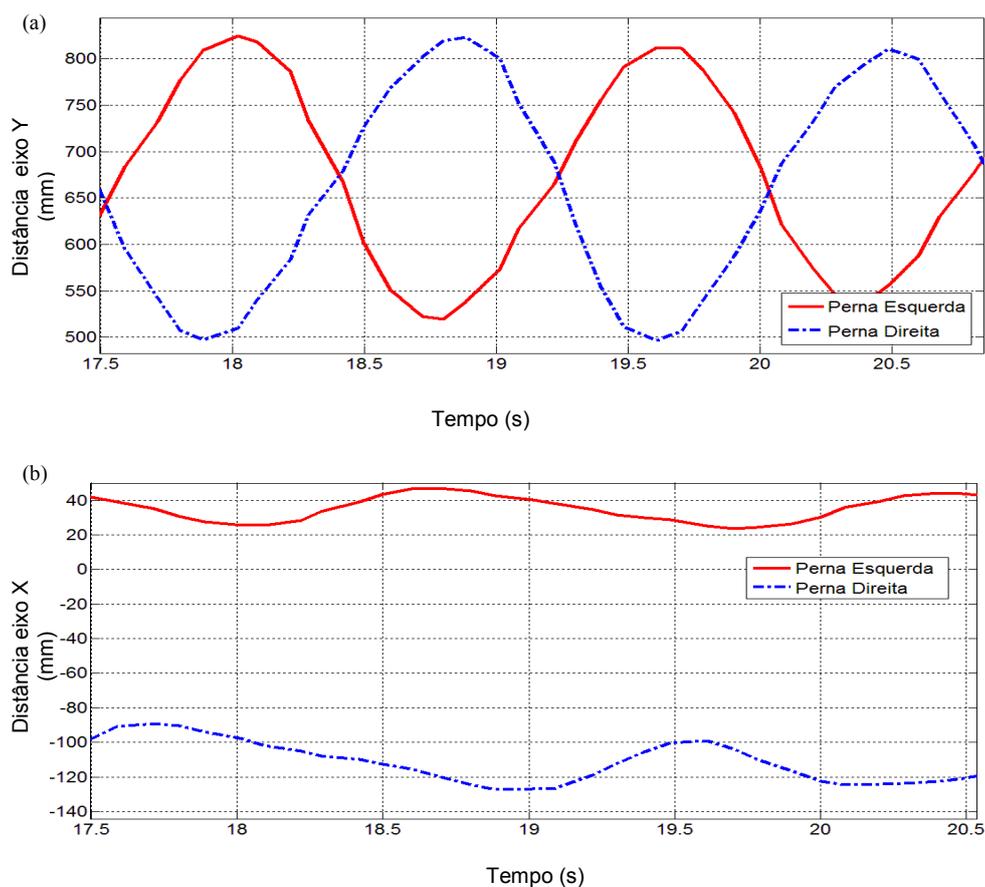


Figura 3-17 - (a) Variação no eixo y das pernas de um voluntário durante um trecho da marcha (b) Variação em x para a mesma situação.

3.4 Conclusões

Neste capítulo destacou-se a importância do desenvolvimento de uma interface natural, que favoreça a interação entre o usuário e o dispositivo de assistência à mobilidade. Descreveram-se as vantagens da utilização de um sensor de varredura laser para o desenvolvimento dessa interface.

Em seguida, foram apresentadas, resumidamente, as principais técnicas de detecção de pernas encontradas na literatura. Para o presente trabalho, optou-se por uma abordagem que se baseia nas características geométricas das pernas humanas. A técnica de detecção de pernas desenvolvida é descrita detalhadamente.

Os resultados dos experimentos finais demonstram que a técnica de detecção foi capaz de identificar de forma satisfatória as coordenadas das pernas, tanto para o usuário parado quanto em movimento. Além disso, as pernas foram corretamente detectadas mesmo em testes com voluntários utilizando calças compridas. As coordenadas das pernas, estimadas por meio da técnica desenvolvida, servem como variáveis de entrada para a geração de comandos de movimento apresentada no Capítulo 4.

Capítulo 4. Detecção de comandos de movimento e geração de sinais de controle

A informação da evolução espaço-temporal dos membros inferiores do usuário, que pode ser obtida pela técnica de detecção de pernas apresentada no capítulo anterior possui importantes aplicações no andador robótico. Este capítulo descreve um controlador simples que utiliza essas informações para realizar uma interface entre o usuário e o andador. Dessa forma, é discutida a implementação de um controlador de baixo nível do tipo *Proporcional-Integral* cujas entradas são as velocidades lineares e angulares desejadas e as saídas são os respectivos comandos para os motores.

A questão da interação entre o usuário e o andador expõe a necessidade da estimativa das intenções de movimento do usuário e, a partir desta, a geração de sinais de controle para os motores. Este capítulo apresenta um método simples para inferência dos comandos de movimento. Tal método baseia-se na distância e no ângulo entre as pernas do usuário e o andador. A estratégia desenvolvida não tem por objetivo ser uma proposta de um controlador avançado para o andador robótico, mas demonstrar que a técnica de detecção de membros inferiores funciona satisfatoriamente e pode ser aplicada ao dispositivo.

Além de serem utilizadas diretamente para o controle do dispositivo, as informações obtidas com o uso do sensor laser servem para a implementação de regras de segurança, de forma a evitar que o usuário seja submetido a situações de risco.

4.1 Controlador de Baixo Nível

Do ponto de vista da modelagem cinemática, o andador robótico da UFES pode ser visto, simplificadaamente, como um robô móvel com duas rodas e tração diferencial. Considerando-se o modelo de robô móvel apresentado na Figura 4-1, a velocidade linear v e a velocidade angular w do andador, em função das velocidades angulares das rodas, podem ser obtidas pela Equação 4.1.

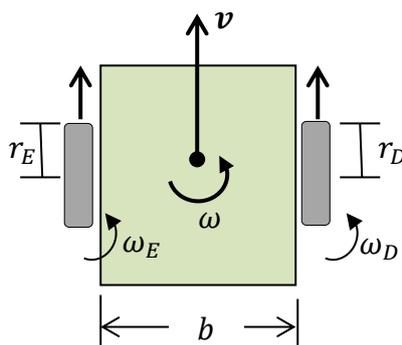


Figura 4-1 - Modelo de um robô móvel com tração diferencial.

$$\begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r_D}{2} & \frac{r_E}{2} \\ \frac{r_D}{b} & -\frac{r_E}{b} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \omega_D \\ \omega_E \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

onde,

- v : Velocidade linear do andador,
- ω : Velocidade angular do andador,
- r_D : Raio da roda direita,
- r_E : Raio da roda esquerda,
- ω_D : Velocidade angular da roda direita,
- ω_E : Velocidade angular da roda esquerda,
- b : Distância entre as rodas.

Dessa forma, considerando iguais as dimensões das duas rodas, as movimentações em linha reta ($\omega = 0$) ocorrem quando ambas estão com as mesmas velocidades. Conforme citado no Capítulo 2, a velocidade de giro dos motores é função de um valor de tensão elétrica aplicado sobre os mesmos na forma de um sinal **PWM**. Assim, em um modelo ideal, onde todos os parâmetros das duas rodas e motores sejam idênticos e assumindo-se uma simetria perfeita na estrutura do andador, a aplicação de um mesmo valor de tensão nos dois motores faria com que as rodas girassem nas mesmas velocidades e o andador seguiria em linha reta. Entretanto, isso não é observado na prática. Este fato é devido, entre outros fatores, a diferenças entre as dimensões das rodas, a assimetrias no dispositivo e a diferenças nos conjuntos moto-redutores. Isso também ocorre porque o comportamento dos motores depende não apenas da tensão elétrica aplicada, mas também da carga a qual estão submetidos. Por estes motivos, para assegurar que o andador execute as velocidades lineares e angulares corretamente foi programado um controlador de baixo nível.

A ideia básica por trás da malha de controle de baixo nível desenvolvida é que, dadas as velocidades desejadas do andador (velocidade linear e angular), a tensão correspondente é aplicada nos motores. Então, por meio dos *encoders*, as velocidades das rodas são medidas e

comparadas com os valores desejados. A diferença é o sinal de erro que será utilizado pelo controlador para o cálculo da nova ação de controle.

O controlador utilizado é do tipo *Proporcional-Integral* e sua estrutura lógica pode ser observada na Figura 4-2. Maiores detalhes sobre a aplicação deste tipo de controlador em robótica móvel podem ser encontrados em (Jones, 1998).

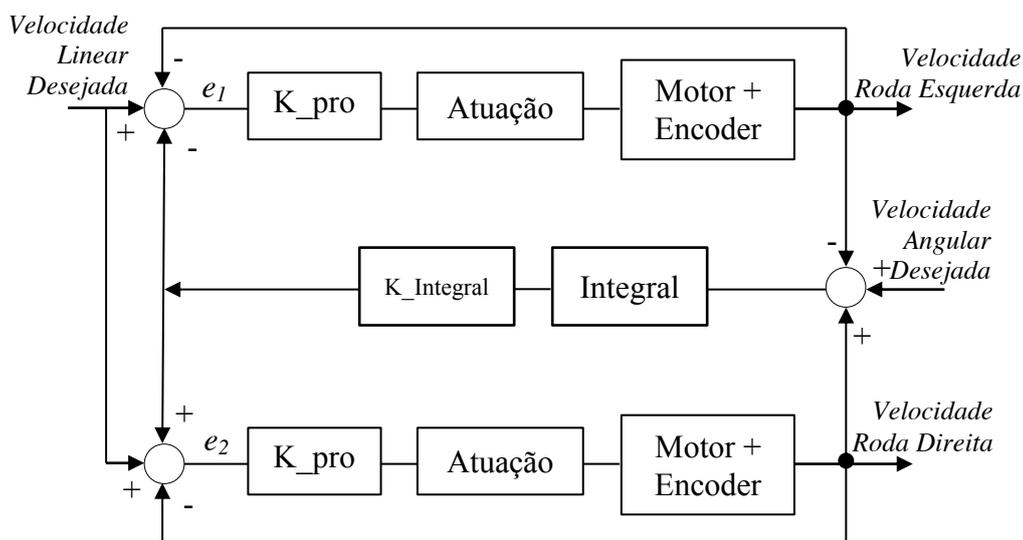


Figura 4-2 - Representação do Controlador Proporcional-Integral de baixo nível utilizado no andador.

Toda a implementação do controlador de baixo nível foi realizada em conjunto com o Mestrando *Camilo Arturo Rodriguez Diaz*, que atualmente desenvolve uma pesquisa para controle do andador da UFES por meio de sensores de força nos membros superiores. O algoritmo do controlador de baixo nível foi programado em linguagem C e é executado no microcontrolador da Unidade de Controle de Baixo Nível, cujo circuito eletrônico foi apresentado no Capítulo 2.

As constantes K_{prop} e $K_{integral}$ foram ajustadas, empiricamente, com os valores 0,9 e 0,05, respectivamente, tendo-se como valores de referência iniciais os aplicados em (Jones, 1998). Os resultados dos testes com o controlador desenvolvido serão apresentados na Seção 4.3.

4.2 Detecção de Comandos de Movimento

Após a obtenção de um controlador de baixo nível que garante que o sistema execute adequadamente as velocidades desejadas, desenvolveu-se um algoritmo que, a partir das

coordenadas das pernas, infere os comandos de movimento do usuário e gera os valores das velocidades desejadas para o andador (*set-points*). A Figura 4-3 apresenta um diagrama da interconexão lógica dos algoritmos supracitados.

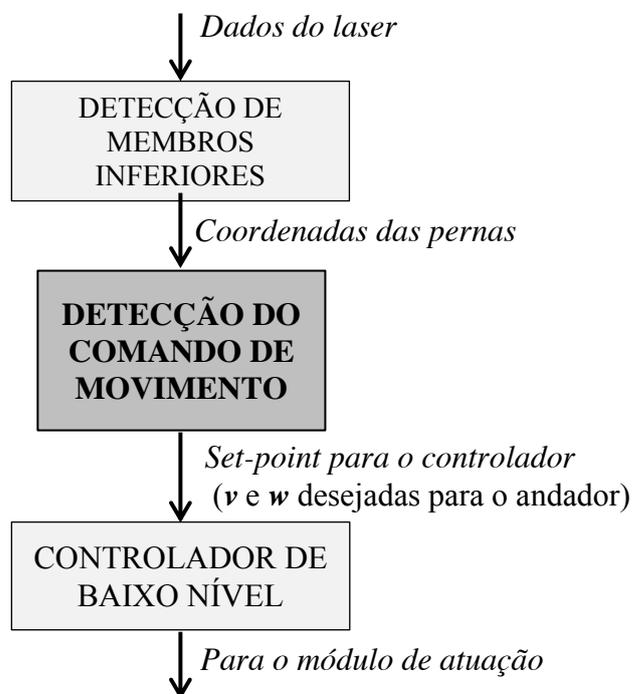


Figura 4-3 - Diagrama de blocos destacando a função da detecção de comandos de movimento.

A estratégia para geração do comando de velocidade v , a partir da detecção de intenção de movimento do usuário é semelhante à apresentada em (Wu, 2011). Trata-se de uma estratégia baseada na distância do usuário ao andador. Para isso, inicialmente é obtida uma aproximação da projeção do centro de massa do corpo, P_{CM} , como sendo o ponto médio entre ambas as pernas, conforme ilustra a Figura 4-4.

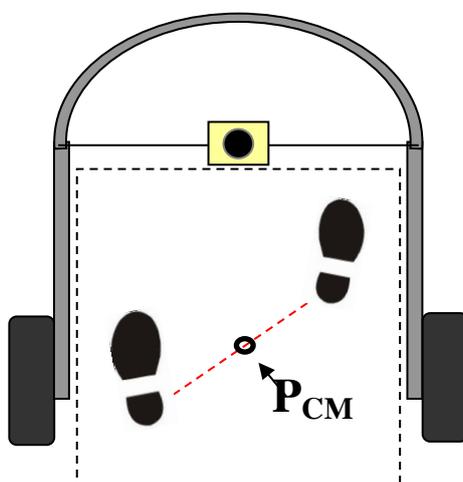


Figura 4-4 - Vista superior do andador com a indicação do ponto PCM.

Em seguida, o valor do comando de velocidade linear v é gerado conforme o gráfico da Figura 4-5. Assim, a velocidade do andador obedece a uma estratégia de controle de distância obtida por um controlador proporcional simples com saturações.

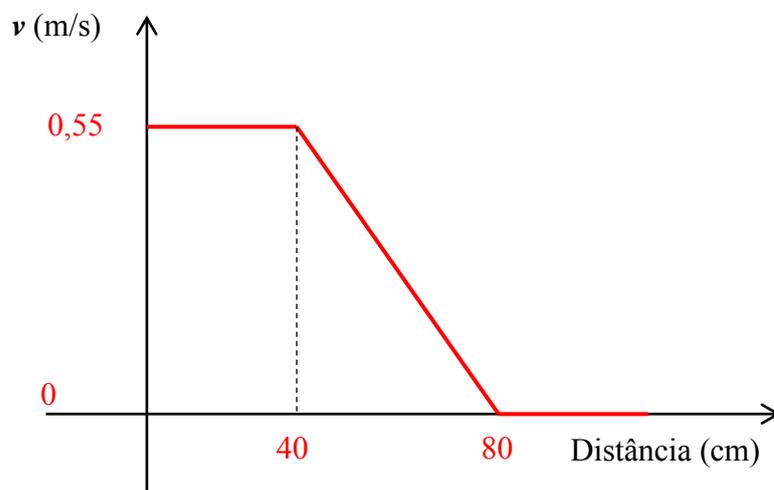


Figura 4-5 - Estratégia de controle da velocidade linear baseada na distância do usuário ao andador.

Para o desenvolvimento de um método para a detecção da intenção de realização de curvas, conduziu-se um experimento cujo objetivo era verificar o posicionamento das pernas do usuário durante manobras com o andador. Nesse experimento, as rodas foram desacopladas dos motores de forma a serem destravadas e voluntários conduziram o andador segundo percursos em linha reta e curvas para a direita e para a esquerda. Todos os indivíduos não apresentavam nenhum tipo de disfunções na marcha.

A Figura 4-6 (a) consiste numa representação gráfica das regiões de posicionamento do \mathbf{P}_{CM} de um dos voluntários durante a realização do percurso em linha reta. A intensidade da cor está relacionada à frequência de permanência do \mathbf{P}_{CM} na região. Há uma maior probabilidade de encontrar o \mathbf{P}_{CM} nas regiões com cores mais intensas (mais avermelhadas) do que nas regiões mais claras. Já a Figura 4-6 (b) apresenta uma representação gráfica das regiões de posicionamento do \mathbf{P}_{CM} para o caso de realização de uma curva para a esquerda.

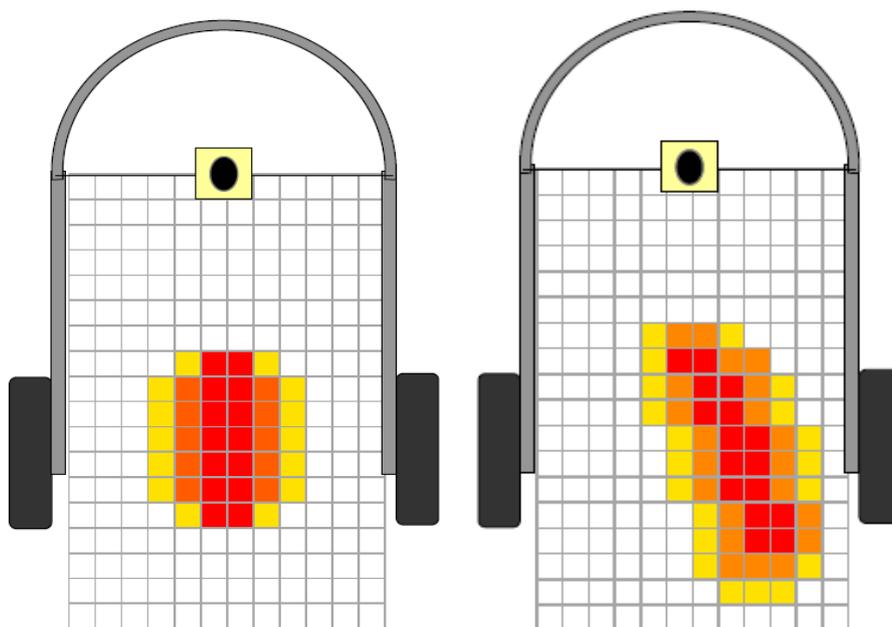


Figura 4-6 - Representação gráfica da região de localização do PCM para um percurso em: (a) linha reta e (b) curva para a esquerda.

Assim, pela comparação entre a Figura 4-6 (a) e a Figura 4-6 (b) verifica-se que existe uma diferenciação da região de permanência das pernas do indivíduo ao comparar percursos em linha reta e curvas. Dessa forma, constatou-se que ao fazer uma curva para a esquerda as pernas da pessoa tendem a permanecer com uma maior frequência na região **A** indicada na Figura 4-7, ao passo que ao fazer curvas para a direita, as pernas têm maior permanência na região **B** da mesma figura. Ao realizar percursos em linha reta as pernas permanecem, na maior parte do tempo, na região **C**. De tal modo, a detecção de intenções de realização de curvas e do sentido das mesmas foi implementada segundo a análise da permanência das pernas do usuário dentro dessas regiões.

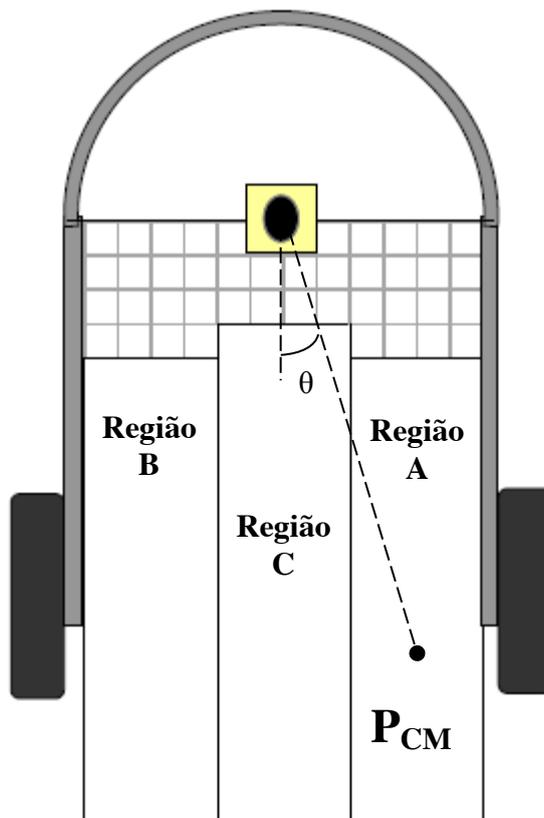


Figura 4-7 - Delimitação das regiões de localização do P_{CM} do usuário para a identificação das intenções de movimento.

O valor da velocidade angular w é proporcional ao ângulo θ entre o usuário e o andador representado na Figura 4-7. A Tabela 4-1 resume as ações que definem a velocidade angular do andador.

Tabela 4-1 - Relação entre o posicionamento do usuário e a velocidade angular do andador.

Região do P _{CM}	Sentido da curva	$ w $
A	Esquerda	$k \times \theta $
C	Reta	0
B	Direita	$k \times \theta $

Por fim, para reduzir o risco de acidentes, definiu-se um conjunto de situações e de respectivas ações que constituem as regras de segurança, apresentadas na Tabela 4-2. Estas regras são importantes porque o sistema de controle pode, em algumas situações, gerar

velocidades muito elevadas ou incompatíveis com os movimentos naturais, o que pode ser perigoso para o usuário.

Tabela 4-2 - Regras de segurança para o andador.

Situação	Ação
Usuário não detectado	Parar
Pernas muito distantes do andador	Reduzir a velocidade até parar
Pernas muito próximas ao andador	Aumentar suavemente a velocidade
Apenas uma perna detectada	Parar
Detecção de mais de duas pernas	Reduzir a velocidade até parar

4.2.1 Implementação no PC104

O programa para recepção das informações das coordenadas das pernas, processamento da detecção da intenção de movimento e geração dos sinais de velocidade angular e linear do andador foi implementado no *Simulink* do *Matlab* por meio do módulo *Real-Time Windows Target*. A Figura 4-8 apresenta o diagrama de blocos do sistema. O bloco *Sensoriamento* é responsável por receber as informações advindas da etapa de detecção de pernas e fornecê-las ao sistema. O bloco *Controle* consiste na implementação do algoritmo de interpretação de comandos de movimento. Este é o bloco responsável por gerar o *Set-Point* para o controlador de baixo nível a partir das informações da evolução espaço-temporal das pernas do usuário. O bloco de *Atuação* realiza a decodificação e preparação dos dados para serem enviados, via Porta Serial, para o módulo de atuação. O sistema desenvolvido no *Simulink* foi configurado para executar a uma frequência de 1 kHz.

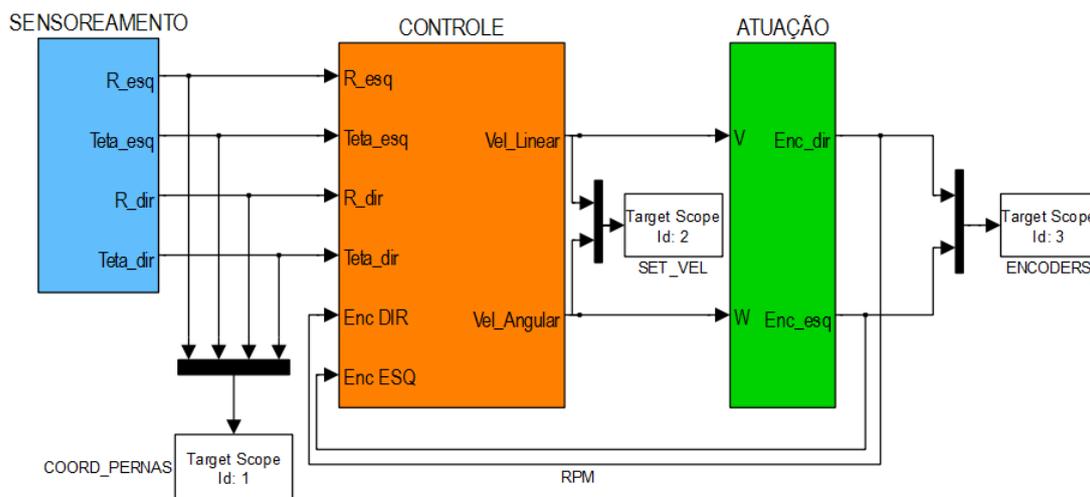


Figura 4-8 - Diagrama principal implementado no Simulink que é executado no PC104.

A Figura 4-9 apresenta o conteúdo do bloco *Sensoriamento*. Neste diagrama, o bloco “*Baseboard RS232*” é responsável pela recepção dos dados via porta serial. Nele são configurados parâmetros como *baud rate*, número da porta, entre outros. Em seguida, o bloco “*FIFO Read HDRS*” identifica e separa *streams* de dados com base em delimitadores pré-definidos. Nesta aplicação, este bloco é responsável por desmembrar as informações das coordenadas de cada uma das pernas. O próximo conjunto de blocos, denominado “*ASCIItoXI*” faz a conversão de *ASCII* para valores numérico.

Para evitar a transmissão de números negativos, todos os dados referentes a ângulos das pernas enviados pela unidade de pré-processamento sensorial são acrescidos de 30°. Assim, ao invés desta unidade enviar valores de -30° a +30°, os valores enviados estão sempre entre 0° e 60°. Por esse motivo, são inseridos blocos no diagrama do *Simulink* para eliminar o *off-set* e retornar o range para -30° a +30°. Após esta etapa, as coordenadas das pernas são transmitidas para o bloco “*Controle*”.

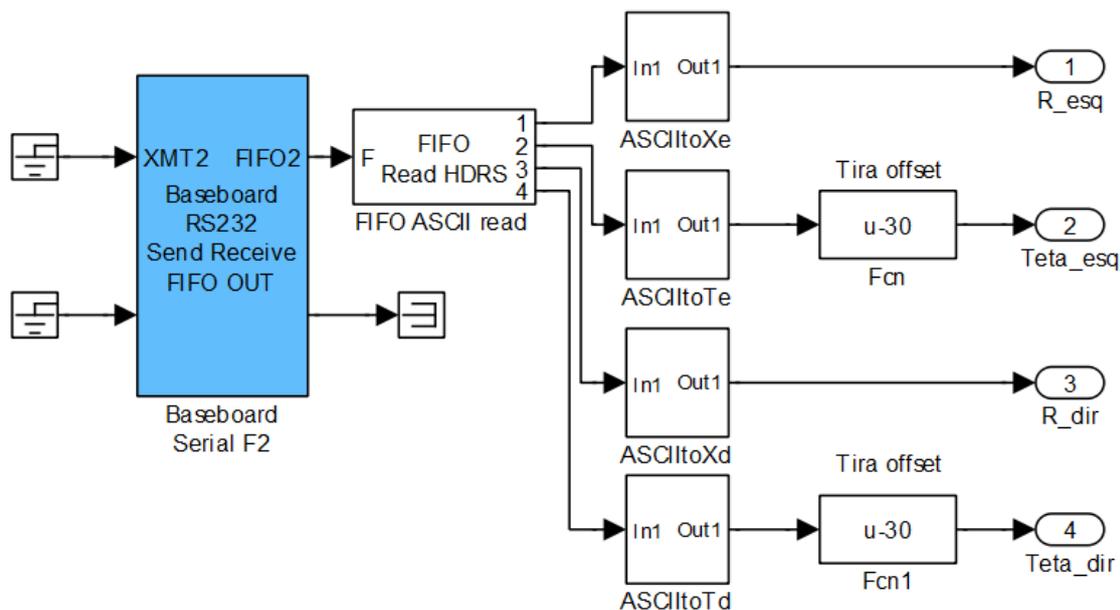


Figura 4-9 - Subsistema constituinte do bloco “Sensoriamento”.

O bloco denominado *Controle* é responsável pela geração de *Set-point* para o controlador de baixo nível. A Figura 4-10 ilustra os subsistemas presentes no bloco *Controle*. Nesta figura, *Coord_C.M.* calcula as coordenadas do P_{CM} e *Gera Set-Point* gera os comandos de velocidades lineares e angulares para o andador.

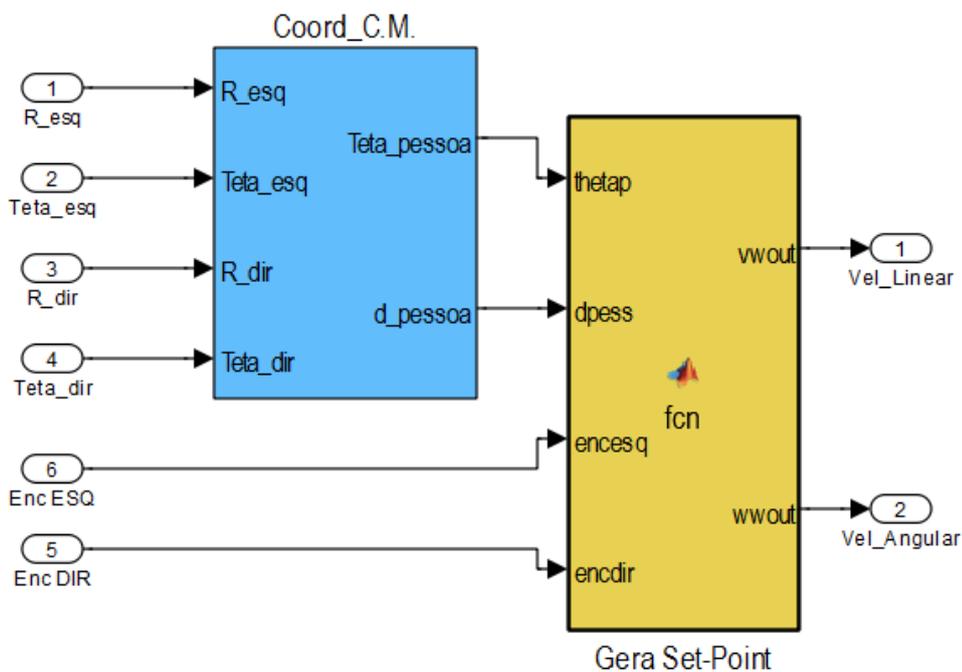


Figura 4-10 - Subsistema constituinte do bloco “Controle”.

Após o processamento das informações e geração dos valores de velocidade linear e angular no bloco *Controle*, estas informações são enviadas para o bloco *Atuação*. A Figura 4-11 apresenta o diagrama dos subsistemas contidos neste bloco.

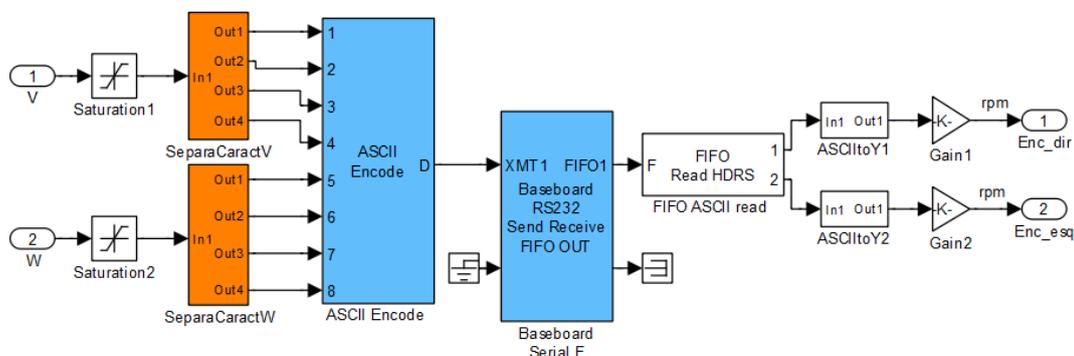


Figura 4-11- Diagrama de Blocos internos ao bloco “Atuação”.

Neste diagrama, inicialmente os dados passam por saturadores de forma a delimitar os valores recebidos. Os limites inferiores e superiores das saturações são, respectivamente, 0 e 1023. Em seguida, cada algarismo das informações das velocidades é separado pelo bloco *SeparaCaract* e, em seguida os dados são codificados pelo bloco *ASCII Encode* e enviados via porta serial pelo bloco *Baseboard RS232*. Este último bloco também é responsável pela leitura dos dados dos *encoders*.

4.3 Experimentos e Resultados

Para testes do controlador de baixo nível conduziram-se dois experimentos, um para testes da velocidade linear v e outro para a velocidade angular w . Nos testes para velocidade linear foram escolhidas cinco velocidades diferentes e o andador foi colocado para percorrer um percurso de 4 metros em linha reta. Já nos testes da velocidade angular, o andador foi posto para realizar um percurso circular segundo cinco valores distintos de velocidades angulares escolhidas. A Tabela 4-3 compara os valores de velocidades desejados com os medidos, apresentando o erro percentual absoluto.

Tabela 4-3 - Comparação dos valores de velocidade desejados com os executados pelo andador.

Percurso	v (desejado) [m/s]	v (medido) [m/s]	Erro
LINEAR	0,0279	0,0281	0,72%
	0,0568	0,0573	0,88%
	0,1145	0,1162	1,48%
	0,2293	0,2344	2,22%
	0,4608	0,4713	2,28%
CIRCULAR	w (calculado)	w (medido)	Erro
	0,0378	0,0381	0,79%
	0,0768	0,0771	0,39%
	0,1548	0,1568	1,29%
	0,3107	0,3161	1,74%
	0,6227	0,6478	4,03%

Os resultados apresentados na Tabela 4-3 demonstram que o erro máximo obtido foi de 2,28% para o andador com uma velocidade linear de aproximadamente 0,46 m/s. Este valor de erro foi considerado aceitável para os testes com o andador. Observou-se que o erro absoluto cresce com o aumento da velocidade. Este fato está provavelmente relacionado à perda de informações dos *encoders* devido a circunstâncias mecânicas como escorregamento.

Conduziu-se um experimento para teste da geração de *Set-Point* utilizando a proposta desenvolvida. Neste teste, inicialmente conduziu-se o andador em linha reta e em seguida o usuário tentou realizar uma curva para a esquerda. A Figura 4-12 apresenta o resultado do experimento, os eixos estão em metros. É possível perceber que o usuário foi capaz de conduzir o andador utilizando somente as informações da evolução de seus membros inferiores.

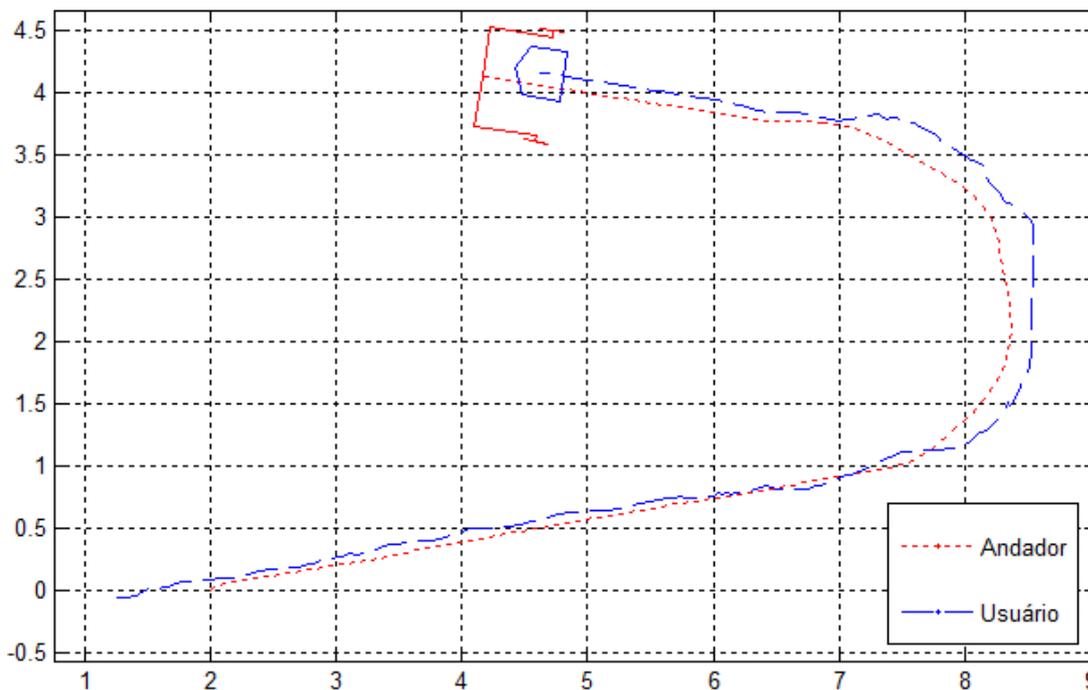


Figura 4-12- Gráfico dos caminhos executados pelo andador e pela pessoa com dados obtidos de deslocamentos reais com o Andador Robótico da UFES.

Com relação à implementação das regras de segurança algumas situações merecem atenção especial. A Figura 4-13 ilustra a mensagem exibida no display da Unidade de Pré-processamento Sensorial (Placa Explorer 16[®] (Microchip, 2005)) para a primeira situação, que consiste na ausência de usuário na região de interação com o andador. Nesta situação, a ação tomada é parar o andador.



Figura 4-13 - Mensagem exibida no display da Unidade de Pré-processamento Sensorial diante da ausência de usuário na região de interação com o andador.

As outras situações são:

- Apenas uma das pernas do usuário está dentro da região de interação com o andador. As mensagens exibidas para esta condição é apresentada nas Figura 4-14 e Figura 4-15;
- O laser detecta a presença de um objeto dentro na região de interação com o andador, mas tal objeto não possui as características e/ou dimensões de pernas humanas. A Figura 4-16 apresenta a mensagem exibida no display para essa situação.



Figura 4-14 - Mensagem exibida quando a perna esquerda está fora da região de interação.



Figura 4-15 - Mensagem exibida quando a perna direita está fora da região de interação.



Figura 4-16 - Mensagem exibida ao detectar objetos na região de interação com o andador que não possuem dimensões compatíveis com pernas humanas.

Conforme apresentado nas Figuras 4.13 a 4.16 diversas situações podem ser detectadas pelo *software* desenvolvido para possibilitar a implementação das regras de segurança. Em todos estes casos, mensagens de alerta são exibidas no display facilitando a interação.

Durante os experimentos com o andador percebeu-se que as intenções de movimento não são tão facilmente detectáveis ao observarem-se apenas os membros inferiores. Especialmente no caso da utilização do andador com o apoio de antebraços, nota-se que, ao desejar realizar uma curva o usuário move primeiramente a parte superior do corpo e só depois realiza o movimento com as pernas. Isso se complica ao considerar que a associação do posicionamento das pernas com a intenção de movimento, feita por meio das regiões **A**, **B** e **C**, pode não ser adequada a pessoas com algum tipo de patologia na marcha. De tal modo, é provável que a detecção da intenção de realizar mudanças de direção tenha mais eficácia se complementada por meio de outros sensores. Atualmente, está em fase de desenvolvimento um trabalho de fusão dos dados obtidos pelo sistema de detecção de pernas com outro sistema, baseado na interação de membros superiores. Mesmo assim, a utilização do laser para a detecção dos membros inferiores tem importância fundamental para a estimativa de parâmetros de marcha, como tamanho do passo e a cadência que podem ser utilizados tanto para análise do paciente quanto para o controle do dispositivo. Além disso, os dados obtidos com a técnica de detecção de pernas também são de suma importância para a execução de regras de segurança durante o uso andador.

4.4 Conclusões

Este capítulo apresentou o controlador de baixo nível utilizado no projeto. Apresentou-se também a estratégia desenvolvida para a detecção e interpretação dos comandos de movimento do usuário, baseada em uma estimativa do posicionamento do seu centro de massa corporal. Essa estratégia, visa demonstrar a aplicabilidade da técnica de detecção de pernas implementada neste trabalho, para a criação de uma interface humano-andador.

O controlador de baixo nível atendeu às expectativas, e permitiu que o andador executasse as ações de controle geradas pelo algoritmo de detecção de comandos de movimento de forma satisfatória.

A estratégia adotada para a interpretação dos comandos de movimento, apesar de sua baixa complexidade, serviu adequadamente como um gerador de *set-point* para o controlador de baixo nível. Assim, foi possível gerar comandos de movimento para o andador, realizando um percurso pré-definido por meio unicamente da interface de membros inferiores.

Capítulo 5. Conclusões, Considerações Finais e Perspectivas

5.1 Conclusões e Considerações Finais

No Capítulo 1 foi realizada uma revisão e estudo do estado da arte dos dispositivos de assistência à mobilidade, centrando-se na investigação dos andadores. Foram apresentados diversos trabalhos relacionados aos andadores robóticos encontrados na literatura. A partir desse levantamento conclui-se sobre a importância desse tipo de andador e do desenvolvimento de pesquisas nesta área, dado o grande potencial de reabilitação e compensação funcional dessas ferramentas.

No Capítulo 2 apresentou-se a proposta do Andador Robótico da UFES. Nesse capítulo foram detalhadas as arquiteturas mecânica e eletrônica desenvolvidas para o projeto. Conforme descrito, a estrutura mecânica utilizada no projeto propicia um suporte físico adequado e estabilidade para o usuário. O fato das rodas serem acionadas por um conjunto moto-redutor que permanece bloqueado enquanto não são enviados comandos aos motores, acrescenta segurança ao dispositivo, uma vez que se evita que o andador se mova livremente. Nesse capítulo também foram descritas as características do sensor laser de varredura utilizado, das placas eletrônicas e dos protocolos estabelecidos para comunicação entre elas.

No Capítulo 3 destacou-se a importância do desenvolvimento de uma interface que seja natural e intuitiva, favorecendo a interação entre o usuário e o andador. Foram apresentadas as vantagens da utilização do sensor de varredura laser que justificam sua utilização para esta interface. Descreveu-se também o estudo e experimentação realizados para a determinação de um adequado posicionamento para o sensor, concluindo-se sobre a fixação deste a 30 centímetros do plano do solo. Em seguida, apresentaram-se as principais técnicas de detecção de pernas encontradas na literatura. O texto detalha a técnica de detecção de membros inferiores utilizada no projeto. Optou-se por uma abordagem que se baseia nas características geométricas das pernas humanas. A partir dos resultados dos experimentos, conclui-se sobre a aplicabilidade da técnica de detecção de pernas, demonstrando-se que este foi capaz de detectar de forma satisfatória as coordenadas das pernas, tanto para o usuário parado quanto em movimento. Além disso, as pernas foram corretamente detectadas mesmo em testes com voluntários utilizando calças compridas.

O Capítulo 4 descreveu o controlador de baixo nível do tipo *Proporcional-Integral* utilizado. Apresentou-se também a estratégia desenvolvida para a geração de comandos de movimento para o andador, baseada em uma estimativa do posicionamento do centro de massa corporal do usuário. Foi salientado o fato de que a estratégia apresentada visa demonstrar uma aplicação da técnica de detecção de pernas desenvolvida neste trabalho. Diante das experimentações, constatou-se que as intenções de mudanças de direção não são facilmente detectáveis apenas pelo monitoramento das coordenadas dos membros inferiores. Isso ocorre especialmente no caso de andadores com apoio de antebraços. Neste tipo de andadores, nota-se que, ao realizar uma curva, o movimento da parte superior do corpo precede o movimento das pernas. Assim, considera-se que a detecção da intenção de movimentação do usuário terá maior eficiência se complementada por meio de outros tipos de sensores, como sensores de força no antebraço ou de sensores inerciais no usuário.

Os experimentos que levaram às conclusões citadas foram realizados com pessoas saudáveis. Estima-se que testes com pessoas que possuam algum tipo de patologia na marcha ressaltem ainda mais a necessidade da utilização de mais de um sensor para o controle do dispositivo. Mesmo diante das limitações apresentadas, as informações obtidas por meio da técnica de detecção de pernas são de fundamental importância para o andador robótico. Por fim, conclui-se sobre algumas das aplicações dessas informações:

- Possibilitam a realização de estimativa de parâmetros de marcha, como tamanho do passo e cadência, que podem ser utilizadas por um profissional da área da saúde para acompanhamento da evolução do paciente;
- Favorecem a implementação de regras de segurança, visando evitar a exposição do usuário a situações de risco;
- Podem ser utilizadas para o controle do dispositivo, tanto individualmente quanto em conjunto com outros sensores. No caso da utilização de sensores de força, as informações a respeito das fases da marcha podem ser utilizadas para a filtragem de componentes indesejáveis que surgem no sinal de força devido às oscilações características da marcha.

Publicações realizadas a partir deste trabalho de mestrado:

- Schneider, V. A., Frizera, A., Valadão, C. T., Bento Filho, A. B., Bastos Filho, T. F. Elias, A. (2012). Detecção de Pernas Utilizando um Sensor de Varredura Laser Aplicado a um Andador Robótico. *Congresso Brasileiro de Automática 2012*.
- Schneider, V. A., Frizera, A., Valadão, C. T., Bento Filho, A. B., Bastos Filho, T. F. Elias, A. (2012b). Técnica para detecção de pernas via sensor laser para controle de um andador robótico. *Seminario CYTED de la Red Temática IBERADA 2012: V Jornadas AITADIS de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad: “Experiencias y avances en tecnologías de accesibilidad para personas con discapacidad”*
- Valadão, C., Schneider, V. A., Cifuentes, C., Elias, A., Frizera, A., Bastos, T. F., Carelli, R. (2012). Desarrollo de um Andador Robotizado para Ayuda a la Marcha Humana. *VII Jornadas Argentinas de Robótica*.
- Valadão, C., Schneider, V. A., Cifuentes, C., Elias, A., Frizera, A., Bastos, T. F., Carelli, R. (2013). Development of a Smart Walker to Assist Human Mobility. *4th ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference – BRC 2013*.

Publicações submetidas aguardando resposta:

- Martins, M., Santos, C., Cifuentes, C., Elias, A., Schneider, V. A., Frizera, A. (2013). Assessment of walker-assisted human interaction from LRF and wearable wireless inertial sensors. *International Congress on Neurotechnology, Electronics and Informatics*.

5.2 Perspectivas

A forma como a arquitetura eletrônica do dispositivo foi desenvolvida permite que o andador robótico da UFES esteja preparado para a inserção de mais sensores em trabalhos futuros, sem que sejam necessárias grandes modificações na eletrônica embarcada. A utilização de um *PC104* como núcleo central de processamento favorece o desenvolvimento e teste de outras estratégias de controle por meio de uma rápida programação em alto nível,

empregando-se para isso o *toolbox xPcTarget* do software *Matlab*. Assim, o andador da UFES pode ser considerado como uma plataforma de experimentação e validação de estratégias de controle que poderão ser desenvolvidas em trabalhos futuros.

Como perspectivas de continuidade deste trabalho, propõe-se um aprimoramento da técnica de detecção de pernas por meio da criação de um sistema com memória. Dessa forma, a detecção de pernas ocorreria baseada não apenas na análise de varredura individuais, mas por meio de uma análise das varreduras anteriores. Além disso, propõe-se o desenvolvimento de uma estratégia de controle de alto nível de seguimento de trajetória, fazendo com que o andador siga o usuário por meio de estimativa da sua velocidade de marcha.

Como perspectivas de continuidade para o projeto do andador, propõe-se a fusão das informações do laser com informações obtidas por outros sensores. Atualmente, um trabalho de pesquisa em desenvolvimento estuda a fusão da informação obtida com sinais obtidos de um sistema de medição de forças de interação em membros superiores e um sistema para análise automática da movimentação corporal do usuário baseado em sensores inerciais.

Os resultados obtidos no presente trabalho se mostraram satisfatórios, entretanto, os testes foram realizados com indivíduos saudáveis. Estas pessoas possuem uma marcha mais estável e previsível do que usuários com patologias que, por vezes, apresentam padrões de marcha assimétricos e comportamentos imprevisíveis. Por esse motivo, tem-se como proposta a realização de testes com indivíduos com marcha patológica. Em paralelo ao desenvolvimento apresentado neste trabalho, está sendo realizada uma avaliação do uso do sistema por pacientes que sofrem de osteoartrite de joelho. A equipe de pesquisadores envolvidas neste projeto de pesquisa inclui profissionais da área da saúde. Neste sentido, outra possível investigação científica, utilizando o sistema desenvolvido, é o estudo do emprego do sistema para a obtenção de modelos de marcha patológica, almejando-se, assim, um sistema de classificação de patologias da marcha.

Atualmente, as perspectivas de trabalhos futuros citadas encontram-se em desenvolvimento pelo grupo de pesquisa em robótica de reabilitação da UFES. Em sua fase atual, o andador robótico da UFES possui um sistema de sensores de força sobre o apoio de antebraços e de sensores inerciais, e novas estratégias de controle estão em desenvolvimento.

Referências Bibliográficas

- Axer, H., Axer, M., Sauer, H., Witte, O., Hagemann, G. (2010). Falls and gait disorders in geriatric neurology. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 112, 265–274.
- Banala, S., Agrawal, S., Fattah, A., Krishnamoorthy, V., Hsu, W., Scholz, J., Rudolph, K. (2006). Gravity-Balancing Leg Orthosis and Its Performance Evaluation. *IEEE Transactions on robotics 2006*, 22(6): 1128-1239.
- Batani H., Maki B.(2005). Assistive Devices for Balance and Mobility: Benefits, Demands, and Adverse Consequences. *Arch Phys Med Rehabil*, 86.
- Bellotto, N. and Hu, H. (2009). Multisensor-based human detection and tracking for mobile service robots, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics* 39(1): 167-181.
- Boell Filho, M. C., Silva Junior, M. C. M. (2011). Concepção, projeto, dimensionamento e construção de um andador robótico. *Projeto de graduação em Engenharia Mecânica,UFES*.
- Bonsiepe, G., Yamada, T. (1982). Desenho industrial para pessoas deficientes. Brasília: CNPq.
- Borenstein, J., Ulrich, I. (1997). The guidecane - a computerized travel aid for the active guidance of blind pedestrians. *In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation 1997*,1283 – 1288.
- Borges Filho, R., Almeida, S. J. (2004). Locomoção humana: diretrizes terapêuticas com base nos conhecimentos evolutivos. *Arq Ciênc Saúde 2004 abr-jun;11(2)*
- Borgolte, U. (1999). A novel mobility aid for independent daily living of elderly people. *In Proceedings 5th European Conference for the Advancement of Assistive Technology (AAATE)*, p. 267 – 271.
- Bueno, L., Brunetti, F., Frizzera, A., Pons. J. L. (2008). Cognitive human-robot interaction in wearable robots. *In International Conference on Robotics and Automation - ICRA 2008*. p. 49, 70.

- Ceres, R., Pons J. L., Calderón, L., Mesonero-Romanos, D., Jiménez, V. F., Sánchez, X., Abizanda, P., Saro, B., Bonivardo, G. (2005). Andador activo para la rehabilitación y el mantenimiento de la movilidad natural. *IMSERSO, Estudios I+D+I*, 25:1 – 8.
- Constantinescu, R., Leonard, C., Deeley, C., Kurlan, R.(2007). Assistive devices for gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders*, 13:133–138;
- Cook, A., Russey, S. (1995). Assistive Technology: Principle and Practice, *Mosby: Year Book*, Missouri, USA.
- Cortés, U., Martínez-Velasco, A., Barrué, C., Martín, X., Campana, F., Annicchiarico, R., Caltagirone, C. (2008). Towards an intelligent service to elders mobility using the i-Walker. *Proc. of AAAI Fall Symposia AI in Eldercare: New Solutions to Old Problems*, Washington, USA.
- Cub, E., Moore, C. G., Leurgans, S., Goetz C. G. (2003). Wheeled and standard walkers in Parkinson's disease patients with gait freezing. *Parkinsonism Relat Disord*, 10:9–14.
- Dollar, A., Herr, H. (2008). Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Transactions on Robotics* 2008, 24(1).
- Dubowsky, S., Genot, F., Godding, S., Kozono, H., Skwersky, A., Yu, H., Yu, L.S. (2000). PAMM - A Robotic Aid to the Elderly for Mobility Assistance and Monitoring. *In: IEEE International Conference on Robotics and Automation 2000*, San Francisco, 570–576.
- Duxbury, A. (2000). Gait Disorders and Fall Risk: Detection and Prevention, *Comp Ther*, 26(4):238–245
- Duxbury, A. S. (2000). Gait disorders and fall risk: Detection and prevention. *Comp. Ther.*, 26(4):238–245. p. 8, 9, 50.
- Einbinder, E., Horrom, T. A. (2010). Smart Walker: A tool for promoting mobility in elderly adults. *J Rehabil Res Dev*.;47(9):xiii–xvi.DOI:10.1682/JRRD.2010.08.0154
- Exmovere.[<http://www.exmovere.com/mobility.html>] Acessado em 10 de Novembro de 2012
- Fernandez, D., Parra, I., Sotelo, M. A., et al. (2006) Bounding Box Accuracy in Pedestrian Detection for Intelligent Transportation Systems. *Proc. Of the 32nd Annual Conference on IEEE Industrial Electronics, Paris, France*. P. 3486-3491.

- Frizera, A. (2010b). Interfaz Multimodal para modelado, estudio y asistencia a la marcha mediante andadores robóticos, *Phd Thesis*, Universidad de Alcalá.
- Frizera, A., Abellanas, A., Ceres, R., Pons, J. L., Raya, R. (2009a). Estudio y Caracterización de la Cinemática de los Pies en Marcha Asistida con Andadores. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, v. 6, p. 74-84.
- Frizera, A., Ceres R., Pons, J.L., Abellanas, A., Raya R. (2008). The smart walkers as geriatric assistive device. *The SIMBIOSIS purpose*. *Gerontechnology* (Valkenswaard), 7:108-115.
- Frizera, A., Ceres, R., Calder, L., Pons, J. L. (2009b). Lazarim: Standing-up frame to support mobility for older persons. *Gerontechnology*, 8(1):38–41, 2009. p. 15
- Frizera, A., Gallego, J.A., Rocon, E., Pons, J. L., R. Ceres. (2010a). Extraction of user's navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait, *BioMedical Engineering OnLine* 9 (1) 37
- Gharieb, W. (2006). Intelligent Robotic Walker Design. *International Conference on Automation, Robotics and Autonomous Systems*, Sharm El Sheikh, Egypt.
- Hamzeh, M. A., Bowker, P., Sayegh, A. (1988). The energy costs of ambulation using two types of walkers. *Clin Rehabil*, 2:119–23. p. 71.
- Hirasawa, M., Okada, H., Shimojo, M. (2007). The development of the plantar pressure sensor shoes for gait analysis. *Journal Robot Mechatron*, 20(3):324–330.
- Hirata, Y., Muraki, A., Kosuge, K. (2006). Standing Up and Sitting Down Support Using Intelligent Walker Based on Estimation of User States. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation June 25 - 28, 2006, Luoyang, China*
- Hokuyo. (2006).URG Series Communication Protocol Specification (SCIP-Version 2.0).
- Jones J. L., Seiger B. A., Flynn A. M. (1998) *Mobile Robots: Inspiration to Implementation*, Second Edition. p. 258.
- Kheyruri, H., Frey, D. (2010). Comparison of People Detection Techniques from 2D Laser Range Data. Disponível em: <http://ais.informatik.uni-freiburg.de/teaching/ws09/robotics2/projects/mr2-p1-paper.pdf> Acessado em 11 de janeiro de 2013.

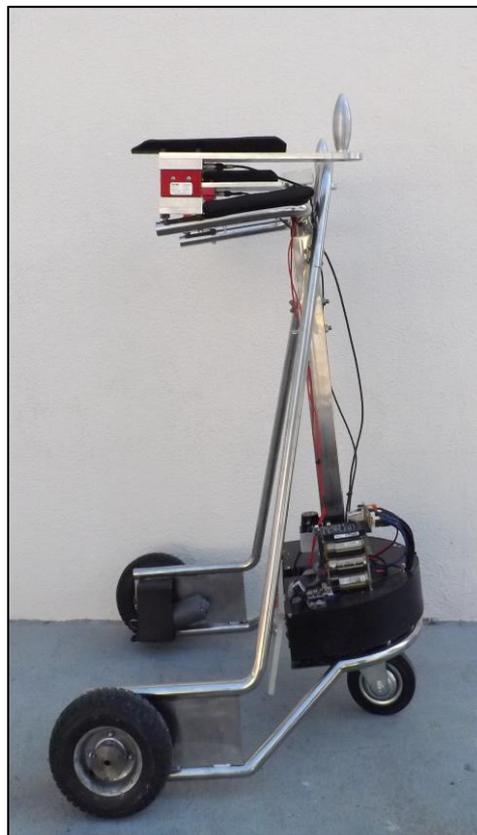
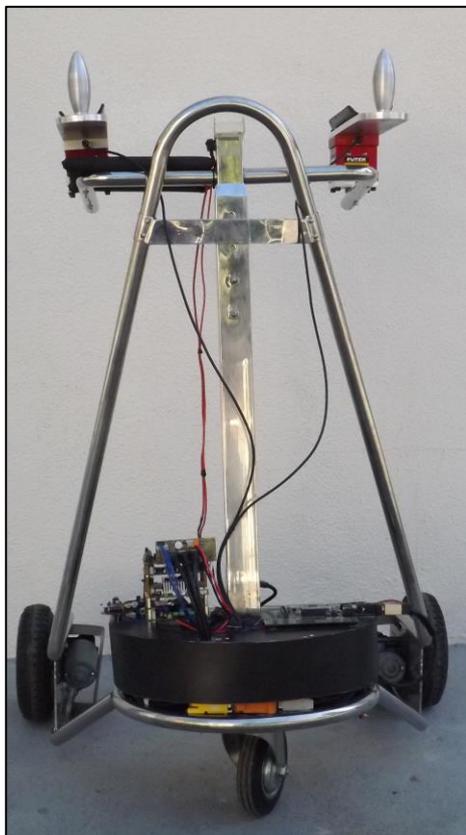
- Kim, H., Chung, W., Yoo, Y.. (2010). Detection and tracking of human legs for a mobile service robot, *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2010 IEEE/ASME International Conference*. p.812,817.
- Kmiotek, P., Ruichek, Y. (2008). Representing and Tracking of Dynamics Objects using Oriented Bounding Box and Extended Kalman Filter. *Proc. Of the 11th International IEEE Conference on Intelligent Transportation Systems, China*. P. 322-328.
- Lacey, G., Dawson-Howe, K. (1997). Evaluation of robot mobility aid for the elderly blind. *In Proceedings of the Fifth International Symposium on Intelligent Robotic Systems*, p. 25, 31.
- Lacey, G., MacNamara, S., Dawson-Howe, K. M.(1998). Personal adaptive mobility aid for the infirm and elderly blind, *Lecture Notes in Computer Science* 1458. P. 211–220.
- Lee, G., Jung, E. J., Ohnuma, T., Chong, N. Y., Yi, B. J. (2011). JAIST Robotic Walker Control Based on a Two-layered Kalman Filter. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, Shanghai, China*.
- Lee, G., Ohnuma, T., Chong, N. Y. (2010). Design and control of JAIST active robotic walker. *Preprints of the 18th IFAC World Congress Milano (Italy)*.
- Lilley, J. M., Arie, T., Chilvers, C. E. D. (1995) Accidents involving older people: A review of the literature. *Age Ageing*, 24:346–365, p. 8.
- Lira, A. M., Leite, A.; Silva A. M. (2011). Factors affecting the run after neurological injury, featuring the marches pathological, *Revista UNISEPE*.
- MacNamara, S., Lacey, G. (2000). A Smart Walker for the frail visually impaired, *in: Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automatonous*.
- Martins, M. M. C. F. (2011). *Online Control of a Mobility Assistance Smart walker. Tese de mestrado*, Universidade do Minho.
- Microchip. (2005). Explorer 16 Development Board User's Guide.
- Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *Amer J Phys Med*, 46:290–333, 1967. p. 49, 77, 85.
- Ochi, Y., Terashima, K., KUBO, K., MIYOSHI, T. (2011). Tracking Control to Human Gait of Lift-Type Walking Assist Robot Using Range Sensor, *Proceedings of the 14th*

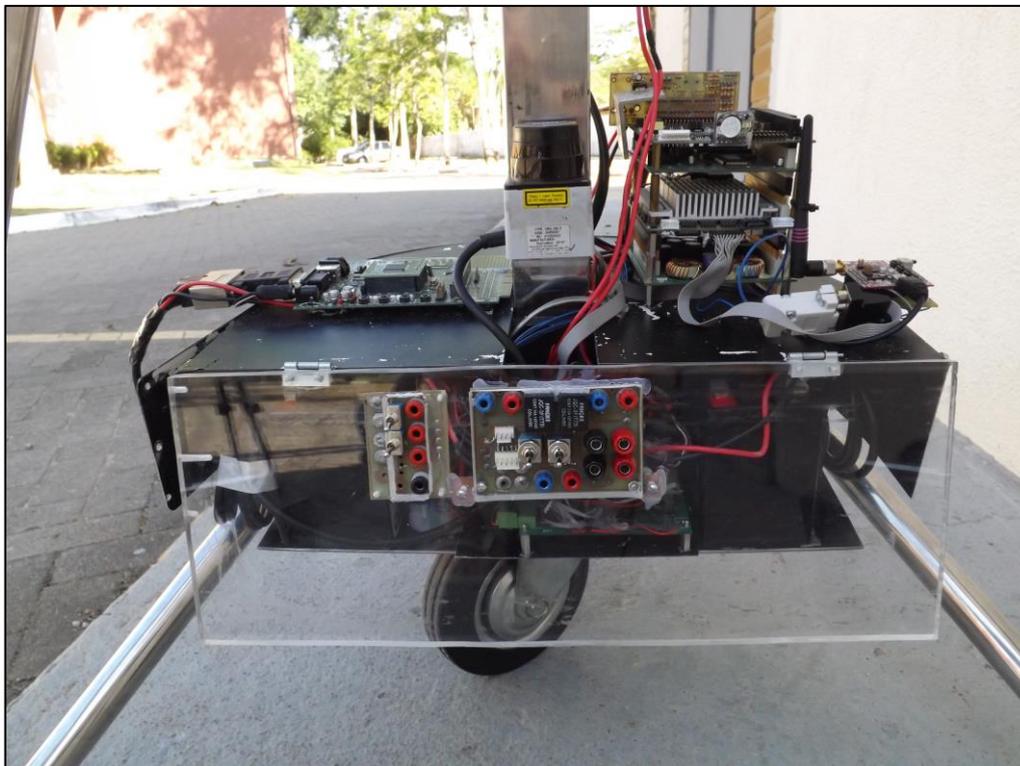
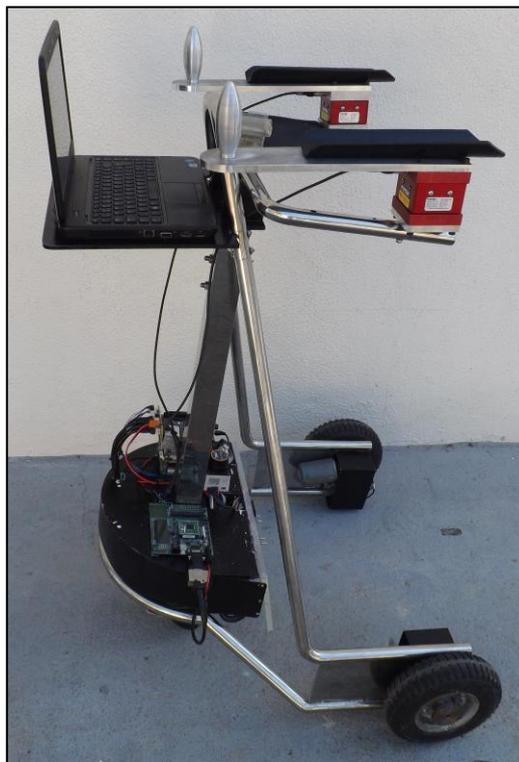
International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines

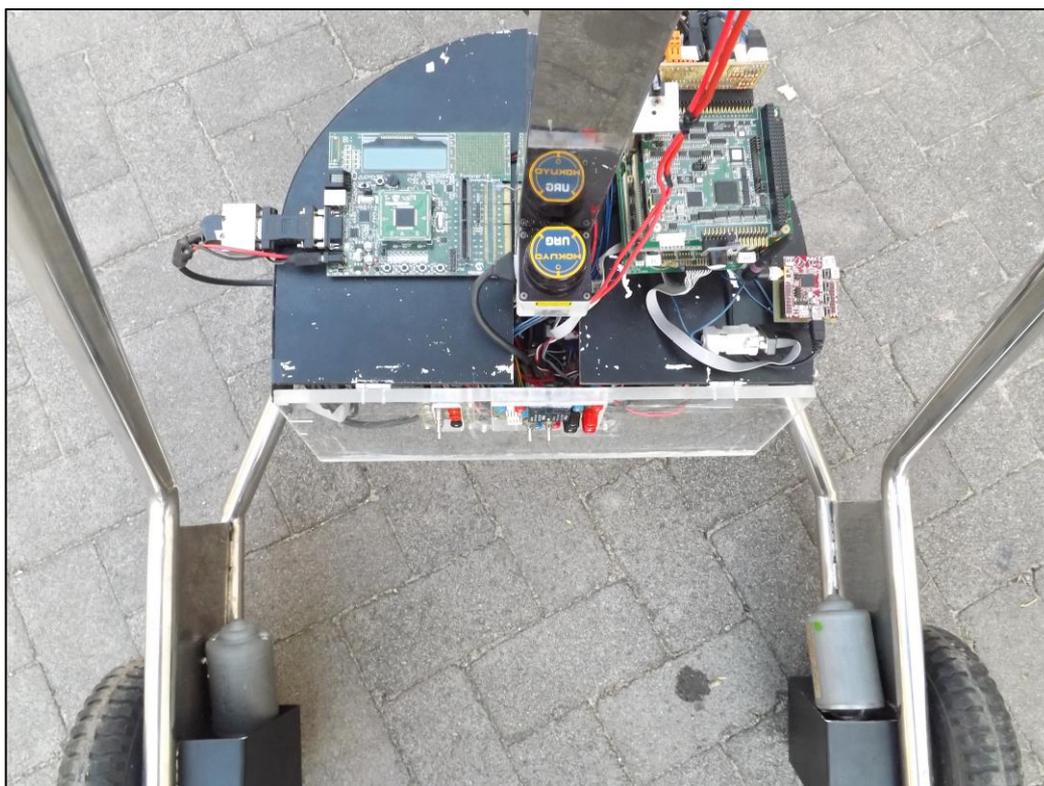
- Okubo, Y., Ye, C., Borenstein, J. (2009). Characterization of the Hokuyo URG-04LX Laser Rangefinder for Mobile Robot Obstacle Negotiation. *Presented at the SPIE Defense, Security + Sensing, Unmanned Systems Technology XI, Conference 7332: Unmanned, Robotic, and Layered Systems. Orlando, FL, April 13-17, 2009. Reference: Proc. SPIE Vol. 7332*
- Pallejà, T.; Teixidó, M.; Tresanchez, M. and Jordi Palacín; (2009). Measuring Gait Using a Ground Laser Range Sensor.
- Pereira, F. G., Vassallo, R. F., Salles, E. O. T.. (2010). Detecção de Pernas e Seguimento de Pessoas Usando um Sensor de Varredura Laser. *XVIII Congresso Brasileiro de Automática, Bonito-MS*
- Praxis. <http://www.cirurgicazonasul.com.br/produto/andador-para-idosos-praxis-com-3-rodas-sl-309.html>. Acessado em 03 de fevereiro de 2013.
- Rentschler, A. J., Simpson, R., Cooper, R. A., Boninger, M. L. (2008). Clinical evaluation of Guido robotic walker. *Journal of Rehabilitation Research Development*, 45(9):1281–1294.
- Sacco, C. N. (2001). Apostila didática/biomecânica da marcha humana. *Boletim 357 da Agência USP de notícias*.
- Spenko, M., Yu, H., Dubowsky, S. (2006). Robotic personal aids for mobility and monitoring for the elderly. *IEEE Transactions in Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2006, 14(3):344–351
- Van Hook, F. W., Demonbreun, D., Weiss B. D. (2003) Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. *American Family Physician*, 67(8):1717–1724. p. 9, 21, 25.
- Wright, D. L., Kemp, T. L. (1992) The dual-task methodology and assessing the attentional demands of ambulation with walking devices. *Phys Ther*, 72:306–312, 1992. p. 62, 71.
- Wu, H. K., Chien, C. W., Jheng, Y. C., Chen, C. H., Chen, H. R., Yu. C. H. (2011). Development of Intelligent Walker with Dynamic Support. *Preprints of the 18th IFAC World Congress Milano (Italy) August 28 - September 2, 2011*

- Xavier, J., Pacheco, M., Castro, D., et al. (2005). Fast line, arc/circle and leg detection from laser scan data in a player driver. *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain*. P. 3930-3935.
- Yu, K. T., Lam, C. P., Chang, M. F., Mou, W. H. (2010). An Interactive Robotic Walker for Assisting Elderly Mobility in Senior Care Unit. *IEEE Workshop Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO) 2010*

Apêndice: Fotos e Detalhes do Andador Robótico da UFES







Anexo: Datasheet do Sensor Laser de Varredura Hokuyo URG 04LX

1. General

URG-04LX is a laser sensor for area scanning. The light source of the sensor is infrared laser of wavelength 785nm with laser class 1 safety. Scan area is 240° semicircle with maximum radius 4000mm. Pitch angle is 0.36° and sensor outputs the distance measured at every point (683 steps). Laser beam diameter is less than 20mm at 2000mm with maximum divergence 40mm at 4000mm.

Principle of distance measurement is based on calculation of the phase difference, due to which it is possible to obtain stable measurement with minimum influence from object's color and reflectance.

URG-04LX is designed under JISC8201-5-2 and IEC60947-5-2 standards for industrial applications.

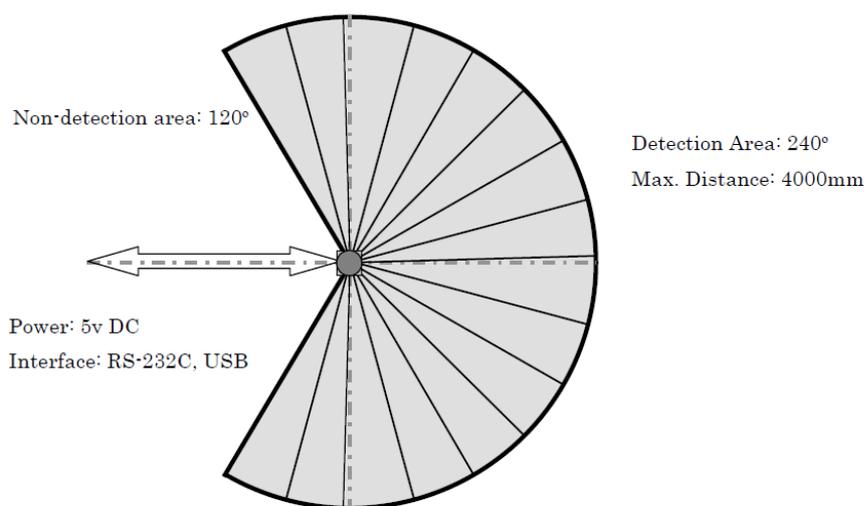


Figure 1

Note

Figure 1 shows the detectable area for white Kent sheet (70mm×70mm). Detection distance may vary with size and object.

2. Important Notice

- This sensor is designed for indoor use only.
- This sensor is not a safety device/tool
- This sensor is not for use in military applications
- Read specifications carefully before use.

3. Specifications

Product name	Scanning Laser Range Finder
Model	URG-04LX
Light source	Semiconductor laser diode ($\lambda=785\text{nm}$), Laser power : less than 0.8mW Laser safety Class 1 (IEC60825-1)
Power voltage	5VDC $\pm 5\%$
Power consumption	500mA or less (Start-up current 800mA)
Detection	60 mm ~ 4,095 mm (Guaranteed accuracy distance) 20mm ~ 5,600mm (Distance)* Δ
Accuracy	Distance 20 ~ 1000mm: $\pm 10\text{mm}^* \Delta$ Distance 1000 ~ 4000mm: $\pm 1\%$ of measurement* Δ
Resolution	1 mm
Scan angle	240°
Angular resolution	0.36° (360° /1024)
Scanning speed	100msec/scan
Interface	RS-232C (19.2, 57.6, 115.2, 500, 750 kbps) USB Version 2.0 FS mode (12Mbps)
Ambient (Temperature/Humidity)	-10 ~ 50°C / 85%RH or less (without dew and frost)
Storage temperature	-25 ~ 75°C
Ambient light resistance	10000Lx or less
Vibration resistance	1.5mm double amplitude, 10 ~ 55Hz, X, Y and Z direction (2 hours), 98m/s ² 55Hz ~ 150Hz in 2 minutes sweep, 1 hour each in X, Y and Z direction
Shock resistance	196 m/s ² , 10 times each in X, Y and Z direction
Protective structure	Optics : IP64 Case : IP40
Insulation	10M Ω for DC 500Vmegger
Weight	Approx. 160 g
Casing	Polycarbonate
Dimension (W×D×H)	50×50×70mm (Refer to design sheet No. C-40-3362)

*Under standard test conditions with white Kent sheet 70mm×70mm

4. Quality reference value

Operating vibration resistance	19.6m/s ² , 10Hz ~ 150Hz with 2 minutes sweep, 0.5 hours each in X, Y and Z direction
Operating impact resistance	49 m/s ² , 10 times each in X, Y and Z direction
Angular speed	360 deg/s
Angular acceleration	$\pi/2$ rad/s ²
Lifespan	5 years (Vary on the operating conditions)
Noise level	25db or less (at 300mm)
FDA	This product complies with 21 CFR parts 1040.10 and 1040.11. (Registration Number 0521258)