



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
COMPUTAÇÃO



Desenvolvimento de Uma Órtese Ativa Para os Membros Inferiores Com Sistema Eletrônico Embarcado

Márcio Valério de Araújo

Orientador: Prof. Dr. Pablo Javier Alsina

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Elétrica e Computação da UFRN (área de
concentração: Engenharia de Computação)
como parte dos requisitos para obtenção do
título de Mestre em Ciências.

Natal, RN, fevereiro de 2010

Divisão de Serviços Técnicos

Catálogo da publicação na fonte. UFRN / Biblioteca Central Zila Mamede

Araújo, Márcio Valério.

Desenvolvimento de uma órtese ativa para os membros inferiores com sistema eletrônico embarcado / Márcio Valério de Araújo. - Natal, RN, 2010.

84 f. il.

Orientador: Pablo Javier Alsina.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Centro de Tecnologia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Computação.

1. Sistema eletrônico - Dissertação. 2. Eletrônica embarcada - Dissertação. 3. Órtese ativa - Dissertação. 4. Biomecânica - Dissertação. I. Alsina, Pablo Javier. II. Título.

RN/UF/BCZM

CDU 621.3.032.26(043.3)

Sobre a Preparação de Propostas de Tema, Dissertações e Teses no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFRN

Márcio Valério de Araújo

Dissertação de Mestrado aprovada em 26 de fevereiro de 2010 pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Pablo Javier Alsina (orientador) DCA/UFRN

Prof. Dr. Adelardo A. Dantas de Medeiros (examinador interno) . DCA/UFRN

Prof. Dr. Fábio Meneghetti Ugulino de Araújo (examinador interno)
DCA/UFRN

Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira (examinador externo)
EESC-USP

Agradecimentos

Aos meus queridos pais que desde o início da minha vida insentivaram meus estudos.

A minha amada esposa que ao longo deste período soube me ajudar e apoiar.

Ao meu orientador pela confiança depositada.

Aos colegas de laboratório pela solicitude e paciência na realização deste trabalho.

A professora Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist e Luciana de Andrade Mendes do departamento de fisioterapia.

Ao CNPq pela ajuda financeira.

Resumo

Este trabalho tem como objetivo apresentar o desenvolvimento de um protótipo de órtese ativa inteligente para membros inferiores com um sistema eletrônico embarcado. A órtese proposta é um dispositivo ortopédico com o principal objetivo de proporcionar a capacidade de caminhar para pessoas com parcial ou total perda dos movimentos nos membros inferiores. A fim de determinar a cinemática, dinâmica e as características mecânicas do protótipo, foi analisada a biomecânica do corpo humano. A órtese foi projetada para reproduzir alguns dos movimentos da marcha humana como andar em linha reta, sentar, levantar, subir e descer degraus. O acionamento das articulações da órtese é realizado por motores CC equipados com caixa de redução, cujo objetivo é reduzir a velocidade de rotação e aumentar o torque, gerando assim, movimentos suaves. O sistema eletrônico embarcado é composto por duas placas controladoras de motores com dois canais que se comunicam com um computador embarcado, sensores de posição e de fim de curso. O movimento de marcha da órtese é controlado por comandos de alto nível fornecidos através da interface homem-máquina do sistema. O sistema eletrônico embarcado é utilizado para interpretar os comandos de alto nível, gerar as referências angulares para as juntas da órtese, acionar e controlar os atuadores da órtese de forma a executar os movimentos desejados pelo usuário.

Palavras-chave: Eletrônica Embarcada, Órtese Ativa, Biomecânica.

Abstract

This work presents the development of a prototype of an intelligent active orthosis for lower limbs with an electronic embedded system. The proposed orthosis is an orthopedical device with the main objective of providing walking capacity to people with partial or total loss of lower limbs movements. In order to design the kinematics, dynamics and the mechanical characteristics of the prototype, the biomechanics of the human body was analyzed. The orthosis was projected to reproduce some of the movements of the human gait as walking in straight forward, sit down, get up, arise and go down steps. The joints of the orthosis are controlled by DC motors equipped with mechanical reductions, whose purpose is to reduce rotational speed and increase the torque, thus generating smooth movements. The electronic embedded system is composed of two motor controller boards with two channels that communicate with a embedded PC, position sensors and limit switches. The gait movements of the orthosis will be controlled by high level commands from a human-machine interface. The embedded electronic system interprets the high level commands, generates the angular references for the joints of the orthosis, controls and drives the actuators in order to execute the desired movements of the user.

Keywords: Embedded Electronic, Active Orthosis, Biomechanic.

Sumário

Sumário	i
Lista de Figuras	iii
Lista de Tabelas	v
1 Introdução	1
1.1 Objetivos	2
1.2 Justificativa e Contribuições	2
1.3 Organização do Texto	5
2 Dispositivos de Hardware	7
2.1 Microeletrônica	7
2.1.1 Sistemas Embarcados	8
2.1.2 Características Comuns dos Sistemas Embarcados	8
2.1.3 Aplicações de sistemas embarcados	9
2.1.4 Dispositivos de Hardware para Sistemas Embarcados	10
2.1.5 Conclusões	17
3 Biomecânica, Exoesqueletos e Órteses	19
3.1 Eixos e Planos Principais do Corpo Humano	19
3.1.1 Eixos Principais	19
3.1.2 Planos Principais	20
3.1.3 Movimentos das Articulações do Membros Inferiores	20
3.1.4 A marcha humana	23
3.2 Exoesqueletos e Órteses	26
3.2.1 Exoesqueletos	26
3.2.2 Órteses	29
3.2.3 Conclusões	40
4 Projeto da Órtese Ativa Proposta	43
4.1 Especificações Gerais	43
4.1.1 Requisitos e especificações da Estrutura Mecânica	44
4.1.2 Torques nas juntas do joelho	48
4.1.3 Especificação do mecanismo de acionamento e atuadores	51
4.2 Sistema Eletrônico Embarcado	55

4.2.1	Requisitos gerais do sistema eletrônico embarcado	55
4.3	Conclusões	63
5	Resultados Experimentais	65
5.1	Descrição do Protótipo	65
5.2	Experimento e resultados	65
5.3	Conclusões	69
6	Conclusões	73
6.1	Trabalhos Futuros	73
	Referências bibliográficas	75
A	Peso do protótipo da órtese Ativa	81
B	Custo de fabricação do protótipo	83

Lista de Figuras

2.1	Diagrama de blocos de um microcontrolador.	12
2.2	Placa de desenvolvimento FPGA, [Express 2008].	13
2.3	Arquitetura básica de um FPGA.	13
2.4	Computador Embarcado.	15
2.5	Esquema simples de um processamento digital de sinais.	16
3.1	Eixos e planos principais do corpo humano [Dollar & Herr 2007].	20
3.2	Movimentos de abdução e adução da perna no plano frontal.	21
3.3	Extensão e flexão da perna no plano sagital.	21
3.4	Rotação da perna no plano transversal.	22
3.5	Flexão e extensão do joelho no plano sagital.	22
3.6	Inversão do tornozelo.	23
3.7	Flexão e extensão do tornozelo no plano sagital.	23
3.8	Movimentos de abdução e adução do tornozelo.	24
3.9	Passo e Passada da marcha humana [Filippo 2006].	24
3.10	Etapas da marcha humana para a perna direita [Dollar & Herr 2007].	25
3.11	Ângulos das juntas dos membros inferiores versus a porcentagem do ciclo da marcha [Dollar & Herr 2007].	25
3.12	Exoesqueleto, Universidade de Wisconsin [Dollar & Herr 2007].	27
3.13	Exoesqueleto, Universidade de Berkeley [Berkeley 2007].	28
3.14	Exoesqueleto desenvolvido pela Sarcos, [Autotechjunkies 2008].	29
3.15	HAL - Hybrid Assistant Limb, [Sgarbi 2008].	30
3.16	Exoesqueleto Kanagawa, [Guizzo & Goldstein 2005].	30
3.17	Exemplo de uma órtese passiva tipo AFO feita com fibra de carbono [Speck & Klaue 1998].	31
3.18	Exemplo de uma órtese passiva tipo KAFO feita em alumínio revestido, [Orthotic 2009].	32
3.19	Exemplo de uma órtese passiva tipo HKAFO, [Michigan 2009].	32
3.20	Órtese passiva de reação ao solo, [ITA 2009].	33
3.21	Órtese com sistema “wind-up” [Dollar & Herr 2007].	34
3.22	Órtese e base andador, Universidade Sogang, Korea [Dollar & Herr 2007].	34
3.23	Exoesqueleto REWALK, Argo Medical Technologies [Technologies 2008].	35
3.24	Órtese ativa com atuação no joelho, Universidade de Tecnologia de Berlim, [Fleischer et al. 2005].	36
3.25	Órtese ativa desenvolvida na Escola Federal Politécnica de Lausanne, França,[Schmitt et al. 2004].	37

3.26	Órtese ativa desenvolvida na Universidade Northeastern, [Mavroidis et al. 2005].	37
3.27	Órtese ativa com atuadores hidráulicos desenvolvida na Universidade Denkai, [Saito 2005].	38
3.28	Órtese desenvolvida pela Universidade de Salford com músculos pneumáticos, [Costa & Caldwell 2006].	39
3.29	Paciente fazendo testes com a órtese ativa ALEX, [Banala et al. 2007]. . .	40
3.30	Plataforma de Reabilitação Robótica comercializada por Lokomat, [Lokomat 2009].	41
4.1	Ângulos relativos nas articulações de uma perna do protótipo.	45
4.2	Desenho da estrutura mecânica da órtese em CAD.	46
4.3	Regulagem do comprimento da órtese.	47
4.4	Calhas de polipropileno usadas para fixar a órtese no usuário.	47
4.5	Imagem do protótipo da órtese ativa para membros inferiores desenvolvida pelo grupo de Robótica e Sistemas Dedicados do DCA/UFRN. . . .	49
4.6	Diagrama de Corpo Livre.	50
4.7	Variação do Momento no ponto A em função do ângulo da junta do joelho	50
4.8	Movimento linear da castanha e o movimento rotacional do fuso.	52
4.9	Rotação da articulação e movimento linear da castanha.	52
4.10	Rendimento do fuso de esferas recirculantes e de um fuso trapezoidal versus o ângulo de hélice, [LK 2008].	53
4.11	Diagrama de Corpo Livre para a força F_T e desenho em CAD da junta do joelho.	53
4.12	Variação da força de tração F_T atuando na castanha em função do ângulo da junta do joelho	54
4.13	Variação do torque do motor M_{Ta} em função do ângulo da junta do joelho.	55
4.14	Arquitetura do sistema eletrônico embarcado.	56
4.15	Sistema eletrônico para a órtese ativa para membros inferiores, adaptado de [Rob 2007].	57
4.16	Computador do sistema embarcado.	58
4.17	Placa de acionamento AX3500 fabricada pela empresa norte americana Roboteq, [Rob 2007].	60
4.18	Conexão elétrica da placa com a bateria e os motores, [Rob 2007].	60
4.19	Placa de adaptação dos encoders e entrada dos sensores fim de curso, adaptado de [Rob 2007].	61
4.20	Teclado Numérico com conexão USB e cabo de ligação retrátil.	61
4.21	Chaves micro-switchs instaladas na articulação do joelho como sensor de fim de curso.	62
5.1	Usuário vestindo o protótipo desenvolvido da órtese ativa para os membros inferiores.	66
5.2	Placas de acionamento e controle local dos ângulos localizada na parte posterior da órtese.	66

5.3	Variação dos ângulos relativos das articulações do quadril e do joelho durante a marcha do voluntário.	67
5.4	Variação dos ângulos relativos das articulações do quadril e do joelho durante o movimento de sentar.	68
5.5	Análise de cinemetria usando o protótipo da órtese.	69
5.6	Variação dos ângulos relativos das articulações do quadril e do joelho da órtese	70
5.7	Variação dos ângulos relativos das articulações do quadril e do joelho ao sentar	71
A.1	Gráfico da porcentagem do peso na órtese por categoria.	82
B.1	Gráfico da porcentagem do custo da órtese dividido em dois grupos. . . .	84

Lista de Tabelas

4.1	Massa das partes do corpo para uma pessoa de 60 Kg.	44
4.2	Dimensões dos membros inferiores do corpo humano para um indivíduo de 1,60 m de altura.	44
4.3	Valores dos ângulos relativos das articulações durante a marcha.	46
4.4	Possibilidades de ajustes nos segmentos da perna.	48
A.1	Materiais utilizados na órtese.	81
A.2	Materiais utilizados na órtese divididos em duas categorias.	82
B.1	Custo dos materiais utilizados na órtese.	83
B.2	Custo da órtese dividido em dois grupos.	84

Capítulo 1

Introdução

Uma característica predominante da eletrônica moderna é a procura da miniaturização dos dispositivos eletrônicos. Periodicamente surgem novos aspectos tecnológicos que resultam em circuitos cada vez mais complexos e encapsulados em circuitos integrados cada vez menores. Os principais motivos desta busca são as melhorias da qualidade, a redução dos gastos e, no caso de circuitos de computadores digitais e de alta frequência, o aumento na velocidade de chaveamento devido à redução de trilhas de interconexões do circuito [Bogart Jr. 2001].

Com a evolução da microeletrônica, juntamente com a informática e o desenvolvimento de novos materiais mecânicos que agregam alta resistência e leveza, tornou-se possível desenvolver dispositivos robóticos mais eficientes para auxiliar à locomoção de pessoas com dificuldades, ou, até mesmo, impossibilidade de andar.

A eletrônica está cada vez mais presente nos produtos manufaturados, sendo mais comum embarcar a eletrônica em dispositivos para melhorar sua funcionalidade, controle, autonomia e agregar valores. Um exemplo disso é o uso de sistemas eletrônicos em órteses ativas que são usadas para ajudar a reabilitação ou prover os movimentos de diversos membros do corpo humano [Banala et al. 2009].

O termo órtese refere-se historicamente a todos os mecanismos ortopédicos não-invasivos, posicionados externamente, cuja função é alinhar, prevenir ou corrigir deformidades, ou até mesmo melhorar a função das partes móveis do corpo [Pratt 1994].

Para o desenvolvimento de uma órtese no auxílio à locomoção, é necessário o conhecimento de conceitos de biomecânica da marcha humana, além do estudo cinemático do corpo humano e dos esforços envolvidos nos movimentos.

As órteses disponíveis atualmente para a reabilitação de pessoas com deficiência locomotora nos membros inferiores, somente corrigem ou impedem certos movimentos dos membros, tais dispositivos têm o nome de órteses passivas. Para pacientes com pouco ou nenhum movimento, as órteses passivas praticamente não desempenham a função de realizar totalmente o movimento. Tendo em vista a necessidade de ajudar pessoas com pouco ou nenhum movimento nos membros inferiores, muitos trabalhos com essa ênfase em órteses ativas e exoesqueletos¹ vêm sendo desenvolvidos [Mori et al. 2005].

Neste contexto, a órtese ativa proposta neste trabalho será utilizada para produzir os movimentos nos membros inferiores de um indivíduo que não consegue realizar por si

¹Dispositivos robóticos, de uso externo, capazes de amplificar as forças de um usuário

só tais movimentos, seja por algum tipo de paraplegia como, por exemplo, uma lesão medular, ou até mesmo por falta de força, no caso de pessoas com problemas musculares.

Pesquisas com órteses ativas e exoesqueletos tiveram início na década de 60. Grupos de pesquisa trabalhavam praticamente em paralelo nos Estados Unidos e Iugoslávia. O foco principal das pesquisas para os americanos era o desenvolvimento de tecnologias para propósitos militares, enquanto que para os iugoslavos a intenção principal era desenvolver equipamentos para assistir pessoas com necessidades especiais. Para os dois campos de pesquisa, muitos foram os desafios, principalmente na portabilidade dos equipamentos e interface com o operador humano.

Atualmente, diversos grupos de pesquisa espalhados pelo mundo já estão desenvolvendo trabalhos relacionados a órteses ativas, sejam para membros inferiores, ou para os membros superiores, com o objetivo de auxiliar os portadores de necessidades especiais [Seireng & Grundmann 1981], [Mohammed & Amirat 2009], [Kong & Jeon 2006] e [Dollar & Herr 2008].

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste projeto é desenvolver um protótipo de órtese ativa para os membros inferiores com sistema eletrônico embarcado, bem como, desenvolver toda a estrutura de *hardware*, *software* e mecânica da órtese. Este protótipo deverá ser capaz de realizar automaticamente diversos tipos de marcha (caminhar em linha reta, subir e descer escadas, sentar e levantar), permitindo que uma pessoa com problemas nos membros inferiores possa se locomover de forma mais autônoma em ambientes não estruturados.

Para realizar estes objetivos, a órtese proposta incorpora diversos sensores e atuadores (encoders, sensores de fim de curso, atuadores elétricos, etc.) distribuídos e controlados por uma arquitetura de *hardware* e *software* embarcada caracterizada por processamento em tempo real, baixo consumo de energia, autonomia de caminhada, e baixo peso.

Para investigar a funcionabilidade da órtese proposta inicialmente foi construído uma articulação com motor elétrico e fuso de esfera recirculante.

A interface de comando desenvolvida para o protótipo inicialmente será composta por um teclado acoplado a um PC, podendo evoluir em trabalhos futuros para o acionamento baseado na captação de sinais mioelétricos², sinais de eletroencefalograma, comando de voz ou um conjunto de botões localizado na própria órtese. Desta forma, será investigado e desenvolvido um sistema eletrônico embarcado para aquisição e processamento dos sinais da interface de comando que deverá atender requisitos de tempo real e que possa ser implementado dentro das especificações da arquitetura de *hardware* e *software* proposta.

1.2 Justificativa e Contribuições

A motivação para desenvolver um protótipo de uma órtese ativa para membros inferiores e seu sistema eletrônico embarcado é a constatação do crescente número de casos de

²Sinais elétricos que fluem através dos tecidos vivos do corpo

pessoas com mobilidade reduzida nas pernas e de paraplégicos, decorrentes de acidentes e outros fatores. O censo realizado no Brasil no ano 2000 informou que o número de portadores de algum tipo de paralisia nos membros (paraplegia, hemiplegia ou tetraplegia) existentes no país é de aproximadamente 1.000.000 de pessoas.

Outro ponto importante a ser considerado é o aumento da expectativa de vida dos brasileiros. Entre 1991 e 2007, a população do país ganhou 5,57 anos em sua expectativa de vida ao nascer, ao passar de 67,00 anos, em 1991, para 72,57 anos, em 2007 [IBGE 2007]. Isto indica que o número de idosos crescerá neste país nos próximos anos.

A medida que a população está mais envelhecida, a proporção de pessoas com alguma deficiência motora aumenta, surgindo um novo elenco de demandas para atender as necessidades específicas deste grupo que carece de cuidados especiais e dispositivos para auxiliar os idosos a se locomoverem com segurança e com menos esforço [IBGE 2000].

Uma maneira mais eficiente de melhorar a recuperação de pacientes é com o uso das técnicas de fisioterapia, e entre as diversas formas adotadas para ajudar na reabilitação de pessoas que sofreram algum dano na coluna vertebral, ou nos membros inferiores que existe atualmente é a chamada plataforma robótica de reabilitação (esteira com uma órtese ativa capaz de reproduzir movimentos antropomórficos).

O principal papel desta máquina é apoiar parcialmente o peso do paciente e com o uso de uma órtese ativa fixada ao usuário, gerar uma marcha simétrica e periódica nos membros inferiores que perderam parcialmente ou totalmente o movimento.

O objetivo desta técnica de reabilitação é melhorar a habilidade de andar dos pacientes. Tem sido demonstrado que o uso desse tipo de reabilitação é potencialmente benéfico para o paciente, principalmente por reproduzir de maneira mais fiel as atividades musculares durante uma caminhada normal [Hornby et al. 2005].

O exemplo anteriormente mencionado mostra que uma órtese ativa também tem aplicações para exercitar fisicamente os diversos membros de pacientes, e dessa forma melhorar a qualidade de vida do mesmo. Vários laboratórios e clínicas de fisioterapia podem se beneficiar com o desenvolvimento local das órteses ativas e o uso delas em plataformas de reabilitação.

Todos estes fatores certamente motivarão um grande desenvolvimento dos chamados robôs para vestir (*Wearable Robots*)³, pois eles são usados para auxiliar na reabilitação física de pacientes, auxiliar a locomoção e ajudar pessoas a transportarem cargas com um mínimo de esforço e com mais segurança.

Espera-se que o custo para se fabricar uma órtese ativa, ou um exoesqueleto, diminua com o passar dos anos, isto se dará por dois motivos principais: com a crescente demanda por tais dispositivos, o preço tenderá a cair, pois estes equipamentos serão fabricados em maior quantidade e por várias empresas especializadas; o outro fator que causará a queda do preço será o desenvolvimento de novas tecnologias, para a construção de atuadores mais potentes e com baixo peso, tipos de compósitos mais leves e mais baratos, com resistência mecânica elevada indispensável para se construir a estrutura mecânica, a diminuição do tamanho e o barateamento dos computadores embarcados.

Para que um portador de deficiência física nos membros inferiores, incapaz de caminhar, possa se locomover, ele dispõe atualmente de muletas e diversos tipos de cadeira de

³Equipamentos robóticos que auxiliam na realização dos movimentos dos membros do corpo humano

rodas, e em alguns países como: Japão e Israel, o paciente já pode contar com as órteses ativas e os exoesqueletos.

Dependendo do grau da sua deficiência as muletas não servirão para ajudar na locomoção, restando somente a cadeira de rodas e as órteses. Todavia, cadeiras de rodas, por mais modernas que sejam, são incapazes de se locomoverem em terrenos que tenham muitos obstáculos e irregularidades, como por exemplo, subir e descer escadas, caminhar sobre terrenos pedregosos, passar e manobrar por corredores estreitos.

Já as órteses e os exoesqueletos podem facilmente caminhar por tais terrenos [Kazerooni et al. 2005], esta é uma grande vantagem dos robôs que podem ser vestidos sobre as cadeiras de rodas. Outro fator inconveniente em se usar as cadeiras de rodas está no fato de que vários problemas de saúde como atrofia muscular, osteoporose, entre outros, são provocados ou intensificados pelo tempo prolongado em que os usuários passam sentados nas cadeiras de rodas.

A empresa Argo Medical Technologies desembolsou um valor de aproximadamente US\$ 30 milhões no projeto para desenvolver o ReWalk⁴, já o custo total do exoesqueleto Hal 5, desenvolvido no Japão pela Universidade de Tsukuba, é de aproximadamente US\$ 14.000,00 [Gomes 2009].

O preço médio de uma cadeira de rodas simples está em torno de R\$ 500,00, já uma cadeira de rodas motorizada disponível no mercado pode chegar a mais de R\$ 7.000,00 e, como mostra o apêndice B, o custo total para construir o protótipo da órtese ativa para membros inferiores foi de aproximadamente R\$ 17.000,00. Levando em conta a renda média da população brasileira e outros fatores econômicos, pode-se concluir que tais dispositivos ainda não são acessíveis para a grande maioria dos portadores de alguma deficiência locomotora nos membros inferiores.

Nações mais desenvolvidas e com uma expectativa de vida da população elevada, como é o caso do Japão onde espera-se que, em média, as pessoas vivam 82 anos [IBGE 2008], estão já comercializando exoesqueletos para auxiliar idosos, deficientes físicos e trabalhadores braçais [Sgarbi 2008].

O uso de órteses ativas por pessoas com deficiência física, contribui para inserção dessas pessoas no mercado de trabalho, melhorando sua qualidade de vida, e diminuindo para o Estado os gastos com aposentadorias por invalidez.

No Brasil, as órteses e os exoesqueletos ainda estão em fase de desenvolvimento e teste em diversos laboratórios de pesquisa [Jardim & Siqueira 2008] e [Araújo et al. 2009], e ainda não tem nenhuma previsão de quando um produto final comercializável será disponibilizado para os consumidores. Até lá resta trabalhar para desenvolver órteses com um menor preço, mais eficientes, seguras e mais acessíveis à população de um modo geral.

Promover a acessibilidade de portadores de deficiência e garantir a todos eles a inclusão social é dever do Estado e da sociedade como um todo, por isso as pesquisas em dispositivos capazes de atingir esses objetivos devem ser largamente fomentadas em toda parte.

Atualmente, existem várias aplicações para os exoesqueletos e órteses ativas, desde o uso para executar exercícios de reabilitação, auxiliar a caminhada, aumentar a força de idosos e trabalhadores até aplicações militares. Mesmo com todos os benefícios apresen-

⁴Órtese para membros inferiores desenvolvida pela empresa israelense Argo Medical

tados, o uso desse tipo de equipamento ainda esta longe de se tornar popular e difundido em todo mundo, principalmente nos países menos desenvolvidos.

A principal contribuição deste trabalho é o desenvolvimento de um protótipo de uma órtese ativa com sistema eletrônico embarcado que se aplique a pacientes com reduzida ou nenhuma mobilidade nos membros inferiores. Como parte integrante do desenvolvimento do projeto, foi concebida uma arquitetura de *hardware* e *software* embarcada que permite a incorporação de técnicas de marcha de robôs bípedes para o controle autônomo da órtese.

Com o desenvolvimento deste trabalho, o grupo de Robótica e Sistemas Dedicados do Departamento de Computação e Automação da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (DCA/UFRN) desenvolveu conhecimentos que permitiram abrir duas novas linhas de pesquisa: sistemas para aplicações biomédicas (órteses, exoesqueletos e próteses ativas inteligentes) e controle de robôs bípedes.

1.3 Organização do Texto

A organização deste texto é dada da seguinte maneira:

- **Capítulo 2** - São apresentadas os conceitos da eletrônica embarcada, os principais dispositivos de hardware que podem ser utilizados e exemplos de suas aplicações.
- **Capítulo 3** - Este capítulo aborda inicialmente a biomecânica do corpo humano, os exoesqueletos e as órteses existentes na atualidade que servirão como base para o desenvolvimento deste trabalho.
- **Capítulo 4** - Apresenta a estrutura mecânica do protótipo da órtese ativa e o sistema eletrônico embarcado.
- **Capítulo 5** - Mostra a descrição do experimento e as análises dos resultados.
- **Capítulo 6** - Apresenta as conclusões oriundas desse trabalho juntamente com algumas idéias para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Dispositivos de Hardware

Neste capítulo serão apresentados os conceitos e fundamentos no qual se baseia este estudo. Na primeira subseção serão abordados os principais conceitos da microeletrônica embarcada, sua importância no desenvolvimento tecnológico e suas aplicações no sistema embarcado para o protótipo de uma órtese ativa para membros inferiores.

2.1 Microeletrônica

Nas últimas décadas, o crescimento das tecnologias de desenvolvimento dos semicondutores presentes nos circuitos integrados foram responsáveis por enormes progressos tecnológicos. Foi um período em que a indústria de semicondutores cresceu a uma taxa bastante expressiva. Os avanços tecnológicos realizados na área de microeletrônica permitiram agregação de valor e qualidade em toda a cadeia produtiva de praticamente todos os ramos industriais.

Os sistemas eletrônicos embarcados são constituídos por componentes eletro-eletrônicos e por circuitos integrados (CIs), dispositivos compostos por milhões de componentes eletrônicos miniaturizados e interligados, com diversas aplicações diferentes, projetados para realizar uma determinada função, como por exemplo: processamento analógico e/ou digital de sinais, controle de processos, memória, circuitos integrados para finalidades específicas, entre outras. Atualmente, quase todos os produtos eletrônicos são dotados de circuitos integrados embarcados.

Para melhorar a eficiência, a microeletrônica tem como objetivos: diminuir o custo; diminuir o consumo de energia; diminuir o peso e o volume, aumentar a complexidade dos sistemas e aumentar a confiabilidade.

Muitos produtos ainda são constituídos por vários CIs, todavia, existe uma tendência de reduzir o número de CIs por produto a praticamente um único circuito integrado. Isso traz a vantagem de diminuição do peso, consumo de energia e do custo de fabricação e aumento na eficiência.

Com a evolução da microeletrônica e o barateamento das CPUs (Unidade Central de Processamento) foi possível viabilizar o emprego de sistemas computadorizados em diversos equipamentos. As centrais de processamento da maioria dos equipamentos eletrônicos modernos são os pequenos computadores embutidos desenvolvidos para realizar tarefas específicas.

2.1.1 Sistemas Embarcados

Autonomia, tamanho e complexidade reduzida, restrições de tempo real, além de baixo consumo de energia são características fundamentais em alguns sistemas robóticos. Deste modo, a utilização de sistemas computacionais tradicionais como computadores pessoais se torna inviável para o controle. Uma alternativa para a solução deste problema é o uso de sistemas embarcados de baixo custo e alto desempenho [Oldfield & Dorf 1995].

A idéia básica de um sistema embarcado é simples. Se tomarmos qualquer produto eletrônico que necessite de controle e, se um microcontrolador é incorporado dentro desse produto para realizar tal controle, então temos um sistema embarcado, ou seja, é um sistema cuja função principal não é computacional, mas que é controlado por um microcomputador embarcado dentro dele [Wilmschurs 2001]. Geralmente os sistemas de processamento de informação incorporados em um produto não são normalmente visíveis pelo usuário.

2.1.2 Características Comuns dos Sistemas Embarcados

Frequentemente, sistemas embarcados estão ligados ao ambiente físico através de sensores, que recolhem informações sobre o ambiente e de atuadores que agem sobre o mesmo.

Sistemas embarcados têm de ser seguros, pois muitos processos industriais exigem segurança e portanto, têm de ser confiáveis. A aplicação de sistemas embarcados em centrais nucleares é um exemplo típico de segurança extremamente crítica.

A segurança engloba os seguintes aspectos de um sistema:

- **Manutenibilidade:** É a probabilidade de que um sistema não possa ser reparado dentro de um determinado espaço de tempo, ou seja, é o atributo que caracteriza a facilidade de modificação ou adaptação de um sistema [Behforooz & Hudson 1996].
- **Fiabilidade:** É a probabilidade de um item desempenhar uma função, sob condições específicas, de forma adequada, como previsto no projeto, durante um período de tempo pré-determinado. Fiabilidade também está associada a garantia de execução de funcionalidades sistêmicas para atender requisitos não-funcionais.
- **Durabilidade:** É a capacidade de duração de um produto.
- **Disponibilidade:** É a probabilidade de que o sistema esteja sempre disponível. Tanto a fiabilidade e a durabilidade devem ser elevadas, a fim de alcançar uma alta disponibilidade.
- **Confiabilidade:** Este termo define a propriedade que um sistema não venha a falhar e causar qualquer dano.
- **Segurança:** Define a propriedade que dados confidenciais permaneçam confidenciais e que a comunicação autêntica seja garantida.

Sistemas embarcados têm de ser eficientes, pois caso contrário, seu uso estaria bastante restrito. Os seguintes pontos podem ser usados para avaliar a eficiência dos sistemas embarcados:

- **Energia:** Muitos sistemas embarcados são sistemas móveis e obtêm sua energia através de baterias. De acordo com as previsões, o aumento da autonomia da bateria

irá melhorar num ritmo muito lento ao longo dos anos. Contudo, as exigências computacionais e o consumo de energia estão aumentando a uma taxa muito mais rápida. Portanto, a disponibilidade de energia elétrica deve ser utilizada com a maior eficiência possível.

- Tamanho do código : Todo o código a ser executado em um sistema embarcado tem de ser armazenado no sistema. Normalmente, não existem discos rígidos por isso, o tamanho do código tem de ser compatível com a capacidade do sistema.
- Peso: Todos os sistemas embarcados devem ser de baixo peso. Baixo peso é muitas vezes um argumento importante para a escolha de um determinado sistema, como por exemplo, aplicações em veículos aéreos tripulados ou não.
- Custo: Para produção em escala industrial, por motivos de competitividade de mercado, é necessário ter um custo de manufatura reduzido.

2.1.3 Aplicações de sistemas embarcados

Serão citadas neste tópico algumas aplicações corriqueiras dos sistemas eletrônicos embarcados.

- Eletrônica automotiva: Automóveis modernos são vendidos com uma quantidade significativa de elementos que necessitam de dispositivos eletroeletrônicos. Estes incluem air bag, sistemas de controle de estabilidade, sistema de injeção eletrônica de combustível no motor, sistemas de freios com anti-travamento (ABS), ar-condicionado, GPS, sistemas de segurança, e muitos mais.
- Aviação: Uma quantidade significativa do valor total dos aviões deve-se ao equipamento de informática, incluindo o sistema embarcado de controle de voo, sistemas anti-colisão, e outros.
- Trens: Para os trens, a situação é semelhante à abordada para os automóveis e aviões. Uma vez mais, a implementação de sistemas embarcados que agregam características de segurança contribuem significativamente para o aumento do custo de produção deste meio de transporte.
- Telecomunicações: O mercado de telefonia móvel é um dos que mais crescem nos últimos anos graças a miniaturização dos componentes eletrônicos e o avanço de novas tecnologias. Os sistemas embarcados são amplamente usados nesta aplicação.
- Aplicações militares: Processamento de dados tem sido usado em equipamentos militares por muitos anos. Equipamentos de telecomunicação, localização, computadores, armas inteligentes, etc.
- Robótica: A robótica é também uma tradicional área, em que sistemas embarcados são utilizados em sistemas de posicionamento de ferramentas em robôs industriais, planejamento de trajetórias e controle de atuadores de robôs móveis, processamento de imagens, etc.
- Indústria: Diversos processos de fabricação usam os recursos de controle e processamento dos sistemas embarcados.
- Equipamentos eletrônicos: Dispositivos como câmeras fotográficas digitais, eletrodomésticos, televisores, computadores portáteis fazem parte da enorme lista de

equipamentos que tem um sistema eletrônico embarcado.

- **Sistemas Médicos:** Existe um enorme potencial para melhorar os serviços médicos, tirando partido da possibilidade de processamento de informação em equipamentos médicos e em particular, o uso em órteses e próteses ativas, exoesqueletos e plataformas robóticas de reabilitação para melhorar a qualidade de vida de idosos e deficientes físicos e o tratamento de pacientes em processo de reabilitação motora.

2.1.4 Dispositivos de Hardware para Sistemas Embarcados

O crescente desenvolvimento da microeletrônica, as diversas ferramentas computacionais disponíveis atualmente e um grande número de componentes eletrônicos auxiliaram o surgimento de inúmeros dispositivos de hardware para sistemas embarcados. A seguir serão apresentados alguns componentes importantes utilizados em hardware.

Microprocessadores

Microprocessador é um circuito integrado capaz de executar instruções, tendo com sua principal parte a CPU (Unidade Central de Processamento). Ele age sob o controle de um programa armazenado em memória, executando operações aritméticas, lógica booleana, tomada de decisão, além de entradas e saídas, que permitem a comunicação com outros dispositivos periféricos.

O primeiro microprocessador comercial foi inventado pela Intel em 1971 para atender uma empresa japonesa que precisava de um circuito integrado para uma aplicação especial. A Intel projetou o 4004 que era um circuito integrado programável que trabalhava com registradores de 4 bits, 46 instruções, clock de 740Khz e possuía cerca de 2300 transistores. Percebendo a utilidade desse invento a Intel prosseguiu com o desenvolvimento de novos microprocessadores [Ferreira 1998]. Estes dispositivos foram surpreendentes pois pela primeira vez foi possível colocar um computador em um único CI, de forma que, uma significativa capacidade de processamento estava disponível com um custo bastante reduzido e num espaço relativamente pequeno.

Gradualmente, o microprocessador vem adquirindo a possibilidade de, por exemplo, incluir diferentes tipos de memória no mesmo chip [Wilmschurs 2007].

Ao mesmo tempo, o processamento computacional foi se tornando mais poderoso e rapidamente evoluiu de dispositivos de 4 bits para 8, 16 e 32 bits . O desenvolvimento do microprocessador possibilitou aplicações diretas como o computador pessoal.

Nessas ultimas décadas de evolução tecnológica, os microprocessadores, que no início dos anos 70, trabalhavam com clock de poucas centenas de kHz e que podiam processar alguns milhares de instruções por segundo, atualmente eles possuem clocks na casa dos 4GHz e poder de processamento de dezenas de bilhões de instruções por segundo. A complexidade também cresceu: de alguns milhares de transistores para centenas de milhões de transístores numa mesma pastilha.

Os microprocessadores geralmente não são utilizados sozinhos, circuitos periféricos são associados a eles em determinadas aplicações.

Inúmeras aplicações existem atualmente para os microprocessadores. A título de

exemplo temos: o relógio digital, calculadoras digitais, vários eletrodomésticos, micro-computadores, etc.

Microcontroladores

Com o aumento da exploração das diversas aplicações do microprocessador, começou-se a incorporá-lo em todos os tipos de produtos, tais como, carros, eletrodomésticos, brinquedos, etc. Neste caso, a necessidade não era essencialmente computacional de alto desempenho, uso de grandes quantidades de memória ou até mesmo de alta velocidade de processamento, mas, o controle.

O termo controlador que remete a controle é usado para designar o dispositivo que controla um determinado processo ou algum parâmetro do ambiente. O controlador de nível de água em um determinado recipiente de armazenamento, por exemplo, liga ou desliga a bomba em função da quantidade de água dentro do reservatório. Os primeiros controladores usavam lógica discreta e, por isso, tinham um tamanho que dificultava seu uso em sistemas de controle de pequeno porte. Atualmente, usam-se os circuitos integrados microprocessados e todo o controlador pode caber em um pequeno *chip*.

Uma categoria especial de microprocessador que emergiu foi destinado para as atividades de controle e depois de um tempo esse tipo de microprocessador ganhou uma identidade própria, e foi denominado de microcontrolador. O microcontrolador assumiu o papel do sistema computacional embarcado dependendo da aplicação.

O microprocessador ou o microcontrolador precisam ser capazes de fazer cálculos computacionais, muito embora, não necessariamente com grandes velocidades. Geralmente, os microcontroladores são mais compactos, baratos e exigem menos processamento computacional do que os processadores de propósito geral, podem ser usados em ambientes com condições extremas de temperatura, ruído e vibração como é o caso de alguns ambientes industriais.

No que diz respeito aos microcontroladores, eles possuem um pequeno microprocessador e um trunfo suplementar: dispõem no mesmo encapsulamento de memórias e de circuitos de entrada/saída integrados como por exemplo: entradas analógicas, entradas digitais, PWM, etc.

Com o avanço da microeletrônica, foi incorporado ao microcontrolador uma quantidade de recursos cada vez maior. Uma das definições sobre microcontrolador diz que ele é um CI com alta densidade de integração que inclui, dentro do *chip*, a maioria dos componentes necessários para o controlador.

É apresentado na Figura 2.1 um diagrama em blocos de um típico microcontrolador.

FPGA

Outra alternativa de *hardware* para a implementação de sistemas embarcados é o uso da computação reconfigurável, que é uma tecnologia baseada em circuitos integrados reprogramáveis. Os Field Programmable Gate Arrays (FPGAs) são dispositivos eletrônicos constituídos de blocos lógicos reconfiguráveis interligados por circuitos de chaveamento. Estes blocos lógicos podem ser programados para realizar funções específicas em função das solicitações de cada projeto, como em qualquer outro CI dedicado [Brown &

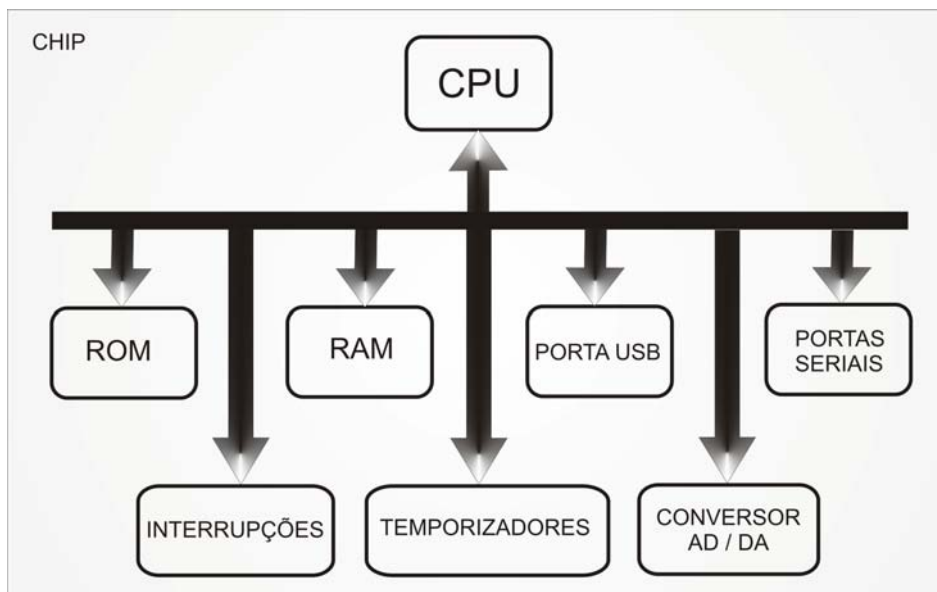


Figura 2.1: Diagrama de blocos de um microcontrolador.

Vranesic 2005], ou seja, podem ser utilizados para a implementação de praticamente qualquer *design* de *hardware*.

Um FPGA é um dispositivo largamente utilizado para o processamento de informações digitais. Foi criado pela Xilinx Inc., e teve o seu lançamento no ano de 1985 como um dispositivo que poderia ser programado de acordo com as aplicações do usuário.

FPGAs foram desenvolvidos para aplicações de prototipação que poderão posteriormente se transformar em ASIC (componentes prontos, em pastilhas de silício). O baixo custo e o curto tempo de implementação de aplicações trazem grandes vantagens sobre a técnica tradicional. Assim, a prototipação pode ser feita rapidamente e sem custos adicionais em caso de mudanças no projeto [Amory & Petrini 2007].

Muito embora não existem problemas em distribuímos FPGAs em produtos finais, esta decisão requer basicamente uma análise de custo, peso final do sistema desenvolvido e consumo elétrico, uma vez que o desenvolvimento de um ASIC é um processo bastante caro e inflexível, mas, que gera componentes leves e com custos bastante reduzidos se produzidos em grande quantidade. Já os FPGAs possuem flexibilidade e custo baixo de prototipação, mas preços finais pouco competitivos se comparados a ASICs com alta escala de produção.

Outra vantagem do uso da tecnologia FPGA é permitir a integração de *hardware* e *software* embarcados em um único circuito integrado e, dessa forma, obter sistemas mais compactos, eficientes e com baixo consumo elétrico. É de suma importância enfatizar que o baixo consumo de energia desses dispositivos é um fator extremamente importante quando se tratam de sistemas autônomos como robôs móveis ou veículos aéreos que, normalmente, trabalham com baterias recarregáveis

A Figura 2.2 mostra uma placa de desenvolvimento FPGA da Altera DE2.

A Figura 2.3 representa a arquitetura de um FPGA. que é composta por 3 estruturas

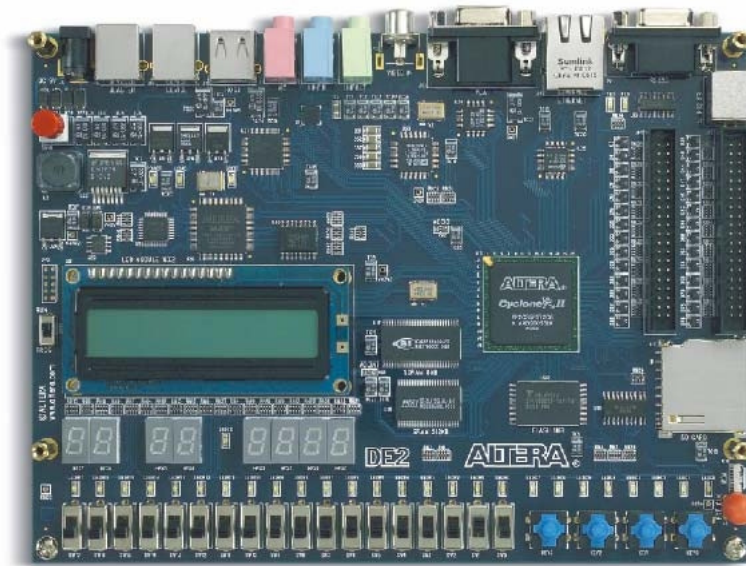


Figura 2.2: Placa de desenvolvimento FPGA, [Express 2008].

básicas: blocos de entrada e saída, blocos lógicos e interconexão. Os blocos de entrada e saída formam uma borda ao redor do dispositivo; cada um destes provê entrada, saída ou acesso bidirecional aos pinos de Input/Output (I/O) de uso geral disponíveis na parte exterior do componente. Cada fabricante de FPGA possui sua própria arquitetura, mas em geral elas são uma variação da arquitetura apresentada na Figura 2.3

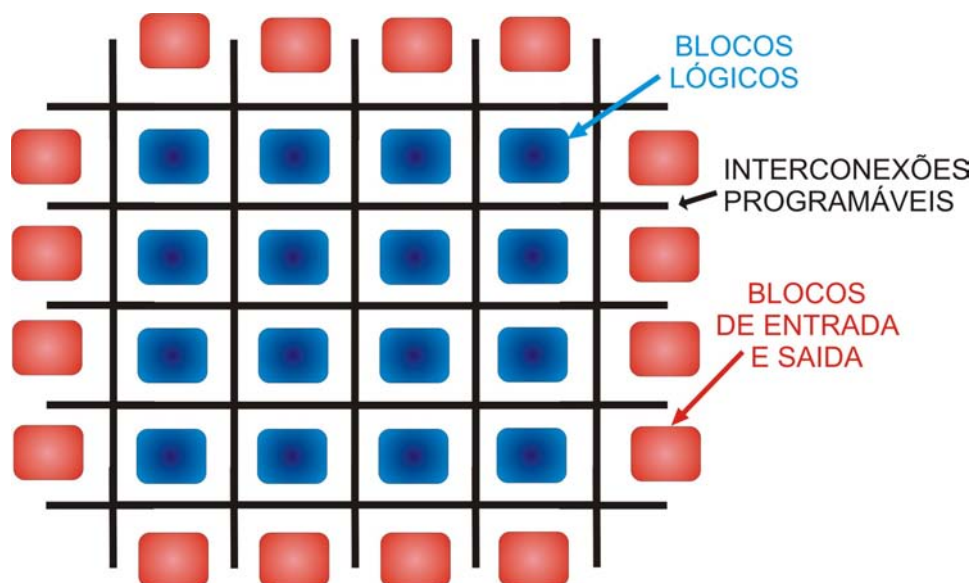


Figura 2.3: Arquitetura básica de um FPGA.

Os blocos lógicos de um FPGA geralmente não contêm mais que algumas portas

lógicas (gates) e um flip-flop.

Existem diversas aplicações para o uso de FPGAs entre as mais comuns temos:

- Prototipagem;
- *Chips* Híbridos;
- Computação Reconfigurável.

Computadores embarcados

Durante a última década, os computadores pessoais (PC's) se tornaram uma plataforma aceita para muito além do que aplicações de desktop. Aplicações dedicadas podem ser encontradas em toda parte. Os computadores pessoais estão sendo amplamente usados como controladores de máquinas, instrumentos de laboratório, aparelhos de comunicações e equipamentos médicos, somente para citar alguns exemplos.

Com a padronização de *hardware* e *software* dos PC's, os projetistas de sistemas embarcados reduziram substancialmente os custos de desenvolvimento, riscos e tempo associado. Isto significa um menor tempo para lançar um produto no mercado. Por estas razões, as empresas que embarcavam microcomputadores para serem usados no controle de seus produtos, buscaram meios para utilizar os benefícios do uso de PC's em seus sistemas. No entanto, o tamanho da placa mãe com dimensões em torno de 25 cm x 20 cm, para muitas aplicações embarcadas, é ainda grandes demais.

Esta necessidade, portanto, promoveu o desenvolvimento de um microcomputador com uma placa mãe mais compacta que contém todos os outros dispositivos de *hardware* que antes não estavam presentes na placa mãe, como é o caso de memórias secundárias, fonte de alimentação e alguns conectores, diminuindo dessa forma o volume total do espaço e possibilitando as aplicações de controle integrado em sistemas embarcados que tenham restrições de tamanho e peso. No entanto, estes objetivos tinham de ser conseguidos sem, contudo, sacrificar efetivamente o *hardware* e compatibilidade de *software* com o padrão PC.

Uma solução encontrada pelos fabricantes de sistemas embarcados para incorporar os computadores em produtos de tamanho reduzido e com uma série de limitações elétricas foi a miniaturização da placa mãe. Esta placa compacta desenvolvida, também possibilita o uso de placas de expansão, quando necessário, para determinadas aplicações. Outros fatores importantes da especificação desses dispositivos, além do tamanho reduzido, é o baixo consumo elétrico, a possibilidade de alimentá-lo com um único valor de tensão contínua e confiabilidade na conexão com as placas de expansão, pois muitos ambientes industriais, e também vários equipamentos, são submetidos a condições extremas de vibração, altas temperaturas e ruídos.

Atualmente existem inúmeras configurações disponíveis de computadores embarcados no mercado, desde processadores de alto desempenho e frequência de clock que podem ultrapassar mais de 2 Ghz, memória RAM de 2 Gb ou mais, diversas entradas e saídas para conectar com periféricos até configurações mais simples. A Figura 2.4 mostra uma placa de um computador embarcado com tamanho de 96 x 90 mm e pesando apenas 100 g.

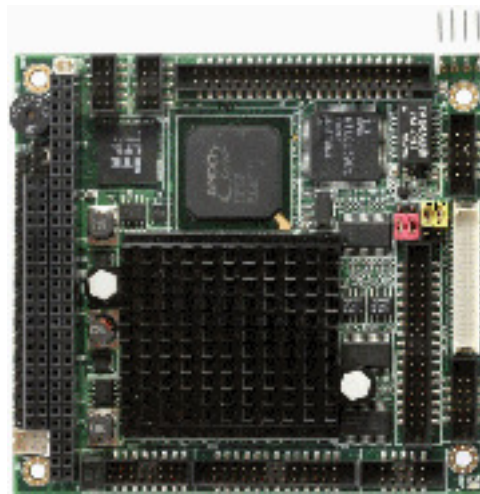


Figura 2.4: Computador Embarcado.

As primeiras aplicações que surgiram para os computadores embarcados foram na indústria, contudo, as pequenas dimensões, o baixo peso e um menor consumo elétrico também trouxeram vantagens para sua aplicação na eletrônica embarcada de sistemas médicos, como é o caso dos exoesqueletos, próteses e órteses ativas. Outro Fator importante está na capacidade de processamento que é maior do que a dos microcontroladores e a possibilidade de se acrescentar placas de *hardware* com funções específicas aos SBCs.

DSP

Nas últimas décadas, a microeletrônica evoluiu de tal forma que possibilitou o desenvolvimento de microprocessadores extremamente versáteis e com uma densidade de integração bastante elevada, o que tornou o processamento digital de sinais um recurso poderoso para a realização de projetos de eletrônica no que se refere às áreas de processamento de sinais e controle.

O que motivou a Texas Instruments a desenvolver no início da década de 80, mais precisamente em 1982, seu primeiro chip de propósito geral para processamento digital de sinais foi a necessidade de aplicar uma alta capacidade de processamento, oriunda destes novos microprocessadores, com as características necessárias para processar sinais analógicos em tempo real.

Até então não se tinha um nome para esse componente eletrônico, foi então que um engenheiro da Texas resolveu chamá-lo de DSP (*Digital Signal Processor*).

Os DSPs são microcontroladores com características particulares que podem operar em tempo real. A capacidade de processar grandes quantidades de números em pouco tempo é um dos principais benefícios que os Processadores Digitais de Sinais oferecem ao mundo da eletrônica. Sua capacidade de processamento de sinais em tempo real torna este processador perfeito para aplicações onde um considerável tempo de resposta não é desejado, como por exemplo na telefonia móvel comercial [Rosa & Wolter 2007].

Um DSP de propósito geral pode ser eficiente em muitas outras tarefas, isto por que é

um componente de baixo custo e com uma ótima capacidade de processamento matemático.

Basicamente, para se desenvolver um DSP bastaria ter um circuito capaz de converter o sinal analógico para um sinal digital e processá-lo, o qual poderia atribuir ao sinal as características desejadas e posteriormente, transformá-lo novamente num sinal analógico. A Figura 2.5 mostra um exemplo simples da aplicação de um DSP.



Figura 2.5: Esquema simples de um processamento digital de sinais.

Atualmente existem inúmeras aplicações para os DSPs, pois nos últimos 28 anos surgiram vários segmentos industriais que lançaram mão do uso destes componentes. Algumas áreas que adotaram o uso de DSPs estão listadas a seguir:

- Aplicações Militares. A primeira aplicação neste campo surgiu na década de 80 principalmente no uso em radares e sonares.
- Telecomunicações. A mais notória aplicação neste segmento está presente nos telefones celulares, fax e modem de PC.
- Computadores e periféricos. Obviamente um computador precisa fazer o processamento de inúmeros sinais, desde sinais de vídeo até sinais de áudio. Alguns periféricos, como impressoras laser, para imprimir com maior velocidade um determinado arquivo de texto ou com alguma imagem necessitam processar anteriormente a informação.
- Indústria. É encontrada uma gama enorme de aplicações dos DSPs na indústria, desde o processamento de sinais digitais ou analógicos para realização de controle de processo, comunicação entre máquinas, envio e recebimento de informações, etc.
- Equipamentos Eletroeletrônicos. Existe aqui uma grande infinidade de produtos comerciais com DSPs embutidos em seus circuitos, só para citar os mais conhecidos temos as câmeras fotográficas digitais, mp4 player, DVD player, TVs digitais, Palm top, Home theaters, alguns brinquedos, instrumentos musicais, sintetizadores, gravadores de vídeo e consoles de jogos.
- Equipamentos médicos: Sistemas médicos eletrônicos que captam e processam sinais elétricos de encefalograma e sinais mioelétricos usam os DSPs. Um sistema de sensoriamento de uma órtese ativa pode usar os processadores digitais de sinais como filtros digitais ou outras aplicações no tratamento dos sinais elétricos que circulam pelo corpo do paciente para gerar comandos para um sistema de controle, podendo dessa forma controlar a órtese através de sinais cerebrais ou pelo sinal gerado a partir do movimento, mesmo que pequeno, dos músculos.

Um DSP não funciona sozinho. Por trás do processador estão componentes importantes como registradores, unidades lógicas aritméticas, geradores de endereço e memória.

O termo DSP pode também referenciar a placa onde se encontra o chip DSP juntamente com este grupo de mecanismos.

2.1.5 Conclusões

Neste capítulo foi apresentada uma revisão bibliográfica sobre vários dispositivos eletrônicos de *hardware* que compõem a maioria dos sistemas embarcados e que eventualmente poderiam fazer parte do sistema eletrônico proposto neste trabalho.

Dentre todos os dispositivos de *hardware* especificados ao longo dessa seção, a placa de desenvolvimento de FPGA e os computadores embarcados foram os que mais apresentaram as características fundamentais para a aplicação na órtese ativa para membros inferiores, pois são capazes de realizar o processamento das informações vindas dos sensores, gerar os ângulos de referência e realizar o controle de posicionamento da articulação da órtese, tudo isso em tempo real.

Comparando um PC embarcado capaz de realizar as tarefas exigidas, com uma placa FPGA com similar capacidade, o PC embarcado leva vantagem por ser um dispositivo de uso mais otimizado e que pode ser adquirido com características mais apropriadas a sua aplicação, neste caso, capacidade de processamento, baixo peso, pequenas dimensões e consumo elétrico reduzido. Já a placa de FPGA é um equipamento de desenvolvimento e prototipagem e não um computador para fim específico. Este capítulo serviu para apontar os PCs embarcados como sendo a melhor escolha para fazer parte do sistema eletrônico embarcado da órtese.

Capítulo 3

Biomecânica, Exoesqueletos e Órteses

Para dar início aos estudos de órteses ativas, faz-se necessário o conhecimento de alguns conceitos básicos sobre a biomecânica¹ da marcha humana, seus planos e eixos principais e representações do sistema de coordenadas cartesianas, os diversos movimentos realizados pelas articulações do membros inferiores e como é caracterizada a marcha humana. Por fim, as últimas partes tratam dos exoesqueletos e das órteses passivas e ativas para membros inferiores abordando suas principais características e o que está sendo desenvolvido nesta área por diversos grupos de pesquisa espalhados pelo mundo.

3.1 Eixos e Planos Principais do Corpo Humano

Uns dos conceitos básicos necessários ao estudo da biomecânica humana são os de eixos e planos do corpo. Os eixos principais são linhas imaginárias que cortam o corpo humano, sendo ortogonais entre si. O ponto de encontro entre eles é o centro de massa, podendo ser considerado como a origem de um sistema de coordenadas utilizado no estudo cinemático em relação a um sistema inercial [Filippo 2006].

3.1.1 Eixos Principais

Os eixos principais são: o longitudinal, o transversal e o frontal.

O eixo longitudinal é aquele que corta o corpo humano verticalmente da cabeça aos pés, mais comumente é associado ao eixo z do sistema de coordenadas cartesianas. O eixo transversal é aquele que corta o corpo humano horizontalmente da direita para esquerda ou vice-versa e normalmente é associado ao eixo y do sistema de coordenadas cartesianas. O eixo frontal é aquele que corta o corpo humano horizontalmente da frente para trás ou vice-versa, associado ao eixo x do sistema de coordenadas cartesianas [Azevedo et al. 2003]. A Figura 3.1 mostra o corpo humano com a representação dos principais eixos e planos.

¹A biomecânica examina o corpo humano e seus movimentos, fundamentando-se nas leis da física e conhecimentos anatomo-fisiológicos.

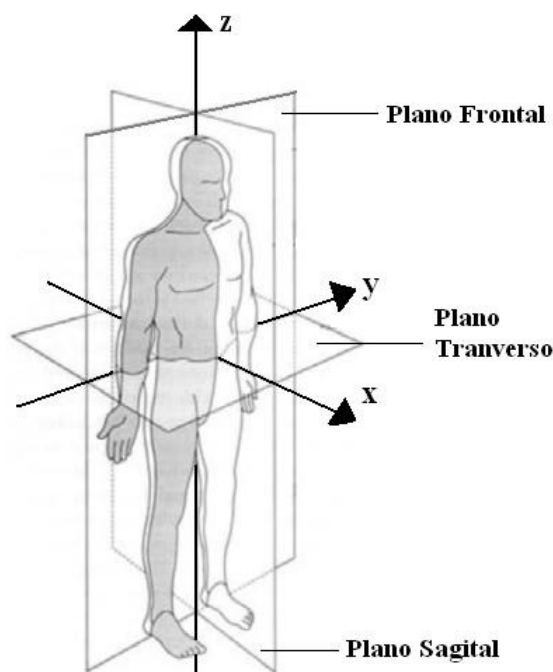


Figura 3.1: Eixos e planos principais do corpo humano [Dollar & Herr 2007].

3.1.2 Planos Principais

Os planos principais são formados por pares de eixos principais que dividem em planos ortogonais o corpo humano. Podem ser utilizados na análise dos movimentos realizados. Os planos principais são o sagital, o frontal e o transversal, a Figura 3.1 mostra estes planos.

O plano sagital é aquele formado pelos eixos longitudinal e frontal, dividindo o corpo humano nas metades direita e esquerda. É utilizado para estudos de movimentos realizados para frente ou para trás.

O plano frontal é aquele formado pelos eixos longitudinal e o transversal, divide o corpo humano nas metades frente e trás, servindo para estudo de movimentos realizados para as laterais do corpo.

O plano transversal ou transverso é aquele formado pelos eixos transversal e o frontal, dividindo o corpo humano nas metades, superior e inferior, sendo utilizado para classificar os membros em superiores e inferiores [Azevedo et al. 2003].

3.1.3 Movimentos das Articulações do Membros Inferiores

Para que possam realizar movimento, os membros do corpo humano são dotados de articulações com um certo número de graus de liberdade capazes de se posicionarem em diversas configurações. Estes graus de liberdade, quando comparados aos manipuladores robóticos são ditos redundantes. As principais articulações existentes nos membros inferiores analisadas neste trabalho são:

- Quadril
- Joelho
- Tornozelo

Cada articulações pode realizar movimentos isolados, isto é, apenas uma articulação se movimenta ou movimentos associados, ou seja, duas ou mais articulações se deslocam simultaneamente. Os movimentos podem envolver um ou mais planos principais do corpo humano.

Quadril

A articulação coxofemural, ou articulação do quadril, é responsável pela movimentação da perna (coxa, canela e pé). Em um indivíduo saudável realiza deslocamentos de abdução e adução lateral da perna, plano frontal, (Fig 3.2); deslocamentos de extensão e flexão frontal da perna, plano sagital; (Fig. 3.3) e deslocamentos de giro da perna para dentro ou para fora, indo do plano frontal para o sagital ou vice-versa (Fig. 3.4).

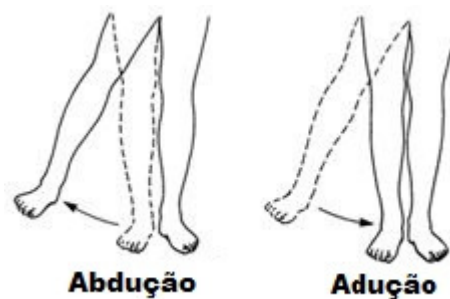


Figura 3.2: Movimentos de abdução e adução da perna no plano frontal.

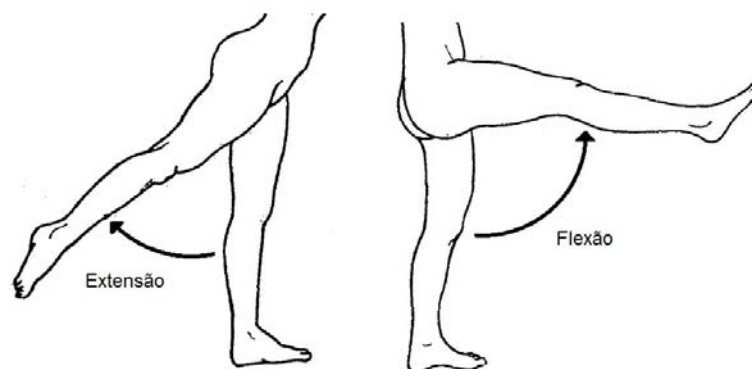


Figura 3.3: Extensão e flexão da perna no plano sagital.

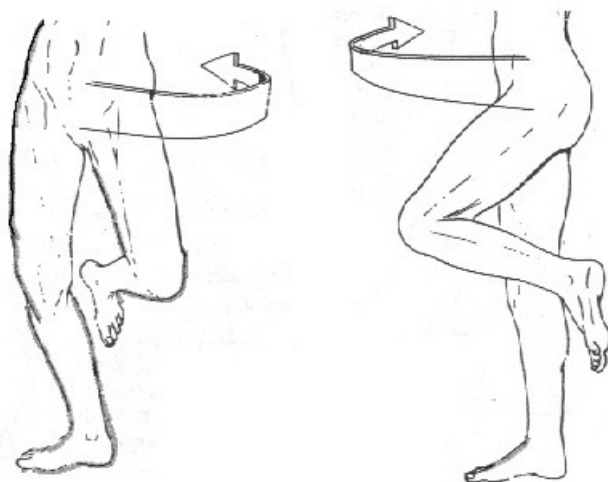


Figura 3.4: Rotação da perna no plano transversal.

Joelho

A articulação do joelho só realiza um único movimento, o de rotação no plano sagital, permitindo a adaptação da perna às diferentes superfícies durante uma marcha ou corrida. É responsável pela união entre a coxa e a canela e responde pelo movimento angular existente no meio da perna. A Figura 3.5 mostra o movimento produzido pela articulação do joelho.

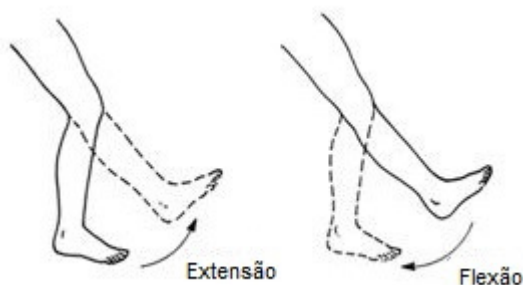


Figura 3.5: Flexão e extensão do joelho no plano sagital.

Tornozelo

A articulação do tornozelo é responsável pela transmissão das irregularidades sentidas pelos pés ao restante da perna, dando ao corpo a adaptação necessária para que ocorra o equilíbrio sobre os pés. O tornozelo é responsável pela união entre a canela e o pé,

podendo realizar movimentos de inversão (Fig. 3.6), plano frontal, flexão e extensão (Fig. 3.7), plano sagital e abdução e adução no plano tranverso (Fig. 3.8).



Figura 3.6: Inversão do tornozelo.

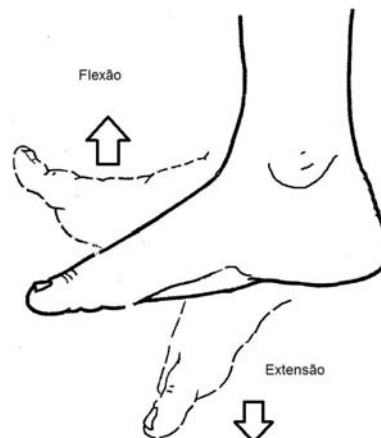


Figura 3.7: Flexão e extensão do tornozelo no plano sagital.

3.1.4 A marcha humana

A marcha humana será objeto importante de estudo na implementação do protótipo da órtese ativa proposta, pois, a partir do conhecimento de seus movimentos fundamentais, será possível implementar funções básicas para o protótipo da órtese que serão acionadas por comandos de alto nível como: andar para frente, parar, subir e descer escadas, sentar e levantar. O sistema embarcado será o responsável pelo controle dos movimentos da órtese e prevê ajustes que dependerão das dimensões do usuário.

Existem dois conceitos básicos associados a marcha humana, o passo e a passada. O passo é a distância entre o ponto onde o calcanhar de um membro entra em contato



Figura 3.8: Movimentos de abdução e adução do tornozelo.

com o solo, e o ponto em que o calcanhar do membro oposto entra em contato com o solo e a passada é a distância entre o ponto onde o calcanhar de um membro entra em contato com o solo e o ponto em que este mesmo calcanhar volta a tocar o solo. A Figura 3.9 [Filippo 2006] mostra o passo e a passada da marcha humana. A distância do passo e da passada variam de indivíduo para indivíduo e também dependem da velocidade de caminhada.

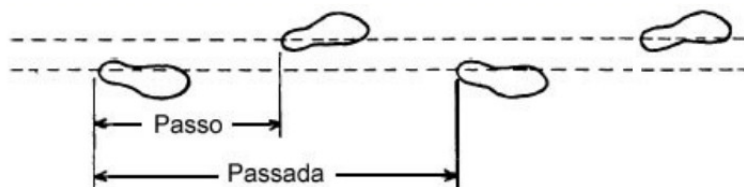


Figura 3.9: Passo e Passada da marcha humana [Filippo 2006].

A marcha humana normal é descrita como uma série de movimentos alternados e rítmicos das extremidades e do tronco, o ciclo da marcha se inicia quando um calcanhar entra em contato com o solo e termina no momento em que o mesmo toca o solo novamente. O ciclo da marcha é dividido em duas fases: a Fase de Apoio e a Fase de Balanço.

A Figura 3.10 mostra um diagrama simplificado do ciclo da marcha humana para a perna direita. A fase de apoio é dividida em cinco partes: - Contato calcanear, - Apoio plantar, - Apoio médio, - Retirada do calcanhar e - Dedos fora. A fase de balanço divide-se em três intervalos designados com os termos de - Aceleração (Balanço Inicial), - Balanço médio e - Desaceleração (Balanço Final).

A Figura 3.11 mostra os ângulos das juntas dos membros inferiores durante um ciclo de marcha normal, essas informações são fundamentais para a construção mecânica da órtese e também para o controlador, pois ele é o responsável por fazer com que as articulações reproduzam esses ângulos durante a marcha.

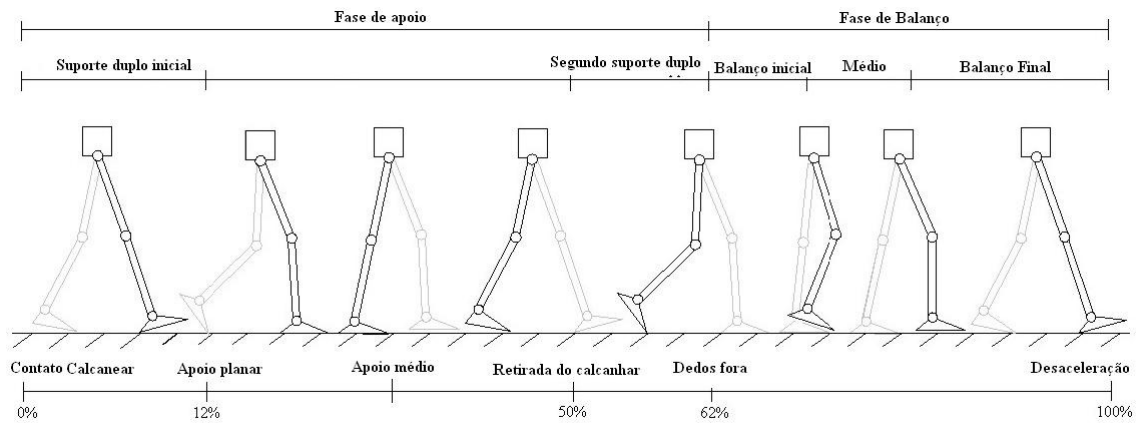


Figura 3.10: Etapas da marcha humana para a perna direita [Dollar & Herr 2007].

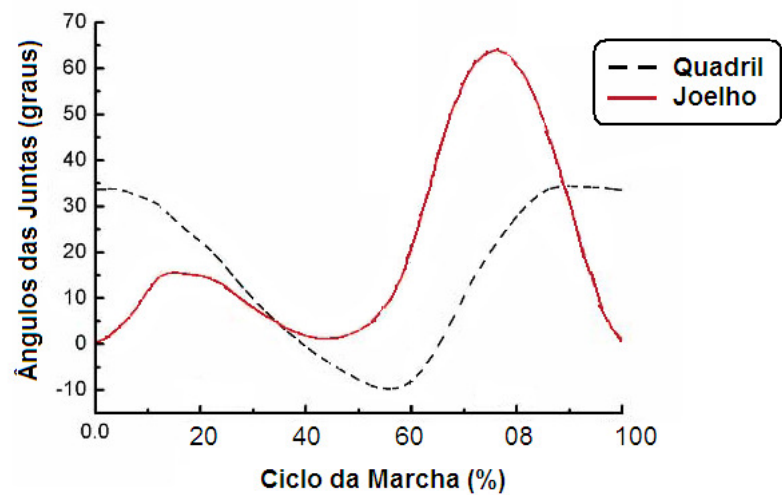


Figura 3.11: Ângulos das juntas dos membros inferiores versus a porcentagem do ciclo da marcha [Dollar & Herr 2007].

3.2 Exoesqueletos e Órteses

Com a constante e crescente preocupação em proporcionar conforto, segurança e autonomia, vários grupos de pesquisas usam diversas tecnologias disponíveis hoje para melhorar a vida de portadores de deficiência locomotora.

Materiais compósitos, computadores embarcados, uma grande variedade de sensores e a robótica são exemplos típicos das novas tecnologias que surgem e são largamente empregadas para desenvolver inúmeros dispositivos para auxílio a locomoção e reabilitação de pacientes.

Atualmente, existe uma classificação feita por Pons [Pons 2008] sobre alguns dispositivos modernos destinados a ajudar a locomoção, tais equipamentos são comumente chamados de Wearable Robots (WR), cuja tradução é robôs que podem ser vestidos. Esta classificação leva em conta a influência do robô na realização do movimento do usuário.

- Próteses Robóticas (*Prosthetic Robots*): Aparelho eletromecânico que substitui membros amputados.
- Exoesqueletos robóticos amplificadores de força (*Limb-Empowering Robotics Exoskeletons*): Originalmente chamados de extenders, [Kazerooni 1989], são definidos como uma classe de robôs que complementa o corpo humano, aumentando a capacidade de operação do mesmo;
- Órteses Robóticas (*Orthotic Robots*): Estrutura mecânica que reproduz algumas funções de membros do corpo humano com o propósito de restaurar a perda de movimentos.

3.2.1 Exoesqueletos

Originalmente, o termo exoesqueleto refere-se ao esqueleto externo que suporta o corpo de animais invertebrados, como a concha dos moluscos, ou como a carapaça dos artrópodes. Então, adotou-se o uso deste termo para citar os equipamentos eletromecânicos que revestem o corpo humano, ou parte dele, usados para aumentar a capacidade de transportar cargas mais pesadas, diminuir os esforços de uma corrida ou caminhada, saltar mais alto e proteger o corpo contra quedas e tombos. Este dispositivo é composto por uma estrutura externa ao corpo humano dotada de atuadores nas articulações dos membros e um sistema de controle. Todavia, este equipamento necessita que o usuário realize algum movimento, mesmo que pequeno, para que o exoesqueleto possa amplificá-lo.

Em 1960, no Mihailo Pupin Institute em Belgrado, Miomir Vukobratovic iniciou uma pesquisa pioneira em um novo tipo de estrutura conhecida por exoesqueleto (Ver Figura 3.12). O trabalho teve início com um dispositivo passivo utilizado para fazer apenas leituras cinemáticas da caminhada humana através de sensores localizados nas juntas. Com o progresso da pesquisa, foram acoplados à estrutura atuadores hidráulicos.

No ano 2000 o Departamento de Defesa dos Estados Unidos lançou um programa chamado EHPA (*Exoskeleton for Human Performance Augmentation*) com a intenção de desenvolver um exoesqueleto para fins militares. Diversos grupos de pesquisas se candidataram para poder realizar esse projeto, mas, foram selecionadas somente a Universidade Berkeley, Califórnia e a Sarcos Research Corporation.

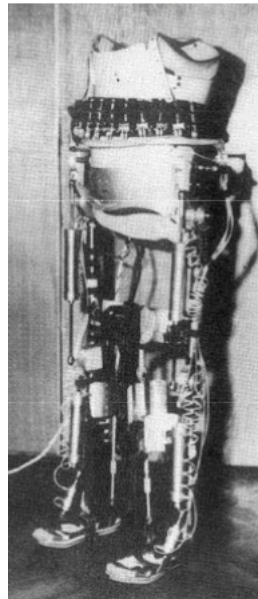


Figura 3.12: Exoesqueleto, Universidade de Wisconsin [Dollar & Herr 2007].

Um dos projetos mais completos sobre exoesqueletos foi apresentado em 2003 pela Universidade da Califórnia em Berkeley (UC Berkeley) chamado de BLEEX (Berkeley Lower Extrememity Exoskeleton). O mecanismo é composto por uma estrutura mecânica externa fixada a diversas partes do corpo humano através de cintas elásticas. Este exoesqueleto tem uma mochila nas costas do usuário contendo um motor de combustão e um reservatório de combustível, além de um compartimento para transporte de carga extra (Ver Figura 3.13). Para amplificar os esforços e realizar os movimentos, o dispositivo usa atuadores hidráulicos. Dispõe também de uma fonte híbrida de energia, que gera eletricidade para alimentar o sistema computacional e uma bomba hidráulica para acionar os atuadores [Chu et al. 2005].

Para que o usuário controle o BLEEX, basta apenas que ele ande normalmente, pois não se utiliza teclado, joystick ou outro tipo de dispositivo. O sistema embarcado dotado de uma rede de sensores calcula a melhor forma de distribuir o peso para facilitar a caminhada e manter o equilíbrio ao transportar a carga, gerando os sinais de controle para os atuadores. Em testes de laboratório, voluntários carregaram pesos de até 35 quilos com o mesmo esforço que fariam para carregar dois quilos.

Em 2005, a Universidade de Berkeley aperfeiçoou seu projeto e desenvolveu uma estrutura mais leve, cerca de 14 Kg, com capacidade para transportar uma carga extra de aproximadamente 70 Kg, o dobro da capacidade em relação ao modelo anterior, com uma autonomia maior e velocidade de caminhada de aproximadamente 2,2 m/s contra 0,83 m/s do modelo anterior. O desafio dos pesquisadores da UC Berkeley é diminuir ainda mais o peso do exoesqueleto, aumentar sua autonomia e sua capacidade de transporte de cargas, aperfeiçoar o sistema de controle e a segurança do equipamento. Todas estas modificações são importantes, já que o projeto é patrocinado pela agência de pesquisa do departamento de defesa dos EUA, que busca meios de aumentar o desempenho de seus



Figura 3.13: Exoesqueleto, Universidade de Berkeley [Berkeley 2007].

soldados no campo de batalha.

Paralelamente ao projeto desenvolvido pela Universidade de Berkeley, a empresa Sarcos, especializada em robótica, sistemas microeletromecânicos, dispositivos médicos, membros artificiais e exoesqueletos, desenvolveu o seu exoesqueleto chamado de XOS com a mesma finalidade do BLEEX e com um projeto bastante semelhante, usando inclusive atuadores hidráulicos e um motor de combustão interna para acionar a bomba hidráulica.

A grande vantagem do XOS está no fato de ser um exoesqueleto completo, atua nos membros inferiores e superiores, já o BLEEX tem somente a força dos membros inferiores amplificada.

Testes realizados em 2005 pela Sarcos Research mostraram que seu protótipo foi capaz de carregar 85 Kg, 15 Kg a mais que seu concorrente, e após aperfeiçoada poderá ser usada pelos soldados do exército americano nos combates para carregar armas mais pesadas ou até mesmo para transportar soldados machucados.

Recentemente a empresa japonesa Cyberdyne divulgou o lançamento de um exoesqueleto alimentado por baterias recarregáveis batizado por HAL (Hybrid Assistant Limb) com a finalidade principal de auxiliar idosos e pessoas com deficiência motora. Este exoesqueleto tem uma autonomia média de uso de até 2 horas e 40 minutos. O projeto foi idealizado pelo engenheiro japonês Yoshiyuki Sankai [Sgarbi 2008].

A estrutura é feita de ligas metálicas e polímeros e pesa aproximadamente 15 quilos. Este exoesqueleto auxilia os movimentos dos membros superiores e inferiores como mostra a Figura 3.15. Em cada articulação (cotovelo, joelho, ombro e quadril) existem atuadores elétricos e uma gama de sensores responsáveis por medir os ângulos de cada junta, o peso do objeto a ser carregado e o torque do motor naquele instante, essas informações são enviadas ao sistema embarcado que calcula a força que será executada pelos atuadores. Os movimentos são realizados pela captação de sinais mioelétricos do corpo



Figura 3.14: Exoesqueleto desenvolvido pela Sarcos, [Autotechjunkies 2008].

do usuário.

A idéia central da estrutura desenvolvida por Sankai, mesmo que para fins diferentes se aproxima bastante do exoesqueleto desenvolvido pela universidade de Berkeley, pois a função principal de ambas é a de amplificar forças, portanto, não são aplicadas a pessoas sem movimentos nos membros inferiores. A importante característica mostrada do trabalho de Sankai é o domínio na técnica de captação de sinais mioelétricos.

Um exoesqueleto completo projetado para atuar nas juntas dos membros inferiores e superiores com atuadores pneumáticos e sistema de controle alimentado por baterias recarregáveis foi desenvolvido por Keijiro Yamamoto do Instituto Kanagawa de Tecnologia de Atsugi no Japão. Este protótipo permite, por exemplo, que um enfermeiro leve nos braços um paciente com 85 Kg sem se cansar [Guizzo & Goldstein 2005]. A Figura 3.16 mostra uma pessoa levantando um peso com auxílio do exoesqueleto.

3.2.2 Órteses

Desde o tempo do filósofo Hipócrates, já se utilizava mecanismos rústicos feitos de madeira para auxiliar ou corrigir os movimentos, que sejam de um braço, perna ou outra parte do corpo humano.

Órtese pode ser definida como um aparelho externo projetado para compensar a fraqueza ou a ausência de função muscular ou para impedir a ação direta dos músculos espásticos.

A finalidade preliminar de uma órtese é melhorar funcionalidades como: aplicar ou



Figura 3.15: HAL - Hybrid Assistant Limb, [Sgarbi 2008].

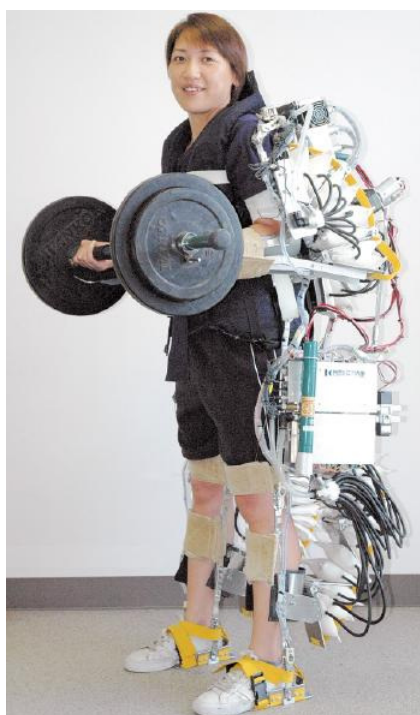


Figura 3.16: Exoesqueleto Kanagawa, [Guizzo & Goldstein 2005].

subtrair forças do corpo de maneira controlada para proteger uma determinada parte, restringir ou alterar o movimento para impedir ou corrigir uma deformidade, e compensar uma deformidade ou fraqueza.

As órteses são classificadas em relação às partes do corpo sobre as quais elas reagem:

- AFO (do inglês *Ankle and Foot*), é a órtese que atua no tornozelo e pé, Fig. 3.17.
- KAFO (do inglês *Knee, Ankle and Foot*) é a órtese que atua no grupo joelho, tornozelo e pé, Fig. 3.18.
- HKAFO (do inglês *Hip, Knee, Ankle and Foot*) atua no quadril, joelho, tornozelo e pé, Fig. 3.19.



Figura 3.17: Exemplo de uma órtese passiva tipo AFO feita com fibra de carbono [Speck & Klaue 1998].

Pode-se também classificar as órteses em passivas e ativas.

Órteses Passivas

As primeiras órteses que surgiram foram as chamadas órteses passivas, pois não possuíam nenhum tipo de atuador acionado por comandos elétricos. Seu funcionamento depende totalmente do movimento do paciente ou é usada para restringir algum movimento.

Em decorrência das grandes guerras mundiais, um enorme contingente de soldados e civis envolvidos nos conflitos foram feridos ou tiveram membros do corpo mutilados. A partir dessa realidade surgiram vários programas de pesquisa para o uso de membros artificiais e para auxílio à reabilitação [Filippo 2006].

Usuários de órteses e próteses passivas se beneficiaram com as pesquisas no campo da ergonomia, biomecânica, fisioterapia e terapia ocupacional que aumentaram o conforto, a qualidade, a leveza e a resistência. Equipes de pesquisa vêm trabalhando de forma integrada através de grupos multidisciplinares que desenvolvem equipamentos para auxiliar os portadores de necessidades especiais a terem maior independência, melhorando assim a qualidade de vida destes indivíduos.

A Figura 3.20 mostra um exemplo de órtese passiva convencional.



Figura 3.18: Exemplo de uma órtese passiva tipo KAFO feita em alumínio revestido, [Orthotic 2009].



Figura 3.19: Exemplo de uma órtese passiva tipo HKAFO, [Michigan 2009].



Figura 3.20: Órtese passiva de reação ao solo, [ITA 2009].

Órteses Ativas

Diferente das órteses passivas, as órteses ativas utilizam atuadores de diversos tipos controlados por sinais elétricos. Inicialmente, as órteses ativas eram basicamente desenvolvidas a partir das órteses passivas com o intuito de reproduzir de forma mais fidedigna os movimentos antropomórficos² para auxiliar no processo de reabilitação de pacientes. Exercícios físicos de reabilitação funcional, usando órteses ativas são muito úteis na fase de recuperação, pois os movimentos gerados pela órtese estimulam o sistema nervoso central a reaprender os movimentos perdidos ou parcialmente perdidos.

A primeira referência de uma órtese ativa data de 1935, ver Figura 3.21.[Dollar & Herr 2007].

A primeira órtese ativa controlável data de 1942. O movimento da estrutura era realizado pelo acionamento de atuadores hidráulicos. Os atuadores eram conectados a um sistema que realizava o posicionamento das juntas em ângulos aproximados aos do ciclo da marcha humana. As primeiras órteses ativas, apesar de mecanicamente funcionais eram desconfortáveis, pesadas e com pouca ou quase nenhuma autonomia, o que praticamente impossibilitava seu uso em aplicações médicas comerciais.

Uma interessante abordagem para contornar a dificuldade do peso e portabilidade das órteses ativas foi apresentada pelos pesquisadores da Universidade Sogang em Seoul, Korea, ver Figura 3.22. O dispositivo consiste em uma estrutura que atua no quadril, joelho, tornozelo e pé acoplada a uma base móvel onde ficam localizadas as baterias e o sistema embarcado responsável por controlar os movimentos da órtese, permitindo uma grande redução de peso sobre o paciente [Dollar & Herr 2007]. Entretanto, esse mecanismo possui uma série de limitações, entre elas, a impossibilidade de subir e descer degraus de uma escada.

²Semelhante aos movimentos realizados pelo corpo humano

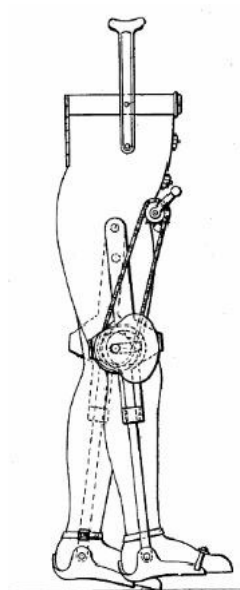


Figura 3.21: Órtese com sistema “wind-up” [Dollar & Herr 2007].



Figura 3.22: Órtese e base andador, Universidade Sogang, Korea [Dollar & Herr 2007].

Recentemente, a empresa Israelita Argo Medical Technologies desenvolveu uma órtese ativa que ajudará pessoas paraplégicas a movimentarem-se e realizar tarefas do cotidiano como caminhar, subir e descer escadas e sentar [Technologies 2008]. Ver Figura 3.23.



Figura 3.23: Exoesqueleto REWALK, Argo Medical Technologies [Technologies 2008].

A órtese, denominada ReWalk, foi desenvolvida por Amit Goffer, diretor da Argo Medical e inventor da idéia, é constituída por motores de corrente contínua, baterias recarregáveis, suporte para os membros inferiores, um conjunto de sensores que interagem com o usuário e com o sistema de controle. São usadas muletas pelo usuário para manter a estabilidade, segurança da caminhada e distribuir o peso total.

Os comandos necessários para que a órtese realize os movimentos são enviados por um bracelete, contendo uma série de botões representando todo o conjunto de movimentos que este equipamento pode realizar, fixado ao pulso do usuário, o sinal é enviado para o sistema embarcado via ondas eletromagnéticas.

Atualmente, existem vários grupos espalhados pelo mundo desenvolvendo pesquisas sobre órteses ativas. Serão apresentados resumidamente alguns desses trabalhos.

Pesquisadores da Universidade Ochanomizu em Tokyo, Japan, desenvolveram uma órtese ativa para membros inferiores com dois graus de liberdade acionada por motores de corrente contínua nas juntas do joelho do quadril. Testes com este dispositivo mostraram que todos os pacientes conseguiram andar sem cair. Os atuadores do joelho e do quadril

serviram para aumentar a velocidade da marcha e o comprimento do passo [Ohta 2007].

O instituto de engenharia da computação e microeletrônica da Universidade de Tecnologia em Berlim na Alemanha construiu uma órtese ativa que atua na articulação do joelho realizando os movimentos de flexão e extensão para auxiliar pessoas a subir escadas, caminhar, levantar e sentar [Fleischer et al. 2005]. Para acionar os atuadores da órtese, o sistema embarcado usa o sinal mioelétrico captado por sensores na perna do usuário, e após ser processado, o controlador envia o sinal de controle para os atuadores elétricos. A Figura 3.24 mostra o protótipo desta órtese. Os movimentos da articulação do joelho são realizados através de um motor CC e transmissão por parafusos de esferas recirculantes [Fleischer & Hummel 2006].

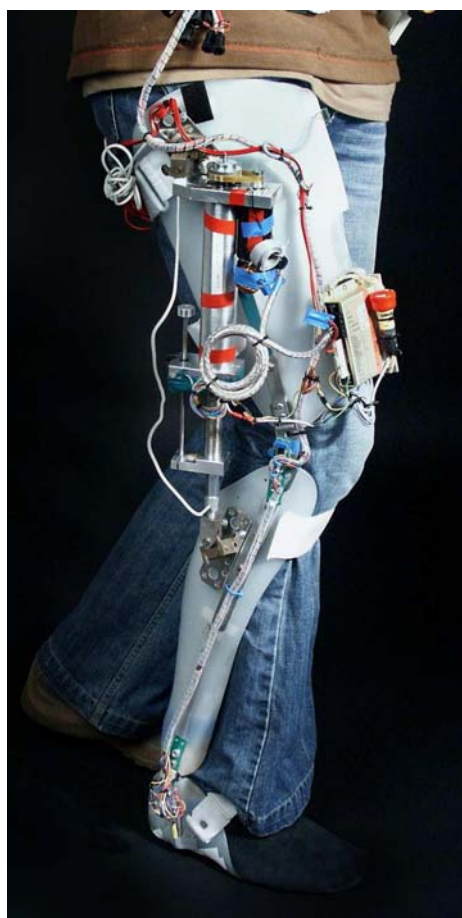


Figura 3.24: Órtese ativa com atuação no joelho, Universidade de Tecnologia de Berlim, [Fleischer et al. 2005].

A Escola Federal Politécnica de Lausanne (EPFL), França, desenvolveu um protótipo de órtese ativa para realizar a flexão e extensão da junta do joelho com o uso de motores elétricos, ver Figura 3.25. O torque no joelho e a posição angular são medidos e enviados em tempo real para o controlador. Os experimentos foram realizados em pessoas saudáveis e não saudáveis [Schmitt et al. 2004].

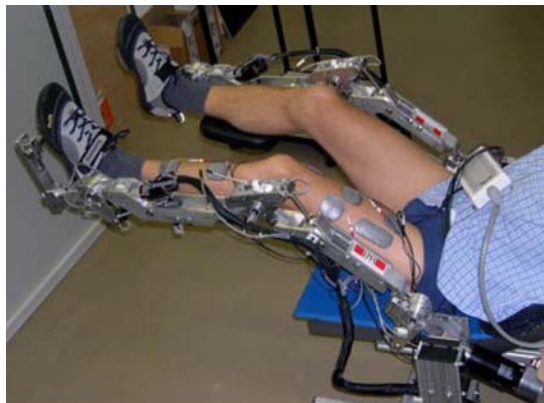


Figura 3.25: Órtese ativa desenvolvida na Escola Federal Politécnica de Lausanne, França, [Schmitt et al. 2004].

Pesquisadores do laboratório de Robótica e Mecatrônica da Universidade Northeastern, Boston-USA, desenvolveram uma órtese para movimentar a articulação do joelho usando dois atuadores por fluido eletro-reológico³, ver Fig. 3.26. Esta Órtese ativa possui um atuador de cada lado da junta, preso por uma estrutura e fixada na perna do paciente através de cintas elásticas [Mavroidis et al. 2005].

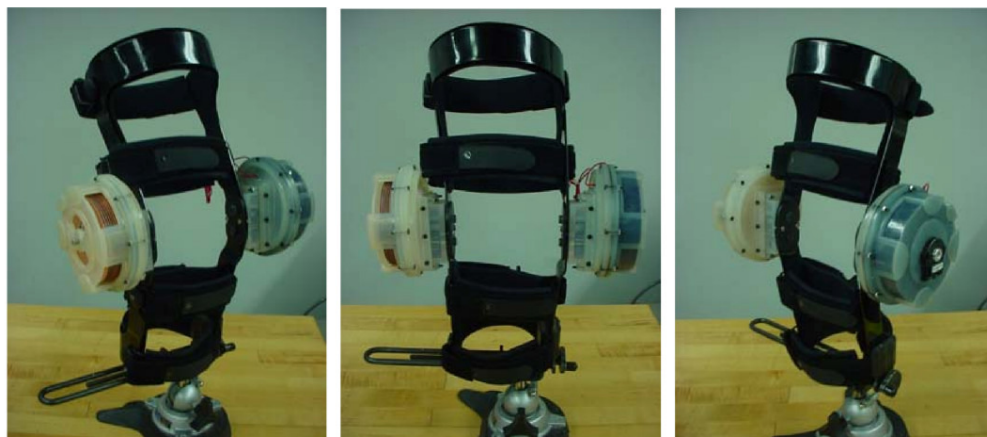


Figura 3.26: Órtese ativa desenvolvida na Universidade Northeastern, [Mavroidis et al. 2005].

Outro grupo de pesquisadores da universidade Denkai em Tóquio está desenvolvendo uma órtese para os membros inferiores com atuadores hidráulicos, ver Figura 3.27. Este

³Fluido com partículas microscópicas em suspensão que apresenta um aumento na resistência ao cisalhamento ao ser permeado por um campo elétrico externo.

dispositivo realiza exercícios de caminhada em pacientes com bastante conforto, pois reproduz os movimento antropomórficos de um humano saudável [Saito 2005].



Figura 3.27: Órtese ativa com atuadores hidráulicos desenvolvida na Universidade Denkai, [Saito 2005].

Pesquisadores da Universidade de Salford desenvolveram uma órtese ativa para membros inferiores com dez graus de liberdade. A Figura 3.28 mostra as juntas que são atuadas por músculos pneumáticos, tais atuadores tem a vantagem do baixo peso e de uma maior flexibilidade [Costa & Caldwell 2006].

Pesquisadores do departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Delaware, EUA, desenvolveram uma órtese ativa chamada de ALEX (Actively driven Leg Exoskeleton). A Figura 3.29 mostra este dispositivo que tem atuadores elétricos no quadril e nas articulações dos joelhos para auxiliar usuários durante a caminhada. Por enquanto ele está sendo testado apenas em indivíduos saudáveis e demonstrou sucesso em treiná-los a andar de forma diferente da sua marcha natural [Agrawal 2007].

Órteses ativas para membros inferiores estão sendo usadas para fins fisioterápicos. A Figura 3.30 mostra uma versão robotizada da plataforma terapêutica que recentemente foi comercializada pela empresa européia Hocoma [Lokomat 2009]. Esta empresa fundada em 1996 é líder mundial em terapia de reabilitação usando dispositivos robóticos e já vendeu mais de 100 unidades da plataforma de reabilitação em todo o mundo.

Atualmente no Brasil, tem-se conhecimento de uma órtese Tornozelo - Pé ativa que está sendo desenvolvida pela Escola de Engenharia de São Carlos - SP [Jardim & Siqueira 2008].



Figura 3.28: Órtese desenvolvida pela Universidade de Salford com músculos pneumáticos, [Costa & Caldwell 2006].

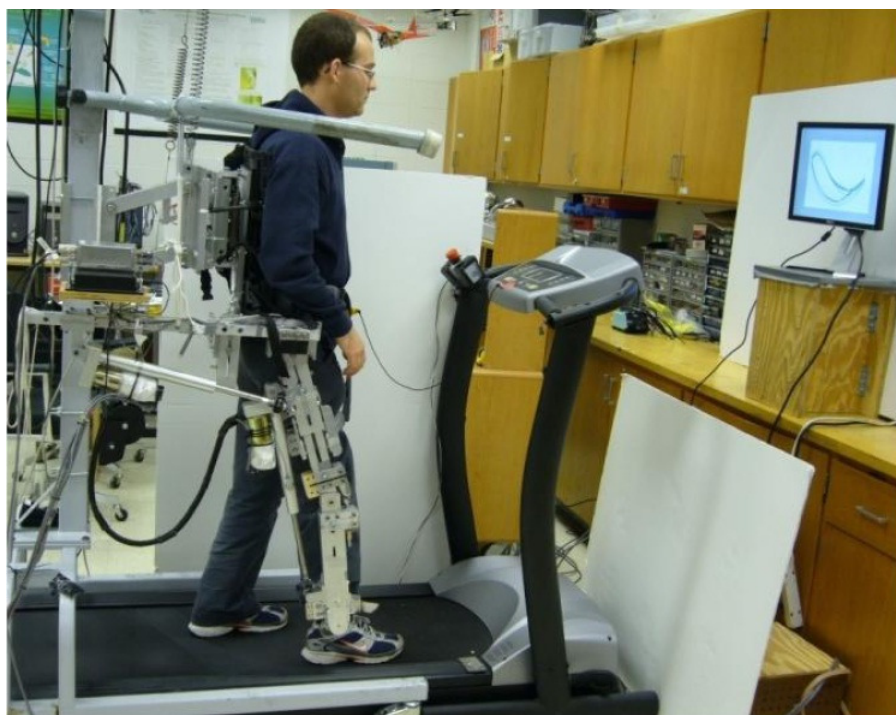


Figura 3.29: Paciente fazendo testes com a órtese ativa ALEX, [Banala et al. 2007].

3.2.3 Conclusões

Neste capítulo foi feita uma breve introdução sobre os conceitos da biomecânica do corpo humano para então falar sobre os exoesqueletos e as órteses que estão sendo construídas ao redor do mundo. Os exoesqueletos e principalmente as órteses apresentadas, serviram como base para o desenvolvimento do projeto, tentando aproveitar, dentro das limitações técnicas e financeiras, o melhor de cada projeto realizado. Dentre todos os trabalhos listados anteriormente o que mais se aproximou desta proposta foi a órtese desenvolvida pela empresa Israelita Argo Medical Technologies, especialista em tecnologia aplicada à medicina, pois a principal finalidade do protótipo construído pelo grupo de Robótica e Sistemas Dedicados do DCA/UFRN é o uso por pacientes que não tenham os movimentos nos membros inferiores.

Os exoesqueletos fabricados pela universidade de Berkeley e a empresa japonesa Cyberdyne não podem ser utilizados por pessoas com alguma paraplegia ou perda dos movimentos dos membros inferiores, pois elas são aplicadas somente para ampliar as forças dos membros e não para corrigir ou reproduzir movimentos. O que se pode aproveitar desses dois grandes projetos são as técnicas de uso e análise de sinais elétricos produzidos pelo corpo do usuário e captados pelo sistema eletrônico. Outra semelhança entre o trabalho da Argo Medical Technologies e o do grupo de Robótica e Sistemas Dedicados do DCA/UFRN foi na escolha dos motores elétricos CC como atuadores, visto que muitos outros grupos de pesquisas construíram seus protótipos usando atuadores hidráulicos ou sistemas de cabo tensionados por músculos artificiais pneumáticos para realizar



Figura 3.30: Plataforma de Reabilitação Robótica comercializada por Lokomat, [Lokomat 2009].

os movimentos.

Capítulo 4

Projeto da Órtese Ativa Proposta

Este capítulo apresenta o projeto da órtese ativa para os membros inferiores, descrevendo os requisitos do projeto, a construção e principais características da estrutura mecânica. Em seguida apresenta a especificação e escolha dos dispositivos que fazem parte da eletrônica embarcada.

4.1 Especificações Gerais

A principal aplicação para a órtese ativa para os membros inferiores é permitir que pessoas sem movimentos nas pernas possam se locomover com um padrão de marcha semelhante a um indivíduo saudável. Nesta primeira versão, o protótipo permite apenas movimentos no plano sagital. A articulação do joelho e do quadril são capazes de realizar o movimento de extensão e flexão. Dessa forma, a órtese é capaz de fazer com que o usuário possa sentar e levantar, caminhar em linha reta, subir e descer escadas. Os demais movimentos de rotação em torno do pé ou da perna, necessários para fazer curvas durante a marcha, de ficar na ponta do pé, os movimentos de abdução e adução da perna não serão realizados por este protótipo nesta etapa de desenvolvimento.

Para auxiliar no equilíbrio durante a utilização da órtese o usuário poderá usar um par de muletas do tipo canadense, que além de distribuir melhor o peso, serve também para realizar curvas durante o ciclo de marcha, mesmo que de forma não antropomórfica.

O mecanismo foi projetado inicialmente para pessoas com peso entre 50 e 60 Kg e altura entre 1,55 e 1,65 m. O peso máximo estipulado para o protótipo é de 17 Kg, incluindo o sistema eletrônico embarcado, a estrutura mecânica e as baterias. O sistema de alimentação elétrica deve ser capaz de fornecer uma autonomia de uso contínuo de aproximadamente 40 minutos.

Todos os movimentos da marcha são selecionados por uma interface homem-máquina que envia os comandos de alto nível via porta USB para o computador embarcado. A princípio, usa-se um teclado com um conjunto de botões com funções definidas, podendo evoluir posteriormente para comando de voz, sinais de eletroencefalograma ou sinais mioelétricos. Por sua vez, o computador embarcado é responsável por interpretar esses comando e enviar os ângulos de referência para a placa controladora dos atuadores.

4.1.1 Requisitos e especificações da Estrutura Mecânica

Como se trata de uma estrutura com características pseudo-antropomórficas foi necessário antes de iniciar a construção do protótipo, conhecer os conceitos básicos sobre a biomecânica da marcha humana, e também, levantar dados antropométricos¹, principalmente as dimensões dos membros inferiores, suas massas, o ângulo gerado pela articulação do joelho e o ângulo entre a coxa e o tórax de um humano, durante uma caminhada com padrão de marcha saudável. Adotou-se inicialmente como referência para o dimensionamento da estrutura da órtese, um indivíduo com peso entre 50 kg e 60 kg e altura entre 1,55 metros e 1,65 metros. Esta relação entre o peso ideal e a altura especificada no projeto foi baseada no índice de massa corporal de uma pessoa com peso adequado à sua altura. Na Tabela 4.1 estão as massas das diversas partes do corpo; tais informações são disponibilizadas em NASA [NASA 1995].

Na Tabela 4.2, de acordo com (Winter, 1991), as medidas dos segmentos dos membros inferiores do corpo humano que foram utilizadas na elaboração do projeto da órtese, podem ser simplificadas por certa relação com a altura do indivíduo, neste caso, com base em uma pessoa de 1,60 m de altura.

Tabela 4.1: Massa das partes do corpo para uma pessoa de 60 Kg.

Partes do corpo	Massa (kg)
Cabeça	3,72
Pescoço	0,82
Tronco	17,82
Abdômen	10,02
Membros superiores	5,70
Coxas	14,66
Panturrilha	5,82
Pés	1,46
Total	60,00

Tabela 4.2: Dimensões dos membros inferiores do corpo humano para um indivíduo de 1,60 m de altura.

Segmento	Tamanho (m)
Quadril-Joelho	0,38
Joelho-Tornozelo	0,38

O protótipo de uma órtese ativa para membros inferiores é um mecanismo basicamente constituído por um conjunto de estruturas rígidas unidas por juntas rotacionais. Por enquanto o protótipo só dispõe de atuadores nas juntas do joelho e nas juntas coxofemorais, deixando as articulações do tornozelo com juntas passivas, que não serão abordadas neste trabalho. Cada articulação possui apenas um grau de liberdade, sufici-

¹Conjunto de informações relativas as medidas do corpo humano ou suas partes

ente para produzir os movimentos de extensão e flexão em ambas as juntas, possibilitando o usuário caminhar em linha reta, subir e descer degraus, sentar e levantar.

A Figura 4.1 mostra os ângulos das juntas usados nesse trabalho e a Figura 4.2 ilustra o desenho da estrutura mecânica em CAD do protótipo desenvolvido.

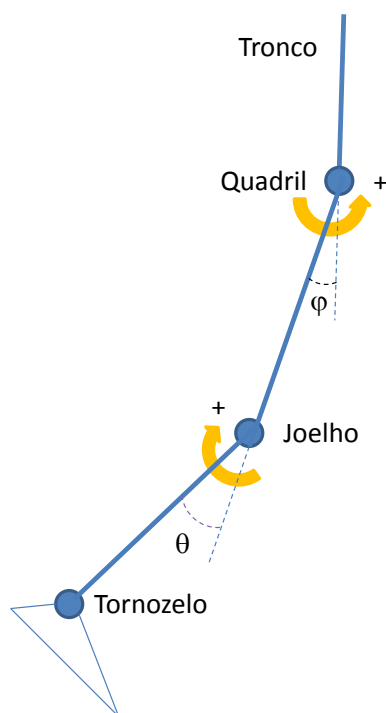


Figura 4.1: Ângulos relativos nas articulações de uma perna do protótipo.

Para o caso específico desse protótipo, o ângulo θ varia de 0° até 90° , já o ângulo ϕ varia de -13° até 90° .

Os ângulos de flexão e extensão desenvolvidos pelas juntas do joelho e do quadril de uma pessoa caminhando com um padrão de marcha normal, baseados na Figura 4.1 e 4.2, são mostrados na Tabela 4.3 comparados com os ângulos máximos que o protótipo consegue realizar. Os valores dos ângulos da marcha humana foram extraído da Figura 3.11.

De acordo com a Tabela 4.3 as articulações do protótipo são capazes de realizar os ângulos desenvolvidos pelas juntas durante uma marcha normal.

Foram colocados fins de curso mecânicos para garantir que as articulações da estrutura não ultrapassem os ângulos limites, evitando danos ao dispositivo e acidentes indesejáveis.



Figura 4.2: Desenho da estrutura mecânica da órtese em CAD.

Tabela 4.3: Valores dos ângulos relativos das articulações durante a marcha.

Tipo de movimento	Marcha Humana	Ângulo Máximo do protótipo
Flexão do quadril	32,5°	90°
Extensão do quadril	-10,5°	-13°
Flexão do joelho	73,5°	90°

Para determinar as dimensões dos segmentos da órtese foram usados os valores da Tabela 4.2, todavia, visando aumentar o conforto e um melhor ajuste com o usuário foi acrescentada no protótipo uma regulagem do comprimento nos segmentos dos membros inferiores como mostra a Figura 4.3. A Tabela 4.4 mostra a variação máxima e mínima de tamanho que a órtese pode ter. A estrutura é fixada confortavelmente ao indivíduo através de calhas de plástico e cintas com velcro localizadas em pontos da perna e também do tórax como mostra a Figura 4.4.

O peso máximo estipulado para a órtese somado ao peso máximo do usuário é de aproximadamente 77,0 Kg, com base nessa informação inicial foi possível escolher os materiais que poderiam ser usados para construir a estrutura mecânica. Devido a leveza, boa



Figura 4.3: Regulagem do comprimento da órtese.



Figura 4.4: Calhas de polipropileno usadas para fixar a órtese no usuário.

Tabela 4.4: Possibilidades de ajustes nos segmentos da perna.

Segmento	Tamanho máx. (cm)	Tamanho mín. (cm)	Nº de ajustes possíveis
Quadril-Joelho	46	38	6
Joelho-Tornozelo	46	38	6

resistência mecânica e disponibilidade local de matéria prima, o alumínio em forma de chapa, com dimensões padronizadas, foi escolhido para construir a estrutura, juntamente com parafusos de aço e peças em nylon. A Figura 4.5 mostra o protótipo construído.

Muitos outros materiais poderiam ser usados para construir a estrutura, compósitos como fibra de carbono e outras fibras, duralumínio que é uma liga metálica especial de alumínio, mais resistente e mais leve que o próprio alumínio e muito utilizada na aviação, ligas de níquel molibdênio e outras ligas a base de titânio.

Todavia, a escolha desses materiais só seria justificada se o custo do projeto não fosse um fator preponderante, pois todos eles agregam a vantagem do baixo peso e de uma resistência mecânica elevada em comparação com alumínio comum. Os pontos negativos são: a grande dificuldade ou até mesmo a impossibilidade de obtenção desses materiais no mercado local e um custo bastante elevado.

4.1.2 Torques nas juntas do joelho

Esta subseção apresenta os cálculos de força e torque na junta do joelho necessários para movimentar a articulação. Para o dimensionamento correto da estrutura mecânica da órtese é necessário uma compreensão básica de biomecânica. O corpo humano é sujeito a um sistema de forças, sejam elas dinâmicas ou estáticas. A maioria das forças aplicadas nos segmentos do corpo afeta a rotação, isso é, inibem ou modificam os movimentos rotatórios sobre as articulações.

Com base nas Tabelas 4.1, 4.2 e 4.4, e nas dimensões do protótipo, foi montado um diagrama de corpo livre aplicando as forças e torques presentes no movimento que uma pessoa faz ao levantar de uma posição sentada. A configuração inicial está definida com o segmento do tornozelo-joelho perpendicular ao segmento joelho-tórax e segmento joelho-tórax perpendicular ao último segmento do protótipo como mostra a Figura 4.6. O objetivo aqui tratado é calcular o torque mínimo necessário para que o atuador realize o movimento de levantar, pois dentre todos os movimentos que a órtese é capaz de realizar, é justamente nesse movimento, e mais especificamente, na junta do joelho que é exigido o maior torque de acionamento. Por isso, todos os atuadores serão selecionados em função das forças e torques presentes na junta do joelho.

Para estes cálculos considerou-se, não o movimento antropomórfico do ato de levantar, mas somente, uma aproximação devido as restrições dos ângulos das juntas do joelho e do quadril.

Na resolução deste problema referente ao equilíbrio do corpo rígido, foram consideradas todas as forças que atuam sobre a estrutura, escolhendo o centro de giro da junta do joelho como sendo a referência (ponto A), e aplicando a equação do momento linear para

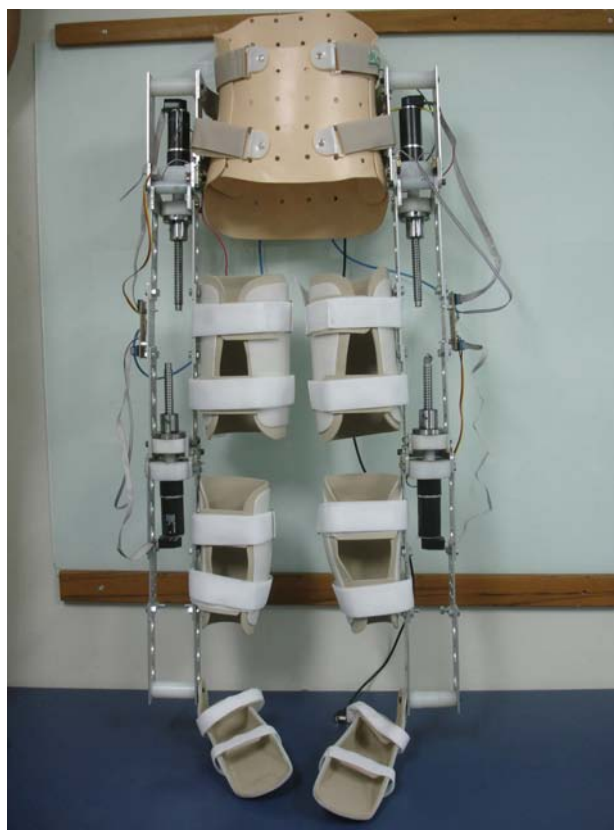


Figura 4.5: Imagem do protótipo da órtese ativa para membros inferiores desenvolvida pelo grupo de Robótica e Sistemas Dedicados do DCA/UFRN.

este ponto (Eq. 4.1) é possível determinar o torque mínimo requerido para fazer o segmento joelho-quadril girar em torno do ponto A mantendo o segmento joelho-tornozelo parado. Adotou-se o sentido anti-horário do momento linear como sendo positivo e θ é o ângulo relativo entre o segmento da órtese análogo ao tornozelo-jelho e o segmento joelho-quadril.

$$M_A = -F_1 \cdot \overline{AB} \cdot \sin \theta - F_2 \cdot \overline{AC} \cdot \sin \theta \quad (4.1)$$

$$\text{como } \overline{AC} = 2 \cdot \overline{AB}$$

$$M_A = -(F_1 + 2 \cdot F_2) \cdot \frac{\overline{AC}}{2} \cdot \sin \theta$$

F_2 é a força devido o somatório do peso do tronco, cabeça, membros superiores e o peso de parte da órtese que está fixada ao torác e a força F_1 é a soma do peso do segmento da estrutura mecânica relativo a coxa do usuário e o próprio peso das duas coxas. Todos os valores dos pesos dos membros foram retirados da Tabela 4.1.

O Gráfico 4.7 mostra a variação do momento M_A em função do ângulo θ para uma força $F_1 = 160,0N$ e $F_2 = 420,0N$, o comprimento do segmento \overline{AC} é igual a 0,40 m.

Pode-se constatar que momento linear no ponto A tem seu valor máximo na posição inicial ($\theta = 90^\circ$) e decai quando a órtese fica totalmente ereta ($\theta = 0^\circ$).

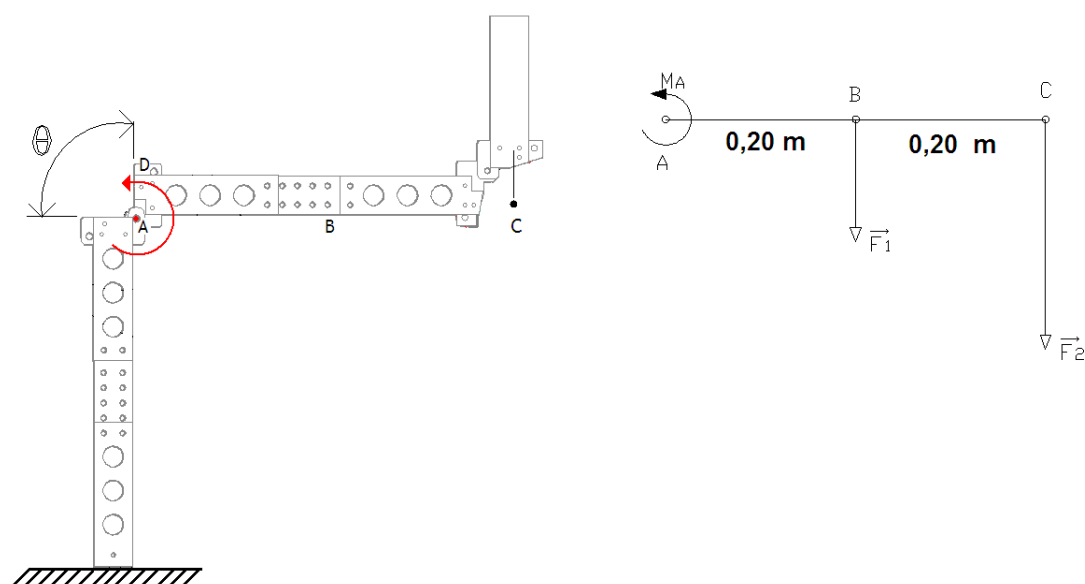


Figura 4.6: Diagrama de Corpo Livre.

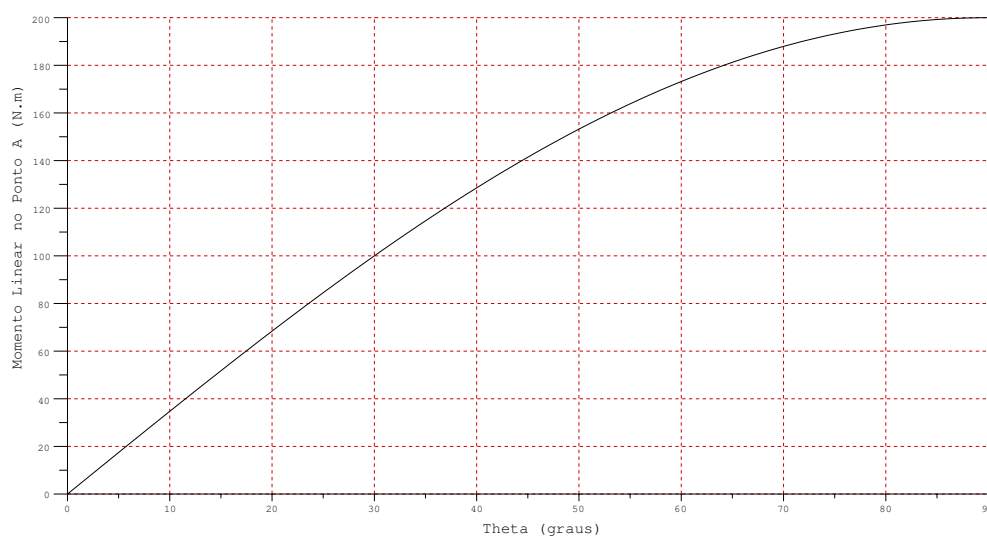


Figura 4.7: Variação do Momento no ponto A em função do ângulo da junta do joelho

4.1.3 Especificação do mecanismo de acionamento e atuadores

Alguns parâmetros cinemáticos relativos aos movimentos da junta do joelho, tomados como referência para o levantamento dos esforços, devem ser apresentados para contribuir na escolha do tipo do atuador. Uma importante variável cinemática definida foi a velocidade angular das juntas, visto que ela determina a velocidade com que a articulação do joelho e do quadril executa os movimentos de flexão e extensão, e por consequência a velocidade da marcha e dos outros movimentos que a órtese pode reproduzir. Estipulou-se que a velocidade angular teria um valor de $\frac{\pi}{3} \text{rad/s}$, velocidade necessária para variar o ângulo relativo θ de 0° até 90° em 1,5 segundos. Outra condição inicial determinada no projeto foi a precisão do posicionamento angular das juntas, ou seja, o atuador deve ter uma precisão mínima de aproximadamente 5° , isso se justifica pelo fato de que se o atuador não for capaz de posicionar a junta com ângulos pequenos, o mecanismo corre o risco de não reproduzir com uma maior fidelidade os movimentos antropomórficos.

O Capítulo 3 apresentou uma série de órteses e exoesqueletos que usavam diversos tipos de atuadores, entre estes, os mais citados foram os músculos pneumáticos, atuadores hidráulicos e os motores elétricos CC.

Devido a indisponibilidade no mercado local de músculos pneumáticos e seu elevado custo, além de não terem uma boa precisão no posicionamento, este tipo de atuador foi descartado logo de imediato. A segunda opção pensada foi usar os atuadores pneumáticos ou hidráulicos para realizar os movimentos das articulações, como esses atuadores também não têm precisão no posicionamento e para o seu funcionamento seria necessário um compressor de ar ou bomba hidráulica para acionar o êmbolo, e pelo fato do peso do sistema (atuadores, válvulas, mangueiras de conexão e compressor) ser um pouco elevado, optou-se por não adotá-los.

Em seguida, a escolha mais óbvia seria o uso de atuadores elétricos, como os motores CC, largamente empregados neste tipo de aplicação e de fácil obtenção no mercado com um custo relativamente baixo que depende da qualidade e da potência, além de se ter com este tipo de atuador uma boa precisão no posicionamento dos ângulos das juntas. O próximo passo foi definir como seria acoplado o motor elétrico na estrutura. O cálculo indicando o valor mínimo do torque no eixo de rotação da junta do joelho serviu para determinar a melhor posição para dispor o atuador. Para que um motor elétrico consiga ter alto torque e baixa rotação, geralmente, a forma mais fácil para se conseguir isso é colocando uma caixa de redução no motor, cuja função é reduzir a velocidade e aumentar o torque no eixo de saída mantendo praticamente constante a potência.

Obviamente, seria mais fácil acoplar o motor diretamente no eixo de rotação da junta, mas devido o alto torque requerido para executar tal movimento (aproximadamente 200,0 *N.m* como mostra a Figura 4.7), baixa velocidade angular, precisão no posicionamento angular e restrições de espaço físico, foi escolhido outro arranjo mecânico.

O modo escolhido para colocar o motor na estrutura foi com o seu eixo perpendicular ao eixo de rotação da junta. O motor foi fixado em uma parte da estrutura com o seu eixo acoplado a um fuso de esferas recirculantes com uma castanha que também está fixada a outra parte da estrutura. Ambas as partes giram em um ponto comum, esse ponto é exatamente o eixo de rotação da articulação. Como o motor é unido ao fuso, o movimento de rotação produzido pelo motor, faz com que a castanha do fuso tenha um deslocamento

linear ao longo do mesmo.

A castanha, que está fixa a uma parte da órtese, por sua vez, converte o movimento linear em rotacional no plano sagital. A Figura 4.8 mostra a conversão do movimento rotacional do fuso (peça 1) para o movimento linear da castanha (peça 2) e a Figura 4.9 mostra como o deslocamento da castanha ao longo do fuso produz um movimento rotacional na articulação (peça 3).

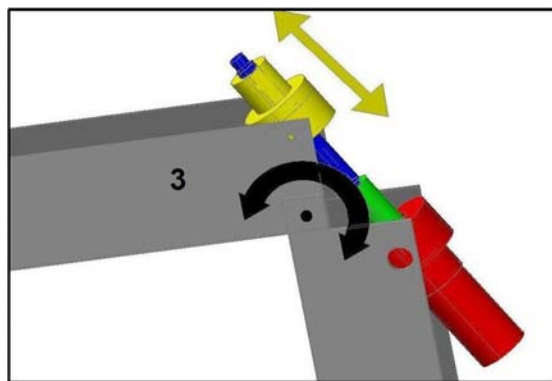
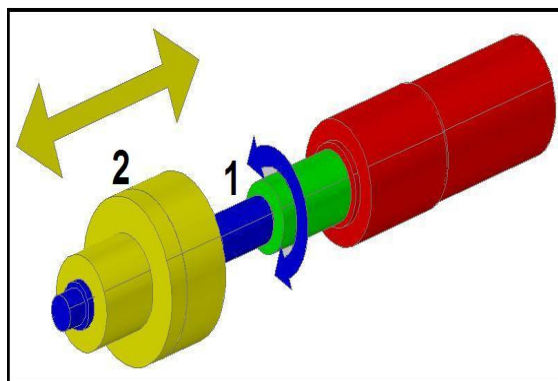


Figura 4.8: Movimento linear da castanha e o movimento rotacional do fuso.

Figura 4.9: Rotação da articulação e movimento linear da castanha.

O fuso de esferas recirculantes é usado neste projeto por ser um elemento de transformação de alta eficiência, geralmente usados para converter movimento de rotação em movimento linear e vice-versa, através de transmissão por esferas de aço alojadas no interior da castanha. O rendimento mecânico do fuso de esferas é superior a 90% em relação aos fusos de rosca convencionais. Decorre daí que o torque de acionamento necessário é menor, há redução na potência dos motores e menor consumo de energia, além de possuir maior durabilidade, movimento suave e silencioso, melhor precisão, menor coeficiente de atrito e alta rigidez mecânica. As maiores aplicações desses elementos são em máquinas ferramentas, máquinas de comando numérico computadorizado, dispositivos robóticos, aviação, máquinas industriais, elevadores, etc. A Figura 4.10 mostra o rendimento de um fuso de esferas recirculantes comparado ao de outro tipo de fuso. Todavia, este elemento se torna mais caro que os outros com rendimento inferior.

O comprimento e passo do fuso de esferas recirculantes juntamente com a rotação do motor, são responsáveis por garantir a velocidade angular para a articulação especificada anteriormente. Dada as dimensões geométricas da junta, para que a articulação varie o ângulo θ entre 0° até 90° é preciso que a castanha se desloque ao longo do fuso aproximadamente 8 cm, como o passo do fuso é igual a 5 mm/volta, para que a velocidade angular seja de $\frac{\pi}{3} \text{ rad/s}$ a castanha deve percorrer todos os 8 cm em 1,5 segundos, isso dá aproximadamente uma rotação do eixo da caixa de redução acoplada ao motor de 10.66 RPS (Rotações Por Segundo) ou 640 RPM (Rotações Por Minuto).

Devido a forma como a articulação é movimentada foi preciso determinar a força de tração ou compressão F_T que a castanha tem que fazer na parte da estrutura que ela está fixada para produzir a rotação desejada. Como dito anteriormente, a força F_T é responsável por produzir a rotação do segmento joelho-quadril em relação ao ponto A.

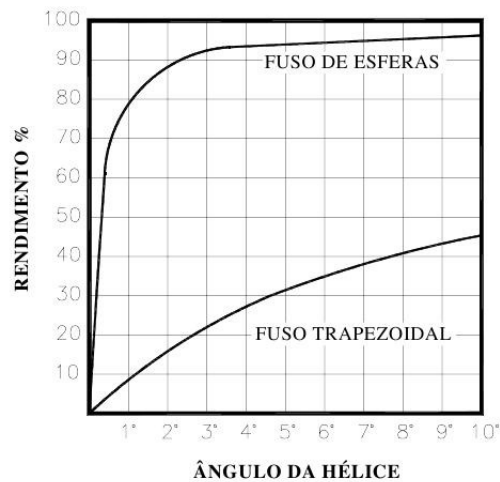


Figura 4.10: Rendimento do fuso de esferas recirculantes e de um fuso trapezoidal versus o ângulo de hélice, [LK 2008].

A força F_T é também a força linear mínima que a castanha exerce para que a junta se mova nesta configuração do diagrama de corpo livre. Para melhor visualizar a geometria da junta do joelho, a Figura 4.11 exibe uma ampliação correspondente ao desenho da Figura 4.6 na posição inicial e o diagrama de corpo livre, que mostra F_T , M_A e a distância d entre eles.

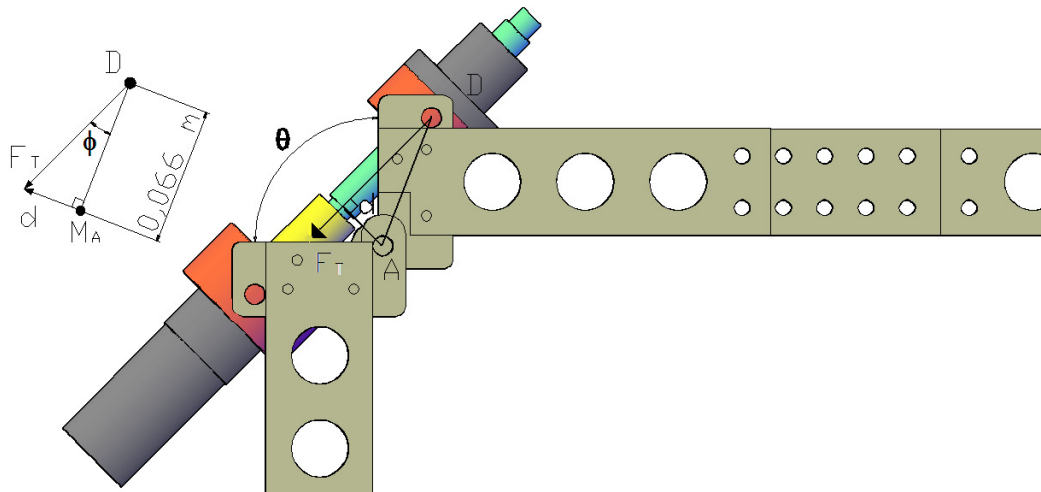


Figura 4.11: Diagrama de Corpo Livre para a força F_T e desenho em CAD da junta do joelho.

A Equação 4.2 mostra a relação matemática entre F_T , M_A e d e a Figura 4.12 mostra o valor de F_T em função de θ .

$$F_T = \frac{M_A}{d} = \frac{(F_1 + 2 \cdot F_2) \cdot \frac{\overline{AC}}{2} \cdot \sin \theta}{0.066 \cdot \cos \phi} \quad (4.2)$$

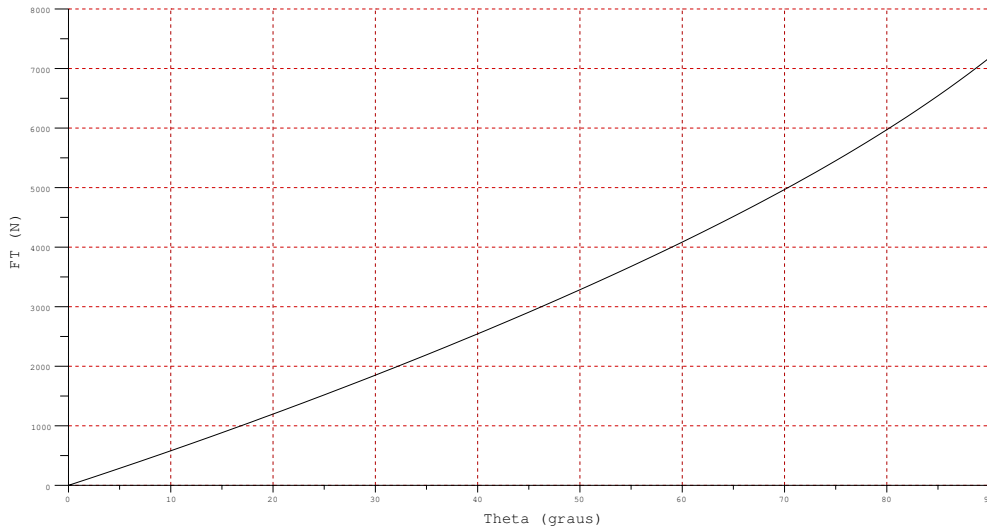


Figura 4.12: Variação da força de tração F_T atuando na castanha em função do ângulo da junta do joelho

O ângulo ϕ está diretamente relacionado ao θ pela seguinte relação: $\phi = \frac{40^\circ + \theta}{2}$. Esta relação é devida a geometria das peças que compõem a articulação do joelho.

Com base em F_T , pode-se calcular o torque de acionamento na transformação de movimento rotativo em movimento linear utilizando a Equação (4.3)

$$M_{Ta} = \frac{F_T \cdot P}{2000 \cdot \pi \cdot \eta} = \frac{F_T \cdot 5mm}{2000 \cdot \pi \cdot 0.9} \quad (4.3)$$

Onde M_{Ta} é o torque mínimo do motor necessário para movimentar a junta, P é o passo do parafuso e η é o rendimento do parafuso de esferas recirculantes informado pelo fabricante. A Figura 4.13 mostra a variação do torque do motor em função do ângulo θ .

O torque calculado pela Equação (4.3), para $\theta = 90^\circ$ vale aproximadamente 6,3 N.m, com isso, o motor deve ter um torque mínimo, considerando o atrito e as demais perdas, de 7,5 N.m.

O torque mínimo requerido pelo motor, mostrado no gráfico da Figura 4.13, prova que é possível para um motor elétrico com torque máximo de 7,5 N.m montado na forma descrita anteriormente na articulação do joelho e do quadril, movimentar a junta que está submetida ao carregamento exibido no diagrama de corpo livre da Figura 4.6. Caso ele fosse acoplado diretamente ao eixo de rotação das referidas juntas, teria que ter um

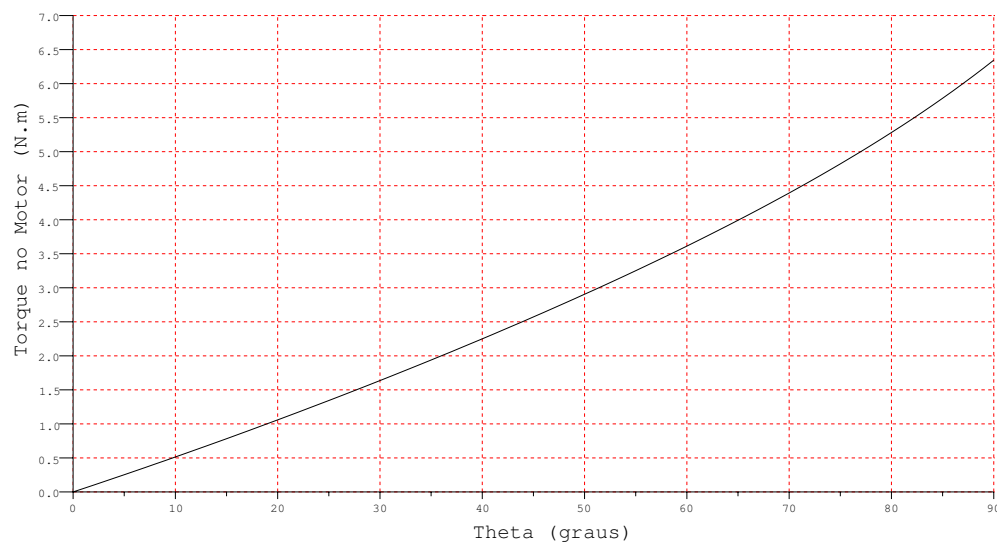


Figura 4.13: Variação do torque do motor M_{Ta} em função do ângulo da junta do joelho.

torque aproximadamente 31 vezes maior e rotação de 15 RPM. É praticamente impossível encontrar uma caixa de redução para se obter tal torque com uma rotação tão baixa.

Todos os cálculos apresentados até agora serviram para determinar as especificações mecânicas do atuador elétrico. Todavia, como as variáveis que determinaram a escolha do motor eram as mecânicas, as características elétricas como a tensão e a corrente foram definidas em função das mecânicas.

4.2 Sistema Eletrônico Embarcado

Esta seção apresenta o sistema eletrônico especificado para o protótipo da órtese ativa, sua finalidade, os requisitos desse sistema, as partes constituintes e as justificativas para cada escolha.

4.2.1 Requisitos gerais do sistema eletrônico embarcado

A proposta deste trabalho foi desenvolver um protótipo de uma órtese ativa para os membros inferiores que possa ser utilizada no auxílio de pessoas com pouca ou nenhuma mobilidade nos mesmos, dotado de uma sistema eletrônico embarcado responsável por fazer o controle em malha fechada dos movimentos do protótipo.

A órtese é capaz de realizar diversos tipos de movimento, tais como: caminhar, parar, descer escadas, sentar, etc com uma autonomia de aproximadamente 40 minutos. A seleção desses movimentos é feita a partir de botões de um teclado conectado ao computador embarcado e poderá futuramente evoluir para o uso de joystick, reconhecimento de voz ou

interpretação de sinais de EEG (eletroencefalograma). A Figura 4.14 mostra a arquitetura do sistema eletrônico para controlar a órtese.

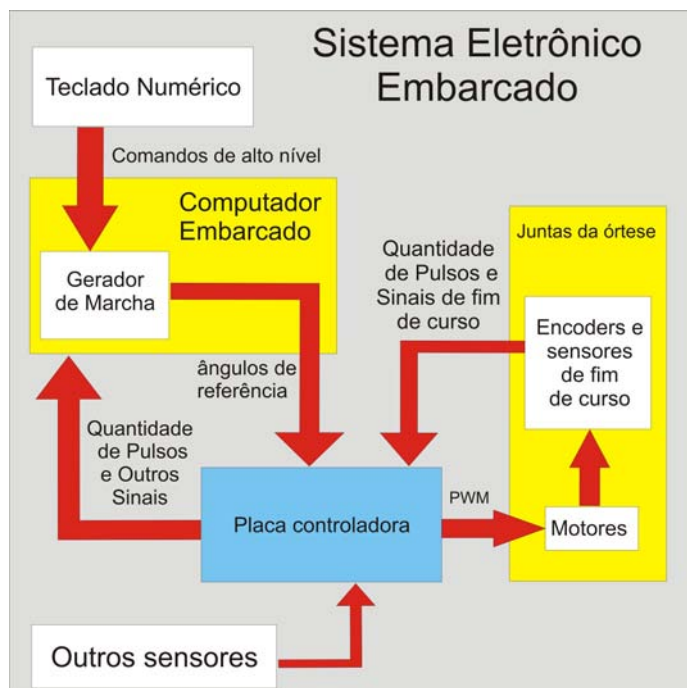


Figura 4.14: Arquitetura do sistema eletrônico embarcado.

O sistema eletrônico embarcado é utilizado para interpretar os comandos de alto nível pré-definidos e determinar o tipo de movimento que a órtese realizará, gerar as referências angulares para as juntas da órtese de acordo com o padrão de movimento desejado pelo usuário, acionar e controlar os atuadores da órtese de acordo com as referências angulares e as informações coletadas dos encoders e sensores de fim de curso.

O estado atual da órtese é medido através da posição dos encoders incrementais dos motores e os sensores de fim de curso acoplados em cada junta. Cada encoder gera uma sequência de pulsos cuja frequência é proporcional à velocidade do motor, proporcionando medidas angulares com boa exatidão da posição relativa de cada junta, permitindo um controle preciso do posicionamento da órtese. Os sensores de fim de curso previnem que as articulações não ultrapassem os seus limites mecânicos, além de fornecer um referencial para medida dos ângulos.

O sistema embarcado deve permitir também a entrada de outros tipos de sensores para implementações futuras, como extensômetros, potenciômetros, medidores de pressão de contato com o solo, além de enviar para o computador embarcado todas as informações.

O computador se comunica via porta RS-232 com as placas de acionamento que são responsáveis pelo controle de baixo nível da posição dos motores. Dessa maneira, o processamento do computador é menos solicitado existindo um ganho de desempenho do sistema devido ao processamento dedicado dessas placas.

Dado que a aplicação, a priori, não exige um complexo processamento de informações

que justificasse o uso de sistemas mais sofisticados, um PC embarcado foi escolhido para fazer parte do sistema eletrônico embarcado em virtude de ser um dispositivo com mais capacidade de processamento que um microcontrolador e ter baixo peso, baixo custo em relação aos módulos de FPGA, baixo consumo elétrico, pequenas dimensões e possibilidade de se usar uma tensão de 12V para alimentá-lo.

A princípio serão necessárias 2 portas RS-232 para se comunicar com as duas placas de acionamento, uma porta USB para conectar ao teclado numérico, entradas para mouse, teclado e saída de vídeo para serem utilizadas em off line quando for preciso fazer a programação do sistema.

Para permitir que o usuário possa se locomover sem está preso por cabos de alimentação elétrica, o protótipo deve ter baterias recarregáveis que forneçam a energia. A tensão elétrica das baterias foi definida em função da tensão de trabalho dos motores.

O conjunto de dispositivos que formam o sistema eletrônico para uma perna da órtese é mostrado na Figura 4.15.

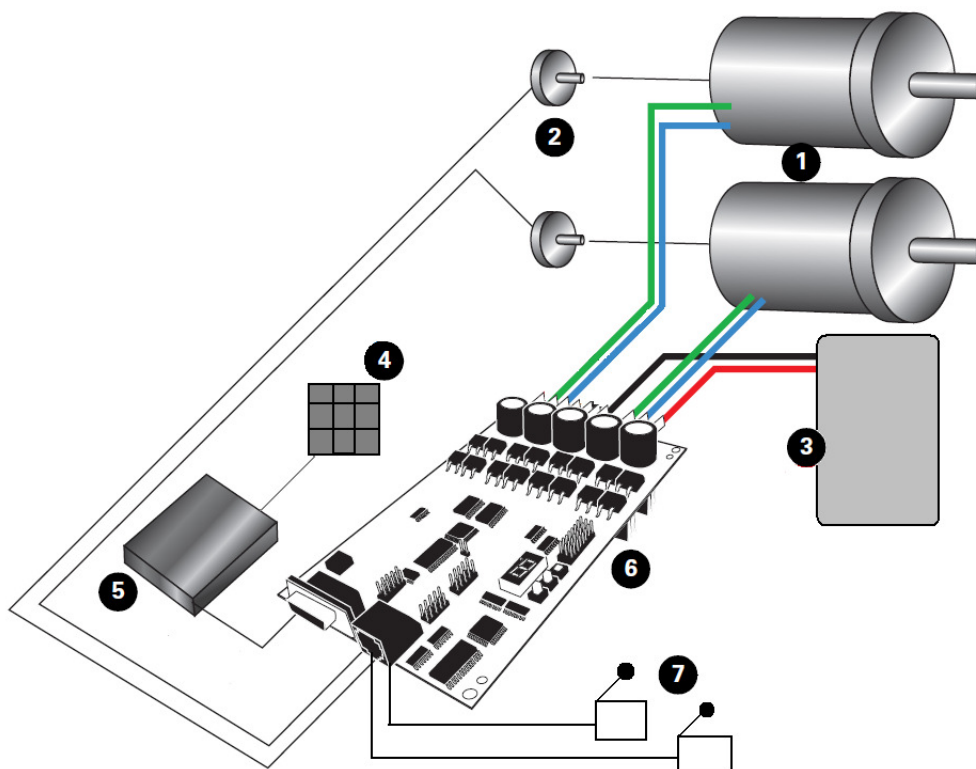


Figura 4.15: Sistema eletrônico para a órtese ativa para membros inferiores, adaptado de [Rob 2007].

As parte que constituem o sistema são listadas a seguir:

1. Motores CC.
2. Encoders ópticos.
3. Baterias Recarregáveis.

4. Teclado numérico de acionamento da órtese ligado ao computador.
5. Microcomputador Embarcado.
6. Placa de acionamento e controle dos motores.
7. Sensores de fim de curso.

A seguir será discutido cada parte do sistema, mostrando de forma resumida os principais requisitos específicos de cada componente, sua especificação e as justificativas para sua escolha.

Computador Embarcado

O computador escolhido para fazer o processamento foi um PC embarcado do tipo Single Board Computer (SBC) que significa um computador numa única placa. A maioria dos SBCs possuem: RAM, porta Paralela, porta serial RS-232 e outros padrões de comunicação serial industrial, portas USBs, interface para periféricos padrão PC/AT, counter/timers, interfaces de vídeo, IDE e disco rígido.

Os SBCs são comumente usados em aplicações industriais, podendo estar embarcadas em máquinas ou não, para realizar o controle. As principais características são: tamanho e peso reduzidos, baixo consumo elétrico e a possibilidade de adicionar placas de expansão extras. A Figura 4.16 mostra a imagem do SBC especificado.

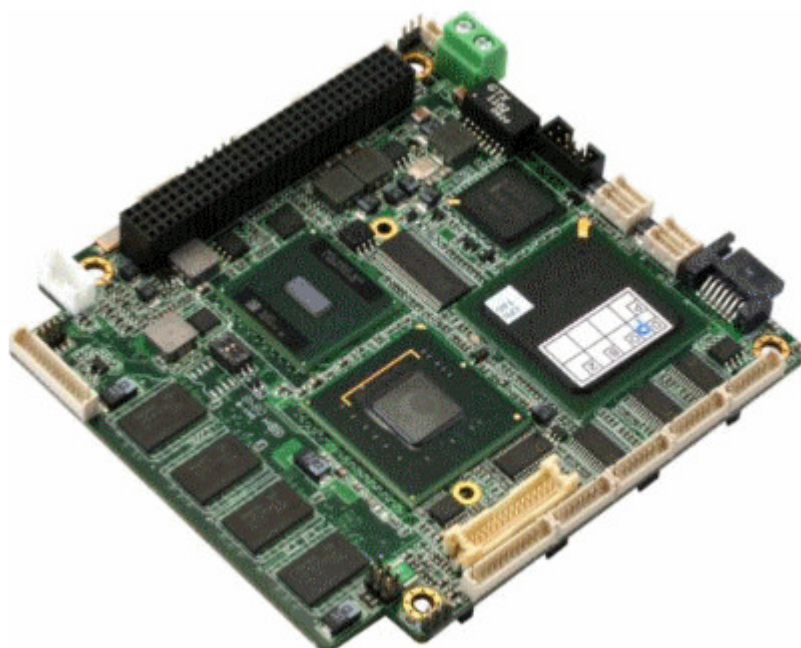


Figura 4.16: Computador do sistema embarcado.

Dentre várias opções de fabricantes, capacidade de processamento, número de entradas, tamanho e etc, foi selecionado um PC embarcado do tipo SBC com a seguinte especificação:

- Processador Onboard Intel com 1.6 GHz
- Entrada para disco de estado sólido
- Tensão de 12V
- Consumo de 1.7 A
- Memória DDRII 1GB
- Tamanho 103 x 96 mm
- 4 portas RS-232
- 4 portas USBs
- Entrada para teclado, mouse e disk drive
- Saída para vídeo
- Entrada e saída de áudio, entrada para microfone e CD
- Peso de 150 g

As principais justificativas que levaram à escolha desse dispositivo foram as entradas disponíveis especificadas anteriormente, outra justificativa foi o peso, dada sua aplicação em um mecanismo móvel. A entrada USB vai ser usada para conectar o teclado numérico e as seriais para se comunicar com as placas controladoras. Todo o sistema é alimentado por baterias recarregáveis, por isso é importante que o consumo seja baixo e que o PC embarcado seja alimentado por um único valor de tensão, não havendo a necessidade de se ter uma fonte simétrica, o que aumentaria a quantidade de componentes e o custo. O valor do PC embarcado especificado é de aproximadamente R\$ 1400,00.

O SBC escolhido é capaz de processar os dados vindos dos sensores e dos comandos de alto nível. Os cálculos para realização da trajetória e controle são implementados por um algoritmo simples. Futuramente, deve-se utilizar este computador embarcado para processar algoritmos mais complexos de geração de trajetória usando critérios de caminhada de robôs bípedes, implementar controle dinâmico de marcha e até mesmo fazer o processamento dos sinais de alto nível mais complexos, como é o caso de sinais de eletroencefalograma e comandos de voz. A taxa de amostragem utilizada atualmente para leitura dos encoders e escrita de dados na placa controladora é da ordem de 20 ms.

A disponibilidade de aquisição desse computador embarcado no país é outro fator que determinou a escolha, visto que muitos computadores para a aplicação desejada são indisponíveis no mercado local.

Placas de Acionamento

O dispositivo com dois canais de potência usado para fazer o controle independente de baixo nível simultaneamente de dois motores é uma placa microcontrolada com entrada para dois encoders ópticos, sensores analógicos do tipo potenciômetros e tacômetros, saídas analógicas e digitais, dispõe ainda de sensor de temperatura, sensor de corrente e tensão, proteção contra correntes acima do limite e curto circuito. A etapa de potência é constituída por duas pontes H, uma para cada motor, que usa transistores MOSFET capazes de suportar uma corrente máxima por canal de 30A e trabalha com uma tensão elétrica contínua entre 12 até 40 V.

A placa pode ser controlada por um joystick, por um microcomputador via comunicação serial, ou por controle via rádio. Para controlar os motores, o controlador da placa

trabalha em laço aberto ou fechado e dispõe internamente de um controle PID. Como sua aplicação é, na grande maioria, para aplicações em sistemas embarcados, ela pesa 220g e tem dimensão de 174 x 106 mm. O custo de cada placa é de aproximadamente R\$ 1000.00 e são necessárias duas placas, uma para cada perna. O modelo da placa é o AX 3500.

A Figura 4.17 mostra as principais partes e conexões da placa, e a Figura 4.18 mostra a conexão da placa com a bateria e os motores.

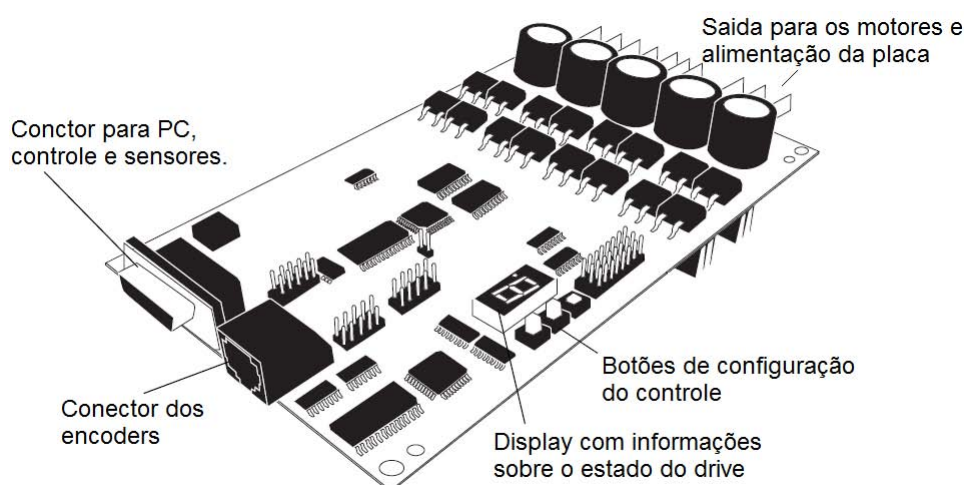


Figura 4.17: Placa de acionamento AX3500 fabricada pela empresa norte americana Roboteq, [Rob 2007].

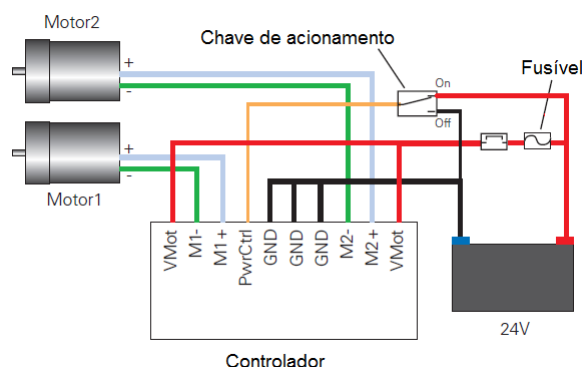


Figura 4.18: Conexão elétrica da placa com a bateria e os motores, [Rob 2007].

A conexão para os dois encoders na placa é feita através de uma entrada RJ 45. Como o formato dos plugs dos encoders dos motores são diferentes, para cada perna foi feita uma placa de adaptação para o formato do dispositivo de acionamento. Também esta placa, serve para a entrada dos 4 sensores de fim de curso, dois em cada junta da perna. A

Figura 4.19 mostra o esquema elétrico desse circuito de conversão e a imagem da placa com as chaves micro-switchs.

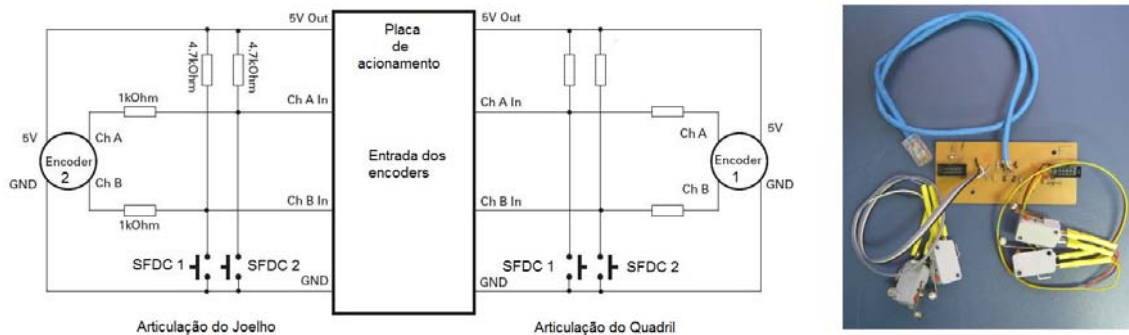


Figura 4.19: Placa de adaptação dos encoders e entrada dos sensores fim de curso, adaptado de [Rob 2007].

A indisponibilidade deste dispositivo no mercado local o torna menos acessível, todavia, o custo relativamente baixo e o pequeno peso comparado com outros sistemas similares pesquisados, associado a vantagem de controlar simultaneamente dois motores, além das entradas disponíveis para os diversos sensores e a compatibilidade da tensão elétrica fizeram desse equipamento a escolha adequada para esta aplicação.

Botões de Acionamento

Um teclado com conexão USB foi especificado para enviar os comandos para o computador embarcado. A Figura 4.20 mostra o teclado selecionado para o uso nesta aplicação, além de ser leve, tem o tamanho e custo reduzido e é de fácil obtenção no mercado local.



Figura 4.20: Teclado Numérico com conexão USB e cabo de ligação retrátil.

Por ser um dispositivo pequeno, ele pode ser fixado na cintura do usuário, facilitando o seu manuseio. Seu peso é de aproximadamente 80g, tem dimensões de 10 x 7 x 1 cm e custa em média R\$ 20,00.

Motores elétricos, encoders ópticos e sensores de fim de curso

Mesmo os atuadores elétricos não fazendo parte do sistema embarcado, eles são controlados pelo sistema, sua especificação foi feita na seção anterior. Vale acrescentar que além da caixa de redução, cada motor vem com um encoder óptico acoplado com resolução de 500 pulsos por volta dada pelo eixo do motor. Como o eixo do motor esta conectado a uma caixa de redução com razão de redução de 12,25, a cada volta do eixo da caixa de redução, a placa de controle registra aproximadamente 6125 pulsos. O que justificou a escolha do atuador foi, além das solicitações mecânicas, o fato de se ter a caixa de redução e encoder integrados ao motor, diminuindo o espaço do conjunto e facilitando a manutenção, além de ser a única opção disponível no mercado brasileiro. O modelo do motor é o RE 150 fabricado pela Maxon com tensão elétrica de 24,0 V, corrente máxima de 6,5 A e torque máximo de 7,5 N.m.

Os sensores de fim de curso têm duas finalidades, a primeira é fornecer uma proteção contra avanços indesejados dos ângulos limites da junta e a segunda é indicar a posição inicial e final de cada articulação. Foram usadas chaves do tipo micro-switchs como sensores de fim de curso. A Figura 4.21 mostra as chaves de fim de curso instaladas na articulação do joelho. Como as chaves do tipo micro-switchs são baratas, pequenas e leves, foram escolhidas para esta aplicação.

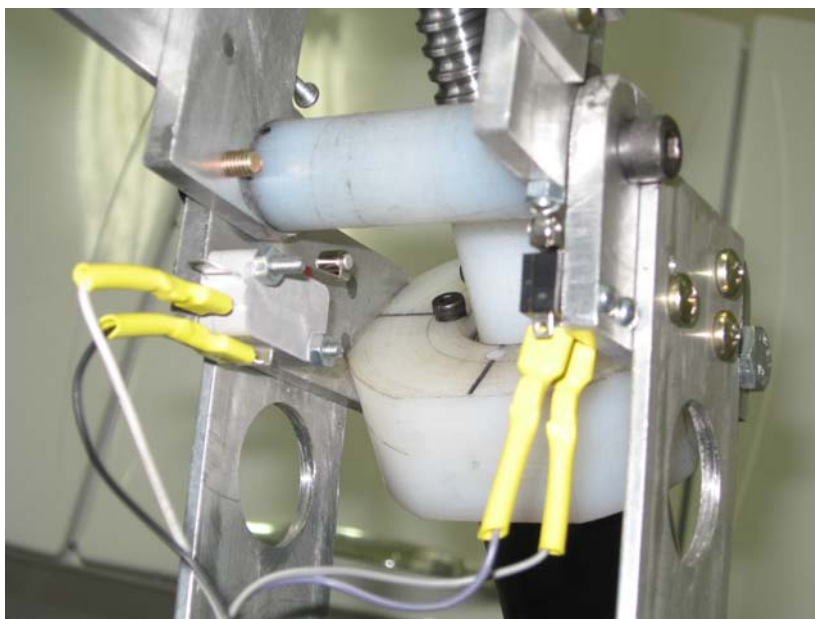


Figura 4.21: Chaves micro-switchs instaladas na articulação do joelho como sensor de fim de curso.

Baterias Recarregáveis

As três baterias recarregáveis selecionadas para esta aplicação, além de fornecerem a tensão e a corrente elétrica para as duas placas de acionamento dos motores e um compu-

tador embarcado, permitem que a órtese fique livre de cabos que a prendam em tomadas e fontes de alimentação fixas. Elas são do tipo Lítio-Polímero e sua tensão é de 21,4 V com 8000 mAh, para a placa de acionamento. Para o computador embarcado a bateria tem tensão de 14.2 V com capacidade de 2100 mAh. Para que a tensão elétrica do computador embarcado seja a mesma da bateria é usado um regulador de tensão para esta finalidade.

Como ainda não foi feito um levantamento detalhado do consumo energético da órtese, estimativas iniciais indicam que seria necessária no mínimo uma bateria por perna, e isso daria uma autonomia de caminhada de aproximadamente 40 minutos.

O pequeno tempo de uso da órtese pode ser contornado plugando-se o sistema em uma tomada sempre que ele estiver em repouso por um intervalo de tempo razoável. Isto pode ocorrer quando o usuário estiver sentado trabalhando, ou quando estiver fazendo uma refeição ou até mesmo num momento de descanso.

Para aumentar a autonomia de uso é preciso diminuir o peso da órtese, reduzir o atrito entre os pares tribológicos das articulações, usar sistemas que consumam menos energia e que sejam mais eficientes.

As três baterias pesam aproximadamente 1,9 Kg, dado bastante significativo, pois para aumentar a autonomia do protótipo, deve-se aumentar o número de baterias também, elevando o peso da órtese e as solicitações mecânicas da estrutura. O preço de aproximadamente R\$ 600,00 por unidade, para as baterias dos atuadores e R\$ 400,00 por unidade, para a bateria do PC embarcado encarece o valor final do sistema, mas ainda é um gargalo sem muitas perspectivas de diminuição a curto prazo. Dentre todas os tipos de baterias pesquisadas, as citadas anteriormente são as que apresentam uma maior potência comparada com o peso, portanto, este parâmetro foi que definiu a sua escolha para fazer parte do projeto.

4.3 Conclusões

A escolha da disposição dos atuadores na junta contribuiu para o desenvolvimento de um sistema mais compacto, visto que, se fossem colocados diretamente nas articulações, seriam necessários motores com alto torque, baixa rotação e tamanho reduzido. Atualmente um motor com essas especificações é bastante caro e seu uso é restrito a aplicações especiais. O peso da órtese é um fator primordial para melhorar sua autonomia e pode ser reduzido utilizando para isso materiais mais leves e resistentes, o que poderia resultar em uma estrutura mais compacta e ergonômica.

A escolha dos dispositivos que compõem o sistema eletrônico embarcado foi feita principalmente com base nos critérios de peso, custo, tamanho reduzido e disponibilidade no mercado local. Obviamente sem esquecer-se da capacidade de processamento adequada a necessidade, para o caso do computador embarcado. Devido a falta de recursos, e por se tratar de um protótipo ainda em construção, nem todos os componentes do sistema eletrônico embarcado especificados anteriormente para fazer parte da órtese foram adquiridos e alguns deles foram substituídos por outros similares, como é o caso das baterias recarregáveis que foram trocadas por uma fonte de alimentação fixa e o computador embarcado e os botões de acionamento que foram substituídos por um computador portátil.

Os Apêndices A e B apresentam de forma mais detalhada os custos e o peso do protótipo.

Capítulo 5

Resultados Experimentais

Este capítulo apresenta como foi feita a aquisição de dados da marcha humana, os testes de movimento no protótipo da órtese ativa e os resultados experimentais adquiridos com a técnica de cinemetria utilizada.

5.1 Descrição do Protótipo

O protótipo da órtese é composto por uma estrutura mecânica, capaz de fornecer a sustentação necessária para um portador de deficiência locomotora, atuadores elétricos que realizam os movimentos das juntas da órtese e um sistema de controle embarcado responsável por enviar aos motores o sinal PWM. A Figura 5.1 mostra o voluntário vestindo o dispositivo, e a Figura 5.2 apresenta parte do sistema eletrônico embarcado localizado na parte posterior do tronco fixado na estrutura mecânica.

Para a realização dos testes no protótipo, foi usado um computador portátil dotado de duas saídas USB, dois adaptadores USB - Serial para possibilitar a comunicação das placas de acionamento com o PC, duas placas de acionamento da órtese e uma fonte de energia utilizada para alimentar a placa com tensão de 24 V e corrente máxima de 50 A. Além dos sensores de fim de curso localizados nas articulações do protótipo, a órtese dispõe de encoders acoplados aos motores CC. Todos os testes realizados foram com a órtese sem carga, ou seja, nenhuma pessoa usou ou vestiu o protótipo para fazer os testes.

5.2 Experimento e resultados

A primeira etapa do experimento foi realizada com a intenção de recolher as informações sobre as posições, orientações, velocidades e acelerações dos segmentos do corpo durante a realização da marcha humana de um indivíduo saudável e também alguns movimentos relacionados com os que se deseja que a órtese possa realizar, como por exemplo sentar e levantar, caminhar em velocidades diferentes e subir e descer um degrau.

A técnica usada para obtenção dos parâmetros cinemáticos do movimento foi a cinemetria. Esta técnica permite coletar as imagens dos segmentos desejados em movimento para fazer posteriormente uma análise mais detalhada do ciclo da marcha.



Figura 5.1: Usuário vestindo o protótipo desenvolvido da órtese ativa para os membros inferiores.

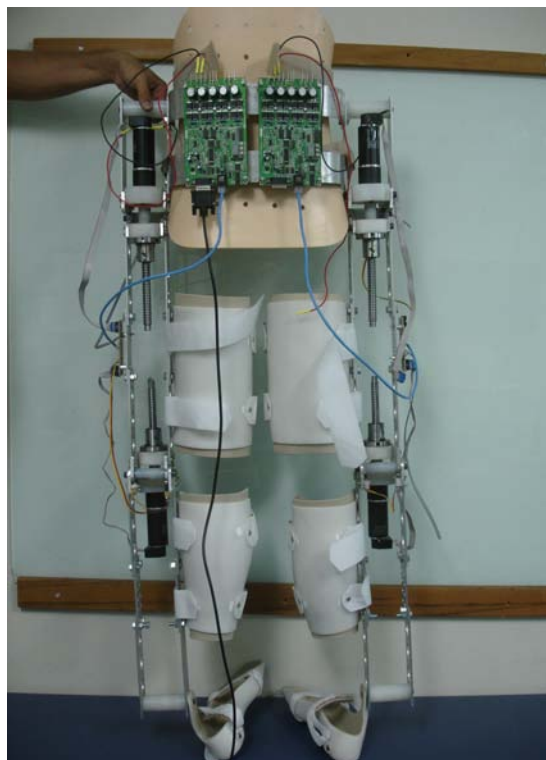


Figura 5.2: Placas de acionamento e controle local dos ângulos localizada na parte posterior da órtese.

Para obtenção das informações desejadas através do uso da cinemetria é necessário em primeiro lugar escolher as partes do corpo e identificá-las em pontos estratégicos, por meio da colocação de marcadores especiais que refletem a luz infravermelha oriunda de um conjunto de câmeras projetadas para captar a frequência do infravermelho. As três câmeras utilizadas no experimento possuem um conjunto de leds que emitem a luz infravermelha que é refletida pelos marcadores fixados nos segmentos dos membros e, então, captadas pelas câmeras que registram todo o movimento realizado. Posteriormente as informações são enviadas para um software especial que identifica e converte os pontos luminosos em informações relacionadas ao movimento.

No experimento realizado, como se desejou obter as informações dos movimentos dos membros inferiores para que fosse possível reproduzi-las posteriormente no protótipo, foram colocados quatro marcadores reflexivos fixados no tornozelo, na articulação do joelho, na articulação do quadril e no tronco, ambos no lado direito do corpo do voluntário que realizou o teste. Apesar da órtese, a princípio, só reproduzir os movimentos das articulações do joelho e do quadril, os dados coletados das outras partes dos membros inferiores serviram como referência e serão úteis em trabalhos futuros. O software que manipula os dados fornece uma série de informações, entre elas estão os valores dos ângulos relativos das articulações do joelho e do quadril durante a realização da marcha.

Para fins de análise, foram realizados pelo voluntário três tipos de movimentos, o de

marcha, o movimento de levantar e sentar. A Figura 5.3 mostra a variação do ângulo relativo do quadril φ (ver Figura 4.1) durante a realização da marcha pelo voluntário e a a variação do ângulo relativo do joelho θ .

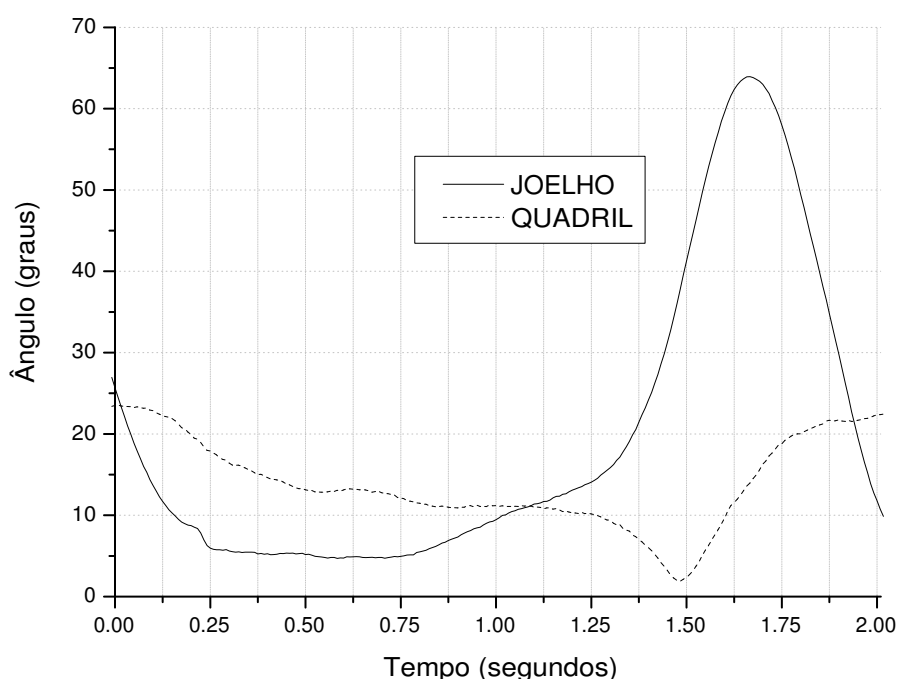


Figura 5.3: Variação dos ângulos relativos das articulações do quadril e do joelho durante a marcha do voluntário.

A Figura 5.4 mostra a variação do ângulo relativo do quadril φ e a variação do ângulo relativo do joelho θ , realizados durante o movimento de sentar feito pelo voluntário.

Resultados obtidos dos movimentos das articulações do protótipo

Posteriormente aos testes feitos com o voluntário, o protótipo da órtese ativa também foi submetido à análise dos seus movimentos pela técnica da cinemetria. A órtese foi fixada e suspensa por um suporte parcial de peso. Foram colocados também quatro marcadores reflexivos, na articulação do tornozelo, articulação do joelho, articulação do quadril e no tronco. A Figura 5.5 mostra o protótipo preso ao suporte.

Não foi implementado o controle capaz de fazer com que a órtese reproduza de forma mais fidedigna os movimentos realizados pelo voluntário, ao invés disso, foram apenas enviados pelo computador alguns ângulos de referência, semelhantes aos dos movimentos humanos, para que o controlador posicionasse as juntas no valor indicado pelo computador. A partir desse fato, foi então criada uma rotina para que a órtese reproduzisse

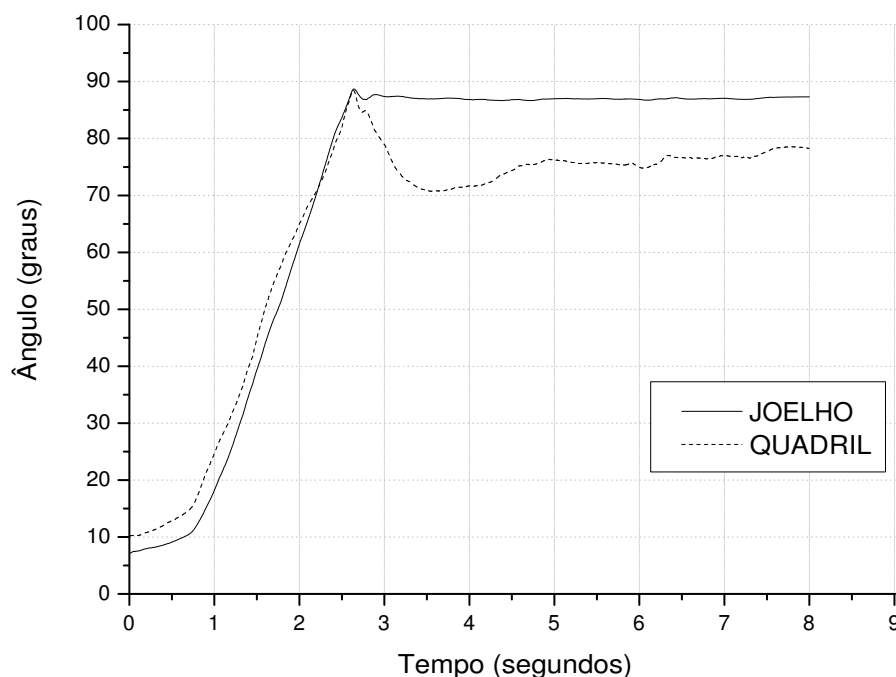


Figura 5.4: Variação dos ângulos relativos das articulações do quadril e do joelho durante o movimento de sentar.

os ângulos máximos e mínimos até receber o comando para parar ou mudar o tipo de movimento.

Foram pré-programados inicialmente apenas quatro padrões de movimentos para o protótipo, o primeiro foi apenas a inicialização do mesmo, que serviu para posicionar a órtese na posição ereta, independente da posição anterior, o segundo movimento definido foi o de sentar, seguido pelo movimento de levantar, e por fim, um padrão de marcha, não exatamente o mesmo realizado pelo voluntário.

A seguir serão mostradas as variações dos ângulos das juntas da órtese desenvolvida. Neste experimento foi usado um computador portátil para se comunicar com as placas de acionamento fixadas ao protótipo e uma fonte de tensão para alimentar as placas. O computador serviu também de interface homem-máquina e os comandos de alto nível disponíveis foram selecionados através do teclado conectado ao computador.

A Figura 5.6 mostra a variação do ângulo relativo da articulação do quadril φ e a variação do ângulo relativo do joelho θ durante a realização de um padrão de marcha executado pelo protótipo.

A Figura 5.7 mostra a variação do ângulo relativo da junta do quadril φ e a variação do ângulo relativo θ da articulação do joelho durante a realização do movimento de sentar da órtese.

O movimento de sentar, realizado pela órtese, não é antropomórficos, devido as li-



Figura 5.5: Análise de cinemetria usando o protótipo da órtese.

mitações mecânicas e o ângulo de abertura das articulações do protótipo construído. O movimento de sentar realizado pelo voluntário sem o uso da órtese tentou reproduzir o movimento de sentar realizado pelo protótipo para fins de comparação.

A corrente elétrica utilizada pelas placas de acionamento durante o funcionamento do protótipo sem carga ficou em torno de 2,5 A, como ainda não foram feitos testes da órtese com pessoas, não se tem nenhum valor final do consumo elétrico.

5.3 Conclusões

Neste capítulo foram apresentados os resultados experimentais obtidos a partir da técnica de cinemetria realizada no laboratório de biomecânica do departamento de fisioterapia da UFRN, demonstrando que mesmo sem controle da posição das juntas e sem as referências angulares extraídas exatamente dos movimentos antropomórficos, foi possível testar e validar tanto os atuadores, os sensores presentes no sistema, as placas de acionamento dos motores e a interface homem-máquina. O controle de posicionamento das articulações do protótipo, por questão de tempo, ainda não foi implementado e será realizado em trabalhos futuros.

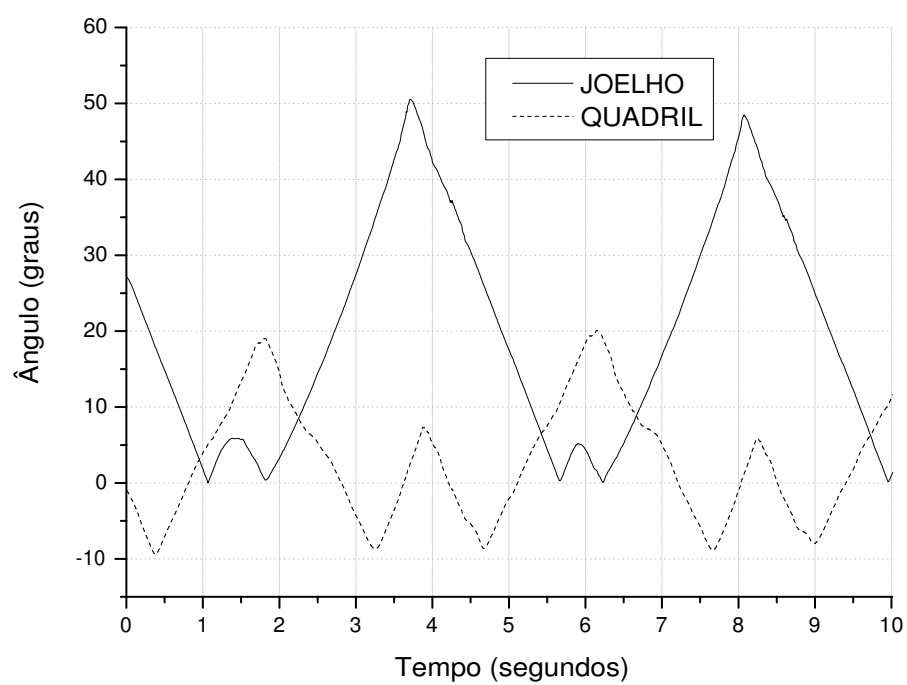


Figura 5.6: Variação dos ângulos relativos das articulações do quadril e do joelho da órtese

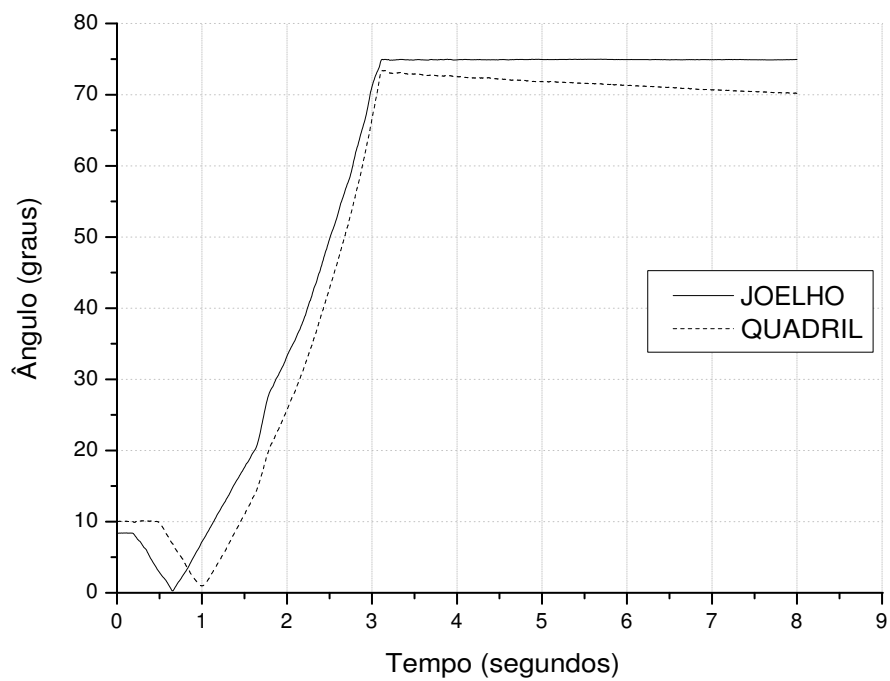


Figura 5.7: Variação dos ângulos relativos das articulações do quadril e do joelho ao sentar

Capítulo 6

Conclusões

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de uma órtese ativa para membros inferiores aplicada a pessoas com paraplegia nos membros inferiores. Também foi apresentado o sistema eletrônico embarcado para fazer o controle do protótipo e servir como interface homem-máquina.

A estrutura mecânica da órtese permite, neste estado inicial, realizar os movimentos de caminhar, sentar, levantar, subir e descer degraus carregando uma pessoa com até 65,0Kg. O peso total do protótipo ficou dentro da faixa estipulada para este projeto e o custo total (ver apêndice B) mostrou que é viável economicamente a construção com a parceria privada, favorecendo futuramente a sociedade como um todo e promovendo uma melhoria de vida para portadores de deficiência locomotora.

O sistema eletrônico embarcado atendeu as suas solicitações, serviu como interface de comandos, gerou os ângulos de referência e controlou os atuadores. Os gráficos coletados do protótipo, pela técnica de cinemetria, mostraram que a órtese reproduziu movimentos semelhantes aos antropomórficos de acordo com as escolhas do usuário e os comandos pré- definidos no sistema.

A principal contribuição deste trabalho foi o desenvolvimento do protótipo da órtese ativa para pacientes sem movimentos nos membros inferiores.

Algumas limitações foram encontradas, entre elas as restrições de movimentos e falta de mais graus de liberdade na estrutura, que impossibilitam a realização de curvas durante a marcha de maneira antropomórfica. Como o controle de movimento não foi implementado nesse trabalho, o padrão de marcha não foi realizado de forma mais suave, semelhante ao padrão humano. O peso, mesmo dentro do valor especificado no início do projeto, ainda é uma limitação que deve ser resolvida, pois diminuindo o peso total, aumenta-se a autonomia da caminhada. Basicamente estes são os pontos que podem melhorar neste trabalho.

O desenvolvimento desse projeto somente foi possível graças ao trabalho em grupo e o apoio de pesquisadores de diversas áreas de atuação.

6.1 Trabalhos Futuros

Visto que o protótipo desenvolvido até o momento é um sistema que envolve a cooperação de diversas áreas diferentes, existem várias e pesquisas que podem ser feitas para a

evolução desse projeto, envolvendo melhorias e modificações mecânicas, otimização do consumo elétrico, desenvolvimento de técnicas de controle, etc. Para listar algumas das diversas possibilidades foram escolhidas basicamente três linhas de trabalho apresentadas a seguir.

- Otimizar a estrutura mecânica: Modificações na estrutura mecânica com o intuito de diminuir o peso da órtese; melhorar a ergonomia; adicionar atuadores elétricos nas articulações dos tornozelos; adicionar mais graus de liberdade no protótipo e fazer levantamentos mais detalhados dos esforços que atuam na estrutura.
- Controle da órtese: Novos sensores, incluindo sensores inerciais, podem ser incorporados à órtese existente, de forma a possibilitar maior estabilidade e controle do equilíbrio dinâmico do sistema; investigar e implementar técnicas de controle de sistemas híbridos para controle de caminhada de robôs bípedes que possam usar os métodos baseados em passividade [McGeer 1990] aliados a outros métodos. Unir a agilidade resultante dos métodos baseados em Ponto de Momento Zero [Vukobratovic & Borovac 2004] à eficiência energética, que é característica dos métodos baseados em passividade, é o grande desafio para conseguir desenvolver robôs bípedes versáteis e com autonomia suficiente, de modo que as promessas vislumbradas nos protótipos de laboratório se transformem em reais aplicações práticas.
- Interface Homem-máquina: Em relação às implementações do sistema eletrônico, existe a possibilidade de desenvolver o comando do protótipo via sinais de eletroencefalograma, sinais mioelétricos, ou comando de voz.

Referências Bibliográficas

- Agrawal, K. S. (2007), Mechanical engineering news, Relatório técnico, University of Delaware.
- Amory, A. & J. Petrini (2007), Sistema integrado e multiplataforma para controle remoto de residências, Relatório técnico, PUCRS. http://www.inf.pucrs.br/moraes/papers/tc_domotica.pdf.
- Araújo, M. V, P. J. Alsina, A. A. D. Medeiros, F. M. U. Araújo, J. P. Pinheiro, E. C. Domingos & J. S. Silva (2009), Development of an active orthosis prototype for lower limbs, *em* '20th International Congress of Mechanical Engineering', Gramado, Brazil.
- Autotechjunkies (2008), Raytheon sarcos exoskeleton, Página na internet, University of Michigan.
URL: <http://autotechjunkies.blogspot.com/2008/05/raytheon-sarcos-exoskeleton.html>
- Azevedo, Christine, Nicolas Andreff & Soraya Arias (2003), Bipedal walking: from gait design to experimental analysis, *em* 'Proceedings of INRIA'03', Saint Ismier, France.
- Banala, Sai k., Seok Hum Kim, Sunil K. Agrawal & Jonh P. Scholz (2009), 'Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (alex)', *IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **17**(1).
- Banala, Sai K., Suni K. Agrawal & John P. Scholz (2007), Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients, *em* 'Proceedings of the 10th International Conference on Rehabilitation Robotics', The Netherlands, p. 402.
- Behforooz, Ali & Frederick Hudson (1996), *Software engineering fundamentals*, Oxford University Press.
- Berkeley, UC (2007), Exoesqueleto bleex, Página na internet, Universidade de Berkeley.
URL: <http://bleex.me.berkeley.edu/bleex.htm>
- Bogart Jr., Theodore F. (2001), *Dispositivos e Circuitos Eletrônicos*, Vol. I, Pearson Makron Books, São Paulo.
- Brown, S. & Z. Vranesic (2005), *Fundamentals of digital logic with VHDL design*, McGraw Hill.

- Chu, A., H. Kazerooni & A. Zoss (2005), On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex), *em* 'Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation', Barcelona, pp. 4345 – 4352.
- Costa, N. & D.G. Caldwell (2006), Control of a biomimetic soft actuated 10dof lower body exoskeleton, *em* 'Proceedings First IEEE RASEMBS Int.Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics', Pisa, Italy, pp. 495 – 501.
- Dollar, Aaron M. & Hugh Herr (2007), Active orthoses for the lower-limbs: Challenges and state of the art, *em* 'Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics', Noordwijk, Netherlands.
- Dollar, Aaron M. & Hugh Herr (2008), 'Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art', *IEEE Transactions on Robotics* **24**(1), 144 – 158.
- Express, Electronix (2008), Placa fpga, Página na internet, Electronix Express.
URL: <http://www.elexp.com/test/1FPGA2.jpg>
- Ferreira, J. Martins (1998), *Introdução ao Projecto com Sistemas Digitais e Microcontroladores*, Feup Edições.
- Filippo, Thais Raquel Martins (2006), Uma contribuição da automação para o desenvolvimento de órteses ativas para membros inferiores, Dissertação de mestrado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP.
- Fleischer, C., G. Homme & C. Reinicke (2005), Predicting the intended motion with emg signals for an exoskeleton orthosis controller, *em* 'Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Autonomous Systems', pp. 2029 a 2034, 2005.
- Fleischer, C. & G. Hummel (2006), *Embedded Control System for a Powered Leg Exoskeleton, Embedded Systems Modeling, Technology, and Applications*, Springer.
- Gomes, M. Alberto (2009), Algoritmos de adaptação de marcha utilizando redes neurais, Dissertação de mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos.
- Guizzo, E. & Harry Goldstein (2005), 'The rise of body bots', *IEEE Spectrum* p. 54.
- Hornby, T., D. Zemon & D. Campbell (2005), 'Robotic-assisted, body-weight supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury', *Physical Therapy* **85**(1).
- IBGE (2000), Dia nacional de luta da pessoa portadora de deficiência, Página na internet, IBGE.
URL: http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_impressao.php?id_noticia=438

IBGE (2007), Expectativa de vida dos brasileiros, Página na internet, IBGE.

URL: http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_visualiza.php?id_noticia=1275&id_pagina=1

IBGE (2008), Expectativa de vida nos países desenvolvidos, Página na internet, IBGE.

URL: http://www.ibge.gov.br/7a12/voce_sabia/curiosidades/curiosidade.php?id_curiosidade=100

ITA (2009), órtese de reação ao solo, Página na internet, Instituto de Tecnologia Assistiva.

URL: <http://www.itaproductos.wordpress.com/>

Jardim, B. & A. A. G. Siqueira (2008), Desenvolvimento de atuadores elásticos em série para acionamento de uma órtese tornozelo pé ativa, *em* 'Anais do XVII Congresso Brasileiro de Automática', Juiz de Fora, MG, pp. 1 – 6.

Kazerooni, H. (1989), Human/robot interaction via the transfer of power and information signals., *em* 'Proceedings of the annual International Conference of the IEEE Engineering in Engineering in Medicine and Biology Society', Vol. 3, pp. 908 – 909.

Kazerooni, H., J. L. Racine, L. Huang & Ryan Steger (2005), On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex), *em* 'Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation', Barcelona, pp. 4345 – 4352.

Kong, K. & D. Jeon (2006), 'Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients', *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* .

LK (2008), *Catálogo de Fusos de Esferas*.

Lokomat (2009), Plataforma robótica de reabilitação, Página na internet, Hocoma.

URL: <http://www.hocoma.ch/>

Mavroidis, C., J. Nikitczuk, B. Weinberg, G. Danaher, K. Jensen, P. Pelletier, J. Prugnola, R. Stuart, R. Arango, M. Leahey, R. Pavone, A. Provo & D. Yasevac (2005), 'Smart portable rehabilitation devices', *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* **2**, 18.

McGeer, T. (1990), 'Passive dynamic walking', *International Journal of Robotics Research* **9**(2), 62 – 82.

Michigan (2009), órtese tipo hkafo, Página na internet, University of Michigan.

URL: <http://www.kines.umich.edu/research/ccb/hnl.html>

Mohammed, Samer & Yacine Amirat (2009), Towards intelligent lower limb wearable robots: Challenges and perspectives state of the art, *em* 'Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics', Bangkok, Thailand, pp. 312 – 317.

- Mori, Y., J. Okada & K. Takayama (2005), Development of straight style transfer equipment for lower limbs disabled “able“, *em* ‘Proceedings of IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics’, pp. 1176–1181.
- NASA (1995), Man-systems integration standards, v.i,s.3 – anthropometry and biomechanics, Relatório técnico, NASA. <http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm>.
- Ohta, Y. (2007), A two degree of freedom motor powered gait orthosis for spinal cord injury patients, *em* ‘Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine’, pp. 629–639.
- Oldfield, John V. & Richard C. Dorf (1995), *Field Programmable Gate specArays*, John Wiley & Sons.
- Orthotic, Cascade (2009), órtese tipo kafo, Página na internet, Cascade Orthotics.
URL: <http://www.cascadeorthotics.com/html/kafo-knee-ankle-orthosis.html>
- Pons, J. L. (2008), *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, John Wiley & Sons, Ltd.
- Pratt, David J. (1994), ‘Some aspects of modern orthotics’, *Physiological Measurement* **15**, 1–27.
- Rob (2007), *Manual da Placa AX3500*.
- Rosa, Marcelo & Stefan K. Wolter (2007), Processadores de sinais digitais, Relatório técnico, Universidade Federal do Paraná.
- Saito, Y. (2005), Development of externally powered lower limb orthosis with bilateral servo actuator, *em* ‘Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics’, pp. 394 – 399.
- Schmitt, C., P. Metrailler, A. AlKhodairy, R. Brodard, J. Fournier, M. Bouri & R. Clavel (2004), A study of a knee extension controlled by a closed loop functional electrical stimulation, *em* ‘9th Annual Conference of the International FES Society’.
- Seireng, A. & J. G. Grundmann (1981), ‘Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics’, *Biomechanics of Medical Devices* pp. 569–644.
- Sgarbi, Luciana (2008), Roupas biônicas, Relatório técnico, Revista ISTOÉ, São Paulo, Brasil.
- Speck, Matthias & Kay Klaue (1998), ‘Early full weight bearing and functional treatment after surgical repair of acute achilles tendon rupture’, *The American Journal of Sports Medicine* **26**(6), 790.
- Technologies, Argo Medical (2008), órtese rewalk, Página na internet, Argo Medical Technologies.
URL: <http://www.argomedtec.com/>

- Vukobratovic, M. & B. Borovac (2004), 'Zero - moment point - thirty five years of its life', *International Journal of Humanoid Robotics* **1**(1), 157 – 173.
- Wilmshurs, Tim (2001), *An Introduction to the Design of Small-Scale Embedded Systems*, Palgrave.
- Wilmshurs, Tim (2007), *Designing Embedded Systems with PIC Microcontrollers Principles and applications*, Elsevier.

Apêndice A

Peso do protótipo da órtese Ativa

Basicamente toda a estrutura mecânica é constituída por alumínio, devido à leveza, resistência e durabilidade. Algumas partes, localizadas nas juntas e as peças que servem para fixar o usuário na órtese, foram fabricadas em plástico, pois atendem de forma satisfatória as solicitações mecânicas e, por serem feitas de polímero, trazem a vantagem do baixo peso comparado com os metais.

Parafusos de aço são responsáveis por unir as diversas partes do protótipo, muito embora, sejam feitos de um metal mais denso que os outros materiais da órtese, o peso total dos parafusos correspondem a uma margem muito pequena do peso total da estrutura, somente 6,67% do peso total. A Tabela A.1 mostra uma relação do peso dos materiais usados na estrutura e a porcentagem do peso de cada material em relação ao peso total do protótipo.

Tabela A.1: Materiais utilizados na órtese.

Material	Peso (kg)	Porcentagem
Parafusos , porcas e arruelas	1,1	6,67%
Estrutura de alumínio	4,0	24,24%
Peças em Nylon	1,1	6,67%
Motores elétricos	3,5	21,21%
Fusos de esfera recirculante	2,0	12,12%
Calhas de polipropileno	1,3	7,88%
Eletrônica embarcada	3,0	18,74%
Peso Total	16,0	100,00%

A eletrônica embarcada é composta pelas duas placas controladoras, o PC embarcado, as três baterias, o teclado numérico, sensores de fim de curso e todos os cabos de alimentação e comunicação.

A Tabela A.2 faz uma divisão das diversas partes presentes na órtese em duas categorias: Peças mecânicas e componentes eletroeletrônicos e relaciona com o peso de cada parte. Na primeira estão incluídos os fusos, parafusos, porcas, a estrutura de alumínio e peças de plástico e na segunda categoria estão os motores elétricos e a eletrônica embarcada.

Tabela A.2: Materiais utilizados na órtese divididos em duas categorias.

Categoria	Peso (Kg)
Peças mecânicas	9,5
Componentes eletroeletrônicos	6,5
Peso total	16,0

A Figura A.1 mostra a porcentagem que cada categoria representa no peso total da órtese.

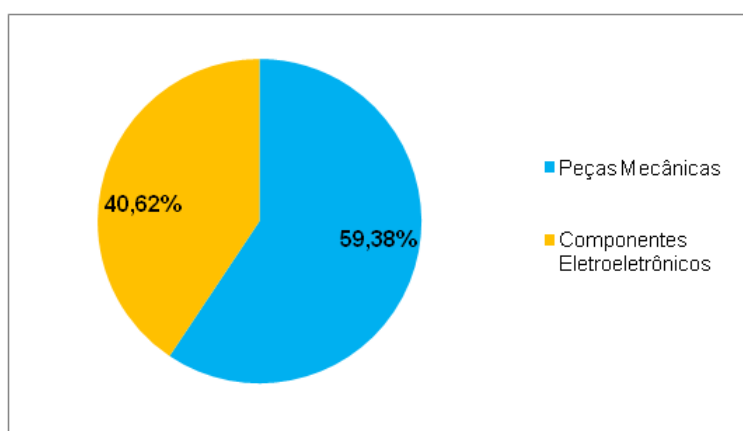


Figura A.1: Gráfico da porcentagem do peso na órtese por categoria.

As informações da Tabela A.2 e também do gráfico A.1 mostram que a maior parte do peso do protótipo está concentrada sobre a estrutura mecânica.

Pode-se posteriormente minimizar o peso de cada parte da órtese, como por exemplo, a estrutura de alumínio que representa 25,00% do peso da órtese, este valor pode ser diminuído usando-se outros materiais, ou até mesmo otimizando o formato da estrutura. Outro ponto importante para se tentar diminuir o peso é usando motores mais leves e com a mesma potência.

Obviamente que o peso de todas as partes que compõem o protótipo pode ser reduzido, muito embora que, para isso acontecer, o preço para fabricar uma unidade tenda a aumentar, pois um sistema eletrônico embarcado mais leve e menor e com as mesmas especificações que o sistema adotado neste projeto é geralmente mais caro, o mesmo raciocínio se adota para o caso dos motores elétricos e outras partes constituintes.

Apêndice B

Custo de fabricação do protótipo

Tendo em vista a quantidade de materiais utilizados, componentes eletroeletrônicos, atuadores e demais partes constituintes foi feito um levantamento do custo de fabricação do protótipo da órtese. Antes de apresentar o valor final do protótipo, vale esclarecer que o preço que será mostrado é para a fabricação de uma unidade, tendo em vista que o mesmo pode sofrer uma redução significativa se for construído em grande quantidade e usando processos mais modernos de fabricação.

A Tabela B.1 mostra as diversas partes e componentes que estão presentes na órtese, o seu respectivo preço e a porcentagem que cada parte representa no valor total. Os componentes adquiridos para a fabricação podem e geralmente sofrem variação significativa no seu valor dependendo da quantidade ou do local onde forem comprados.

Tabela B.1: Custo dos materiais utilizados na órtese.

Material	Preço total(R\$)	Porcentagem
Motores elétricos	7968,00	48,35%
Fusos de esfera	2300,00	13,95%
Estrutura em Al e em propileno	420,00	2,54%
Parafusos, porcas, arruelas, e peças em Nylon	166,00	1,00%
Drives de acionamento	2000,00	12,13%
Componentes eletrônicos	300,00	1,82%
Baterias Recarregáveis	1900,00	11,57%
Computadpr Embarcado	1400,00	8,50%
Teclado Numérico	25,00	0,15%
Total	16.479,00	100%

Não foi feito uma pesquisa de mercado detalhado antes de comprar as peças e demais partes que constituem a órtese com o menor preço, por isso o valor levantado, pode variar com uma margem considerável. Os cálculos feitos somente levaram em conta os gastos com matéria prima e com a compra dos equipamentos que fazem parte da órtese.

Se dividirmos os componentes para a construção da órtese em dois grupos: estrutura mecânica e eletrônica embarcada com os atuadores, fica mais evidente, de acordo com a Figura B.1 e a Tabela B.2 que o segundo grupo é responsável por mais de 82% do custo neste projeto.

Tabela B.2: Custo da órtese dividido em dois grupos.

Material	Preço total(R\$)
Estrutura Mecânica	2.886,00
Atuadores e eletrônica	13.593,00
Total	16.479,00

A estrutura mecânica compreende todas as peças de alumínio, os fusos de esferas recirculantes, as peças de plástico e parafusos. O outro grupo é constituído pelas duas placas de acionamento, motores, duas baterias, um PC embarcado, os sensores de fim de curso, fios e outros componentes eletrônicos.

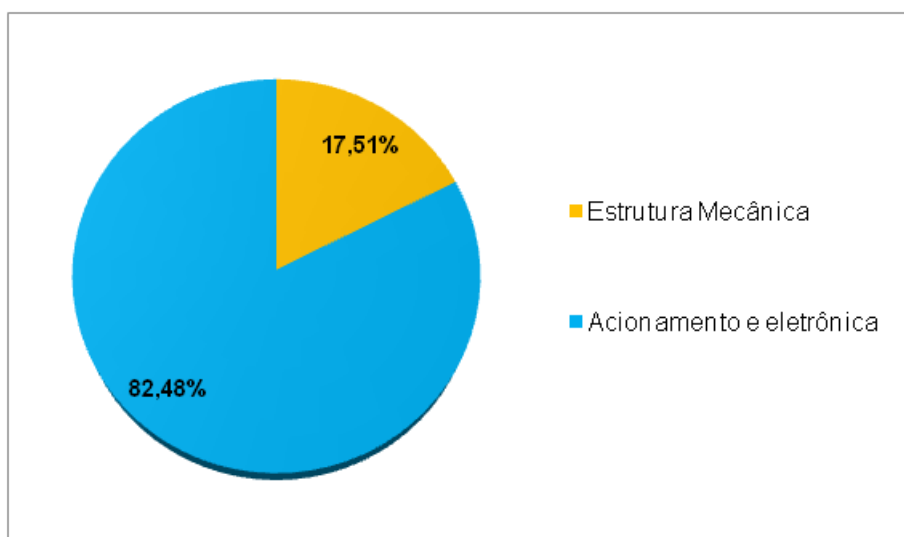


Figura B.1: Gráfico da porcentagem do custo da órtese dividido em dois grupos.

A grande maioria dos componentes eletrônicos e os fusos de esfera recirculante não são vendidos no Rio Grande do Norte, foram comprados em outros estados. Os drives de acionamento não são comercializados aqui no Brasil, por este motivo foi feita a importação desses dispositivos. Em todas essas compras foram pagos os fretes de transporte e os impostos de importação, encarecendo ainda mais o valor final do protótipo.

Obviamente a procura por equipamentos mais baratos e a otimização do sistema eletrônico tende a reduzir os gastos, outro fator importante para reduzir os custos é a realização de uma pesquisa de mercado mais aprofundada.