

CONSULTA
FD-3179

São Paulo
2002

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo para a obtenção do
Título de Mestre em Engenharia.

**SISTEMA DE ACIONAMENTO E TRAVAMENTO PARA
FLEXÃO MECANIZADA DE JOELHO EM ÓRTESES DE
MEMBROS INFERIORES**

MARKO ACKERMANN

**SISTEMA DE ACIONAMENTO E TRAVAMENTO PARA
FLEXÃO MECANIZADA DE JOELHO EM ÓRTESES DE
MEMBROS INFERIORES**

MARKO ACKERMANN

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo para a obtenção do
Título de Mestre em Engenharia.

Área de Concentração:
Engenharia de Reabilitação

Orientador :
Prof. Dr. Fabio G. Cozman

São Paulo
2002

Aos meus pais,
Valika e Helgo, pelo imenso
carinho com que se dedicaram
e dedicam à minha formação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, ao meu orientador, Prof. Dr. Fábio Gagliardi Cozman, pela constante, paciente e atenciosa orientação durante os anos de trabalho conjunto desde meu trabalho de Iniciação Científica.

Agradeço ao Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima e ao Prof. Dr. Lucas Antonio Moscato pelas sugestões e correções feitas durante o Exame de Qualificação.

Gostaria de agradecer à FAPESP pelo apoio ao projeto através de uma bolsa de mestrado e sua respectiva reserva técnica (Processo Nº 00/11349-4), sem os quais este trabalho não seria possível.

Agradeço à AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente) pelo apoio ao projeto, especialmente ao Eng. Milton Oshiro, ao Eng. Paulo Marcos de Aguiar e ao Dr. Marcelo Ares.

Agradeço ao paciente da AACD, Paulo Henrique, pela sua grande contribuição a este trabalho e pela sua impressionante capacidade de superar os obstáculos da vida de forma alegre e otimista.

Agradeço também aos amigos do Grupo de Telecomando e Tomada de Decisão do PMR - EPUSP, por criarem um ambiente de trabalho agradável e produtivo.

Finalmente, gostaria de agradecer à minha família e à minha namorada, Priscila, pela paciência e compreensão que demonstraram nos momentos em que os privei de minha presença e atenção durante a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. MARCHA HUMANA.....	5
2.1. Marcha Humana Normal.....	5
2.2. Marcha com Ortese.....	8
3. IMPORTÂNCIA DA FLEXÃO DO JOELHO PARA A MARCHA COM ÓRTESE.....	11
4. UM NOVO SISTEMA PARA FLEXÃO DO JOELHO EM ÓRTESES.....	14
4.1. Descrição do Sistema Proposto.....	14
4.2. Alternativas à Solução Proposta.....	23
4.2.1. Estimulação elétrica.....	23
4.2.2. Motores.....	25
4.2.3. “Coletores de energia”.....	26
5. PROJETO DA MOLA E DINÂMICA DO SISTEMA MOLA-MEMBRO INFERIOR.....	28
5.1. Modelo Geral, Simulações e Dimensionamento da Mola.....	28
5.2. Projeto da Mola.....	34
5.3. Considerações sobre o Modelo de Rigidez Passiva nas Articulações.....	36

6.	SISTEMA DE TRAVAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO.....	40
7.	SISTEMA DE ARMAZENAMENTO DE ENERGIA NA MOLA.....	47
	7.1. Solução Proposta e Requisitos de Projeto.....	47
	7.2. Modelagem do Tempo de Armazenamento de Energia na Mola.....	50
	7.3. Seleção do Conjunto Motor e Redutor e Projeto do Protótipo.....	56
	7.4. Tecnologia da Bateria e Autonomia do Dispositivo.....	58
8.	SISTEMA DE CONTROLE.....	61
	8.1. Estados do Sistema.....	61
	8.2. Programa de Controle.....	63
	8.3. Protótipo do Sistema de Controle.....	64
9.	TESTES COM O PACIENTE.....	67
	9.1. Procedimento Experimental.....	67
	9.2. Resultados do Primeiro Teste.....	69
	9.3. Análise dos Resultados do Primeiro Teste.....	73
	9.4. Resultados e Análise do Segundo Teste.....	76
10.	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	80
ANEXO - MODELAGEM DO MEMBRO INFERIOR NA FASE DE BALANÇO E		
PROCEDIMENTO DE SIMULAÇÃO.....		
	A.1. Modelagem Geométrica e de Distribuição de Massa do Membro.....	90
	A.2. Modelagem dos Atritos nas Articulações.....	91
	A.3. Modelagem da Rigidez Passiva nas Articulações.....	92
	A.3.1. Modelo de rigidez passiva de Rieneer; Edrich Simplificado.....	92
	A.3.2. Modelo de rigidez passiva de Andu; Davy.....	96

A.4. Simplificações Adotadas	99
A.5. Derivação Matemática do Modelo Mecânico	100
A.6. Procedimento de Simulação	105
LISTA DE REFERÊNCIAS	108
APÊNDICE I – PROGRAMA DE SIMULAÇÃO EM MATLAB	
APÊNDICE II – PROJETO DO CIRCUITO DE CONTROLE	
APÊNDICE III – PROGRAMA DE CONTROLE DO SISTEMA	
III.1. Programa de Controle do Sistema em Linguagem Estruturada	
III.2. Programa de Controle do Sistema Implementado em Assembler para o PIC	

LISTA DE TABELAS

<p>Tabela 1 – Parâmetros para as duas simulações apresentadas na Fig. 13. Onde: K - rigidez da mola; C_f – coeficiente de atrito viscoso na articulação do joelho; C_q – coeficiente de atrito viscoso na articulação do quadril; θ_{10} – ângulo inicial; Ang. Neuro – ângulo neutro da mola; Peso – peso do usuário; Altura – altura do usuário; Massa joelho – massa concentrada no joelho e Rig. passiva – modelo de rigidez passiva na articulação.</p>	32
<p>Tabela 2 – Parâmetros para a simulação apresentada na Fig. 14.</p>	33
<p>Tabela 3 – Parâmetros utilizados para as simulações das Figs. 16 e 17. O item “massa joelho” indica a massa concentrada na articulação do joelho devida à presença do dispositivo.</p>	38
<p>Tabela 4 – Valores representativos do comportamento previsto por simulações utilizando-se três cenários distintos para o modelo de rigidez passiva nas articulações do quadril e do joelho.</p>	38
<p>Tabela 5 – Algumas características técnicas do motor (à direita) e do redutor (à esquerda).</p>	57
<p>Tabela 6 – Dados coletados do teste sobre o instante em que o evento ocorreu e a correspondente posição do membro inferior (ângulos θ_1 e θ_2).</p>	73
<p>Tabela 7 – Tab. 4 do Capítulo 5 (reimpressa).</p>	74
<p>Tabela A.1 – Valores aferidos de c_f.</p>	91
<p>Tabela A.2 – Tabela de parâmetros determinados por Audu; Davy (1985) para o modelo geral de rigidez passiva no joelho e no quadril de Yoon; Mansour (1982).</p>	96

- 3..... Figura 1 – Metodologia de projeto adotada no trabalho.
- 5..... Figura 2 – Fases da marcha humana normal. Reproduzido de (Rose; Gamble, 1998).
- 6..... Figura 3 – Diagrama que ilustra os estados de duplo apoio (DA) e apoio simples (AS) da marcha e a fase de apoio e balanço de cada um dos membros inferiores.
- 6..... Figura 4 – Sub-fases da marcha.
- 8..... Figura 5 – Alguns tipos de órteses de membros inferiores: à esquerda e ao centro, órteses unilaterais do tipo KAFO; à direita, órtese bilateral do tipo RGO (“Reciprocating Gait Orthosis”) com cinto pélvico acompanhada do uso de muletas.(Figuras extraídas do Catálogo de Órteses, Próteses e Acessórios da oficina ortopédica da AACD).
- 12..... Figura 6 – Esquema do membro inferior. À esquerda, o membro está estendido. À direita, a articulação do joelho está flexionada de um ângulo $\Delta\theta$ e a articulação do quadril está a uma diferença de altura \bar{Q} em relação à altura da articulação do quadril quando o membro está estendido.
- 18..... Figura 7 – Esquema das etapas da fase de balanço da marcha de uma pessoa parapléica usuária do sistema desenvolvido.
- 20..... Figura 8 – Esquema de funcionamento do sistema de armazenamento de energia na mola.
- 22..... Figura 9 – Foto do dispositivo desenvolvido acoplado à órtese do paciente com o qual se realizaram os testes. Nesse estado, a mola está acoplada, exercendo torque na articulação do joelho e armazenando energia potencial. A articulação do joelho está travada.
- 23..... Figura 10 – Fotos da órtese do paciente testado com o dispositivo acoplado (sem o sistema de controle).
- 23..... Figura 11 – Foto lateral do dispositivo acoplado a órtese do paciente a ser testado e da caixa (à esquerda da órtese) do sistema de controle a ser fixa à cintura do paciente.
- 29..... Figura 12 – Modelo do membro inferior durante a fase de balanço, mostrando os ângulos θ_1 e θ_2 , que representam, respectivamente, o ângulo formado entre o eixo vertical e o segmento superior do membro inferior e o ângulo formado entre os segmentos inferior e superior do membro inferior.

LISTA DE FIGURAS

Figura 13 – Ângulos θ_1 e θ_2 para dois cenários com atritos nas articulações do joelho e do quadril diferentes. Os parâmetros da simulação encontram-se na Tab. 1. .32	32
Figura 14 – Simulação da altura da extremidade anterior do pé em função do tempo, com os parâmetros apresentados na Tab.2.	33
Figura 15 – Mola helicoidal angular projetada.	36
Figura 16 – Simulação do comportamento cinemático da articulação do joelho para três instantes em que as curvas apontadas por elas não mais representam o comportamento do sistema real porque o modelo não é válido a partir do instante em que o joelho se estende. As curvas são plotadas a partir do momento em que a mola é desacoplada.	37
Figura 17 – Simulação do comportamento cinemático da articulação do quadril para três cenários de rigidez passiva no joelho e no quadril. As setas indicam os instantes em que as curvas apontadas por elas não mais representam o comportamento do sistema real porque o modelo não é válido a partir do instante em que o joelho se estende.	38
Figura 18 – Esquema da articulação da órtese padrao fabricada pela AACD com a articulação destravada pelo anel simples à esquerda e travada à direita.	43
Figura 19 – Desenho esquemático da parte móvel do dispositivo de travamento. A esquerda, observa-se o dispositivo em corte para visualização dos detalhes internos. Ao centro, ilustra-se o dispositivo na disposição em que trava a articulação do joelho da órtese (solenoide desenergizado). À direita, ilustra-se o dispositivo na disposição em que deixa livre a articulação. Para destravar a articulação, o solenoide é energizado por um curto período de tempo. O dispositivo trava a articulação automaticamente assim que ela atinge a posição estendida.	44
Figura 20 – Fotos do dispositivo de travamento com seus componentes especificados. .45	45
Figura 21 – Esquema de funcionamento do sistema de armazenamento de energia na mola. (Fig.8 reimpressa).....	48
Figura 22 – Curva Velocidade vs. Rotação do motor de corrente contínua.	51
Figura 23 – Desenho esquemático da mola.....	52
Figura 24 – Curva Torque vs. Ângulo da mola.....	52
Figura 25 – Esquema da transmissão entre a polia e a haste livre da mola.	54

57	de cada componente.
58	Figura 27 – Foto do dispositivo com a mola acoplada.
60	Figura 28 – Esquema das entradas e saídas do controlador.
62	Figura 29 – Os estados do sistema durante o funcionamento normal estão representados pelos círculos numerados. As equações lógicas booleanas que caracterizam o início do estado seguinte estão escritas ao lado das setas.
62	Figura 30 – Dois ciclos inteiros de funcionamento do sistema. Estão representadas as fases de balanço e apoio, os estados do sistema e os estados de cada componente. Regiões cheias representam períodos em que o estado lógico dos componentes é 1, cujo significado encontra-se na Fig. 28.
66	Figura 31 – Foto do protótipo da placa de circuito de controle do dispositivo com especificação de alguns componentes.
66	Figura 32 – Foto do protótipo do sistema de controle na caixa (fechada), contendo a placa e a bateria. O paquímetro da figura está aberto a 100 mm para indicar as dimensões da caixa.
69	Figura 33 – Disposição inicial do membro inferior durante os testes com o paciente.
71	Figura 34 – Sequência de quadros do primeiro teste com o paciente da AACD com espaçamento temporal de aproximadamente 0,033 s.
72	Figura 35 – Sequência do movimento do membro inferior do paciente durante teste realizado na AACD. À esquerda, observa-se o estado inicial do membro inferior ($t = 0s$) com um ângulo de aproximadamente 23° em relação à linha do tronco; ao centro, observa-se um estado intermediário do membro inferior ($t = 0,3s$) e, à direita, observa-se o estado de máximo avanço do membro inferior ($t = 0,73s$).
90	Figura A.1 – Esquema do pêndulo duplo que modela o membro inferior com alguns de seus parâmetros.
95	Figura A.2 – Curva da rigidez passiva na articulação do joelho em função do ângulo na articulação do joelho segundo Riener, Edrich (1999), utilizando-se as simplificações comentadas. O momento é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação. A convenção para os valores dos ângulos utilizada é a mesma utilizada em θ_2 .

Figura A.3 – Curva do momento passivo na articulação do quadril em função do ângulo na articulação do quadril segundo Riener, Edrich (1999), utilizando-se as simplificações comentadas. O momento é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação. A convenção para os valores dos ângulos (θ_h) utilizada é a inversa da utilizada para $\theta_l(\theta_h = -\theta_l)$95

Figura A.4 – Curva da rigidez passiva na articulação do joelho em função do ângulo na articulação do joelho segundo Riener, Edrich (1999), utilizando as simplificações comentadas, e Audu; Davy (1985). O momento é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação. A convenção para os valores dos ângulos utilizada é a mesma utilizada em θ_l97

Figura A.5 – Curva da rigidez passiva na articulação do quadril em função do ângulo na articulação do quadril segundo Riener, Edrich (1999), utilizando as simplificações comentadas, e Audu; Davy (1985). O momento é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação. A convenção para os valores dos ângulos (θ_h) utilizada é a inversa da utilizada para $\theta_l(\theta_h = -\theta_l)$. 98

RESUMO

As órteses de membros inferiores prescritas a pacientes paraplégicos apresentam alto índice de rejeição. Essa rejeição se deve principalmente à falta de estética da marcha resultante e ao esforço excessivo requerido do usuário. Esses fatores são decorrentes, em grande medida, da realização de todo o ciclo da marcha com a articulação do joelho da órtese na posição estendida. Objetivou-se, neste trabalho, desenvolver um dispositivo leve, compacto e de baixo consumo energético capaz de melhorar o desempenho e a estética da marcha de usuários de órteses do tipo KAFO (“Knee-Ankle-Foot Orthosis”), através da exploração da dinâmica natural do membro inferior. Para tanto, propôs-se um sistema, cujo elemento de atuação direta é uma mola responsável por flexionar a articulação do joelho no início da fase de balanço. Após a flexão, a mola é desacoplada e o comportamento do membro inferior passa a ser regido por suas inércias até que o joelho se estenda. A realização de uma série de simulações, com a utilização de um modelo simples do membro inferior durante a fase de balanço, provou a viabilidade do dispositivo, mostrando que o comportamento cinemático induzido no membro inferior se assemelha ao da marcha normal. Um protótipo completo do dispositivo, acoplável a órteses padrão, foi projetado e construído. Dois testes com um paciente paraplégico da AACD foram realizados e analisados.

Lower limb orthosis, prescribed to paraplegic patients in order to allow them to walk and stand, have a high rejection rate. This rejection rate is mainly due to the lack of gait aesthetics and the excessive effort required from users. Such difficulties are caused to a great extent by the gait with locked knee. The objective of this work was to develop a light, compact and energy-saving system to improve gait aesthetics and to reduce the effort required from the user, through the exploitation of the natural dynamics of the lower limb. The proposed solution is a system based on a spring that stores energy during the stance phase and releases the energy during the swing phase to flex the knee. After the knee flexion, the lower limb behavior is entirely driven by its inertias until the full extension of the knee. Several simulations, performed with a simple lower limb model, demonstrated the viability of the solution proposed, by showing that the kinematic behavior of the lower limb imposed by the device is similar to that observed in the swing phase of a normal gait person. A complete prototype, which can be coupled to conventional orthoses, was designed and built. Two tests were conducted with a paraplegic patient from AACD and the results were analyzed.

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO

As órteses simples de membros inferiores (nome em inglês "Knee-Ankle-Foot Orthosis" - KAFO) são prescritas a pacientes paraplégicos com lesão medular torácica baixa (nível T10 a T12) e com bom controle dos músculos do tronco. São usualmente projetadas com mecanismos que mantêm a articulação do joelho estendida e travada durante todo o ciclo da marcha.

Nos Estados Unidos, o Banco de Dados sobre Lesão Medular ("The National Spinal Cord Injury Database") colhe dados sobre a população de norte americanos com lesão medular desde 1973 e portanto fornece dados confiáveis. Segundo este banco de dados (www.spinalcord.uab.edu), a incidência de lesão medular nos Estados Unidos é de aproximadamente 200.000 pessoas, um quarto das quais possuem paraplegia completa e um quinto, paraplegia incompleta, totalizado um universo de aproximadamente 90.000 potenciais usuários de órteses de membros inferiores em 2001. No Brasil, 8000 pessoas sofrem lesão medular todo ano, segundo informações aproximadas obtidas na AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente) no ano de 2001. Com o crescimento contínuo da expectativa de vida e o consequente envelhecimento da população, estima-se que o número de pessoas com algum tipo de disfunção nos membros cresça dramaticamente nas próximas décadas.

Do total anual de novos indivíduos paraplégicos no Brasil, estima-se que 1500 poderiam utilizar órteses de membros inferiores, porém apenas 5% deles o fazem. Entre as razões que explicam a baixa popularidade das órteses, encontram-se a baixa funcionalidade e a falta de estética da marcha resultante, ambas decorrentes, em grande medida, da realização de todo o ciclo da marcha com a articulação do joelho na posição estendida.

Estes dados evidenciam a necessidade de melhoria das órteses atuais através da flexão automática da articulação do joelho. A marcha com a articulação do joelho sempre estendida requer ações de compensação pelo paciente, explicadas no Capítulo 2, como a elevação excessiva da articulação do quadril e a abdução lateral do membro inferior (Rose; Gamble, 1998), as quais diminuem sensivelmente a eficiência da marcha (Abdulhadi; Kerrigan; LaRaia, 1996); (Greene; Granat, 2000);

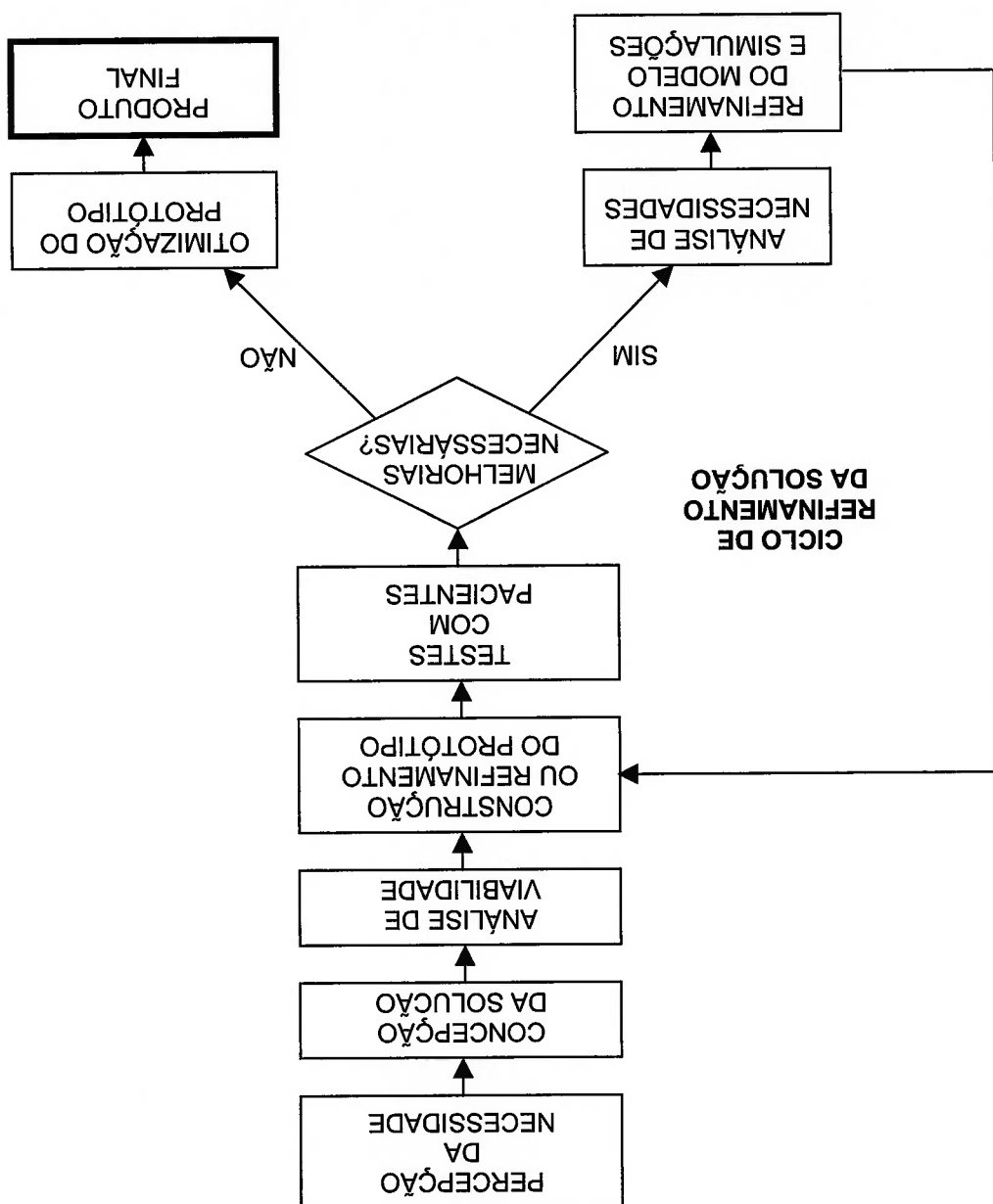
(Kaufman et al., 1996), como explicado no Capítulo 3. Além das potenciais melhorias em termos funcionais advindas da flexão do joelho, de igual importância é a melhoria na estética da marcha, com claras vantagens sociais e psicológicas para o indivíduo. Vantagens fisiológicas adicionais são provenientes da movimentação dos membros inferiores em pacientes paraplégicos.

À luz da necessidade evidenciada nos parâmetros anteriores e da literatura revisada no Capítulo 4, objetivou-se, neste trabalho, desenvolver um dispositivo leve, compacto e de baixo consumo energético capaz de melhorar o desempenho e a estética da marcha de pacientes usuários de órteses do tipo KAFO, através da exploração da dinâmica natural do membro inferior. Para tanto, propôs-se um dispositivo cujo elemento de atuação direta é uma mola responsável por flexionar a articulação do joelho no início da fase de balanço. Após a flexão, a mola é desacoplada e o comportamento do membro inferior passa a ser regido por suas inércias até que o joelho se estenda novamente.

O trabalho adotou a metodologia de projeto esquematizada na Fig. 1.

O presente trabalho apresentou uma solução e realizou um ciclo de refinamento, atingindo um protótipo completo com capacidade de flexão mecanizada de joelho. Adicionalmente, englobou a percepção da necessidade, a concepção da solução e a análise da viabilidade da solução. O protótipo completo, os testes descritos e a discussão apresentada servirão de base para futuras iterações do processo.

Figura 1 – Metodologia de projeto adotada no trabalho.



O trabalho é organizado da seguinte forma. No Capítulo 2, explanam-se algumas características da marcha humana normal e da marcha com órtese e introduz-se o leitor à nomenclatura da área. No Capítulo 3, explica-se a importância da flexão da articulação do joelho para melhorar o desempenho e a estética da marcha de usuários de KAFO. No Capítulo 4, apresenta-se, explica-se e justifica-se a solução proposta. No Capítulo 5, apresentam-se a determinação das características do dispositivo, a previsão do comportamento do membro inferior do paciente e uma discussão de sua sensibilidade a vários fatores, através da análise de simulações realizadas partindo-se de um modelo simples do membro inferior. Nos capítulos 5, 6, 7 e 8, apresenta-se, em detalhes, o projeto do protótipo do dispositivo completo, desenvolvido durante o trabalho, composto por quatro grupos funcionais: o elemento elástico, representado pela mola (Capítulo 5); o sistema de travamento (Capítulo 6), o sistema de armazenamento de energia no elemento elástico (Capítulo 7) e o sistema de controle (Capítulo 8). No Capítulo 9, apresentam-se os resultados dos testes realizados com um paciente, comparam-se os resultados obtidos com o comportamento do membro inferior previsto nas simulações e discutem-se as melhorias necessárias no dispositivo. Finalmente, o Capítulo 10 contém uma summa do trabalho permeada de discussões sobre o que foi feito e o que ainda deve ser feito.

2. MARCHA HUMANA

2.1. Marcha Humana Normal

Na marcha humana normal (observar diagrama na Fig.2), pode-se distinguir claramente dois estados: o de duplo apoio (DA), em que os dois membros inferiores se encontram apoiados no solo, e o de apoio simples (AS), em que apenas um dos membros inferiores se encontra apoiado no solo e o outro em balanço (Fig.3). Observando-se apenas um dos membros inferiores, pode-se dividir o ciclo da marcha em fase de apoio, na qual o membro inferior encontra-se apoiado no solo, e fase de balanço, na qual o membro inferior encontra-se flexionado e em balanço. A fase de apoio dura aproximadamente 60 % do ciclo completo de um dos membros inferiores enquanto a fase de balanço dura aproximadamente 40 %. Nesta última fase, o equilíbrio do corpo, a suavidade do movimento e a minimização do gasto energético são garantidos por uma fina conjugação de movimentos auxiliares do corpo, como a movimentação dos braços, o deslocamento do centro de massa para perto do plano de movimentação do membro inferior de apoio e uma leve flexão do membro inferior de apoio (Rose; Gamble, 1998). Esta flexão tem o objetivo de diminuir impactos na transição da fase de balanço para a de apoio e as oscilações verticais do centro de massa, ambos responsáveis por ineficiências energéticas da marcha (Rose; Gamble, 1998) e (Croce et al., 2001).

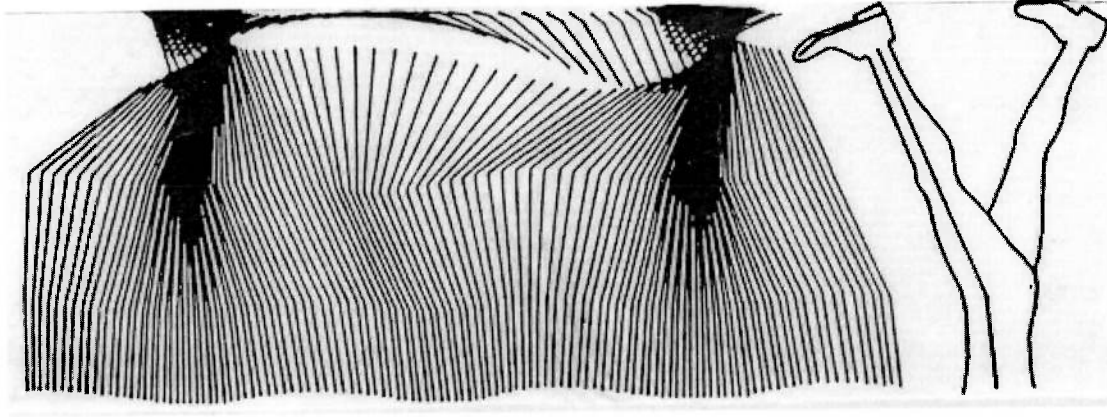
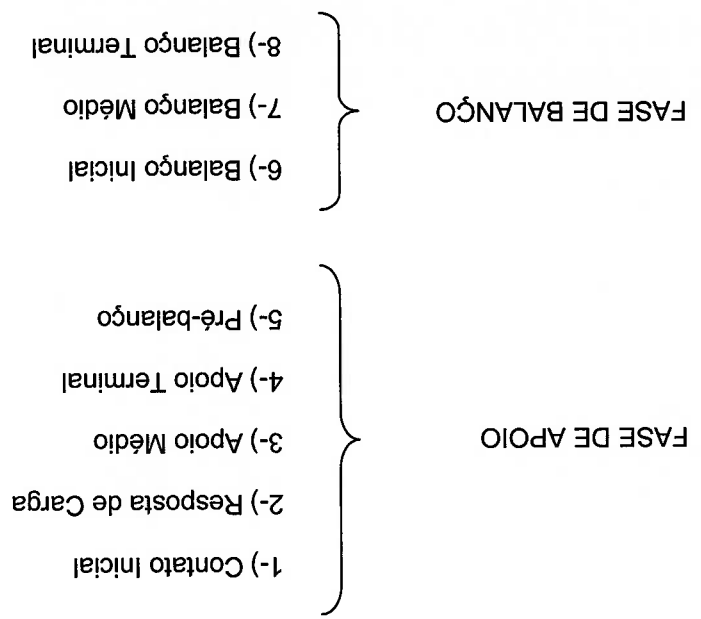


Figura 2 – Fases da marcha humana normal. Reproduzido de (Rose; Gamble, 1998).

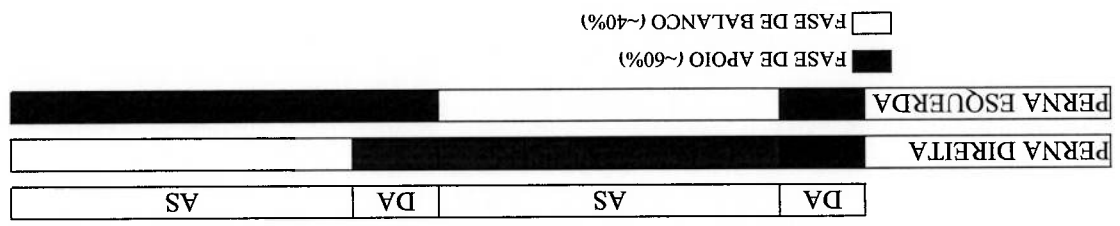
1-) Contato Inicial: postura momentânea, que determina a transição da fase de balanço para a de apoio, na qual o indivíduo toca o calcanho (parte posterior do pé) no solo. Neste momento, o quadril encontra-se flexionado a aproximadamente 30° e o joelho, a 5°.

Figura 4 – Sub-fases da marcha.



O ciclo completo da marcha normal pode ser dividido em sub-fases que se sucedem cíclicamente (Fig. 4). A seguir, apresenta-se resumidamente cada uma destas fases com o intuito de situar o leitor não especializado e apresentar parte da nomenclatura utilizada neste trabalho. Em (Saad, 1997) encontra-se uma descrição detalhada sobre cada uma delas.

Figura 3 – Diagrama que ilustra os estados de duplo apoio (DA) e apoio simples (AS) da marcha e a fase de apoio e balanço de cada um dos membros inferiores.



2-) Resposta de Carga: este período corresponde à aceitação do peso corporal pelo membro inferior após o contato inicial. O calcâneo funciona como um mata borrão e o joelho flexiona-se rapidamente a 15°, ação conjunta que garante uma progressão suave do movimento, sem choques, e que diminui a amplitude de oscilação vertical do centro de gravidade corporal. Nesta sub-fase, a linha do vetor peso corporal passa posteriormente ao joelho e cria um momento flexor no joelho. A flexão excessiva do joelho é evitada pela ação de seus músculos extensores.

3-) Apio Médio: nesta fase da marcha, ocorre o avanço do corpo sobre o pé estacionário cuja planta se apoia inteiramente no solo. O pé do membro oposto é elevado, dando início à fase de apoio simples. O vetor do peso corporal se move anteriormente, criando um momento de dorsi-flexão (flexão da articulação do tornozelo de tal forma a aproximar os dedos do pé à tibia; é o movimento oposto ao de flexão plantar). A flexão do joelho atinge um máximo de 18° e depois passa a diminuir no sentido da extensão. A flexão do quadril diminui gradualmente e inicia-se sua extensão. Para evitar a queda excessiva do quadril do membro em balanço, os músculos abdutores do quadril do membro em apoio passam a agir, evitando a inclinação da pelve.

4-) Apio Terminal: nesta fase, o calcâneo se eleva e o contato do pé com o solo passa a ser feito apenas pelo antepé. O corpo avança, “caindo para a frente” sobre a sua área de suporte. O peso corporal começa a ser transferido para o membro contralateral (membro oposto ao analisado).

5-) Pré-balanço: o contato do pé do membro contralateral se inicia neste intervalo, que coincide então com a fase de duplo apoio. Ocorre o preparo do membro para o início da fase de balanço através da rápida transferência do peso corporal para o membro contralateral. A anteriorização do peso corporal sobre o antepé provoca uma flexão passiva da articulação do joelho de aproximadamente 40° sem que haja o desprendimento do antepé do solo. O quadril flexiona-se para sua posição neutra (fêmur alinhado com o tronco).

6-) Balanço Inicial: neste período, ocorre a elevação do pé do solo. O quadril flete para 20°. Para elevar os dedos do solo, o joelho flexiona-se a um ângulo de até 70°, adicionando-se de 20° a 30° à flexão de 40° do pré-balanço.

7-) Balanco Médio: neste período, a flexão do quadril atinge 30° e é mantida pela ação dos músculos flexores do quadril durante o início da extensão do joelho, a qual ocorre passivamente pela ação da gravidade. O término desta fase se dá quando as flexões tanto do joelho quanto do quadril são de 30°.

8-) Balanco Terminal: neste período, a flexão do quadril é mantida em 30° e o joelho continua a estender-se, agora sob a ação dos músculos extensores agindo contra a força de gravidade.

2.2. Marcha com Órtese

O indivíduo com paralisia dos membros inferiores não dispõe da grande maioria dos artifícios disponíveis para um indivíduo com marcha normal manter a estabilidade, a eficiência, a suavidade e a estética da marcha. Como não possui o controle dos músculos do membro inferior, para que possa permanecer em pé, se torna necessária a utilização de uma estrutura rígida ao redor do membro inferior, a órtese (Fig.5). Adicionalmente, como o indivíduo não possui mecanismos de controle fino para sua estabilidade, é necessária a utilização de muletas, sobretudo nos casos em que a lesão é bilateral.

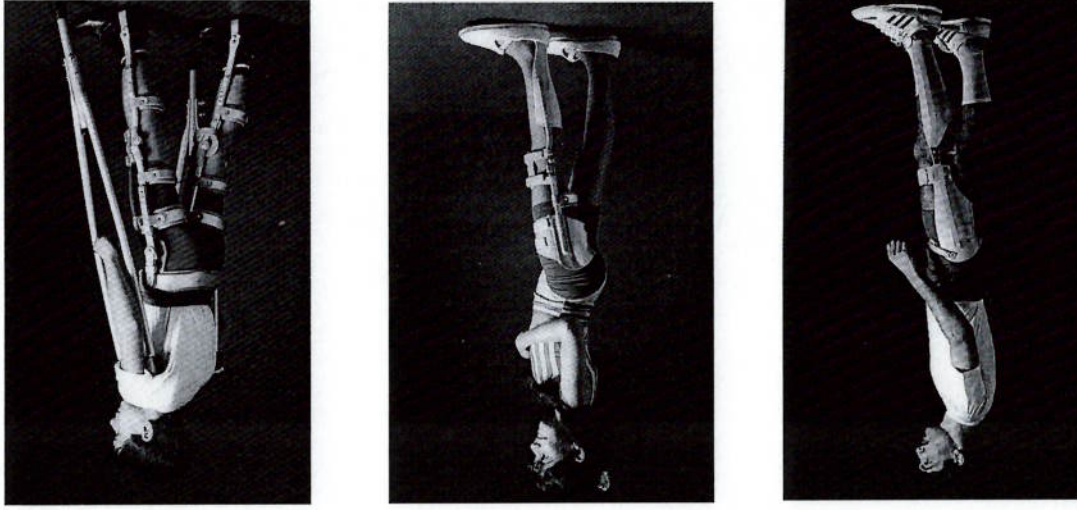


Figura 5 – Alguns tipos de órteses de membros inferiores: à esquerda e ao centro, órteses unilaterais do tipo KFO; à direita, órtese bilateral do tipo RGO (“Reciprocatimg Gait Orthosis”) com cinto pélvico acompanhada do uso de muletas.(Figuras extraídas do Catálogo de Órteses, Próteses e Acessórios da oficina ortopédica da AACD.)

Na marcha com órteses, a maneira utilizada para evitar a flexão do joelho durante a fase de apoio é a manutenção da articulação do joelho da ortese travada na posição estendida. No entanto, com o joelho estendido, a transição entre a fase de balanço e apoio é bem menos suave e a amplitude de oscilação do centro de massa corporal é maior. Além disso, como comentado anteriormente e detalhado adiante, a manutenção da articulação do joelho em sua posição estendida durante a fase de balanço da marcha implica na necessidade de elevação excessiva da articulação do quadril. Para suprir esta necessidade, dois artifícios são utilizados pela maioria dos pacientes para evitar a colisão do pé com o solo: a abdução lateral, que consiste em um deslocamento lateral do membro inferior em balanço, e a inclinação lateral do tronco para o lado do membro em apoio. Estes artifícios se tornam ainda mais proeminentes quando não há controle dos músculos abdutores do membro inferior em apoio, cuja ativação evitaria a inclinação da pelve e a consequente queda da articulação do quadril do membro em balanço. Estas ações claramente prejudicam a estética e a eficiência da marcha.

A marcha de um paciente que utiliza uma ortese convencional pode, de maneira geral, ser descrita pela seguinte sequência: o paciente eleva o quadril no lado do membro a ser deslocado de maneira a diminuir a força de contato do pé com o solo; inclina o tronco ligeiramente para frente e para o lado do membro que permanecerá em apoio; movimenta o quadril para cima e para frente de tal forma a “lançar” o membro inferior em balanço para frente; abaixa, então, o quadril e apoia novamente a parte posterior do pé; reposiciona as muletas para garantir o equilíbrio durante o próximo passo e só então inicia o mesmo procedimento para o outro membro.

Durante os períodos de apoio simples, as muletas desempenham um papel importante no que se refere à manutenção da estabilidade e do equilíbrio do usuário. Segundo análise de McChhee et al. (1978), através da utilização das muletas, o deficiente usuário de ortese consegue manter, durante toda a marcha, a projeção de seu centro de massa no plano horizontal no interior de um triângulo ou quadrilátero imaginários cujos vértices são os pontos de apoio das muletas e membros inferiores, o que caracteriza uma situação de equilíbrio estático.

A grande maioria das órteses contém goteiras, estruturas geralmente rígidas que envolvem o pé e parte da porção inferior do membro inferior, cuja função é manter a articulação do tornozelo em sua posição neutra, sem permitir sua flexão plantar ou dorsi-flexão. Essa restrição aumenta o equilíbrio e a estabilidade do usuário uma vez que este não apresenta controle sobre os músculos do tornozelo. Por outro lado, aumenta a amplitude da oscilação vertical do centro de massa corporal e incrementa o risco de colisão da parte anterior do pé com o solo durante a fase de balanço médio.

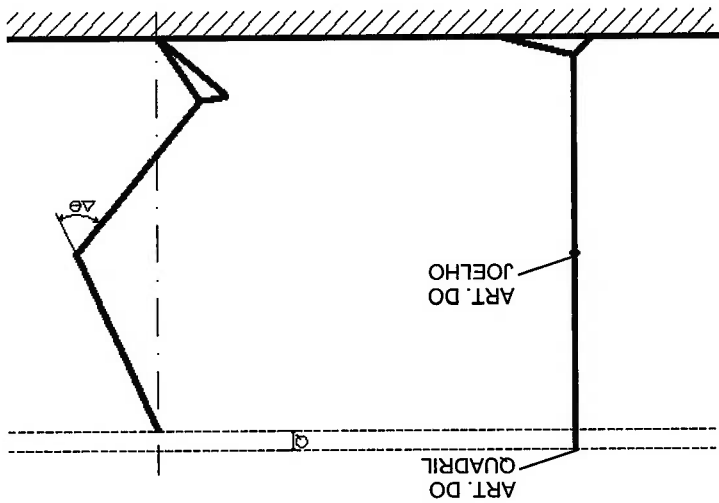
3. IMPORTÂNCIA DA FLEXÃO DO JOELHO PARA A MARCHA COM ORTESE

A realização da fase de balanço com a articulação do joelho da órtese na posição travada e estendida diminui a eficiência da marcha. De fato, Abdulhadi; Kerrigan; LaRata (1996) mostram um aumento de 20% no consumo de oxigênio quando o joelho é imobilizado em pessoas com marcha normal, o que sugere perdas energéticas em indivíduos paraplégicos usuários de órteses travadas. Greene; Granat (2000) mostram que a flexão do joelho associada à flexão do tornozelo durante a fase de balanço da marcha de uma pessoa paraplégica pode amenizar os mecanismos compensatórios e, como consequência, diminuir o gasto energético da marcha. Kaufman et al. (1996) mostram, através de experimentos, que a utilização de uma KAF0, que permite a flexão do joelho durante a fase de balanço, diminui o gasto energético da marcha se comparado com uma KAF0 tradicional que mantém a articulação do joelho estendida e travada. Allard et al. (1981) apud Kaufman et al. (1996) mostram que a amplitude da oscilação vertical do quadril de um paciente utilizando uma KAF0 convencional (com a articulação do joelho estendida) aumentou 65 % em relação à oscilação quando não é utilizada órtese durante a marcha, o que evidência a ineficiência energética da marcha resultante.

Neste trabalho, realizou-se um estudo geométrico simplificado, que relaciona o grau de flexão do joelho com a elevação do quadril necessária. Para tanto, determinou-se a altura da articulação do quadril como função da flexão do joelho no momento em que a parte anterior do pé está no plano do tronco, como ilustrado no esquema da direita na Fig.6. A altura do quadril, calculada para esta posição do pé, seria a mínima necessária para evitar a colisão do antepé com o solo. Considerou-se a utilização de goteiras, as quais fixam o tornozelo em sua posição neutra. Para se obter os comprimentos dos segmentos do membro inferior, utilizaram-se relações antropométricas médias constantes em (Winter, 1990). O modelo ilustrado na Fig.6 permite que se obtenha uma expressão que relaciona a flexão da articulação do joelho ($\Delta\theta$) à elevação mínima do quadril Q (elevação em relação ao nível ilustrado na reta horizontal superior da Fig.6) necessária para evitar a colisão do pé com o solo.

Certamente este modelo é extremamente simplificado, uma vez que não considera a trajetória inteira do pé, mas apenas o instante em que o antepé passa pela linha do tronco. Adicionalmente, negligencia o risco real de colisão do calçaneol com o solo. No entanto, o modelo é útil para ilustrar que a flexão do joelho tem relação direta com a diminuição da elevação do quadril necessária para evitar a colisão do pé com o solo. Além disso, o estudo sinaliza que se for promovida uma flexão do joelho superior a 40°, pode-se potencialmente diminuir a elevação do quadril necessária durante a fase de balanço. De fato, as simulações realizadas (Capítulo 5) mostraram que, com a flexão do joelho induzida pelo dispositivo proposto, a elevação do quadril foi sempre inferior à necessária quando a articulação do joelho permanece travada e estendida (Ackermann; Cozman; Dias, 2001).

O estudo mostrou, por exemplo, que a elevação mínima do quadril necessária para uma pessoa de 1,7 m de altura realizar o passo com a articulação do joelho estendida é de aproximadamente 2 cm. Segundo este modelo, para uma pessoa cujas relações antropométricas se assemelhem às levantadas por Winter (1990), uma flexão do joelho superior a 42° possibilitaria uma elevação mínima do quadril inferior à necessária quando se realiza o passo com o membro inferior estendido. Uma flexão superior a 52°, por sua vez, seria suficiente para que a elevação da articulação do quadril pudesse ser nula. Considerou-se elevação nula a elevação correspondente à linha tracejada superior na Fig.6.



As vantagens obtidas pela flexão da articulação do joelho da órtese, no entanto, não se restringem a aspectos funcionais, traduzidos numa diminuição da elevação do quadril necessária. A flexão do joelho assemelha a fase de balanço de um paciente paraplégico à de uma pessoa com marcha normal, o que melhora substancialmente a estética da marcha e certamente aumenta a aceitação da órtese pelo paciente. A estética pode parecer um fator de valor menor, porém o contato com pessoas que utilizam equipamentos protéticos e ortóticos evidencia sua importância fundamental. Dispositivos com baixo valor estético, mesmo que funcionalmente efetivos, apresentam aceitação reduzida. Portanto, é fundamental que se atente, durante o projeto de dispositivos ortóticos e protéticos, para o valor estético tanto do movimento gerado pelo dispositivo quanto do próprio dispositivo.

4. UM NOVO SISTEMA PARA FLEXÃO DO JOELHO EM ORTESES

4.1. Descrição do Sistema Proposto

No presente trabalho, procurou-se desenvolver um sistema simples e de baixo consumo energético, capaz de imprimir um comportamento cinemático ao membro inferior de usuários de KAF0 semelhante ao de pessoas com marcha normal. Para tanto, procurou-se explorar a dinâmica natural da marcha humana. Nos próximos parágrafos, resume-se o trabalho de alguns autores que exploraram este conceito e motivaram a solução apresentada neste trabalho.

Da literatura estudada, o trabalho que mais se assemelha ao aqui apresentado é o de Gharooni; Heller; Tokhi (2000) que desenvolveram um sistema baseado na utilização de uma mola angular helicoidal para iniciar a fase de balanço, nos moldes da utilizada no presente trabalho. Para provocar a extensão do joelho no final da fase de balanço, no entanto, aquele trabalho utiliza a estimulação elétrica (FES – “Functional Electrical Stimulation”) dos músculos extensores do joelho contra a ação da mola.

O clássico trabalho de Tad McGeer (McGeer, 1990) explorou e desenvolveu o, assim chamado, princípio da Marcha Dinâmica Passiva (“Passive Dynamic Walking”). McGeer mostrou matematicamente que é possível, se certas condições geométricas e de distribuição de massa forem satisfeitas, construir um mecanismo bípede com características humanoides, capaz de andar de maneira estável e de forma semelhante à marcha humana normal. Esse comportamento pode ser atingido posicionando-se o mecanismo em um plano inclinado, apenas pela ação da força da gravidade, sem se utilizar qualquer outro tipo de acionamento. Um protótipo foi construído, com sucesso, por Andy Ruina da Cornell University. Seu trabalho inspirou outros como o de Camp (1997), o qual demonstrou que a utilização de um sistema simples de controle/atuação em malha aberta é suficiente para produzir uma marcha estável sobre uma superfície plana em um mecanismo bípede.

Pratt (2000) discute sobre a reduzida importância de uma trajetória específica, precisão e repetibilidade no desempenho da marcha humana. A cinemática da marcha pode variar significativamente de um indivíduo para outro ou de um passo

A solução proposta neste trabalho procurou aproveitar, ao máximo, a dinâmica natural do membro inferior durante a fase de balanço da marcha. Para tanto, a energia necessária para flexionar as articulações do quadril e do joelho, no início da fase de balanço, é fornecida por um elemento de baixa impedância, uma mola, posicionada na articulação do joelho. Adicionalmente, a extensão necessária da articulação do joelho, no final da fase de balanço, é atingida de forma totalmente passiva, pelas ações da gravidade e das inércias do membro inferior. Até onde se sabe, esta é uma estratégia original, sem paralelo na literatura. A solução proposta é de elevada simplicidade, já que todo o comportamento do membro inferior do paciente é induzido pela ação de uma mola posicionada na articulação do joelho, a qual simplesmente transfere energia para o membro inferior, em malha aberta. Além disso, o consumo energético é reduzido porque a dinâmica natural do membro inferior é explorada através da utilização de um atuador direto de baixa impedância e do emprego da extensão passiva do joelho, no final da fase de balanço.

Os trabalhos mencionados tiram proveito da dinâmica natural da marcha humana e evidenciam que sistemas de controle muito simples são capazes de gerar comportamentos cinemáticos dos membros inferiores muito semelhantes aos da marcha humana normal. Os pesquisadores citados reconheceram a utilidade de se projetar sistemas cuja dinâmica natural seja responsável por boa parte ou mesmo a totalidade da tarefa atribuída a ele. Projetos que levam em conta o comportamento natural do próprio sistema, tornam-se mais simples e eficientes.

para outro de um mesmo indivíduo sem influir significativamente no desempenho da mesma. Sob uma perspectiva matemática, isso é equivalente a dizer que há um enorme conjunto de trajetórias dos membros que vão resultar numa marcha considerada satisfatória. Portanto, estratégias de controle simples ou mesmo atuações em malha aberta são suficientes para que uma dessas trajetórias seja atingida. Seu trabalho evidencia ainda a importância de se considerar a dinâmica natural da marcha no projeto de sistemas robóticos humanoides, protéticos ou ortóticos para diminuir o consumo energético e a complexidade do controle e para aumentar a similaridade à marcha normal dos sistemas desenvolvidos.

Como descrito no Capítulo 2, a fase de balanço da marcha humana inicia-se com uma flexão tanto do quadril como do joelho e termina com uma extensão do joelho enquanto o quadril está flexionado. Nos parágrafos seguintes, traçam-se considerações sobre este comportamento é atingido utilizando-se a estratégia brevemente descrita no parágrafo anterior. Primeiro, explica-se resumidamente o motivo da escolha de um elemento elástico como atuador direto, em detrimento da utilização de um motor ou da estimulação elétrica. Segundo, explica-se como a flexão do quadril é induzida através do acionamento apenas da articulação do joelho. Terceiro, apresenta-se a constatação de que, utilizando-se a estratégia proposta, a extensão do joelho no final da fase de balanço, de fato, ocorre com a articulação do quadril flexionada. Finalmente, explica-se, em detalhes, o funcionamento do sistema completo.

Várias alternativas para promover a flexão das articulações do joelho e do quadril foram verificadas e estudadas, dentre as quais, a utilização de estimulação elétrica dos músculos do membro inferior e de motores conectados diretamente às articulações do joelho e do quadril (Seção 4.2). Resumidamente, o motivo da escolha de um elemento elástico é o fato de se tratar de um atuador de baixa impedância, o que permite que a dinâmica do membro inferior seja pouco influenciada pelas características do atuador; em outras palavras, o comportamento do membro inferior é regido predominantemente pela sua própria dinâmica natural. O emprego desta estratégia, torna o sistema simples, energeticamente conservativo e confiável. Na Seção 4.2, discute-se, em detalhes, por que se optou pela utilização de um elemento elástico em detrimento da utilização de estimulação elétrica (Seção 4.2.1) ou de motores diretamente ligados às articulações (Seção 4.2.2).

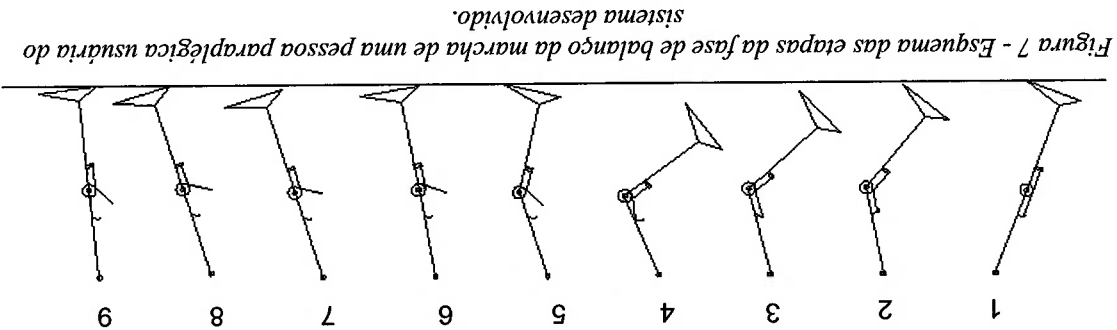
Como frisado anteriormente, para possibilitar a realização de um passo por um paciente usuário de uma órtese durante a fase de balanço, deve-se promover tanto uma flexão do joelho como uma flexão do quadril (correspondente a um avanço do fêmur). Um fenômeno de grande utilidade para o presente trabalho, foi o de que uma flexão do joelho causa uma flexão do quadril devido a fatores dinâmicos e estáticos (Gharooni; Heller; Tokhi, 2000); (Ackermann; Cozman; Dias, 2001). Estaticamente, quando se flexiona a articulação do joelho, para que o membro inferior atinja uma

Dessa forma, comprovou-se que o comportamento cinemático do membro inferior do paciente, durante a fase de balanço, aplica-se a solução proposta, assemelha-se ao movimento do membro inferior de uma pessoa com marcha normal. Para esclarecer a solução proposta, as etapas da fase de balanço da marcha de um paciente usuário do sistema proposto são listadas, a seguir, e ilustradas esquematicamente na Fig. 7. Comparando-se o esquema da Fig. 7 ao diagrama apresentado na Fig. 2, nota-se que, de fato, a sequência de eventos ilustrada caracteriza a realização de um passo, cuja cinemática é semelhante a da marcha de uma pessoa com marcha normal.

Para causar a extensão do joelho no final da fase de balanço, por sua vez, propôs-se neste trabalho, a solução, até onde se sabe original, de simplesmente desacoplar a mola da articulação, assim que esta atinja um determinado nível de flexão. Após a flexão do joelho, o comportamento do membro inferior passa, então, a ser regido totalmente pelas inércias adquiridas no início da fase de balanço e pela força de gravidade. A aplicação desta ideia, depende, no entanto, de que a extensão do joelho ocorra com a articulação do quadril flexionada. Por simulações (Capítulo 5) e por testes com um paciente (Capítulo 9), verificou-se que a extensão do joelho, de fato, ocorre quando o segmento superior do membro inferior ainda está avançado.

Dinamicamente, o efeito da aceleração do segmento inferior do membro inferior para flexionar o joelho também contribui para a flexão da articulação do quadril. Graças a este efeito, é possível simplificar significativamente o dispositivo, pois torna-se possível flexionar tanto o joelho quanto o quadril, utilizando-se um acionamento apenas no joelho. Confirmou-se, através de simulações (Capítulo 5) e dos testes com um paciente da AACD (Capítulo 9), que essa flexão do quadril, como reflexo da flexão do joelho, é suficiente para possibilitar a realização de uma fase de balanço semelhante à de uma pessoa com marcha normal e para diminuir a elevação do quadril necessária. Este resultado é particularmente útil no que se refere a órteses convencionais do tipo KAFO sem cinto pélvico, para as quais um acionamento na articulação do quadril seria de implementação prática complicada.

- 1-) A articulação do joelho é destravada.
- 2-) Com o destravamento da articulação, o joelho flexiona-se sob a ação da mola. Devido ao efeito do reflexo da flexão do joelho na articulação do quadril, esta também flexiona-se (segmento superior do membro inferior avança).
- 3-) Quando a articulação do joelho atinge determinado grau de flexão, a mola é desacoplada e deixa de agir sobre a articulação do joelho.
- 4-) Devido às inércias adquiridas antes do desacoplamento, o joelho e o quadril tendem a continuar flexionando-se, até que, sob a ação desaceleradora da força de gravidade, atinjam seus pontos de máxima flexão.
- 5-) A articulação do joelho passa a estender-se. Pelo efeito da extensão do joelho, o quadril também passa a estender-se (segmento superior do membro inferior “recua”).
- 6-) O joelho atinge a posição totalmente estendida, com a articulação do quadril ainda flexionada (segmento superior do membro inferior “avançado”). A articulação do joelho da órtese é travada assim que o joelho atinge a posição estendida. A partir do momento em que a articulação do joelho é travada, inicia-se o armazenamento de energia na mola.
- 7-) Devido à inércia da parte inferior do membro inferior, após o travamento da articulação do joelho, o membro inferior avança (articulação do quadril flexiona-se novamente).
- 8-) Apoio do calcanear no solo e início da fase de apoio.
- 9-) Fase de apoio.



Em relação à fase de apoio, este trabalho prevê sua realização com a articulação do joelho travada e estendida. Essa estratégia garante a estabilidade da marcha, durante o período em que o membro inferior suporta o peso corporal, e dispensa a utilização de um acionamento para manter o membro inferior estendido.

O destravamento da articulação do joelho, para que se inicie a fase de balanço sob a ação da mola, ocorre sob o comando do usuário, e seu travamento, no final da fase de balanço, ocorre automaticamente assim que o joelho se estende. Com o membro inferior estendido e travado, o usuário pode, então, apoiá-lo no solo com segurança. O armazenamento de energia na mola, por sua vez, ocorre durante o período em que a articulação do joelho da órtese permanece travada.

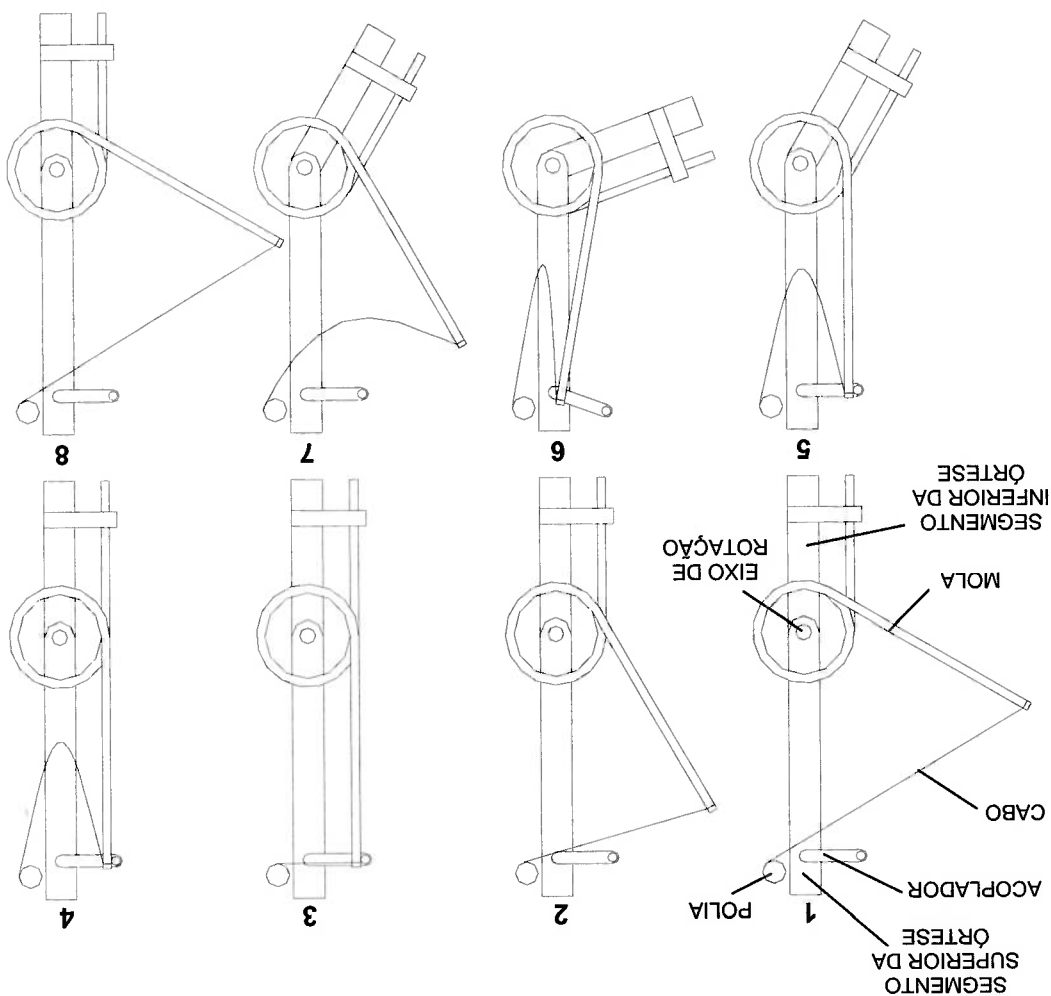
O dispositivo completo para viabilizar a solução proposta possui os quatro sub-sistemas apresentados a seguir:

- o sistema da mola, que inclui o elemento elástico (mola), a qual fornece energia ao membro no início da fase de balanço, e a estrutura mecânica, que permite o acoplamento do dispositivo às órteses padrão fabricadas na AACD;
- o sistema de travamento da articulação do joelho, responsável por manter a articulação do joelho da órtese travada e estendida durante a fase de apoio e livre durante a fase de balanço;
- o sistema de armazenamento de energia na mola, responsável por armazenar energia na mola durante o período em que a articulação do joelho da órtese estiver travada;
- o sistema de controle, responsável por processar os sinais recebidos dos sensores e controlar o sistema de armazenamento de energia na mola e o sistema de travamento.

Para esclarecer a função de cada sub-sistema, o funcionamento do dispositivo completo é ilustrado na Fig.8 e explicado a seguir. A numeração dos itens corresponde aos números ilustrados na Fig.8.

1-) Assim que o joelho se estende no final da fase de balanço, a articulação é travada pelo sistema de travamento da articulação. O sistema de controle detecta o travamento, através de um sensor ótico, e comanda o início do armazenamento de energia na mola pelo sistema de armazenamento de energia na mola. O sistema de armazenamento de energia na mola é composto por um motor, um redutor, uma polia na saída do redutor e um cabo conectado à polia e à extremidade livre da mola, como ilustrado esquematicamente na Fig.8. No evento correspondente a este item, o motor é ligado no sentido anti-horário e passa a "puxar" a haste móvel da mola enrolando o cabo em torno da polia.

Figura 8 – Esquema de funcionamento do sistema de armazenamento de energia na mola.



2-) O cabo de aço, preso à extremidade livre da mola, é enrolado pela polia, fixa ao redutor, e energia potencial elástica é armazenada na mola. Quase todo o período desta ação ocorre durante a fase de apoio da marcha.

3-) Assim que a haste livre da mola atinge seu fim de curso, ela é acoplada mecanicamente pelo acoplador. Um sensor ótico de fim de curso detecta este evento e o sistema de controle comanda o desligamento do motor.

4-) O sistema de controle liga o motor no sentido horário para “afrouxar” o cabo e permitir que, após o desacoplamento da mola, o comportamento do membro inferior seja regido pelas suas inércias e pela força de gravidade. Após a conclusão desta ação, que é temporizada, o sistema de controle habilita um estado que permite ao paciente comandar o início da fase de balanço através de um botão.

5-) Assim que o paciente comanda o destravamento da articulação do joelho, a mola passa a transferir energia para o membro inferior, flexionando a articulação do joelho.

6-) Assim que o ângulo de flexão do joelho atinge o ângulo neutro da mola, a haste livre da mola é desacoplada e a articulação do joelho continua a flexionar-se devido às inércias adquiridas durante o início da fase de balanço. O comportamento do membro inferior passa a ser regido pelas suas inércias e pela força de gravidade.

7-) Sob o efeito desacelerador da força de gravidade, o joelho passa a estender-se.

8-) A articulação do joelho atinge sua posição totalmente estendida e é travada automaticamente pelo sistema de travamento da articulação. Reinicia-se o ciclo.

Para concretizar a solução proposta, analisar sua viabilidade e disponibilizar uma plataforma de testes completa e confiável para a realização do ciclo de refinamentos da solução ilustrado na Fig.1, projetou-se e construiu-se um protótipo do dispositivo.

O protótipo do sistema da mola é apresentado na Fig.9, numa disposição em que armazena energia potencial elástica. As características da mola helicoidal angular empregada (rigidez e ângulo neutro) foram determinadas pelas simulações do

comportamento do membro inferior, detalhadas no Capítulo 5. O dimensionamento mecânico da mola é apresentado também no Capítulo 5.



Figura 9 - Foto do dispositivo desenvolvido acoplado à órtese do paciente com o qual se realizaram os testes. Nesse estado, a mola está acoplada, exercendo torque na articulação do joelho e armazenando energia potencial. A articulação do joelho está travada.

Os sub-sistemas de travamento, de armazenamento de energia na mola e de controle do dispositivo são descritos detalhadamente e projetados nos capítulos 6, 7 e 8, respectivamente. O dispositivo sem o sistema de controle pesa aproximadamente 1,26 kg e é ilustrado nas Figs.10 e 11, acoplado à órtese do paciente testado (Capítulo 9). O sistema de controle (Fig.11), que contém a placa com o circuito de controle e a bateria, acomodados em uma caixa de plástico de dimensões 149x97x63 mm, pesa aproximadamente 0,47 kg.

Vários autores têm estudado estratégias para possibilitar uma marcha mais balanceada em indivíduos paraplégicos como alternativa à realização do passo com a

4.2.1. Estimulação elétrica

4.2. Alternativas à Solução Proposta

Figura 11 – Foto lateral do dispositivo acoplado a órtese do paciente a ser testado e da caixa (a esquerda da órtese) do sistema de controle a ser fixa à cintura do paciente.

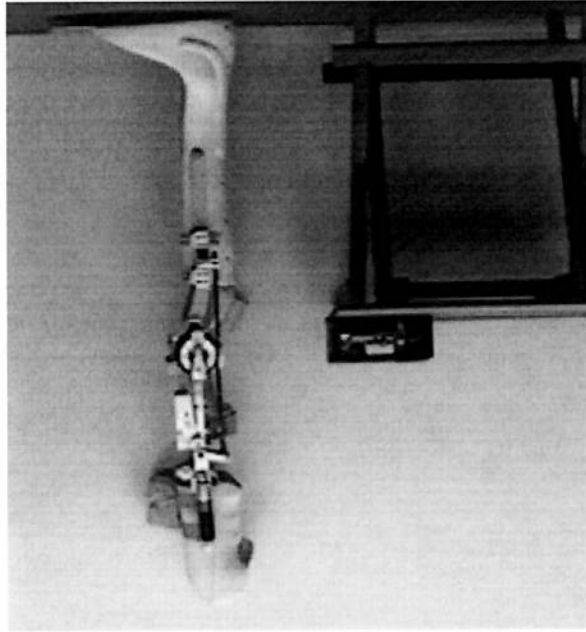
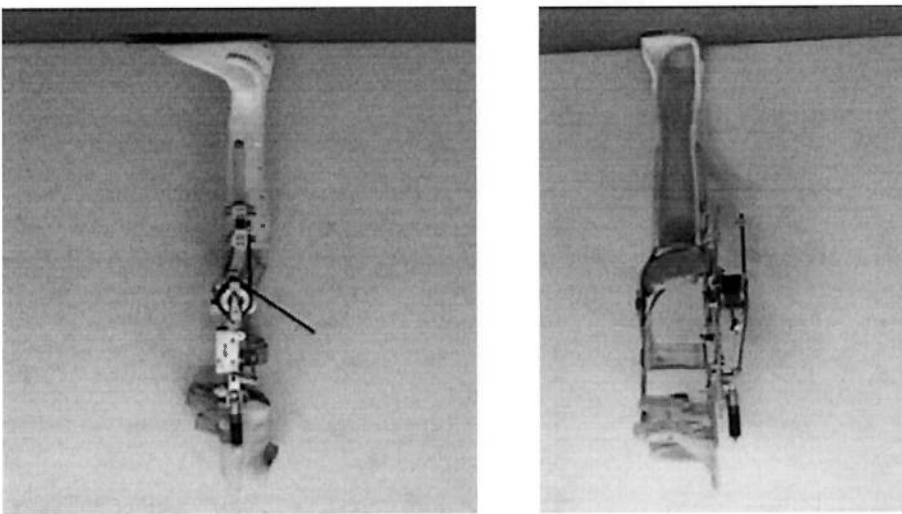


Figura 10 – Fotos da órtese do paciente testado com o dispositivo acoplado (sem o sistema de controle).



Essas dificuldades práticas explicam a utilização de estimulação elétrica para a flexão do joelho quase que exclusivamente em laboratórios, não sendo largamente utilizada, pelo menos até o momento, em centros de reabilitação (opinião

periféricos do membro inferior (Kagaya et al., 1996).
utilização é difícil ou impossível, como no caso em que ocorrem danos aos nervos estimulação elétrica podem ser a única opção para pacientes para os quais sua do músculo à estimulação. Adicionalmente, sistemas que não se valem da do músculo”, que consiste de uma diminuição progressiva da intensidade de resposta período de adaptação e seu uso prolongado pode causar o fenômeno de “habituação. Além disso, a utilização de estimulação elétrica, muitas vezes exige um longo (Franken; Veltink; Boom, 1994).

eletrodos externos ou internos e o atraso na resposta do músculo à estimulação fadiga precoce dos músculos estimulados, as dificuldades práticas de utilização de ainda não resolvidos, como a falta de previsibilidade dos movimentos gerados, a A estimulação elétrica, embora em franco desenvolvimento, apresenta problemas mola, promove a sua extensão no final da fase de balanço.

estimulação elétrica dos músculos extensores do joelho, trabalhando contra a ação da mola promove a flexão do joelho no início da fase de balanço, enquanto a estimulação elétrica à utilização de uma mola acoplada à articulação do joelho – a Como exemplo ilustrativo, o trabalho de Gharooni; Heller; Tokhi (2000) alia a Tokhi, 2000); (Kagaya et al., 1996).

e livre durante a de balanço (Franken; Veltink; Boom, 1994); (Gharooni; Heller; órtese mecânica cuja articulação do joelho permanece travada durante a fase de apoio desenvolveram-se órteses híbridas que combinam a estimulação elétrica com uma necessidade de se estimular continuamente os músculos extensores do joelho, para a realização do passo. Para oferecer estabilidade durante a fase de apoio, sem a se na estimulação elétrica dos músculos extensores e flexores do joelho e do quadril-estimulação elétrica tem concentrado o maior esforço de pesquisa. O método baseia-articulação do joelho estendida, sobretudo na fase de balanço. Ultimamente, a

compartilhada pelo engenheiro responsável pelo Laboratório de Bioengenharia da AACD, Milton Oshiro).

As dificuldades práticas da utilização da estimulação elétrica, estimularam a procura por sistemas de atuação alternativos. Isso não significa, no entanto, que a possibilidade de sua utilização foi descartada. O fornecimento de energia no início da fase de balanço, proporcionada por uma mola no presente trabalho, pode em trabalhos futuros ser fornecida através da estimulação elétrica dos músculos flexores do joelho.

4.2.2. Motores

Na Seção 4.1, foram discutidas as vantagens de se explorar a dinâmica natural do membro inferior. Entre elas está o aumento da imunidade a ruídos externos, da eficiência e da simplicidade do sistema. Para explorar a dinâmica natural do membro inferior do paciente durante a fase de balanço, é importante que a inércia e os atritos do atuador não interfiram na dinâmica da marcha. Em outras palavras, é importante fazer com que a impedância do atuador seja baixa. Isso é difícil de ser obtido utilizando-se servo motores padrão. Motores elétricos trabalham a altas velocidades e baixos torques, enquanto os músculos trabalham a baixas velocidades e elevados torques. Para fazer os motores elétricos se comportarem como músculos, é necessária a utilização de redutores, o que aumenta o atrito e a inércia refletida. Portanto, a dinâmica da marcha energizada diretamente por um motor passa a ser regida predominantemente pela dinâmica do atuador, ao invés de pela dinâmica natural do membro inferior.

A baixa impedância de um atuador baseado em um elemento elástico foi um fator decisivo em sua escolha para atuar diretamente na flexão do joelho. Por permitir que a dinâmica do sistema seja regida predominantemente pela dinâmica natural do membro inferior, o sistema torna-se menos sensível a ruídos externos, mais simples e o movimento resultante, mais semelhante à cinemática do membro inferior durante a fase de balanço da marcha normal.

Soluções que utilizassem movimentos relativos do corpo ou a força exercida na planta do pé durante a fase de apoio foram consideradas, uma vez que diminuiriam o consumo energético do sistema e consequentemente o peso das baterias. Chegou-se à conclusão, no entanto, de que a utilização de um motor para armazenar energia na mola é uma solução bastante satisfatória e aparentemente superior em termos de simplicidade. De fato, para armazenar energia na mola com a utilização de um motor, são necessários poucos componentes e seu controle é feito apenas ligado-o nos dois sentidos em malha aberta. Além disso, o conjunto motor e redutor selecionado apresenta uma massa de apenas 180 g e a bateria, necessária para

fase de balanço para armazenar energia na mola. (2000) utiliza a estimulação elétrica dos músculos extensores do joelho no final da mencionado anteriormente, o sistema desenvolvido por Charooni; Heller; Tokhi desenvolvidos no presente trabalho foram pouco explorados na literatura. Como encontrado, o que evidencia o fato de que sistemas como o que estão sendo certas fases do movimento para sua utilização em outras. Pouco material foi literatura por sistemas capazes de armazenar energia em um elemento elástico em Em relação ao sistema de armazenamento de energia na mola, foi feita uma busca na

4.2.3. “Coletores de energia”

que aumentaria seu peso e o peso do conjunto de baterias necessário. seu ponto ótimo, precisaria ser pelo menos três vezes mais potente que o utilizado, o significa que um motor acoplado diretamente à articulação do joelho, trabalhando em máxima que o motor selecionado para armazenar energia na mola pode fornecer. Isso inferior durante a flexão do joelho é pelo menos três vezes superior à potência simulações e pelo teste com o paciente, a potência fornecida pela mola ao membro por peso viabilizam a aplicação desta estratégia. De fato, como demonstrado pelas molas apresentarem uma eficiência próxima a 100 % e elevadas relações potência elemento elástico a altas potências, durante o início da fase de balanço. O fato de articulação do joelho permanece travada e estendida, e liberar essa energia do energia a baixas potências no elemento elástico, durante todo o período em que a atuador direto foi a possibilidade de se implementar a seguinte estratégia: armazenar Outro motivo importante que determinou a escolha de um elemento elástico como

armazenar energia suficiente para dotar o dispositivo de uma autonomia superior a 2300 passos, é de apenas 270 g. A possibilidade de utilização dos “coletores de energia” não deve, entretanto, ser descartada e merece consideração futura.

5. PROJETO DA MOLA E DINÂMICA DO SISTEMA MOLA-MEMBRO INFERIOR

Uma série de simulações de comportamento do membro inferior foram realizadas com dois objetivos principais:

- determinar as características necessárias da mola para se atingir um comportamento do membro inferior semelhante ao de uma pessoa com marcha normal e
- determinar a sensibilidade da dinâmica do membro inferior a uma série de fatores, com o objetivo de se determinar fatores importantes a serem

considerados no projeto do dispositivo.

Na Seção 5.1, apresenta-se o modelo do membro inferior, explana-se o procedimento para se determinar as características da mola e discute-se a sensibilidade do sistema a vários fatores. Na Seção 5.2, descreve-se o dimensionamento da mola. Na Seção 5.3, discutem-se a sensibilidade do sistema à rigidez passiva nas articulações do joelho e do quadril e as diferenças entre os dois modelos de rigidez passiva utilizados para prever o comportamento do membro inferior.

5.1. Modelo Geral, Simulações e Dimensionamento da Mola

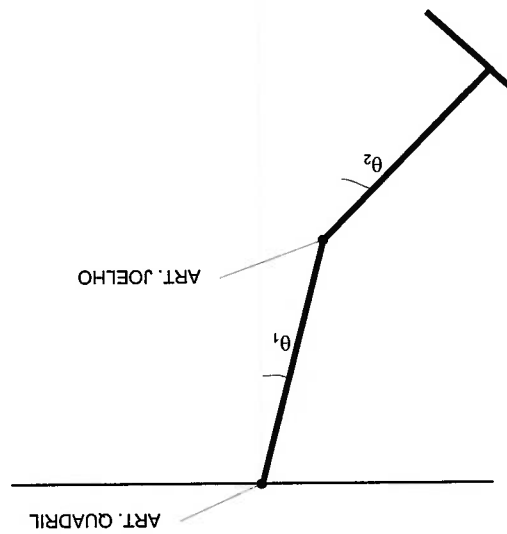
O primeiro passo para se simular o comportamento do membro inferior foi desenvolver um modelo simples do membro inferior de uma pessoa na fase de balanço (apresentado em detalhes no ANEXO), composto por um pêndulo duplo de dois graus de liberdade contido no plano sagital (plano de simetria do corpo), como ilustrado na Fig.12. A articulação à qual está preso o pêndulo é a articulação do quadril, a outra representa a articulação do joelho. O pé foi tomado como fixo com sua planta a um ângulo de 90° em relação ao eixo da parte inferior do membro inferior, devido à utilização de goteiras nas órteses.

Este modelo considera apenas a fase de balanço do membro inferior, compreendida entre o destravamento da articulação do joelho e seu travamento assim que é novamente estendida no final da fase de balanço. Adicionalmente, desconsidera as condições de contorno no início da fase de balanço causadas pela interação do pé com o solo. A sua simplicidade, porém, não o invalida como uma ferramenta útil para analisar qualitativamente e quantitativamente a cinemática do membro inferior na fase de balanço. De fato, o primeiro teste realizado com o paciente da AACD

FASE DE BALANÇO E PROCEDIMENTO DE SIMULAÇÃO).

adotadas, encontra-se no ANEXO (MODELAGEM DO MEMBRO INFERIOR NA ilustrado na Fig.12. A modelagem do membro inferior, com as simplificações superior (flexão do joelho). O valor positivo convencional para os ângulos esta vertical e o ângulo do segmento inferior do membro inferior em relação ao segmento respectivamente, o ângulo do segmento superior do membro inferior em relação à dinâmico nas articulações foram obtidos em (Stein et al., 1996). θ_1 e θ_2 são, 1999) e em (Audu; Davy, 1985). Os dados referentes aos coeficientes de atrito passiva das articulações do joelho e do quadril foram obtidos em (Rienner; Edrich, funções da altura e do peso para pessoas "padrão". Os dados referentes à rigidez dos centros de massa de cada segmento - foram obtidos em (Winter, 1990) e são Os dados antropométricos dos segmentos - momento de inércia, massa e localização

Figura 12 – Modelo do membro inferior durante a fase de balanço, mostrando os ângulos θ_1 e θ_2 , que representam, respectivamente, o ângulo formado entre o eixo vertical e o segmento superior do membro inferior e o ângulo formado entre os segmentos inferior e superior do membro inferior.



(descrito no Capítulo 9), mostrou resultados muito semelhantes, mesmo em termos quantitativos, aos previstos pelas simulações.

Para obter as equações diferenciais do movimento, foram utilizadas as Equações de Lagrange. O equacionamento encontra-se no ANEXO (Seção A.5 – Derivação Matemática do Modelo Mecânico). Um programa de simulação, cujo código fonte encontra-se no APÊNDICE I, foi desenvolvido na linguagem MatlabTM permitindo a variação dos seguintes parâmetros: coeficiente de atrito viscoso nas articulações do quadril e do joelho; rigidez das articulações do quadril e do joelho do usuário; rigidez da mola; ângulo neutro da mola; momento de desacoplamento da mola; massa concentrada na articulação do joelho e altura e peso do usuário.

O procedimento para se determinar a rigidez da mola, o ângulo neutro da mola e o momento de desacoplamento da mola foi variar estes três parâmetros, dentro de faixas pré determinadas consideradas admissíveis, procurando-se minimizar a energia potencial armazenada na mola (reduzir consumo de energia pelo sistema), minimizar o risco de colisão do pé com o solo e manter o comportamento do sistema próximo ao comportamento do membro inferior de uma pessoa com marcha normal. Em outras palavras, manter o tempo de duração do movimento e os ângulos atingidos pelas articulações próximos, tanto quanto possível, dos valores atingidos pelo membro inferior de uma pessoa com marcha normal.

Este procedimento convergiu, após numerosas simulações, para valores de rigidez da mola compreendidos entre 15 e 25 N.m/rad, valores de ângulo neutro da mola entre 50° e 70° e momento de desacoplamento da mola correspondente à primeira vez em que a mola atinge seu ponto neutro. Para minimizar a energia armazenada na mola, escolheram-se o valor da rigidez da mola 15 N.m/rad e o valor do ângulo de desacoplamento da mola 60°. Procedeu-se então, utilizando-se estes valores, análises de sensibilidade do sistema a variação do atrito nas articulações, da massa concentrada no joelho (modela a distribuição de massa do dispositivo), da rigidez passiva nas articulações e do peso e altura de usuários cujas grandezas antropométricas seguem os padrões apresentados em (Winter, 1990). A seguir, apresenta-se uma lista dos resultados e conclusões a que se chegou pelas simulações:

Na Fig. 13, apresentam-se as simulações realizadas com os parâmetros apresentados na Tab. 1, variando-se os atritos nas articulações do joelho e do quadril. Observa-se uma sensibilidade elevada do comportamento do sistema à variação do atrito nas articulações. Foi verificado que um aumento do atrito nas articulações causa uma diminuição da flexão máxima atingida pelo joelho e dificulta sua extensão total no

paciente um esforço muito maior para ambular.

A diminuição do recuo do segmento superior é vantajosa para que se diminua a elevação do quadril necessária, mas o aumento do peso do dispositivo exigiria do superior do membro inferior, ameniza o seu recuo durante a extensão do joelho. Um aumento da massa concentrada no joelho aumenta o grau de flexão do quadril no momento da extensão do joelho. Este comportamento, aparentemente contraditório, se deve ao fato de que um aumento da inércia do segmento necessário quando a articulação do joelho permanece estendida (Tab. 2 e Fig. 14).

- Apesar de ter sido constatada a necessidade de elevação da articulação do quadril para evitar a colisão da antepé com o solo, essa elevação foi sempre inferior à

- Um aumento da massa concentrada no joelho aumenta o grau de flexão do quadril no momento da extensão do joelho. Este comportamento, aparentemente

causar um mal funcionamento do dispositivo.

efeito pode dificultar a extensão total do joelho no final da fase de balanço e apresentada pela articulação do joelho nas proximidades de sua extensão. Este Atenção especial deve ser dada à elevada rigidez passiva contrária à extensão nas articulações do quadril e joelho utilizado (Figs. 16 e 17 e Tab. 3, Seção 5.3).

- O comportamento do sistema é bastante sensível ao modelo de rigidez passiva esse fator.

joelho e quadril (Fig. 13), indicando a necessidade de um cuidado especial com

- O comportamento do sistema é bastante sensível ao atrito nas articulações do apresentadas em (Winter, 1990) sejam mantidas.

- A variação do peso e da altura do usuário não influenciam sensivelmente o comportamento do sistema desde que as relações antropométricas padronizadas que a mola atinge seu ponto de equilíbrio.

- O momento de desacoplamento escolhido foi o equivalente à primeira vez em armazenada na mola.

- A rigidez da mola escolhida foi 15 N.m/rad, para minimizar a energia

- O ângulo neutro da mola adequado ao projeto foi de 60°.

final da fase de balanço. Torna-se importante frisar que a partir do ponto em que o ângulo θ_2 atinge 0° , o modelo deixa de ser válido, uma vez que, a partir desse momento, o joelho se estende e permanece travado. O modelo não prevê o comportamento do membro inferior do usuário após esse instante.

Simulação 1		Simulação 2	
K	15 Nm/rad	K	15 Nm/rad
C_j	1.1 Nms/rad	C_j	0.7 Nms/rad
C_q	1.1 Nms/rad	C_q	0.7 Nms/rad
θ_{i0}	20°	θ_{i0}	20°
Ang. Neutro	60°	Ang. Neutro	60°
Peso	53,6 kg	Peso	53,6 kg
Altura	1,71 m	Altura	1,71 m
Massa joelho	1,5 kg	Massa joelho	1,5 kg
Rig. passiva	Riener;Edrich	Rig. passiva	Riener;Edrich

Tabela 1 - Parâmetros para as duas simulações apresentadas na Fig. 13. Onde: K - rigidez da mola; C_j - coeficiente de atrito viscoso na articulação do joelho; C_q - coeficiente de atrito viscoso na articulação do quadril; θ_{i0} - ângulo θ_1 inicial; Ang. Neutro - ângulo neutro da mola; Peso - peso do usuário; Altura - altura do usuário; Massa joelho - massa concentrada no joelho e Rig. passiva - modelo de rigidez passiva na articulação (Seção A.3, ANEXO).

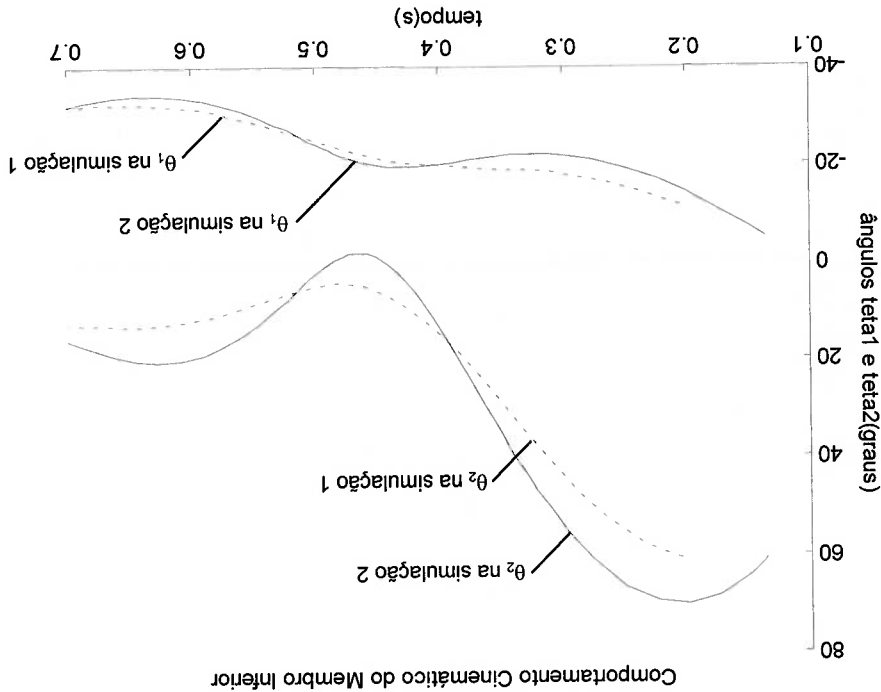


Figura 13 - Ângulos θ_1 e θ_2 para dois cenários com atritos nas articulações do joelho e do quadril diferentes. Os parâmetros da simulação encontram-se na Tab.1.

Na Fig. 14, apresenta-se uma simulação da altura da extremidade anterior do pé em função do tempo, com os parâmetros apresentados na Tab.2. Observa-se que uma

elevação do quadril inferior a 1 cm é necessária para evitar a colisão da extremidade anterior do pé com o solo (Fig. 14 para tempo $\sim 0,33$ s). Como, para uma pessoa com a mesma altura, a elevação mínima necessária para realizar o passo com a articulação do joelho estendida é de 2 cm, observa-se uma diminuição da elevação do quadril necessária, proporcionada pela utilização do dispositivo. Essa diminuição da elevação necessária diminui o esforço do usuário para andar, como discutido anteriormente. Cabe aqui observar que a elevação necessária da articulação do quadril poderia ser ainda mais reduzida, não fosse o recuo do segmento superior do membro inferior na medida em que o joelho se estende.

K	14,5 Nm/rad
C_I	0,8 Nms/rad
C_q	0,8 Nms/rad
θ_{10}	20°
Âng. Neutro	60°
Peso	53,6 kg
Altura	1,71 m
Massa joelho	1,5 kg
Rigidez Pass.	Riener;Edrich

Tabela 2 - Parâmetros para a simulação apresentada na Fig. 14.

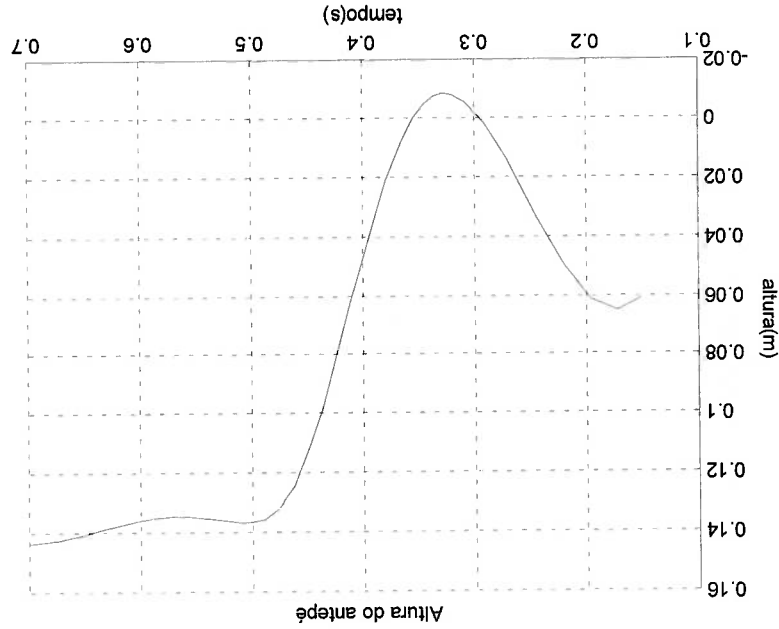


Figura 14 – Simulação da altura da extremidade anterior do pé em função do tempo, com os parâmetros apresentados na Tab.2.

5.2. Projeto da Mola

A mola projetada é do tipo helicoidal angular, com ponto neutro equivalente ao ponto em que os eixos das hastes apresentam um ângulo de 60° entre si e com rigidez aproximada de 15 N.m/rad, como determinado pela análise realizada na Seção 5.1, por meio das simulações do comportamento cinemático do membro inferior do paciente. A expressão constante em (Shigley; Mischke, 1989) para a rigidez de uma mola helicoidal angular é:

$$K = \frac{d^4 E}{64DN}$$

onde:

d – diâmetro do arame.

E – módulo de elasticidade do material.

D – diâmetro médio das espiras.

N – número de espiras.

A expressão constante em (Shigley; Mischke, 1989) para o torque máximo suportado pela mola é:

$$M_{max} = \frac{\pi d^3 S_y}{32K_t}$$

onde:

S_y – tensão de escoamento do material.

K_t – fator de concentração de tensões, dado por:

$$K_t = \frac{4C(C-1)}{4C^2 - C - 1}$$

onde: $C = D/d$

Para calcular o ângulo máximo admissível de flexão da mola, basta fazer:

$$\theta_{max} = M_{max} / K$$

Vale lembrar que, segundo Shigley; Mischke (1989), os valores para o ângulo máximo admissível estão super-dimensionados a favor da segurança se o arame for trabalhado a frio.

Dentre as várias configurações possíveis, que satisfazem os requisitos de ângulo entre os eixos das hastas de 60° e de rigidez próxima a 15 N.m/rad, a escolhida foi ditada pela minimização do peso e do volume da mola. A mola selecionada apresenta as seguintes características:

- Rigidez – aproximadamente 14,4 N.m/rad.
- Número de espiras – 4 (inteiras) e 5/6 (para obter o ângulo de 60° entre os eixos das hastas.
- Diâmetro médio das espiras – 60 mm.
- Diâmetro do arame – 6 mm.
- Ângulo entre os eixos das hastas – 60°.
- Material – aço mola trabalhado a frio.
- Ângulo máximo admissível – 85°. Vale lembrar que o valor real desse ângulo deve ser maior, já que o material foi trabalhado a frio.

O diâmetro mínimo interno atingido (quanto maior a flexão da mola menor se torna o diâmetro) pela mola na condição de máxima solicitação deve ser calculado para se determinar o diâmetro do tubo situado no centro da mola no dispositivo. Para tanto utiliza-se a expressão constante em (Shigley; Mischke, 1989):

$$\frac{D_f}{N_i} = \frac{D_i}{N_f} \Rightarrow D_f = \frac{69 \cdot 4,833}{5} \Rightarrow D_f = 58mm$$

$$\text{mas: } D_f^{interno} = D_f - d \Rightarrow D_f = 52mm$$

A Fig. 15 esquematiza a mola dimensionada.

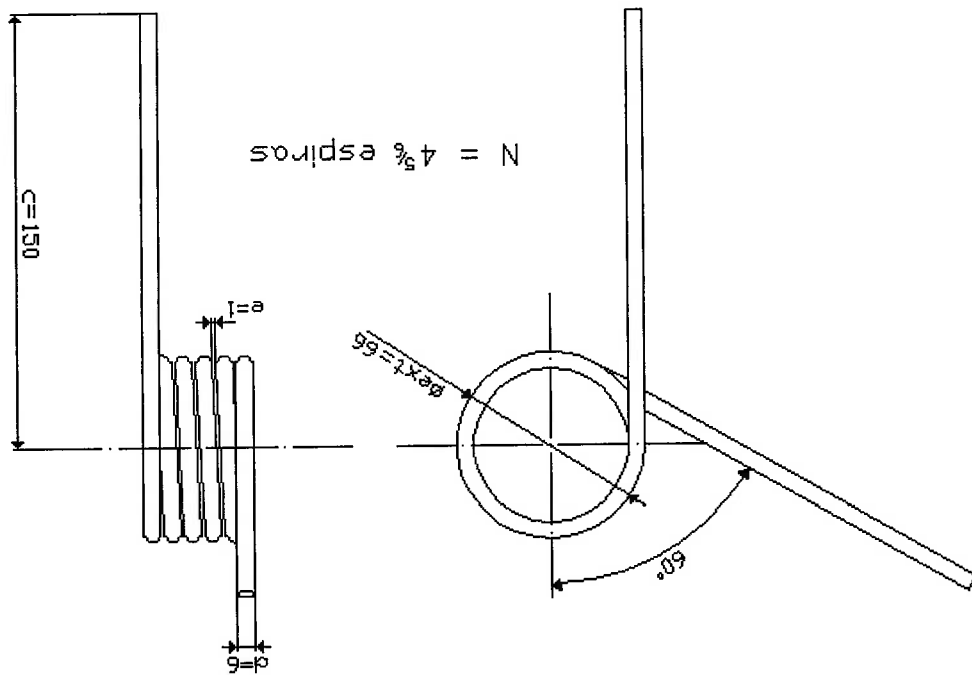
Dessa forma, comparou-se o efeito da utilização dos dois modelos de rigidez passiva nas articulações sobre o comportamento cinemático do membro inferior. Esta

modelos utilizados são explicados detalhadamente e comparados. rigidez passiva proposto por Audu; Davy (1985). No ANEXO (Seção A.3), os e modificou-se o programa de simulação para suportar a utilização do modelo de disto, aprofundou-se o estudo dos modelos de rigidez passiva existentes na literatura articulações para que se possa prever o comportamento do membro inferior. Em vista entanto, a importância de se utilizar um bom modelo de rigidez passiva nas As observações realizadas durante o segundo teste com o paciente, evidenciaram, no

modelo deu-se o nome de Modelo de Riener; Edrich Simplificado. própria posição das articulações, como detalhado no ANEXO (Seção A.3.1). A esse simplificações que tornam a rigidez passiva nas articulações dependente somente da utilizando-se o modelo de rigidez passiva proposto por Riener; Edrich (1999), com sensibilidades e para a determinação das características da mola, foram feitas As simulações do comportamento do membro inferior, para a análise das

5.3. Considerações sobre o Modelo de Rigidez Passiva nas Articulações

Figura 15 – Mola helicoidal angular projetada.



análise, apresentada ao longo desta seção, por sua vez, forneceu subsídios para entender melhor o efeito da rigidez passiva no comportamento do membro inferior. Além disso, sinalizou que o Modelo de Rienenr; Edrich (1999) é provavelmente superior ao modelo de Audu; Davy (1985) no que se refere à modelagem da rigidez passiva nas articulações do membro inferior.

Nas Figs.16 e 17, ilustram-se, respectivamente, os comportamentos cinemáticos das articulações do joelho e do quadril sob três cenários diferentes de rigidez passiva nas articulações: utilizando-se o Modelo de Rienenr; Edrich Simplificado, utilizando-se o modelo de Audu; Davy (1985) (Modelo de Audu; Davy) e sem se aplicar rigidez passiva nas articulações. Os outros parâmetros da simulação (Tab.3) foram mantidos constantes.

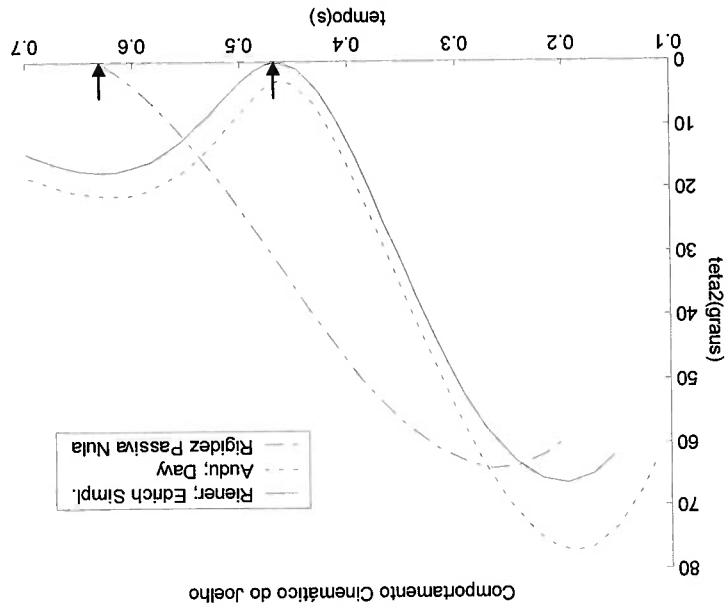


Figura 16 – Simulação do comportamento cinemático da articulação do joelho para três cenários de rigidez passiva na joelho e no quadril. As setas indicam os instantes em que as curvas apontadas por elas não mais representam o comportamento do sistema real porque o modelo não é válido a partir do instante em que o joelho se estende. As curvas são plotadas a partir do momento em que a mola é desacoplada.

Tabela 4 – Valores representativos do comportamento previsto por simulações utilizando-se três cenários distintos para o modelo de rigidez passiva nas articulações do quadril e do joelho.

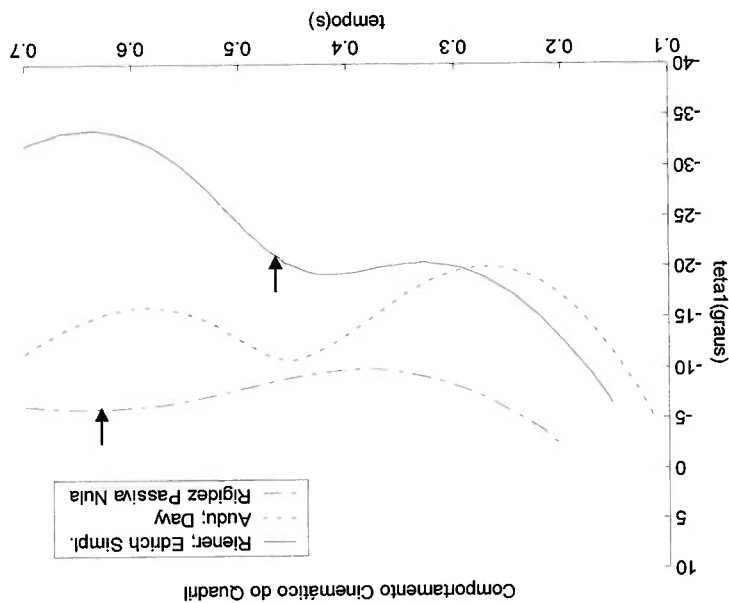
Evento	Riener; Edrich Simplificado	Audu; Davy	Rigidez nula
Instante do desacopl. da mola	~ 0,15 s	~ 0,12 s	~ 0,20 s
Instante da extensão do joelho	~ 0,47 s	não ocorre	~ 0,63 s
Ângulo θ_2 máximo	~ 66°	~ 77°	~ 64°
Ângulo θ_1 instante do desacopl.	~ 22°	-	~ 6°

A observação dos gráficos (Figs. 16 e 17) evidencia uma variação significativa do comportamento previsto do membro inferior com a variação do modelo de rigidez passiva nas articulações utilizado. A Tab.4 mostra alguns valores representativos extraídos do gráfico para cada um dos modelos utilizados.

Tabela 3 – Parâmetros utilizados para as simulações das Figs. 16 e 17. O item "massa joelho" indica a massa concentrada na articulação do joelho devida à presença do dispositivo.

K	14,5 Nm/rad
C1	0,8 Nms/rad
Cq	0,8 Nms/rad
θ_{10}	20°
Ang. Neutro	60°
Peso	53,6 kg
Altura	1,71 m
Massa joelho	1,5 kg

Figura 17 – Simulação do comportamento cinemático da articulação do quadril para três cenários de rigidez passiva no joelho e no quadril. As setas indicam os instantes em que as curvas apontadas por elas não mais representam o comportamento do sistema real porque o modelo não é válido a partir do instante em que o joelho se estende.



Observa-se uma variação de 0,47 s a 0,63 s no tempo para que o joelho se estenda e de 64° a 77° no ângulo máximo atingido pela articulação do joelho. O tempo reduzido para o desacoplamento da mola quando se utiliza o Modelo de Audu; Davy, indica uma velocidade de flexão maior do joelho. Nota-se que a extensão total do joelho utilizando-se o Modelo de Audu; Davy não é atingida, o que indica um mal funcionamento do dispositivo. O grau de flexão do quadril no momento da extensão do joelho, o qual tem uma relação direta com a elevação do quadril necessária, varia sensivelmente, sendo de 22° quando se utiliza o Modelo de Rienert; Edrich Simplificado e de apenas 6° quando se considera a rigidez passiva nas articulações. No Capítulo 9, os resultados obtidas nas simulações são comparados aos resultados obtidos nos testes com o paciente. O comportamento do membro inferior do paciente, durante a realização dos testes, parece ser melhor previsto quando se utiliza o Modelo de Rienert; Edrich Simplificado.

6. SISTEMA DE TRAVAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

O sistema de travamento da articulação do joelho é fundamental para a efetividade do dispositivo proposto. Suas funções são:

- travar a articulação do joelho, de forma confiável, durante a fase de apoio da marcha;
- manter a articulação do joelho livre durante o período da fase de balanço em que o joelho está flexionado;

- travar a articulação do joelho automaticamente, assim que atinja a posição totalmente estendida, no final da fase de balanço, e

- destravar a articulação do joelho, ao comando do usuário, para iniciar a fase de balanço da marcha.

Uma extensa pesquisa bibliográfica em busca de sistemas de travamento já desenvolvidos, que pudessem ser aplicados no presente trabalho, foi realizada. Foram encontrados vários sistemas de travamento para a articulação do joelho utilizados em orteses e em bragaadeiras de membros inferiores. O objetivo principal destes sistemas é proporcionar estabilidade durante a fase de apoio e movimentação livre ou assistida durante a fase de balanço. Nos parágrafos seguintes, apresenta-se uma breve revisão da pesquisa bibliográfica realizada para situar o leitor. Em seguida, apresentam-se os requisitos do sistema de travamento para o presente projeto. Finalmente, propõe-se e descreve-se uma solução alternativa em vista da ausência na literatura explorada de dispositivos adequados a este projeto.

Em seu trabalho, Charooni; Heller; Tokhi (2000) propõem um sistema de travamento da articulação do joelho baseado em um freio a disco magnético normalmente travado. Os freios podem ser acionados em qualquer ângulo e o destravamento pode ocorrer quando a articulação é submetida a elevados torques. O travamento mostra-se excessivamente volumoso e pesado. Além disso, o consumo energético é elevado pois o sistema deve ficar energizado durante toda a fase de balanço.

Irby et al. (1999a) propuseram um sistema de travamento que utiliza o princípio de uma embreagem. Uma mola helicoidal enrolada ao redor de um tambor trava a articulação por atrito. Quando uma das extremidades da mola é “puxada”, sob a ação de um solenóide, ela se desenrola o suficiente para que o tambor fique livre e a articulação destravada. Este sistema é capaz de travar a articulação em qualquer ângulo e destravá-la sob torque elevado. Apesar de o solenóide permanecer energizado para manter a articulação livre, o consumo é reduzido. No entanto, o acionamento se mostra ainda pesado.

McGhee et al. (1978) propuseram um sistema de travamento que utiliza um pistão hidráulico e pode impor dois estados à articulação através do acionamento de uma válvula. Em um, a articulação pode tanto flexionar-se quanto estender-se; no outro, a articulação pode apenas estender-se. O primeiro é acionado na fase de balanço e o segundo na fase de apoio. O sistema é bastante volumoso e pesado. Além disso, problemas decorrentes da utilização de um sistema hidráulico, como a possibilidade de vazamento de fluido e o torque passivo na articulação, causado pelo fluxo de óleo através das válvulas e mangueiras, desaconselhou o uso de um sistema deste tipo no presente trabalho.

Kagaya et al. (1996) desenvolveram um sistema de travamento composto por um disco fixo à parte inferior da órtese e de um solenóide fixo à parte superior. O núcleo do solenóide possui uma peça em forma de cunha que se encaixa em um orifício no disco quando a articulação está estendida, mantendo-a travada. O solenóide é energizado apenas para retirar a peça do orifício. Uma vez estando flexionada, a articulação permanece destravada e o solenóide desenergizado. O sistema volta a travar a articulação quando esta atinge a posição estendida. O sistema não é capaz de travar a articulação em qualquer ângulo de flexão do joelho, porém é extremamente compacto e consome pouca energia porque o solenóide é acionado apenas por um curto período de tempo para destravar a articulação. O maior problema deste sistema é o fato de apresentar problemas para destravar a articulação quando esta está submetida a torques elevados. Para a aplicação no presente trabalho esta é uma limitação importante.

O sistema de travamento do dispositivo desenvolvido no presente trabalho tem como requisitos os seguintes fatores:

a) Compactidade – o sistema deve ser pouco volumoso para não prejudicar a estética do dispositivo. A estética é um fator bastante importante para a aceitação do dispositivo pelo paciente.

b) Leveza – este é um requisito básico de todos os sub-sistemas. Um aumento de peso causa um aumento significativo do esforço do usuário para deambular (Barnett; Bagley; Skinner, 1993). Assim, torna-se de fundamental importância a minimização do peso do dispositivo. Quantitativamente, fixou-se, no início do projeto, um peso máximo de 1,5 kg para todo o dispositivo, desconsiderando-se o peso das baterias e do circuito elétrico que ficarão presos à cintura do paciente.

c) Travamento confiável durante a fase de apoio - o travamento deve ser capaz de manter o joelho do paciente travado durante a fase de apoio com segurança. O torque máximo de projeto aplicado à articulação do joelho é de 100 N.m. A distância do ponto de aplicação da força à articulação é de aproximadamente 20 mm e, portanto, o travamento deve ser capaz de suportar uma força de até $100/0,02 = 5000\text{N}$.

d) Destramento sob a ação de torques elevados - o sistema de travamento deve ser capaz de destravar a articulação do joelho sob a ação de torques elevados, considerando que o destravamento ocorre sob a ação do torque aplicado pela mola. O torque de projeto para o momento do destravamento é de 30 N.m. Se o ponto de aplicação de força sobre o travamento estiver a 20 mm do eixo da articulação, o sistema de travamento deve ser capaz de destravar a articulação sob uma força de até $(30/0,02) = 1500\text{ N}$.

e) Baixo consumo de energia - a diminuição do consumo de energia do dispositivo é diretamente traduzido num aumento de autonomia e/ou numa diminuição do peso das baterias que alimentam o sistema.

O sistema de travamento desenvolvido por Kagaya et al. (1996) é o que melhor atende aos requisitos apresentados, devido a sua compacticidade, leveza e baixo consumo energético. Além disso, seu acionamento é bastante simples e o travamento da articulação do joelho ocorre automaticamente por ação da gravidade assim que a articulação atinge a posição estendida, o que dispensa a utilização de sensores que detectam a extensão da articulação. O entrave para sua aplicação no presente projeto é o fato de não poder ser destravado quando submetido a torques elevados devido à força de atrito surgida na interface do orifício do disco com a peça fixa ao núcleo do solenóide.

Segundo a ideia de Kagaya et al. (1996), poder-se-ia utilizar o próprio anel disponível nas órteses padrão fornecidas pela AACD, ilustradas esquematicamente na Fig.18, utilizando-se um solenóide para deslocá-lo. O problema, mais uma vez, a exemplo do problema com o dispositivo de Kagaya et al. (1996), é a força de atrito elevada que surge quando se aplica um torque elevado na articulação.

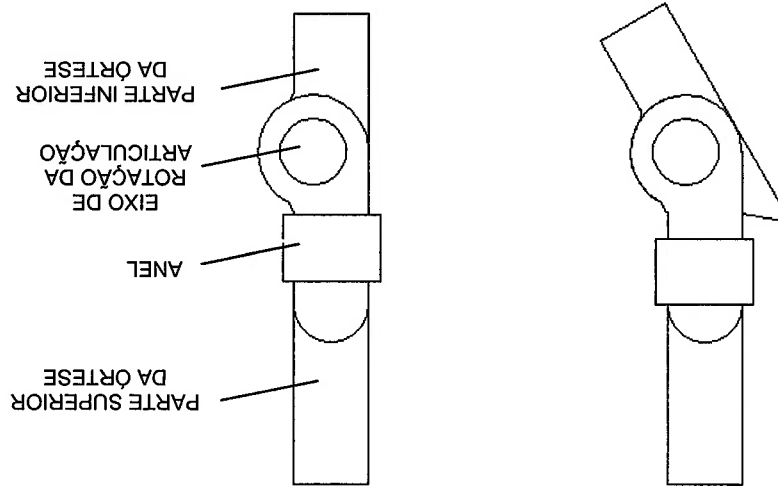


Figura 18 – Esquema da articulação da órtese padrão fabricada pela AACD com a articulação destravada pelo anel simples à esquerda e travada à direita.

Essa força de atrito elevada torna necessária a aplicação de uma força muito elevada para destravar a articulação e, portanto, um solenóide excessivamente grande e pesado, o que inviabilizaria o dispositivo. Para se ter uma ideia, o coeficiente de atrito estático típico entre duas superfícies metálicas é 0,2, o qual, para uma força normal aplicada de até 1500 N, como a previsto, exigiria que se empregasse uma força tangente de destravamento de $0,2 \cdot 1500 \text{ N} = 300 \text{ N}$ ($\sim 30 \text{ kgf}$!).

A solução encontrada foi diminuir drasticamente o atrito através da utilização de rolamentos, como ilustrado na Fig.19. Com esta solução, o tamanho e o peso do solenóide necessário para destravar a articulação sob torque elevado são drasticamente diminuídos.

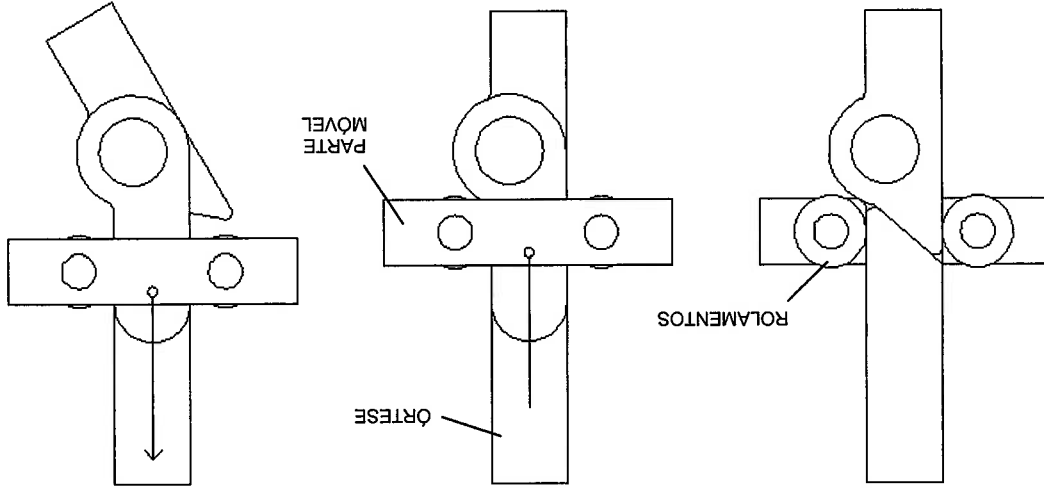


Figura 19 – Desenho esquemático da parte móvel de travamento. A esquerda, observa-se o dispositivo em corte para visualização dos detalhes internos. Ao centro, ilustra-se o dispositivo na posição em que trava a articulação do joelho da ortese (solenóide desenergizado). À direita, ilustra-se o dispositivo na posição em que trava a articulação. Para destravar a articulação, o solenóide é energizado por um curto período de tempo. O dispositivo trava a articulação automaticamente assim que ela atinge a posição estendida.

O parte móvel apresentada na Fig.19 foi projetada para suportar um torque máximo aplicado à articulação de 100 N.m. O coeficiente de segurança utilizado foi dois (2). Para diminuir o peso e o comprimento radial do rolamento, selecionou-se um rolamento do tipo agulha. Nas condições de operação de projeto, a vida do rolamento é superior a 1.000.000 de ciclos, segundo cálculo feito com a utilização de expressões constantes no catálogo técnico da SKF .

As características do rolamento do tipo NKI 9/12 da SKF utilizado são:

- Diâmetro externo: 19 mm.
- Diâmetro interno: 7 mm.
- Largura: 12 mm.
- Peso: 17 g.

A força necessária para destravar a articulação é de aproximadamente 11 N quando estiverem sendo aplicados 30 N.m na articulação e para um erro de paralelismo entre as duas superfícies nas quais se apoiam os rolamentos de $0,1^\circ$ (no sentido de

dificultar o destravamento). Este valor foi calculado considerando-se dados sobre o “coeficiente de atrito” dos rolamentos fornecidos no catálogo técnico da SKF.

Um solenóide da empresa Magnetic Sensor Systems foi o que apresentou o menor peso, 110 g, entre os solenóides pesquisados que eram capazes de aplicar essa força. Na foto superior da Fig.20, pode-se observar o cabo que transmite a força aplicada pelo solenóide à parte móvel. Pode-se observar também um apoio para o núcleo do solenóide cuja altura pode ser regulada através de um parafuso. Isso permite a regulagem da altura da parte móvel quando o solenóide está desenergizado. Uma vez regulada a altura da parte móvel, pode-se regular a força exercida pelo solenóide através da alteração da altura da carga pela sua translação através dos sulcos mostrados na foto inferior da Fig.20. A força aplicada pelo solenóide depende fortemente da posição do núcleo em relação à carga do solenóide.

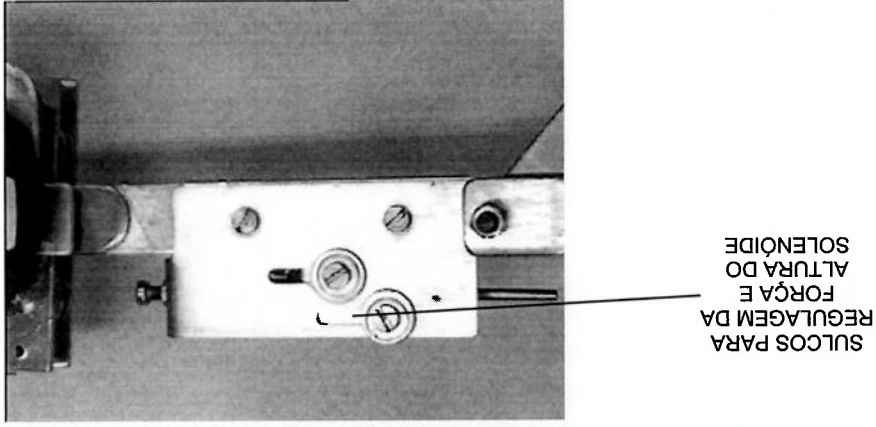
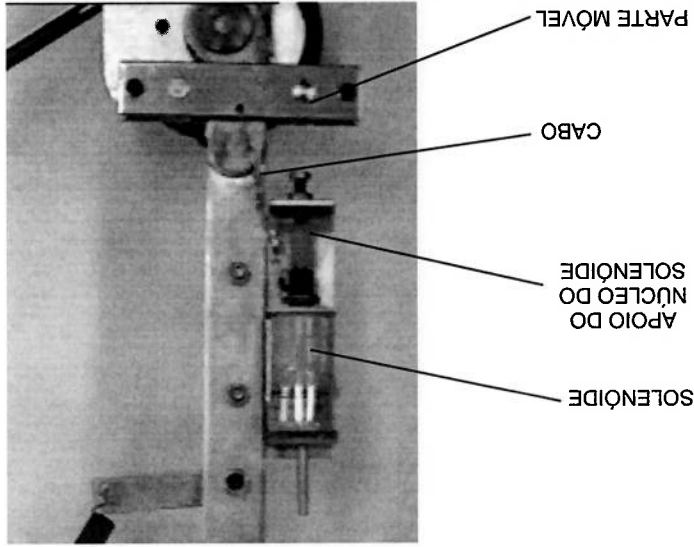


Figura 20 – Fotos do dispositivo de travamento com seus componentes especificados.

Testes com o dispositivo de travamento mostraram que a intensidade da força (enquanto a órtese está travada e com a mola acoplada) inviabiliza o uso de alumínio na região de contato com os rolamentos. A solução encontrada foi proteger a superfície de contato com os rolamentos com uma chapa de aço inox de tal forma a evitar esmagamento. Em testes realizados após a aplicação desta proteção não se observou esmagamento e o dispositivo foi capaz de destravar a articulação sob a ação de um torque aplicado à articulação de aproximadamente 30 N.m. O dispositivo satisfaz, portanto, o requisito de projeto.

7. SISTEMA DE ARMAZENAMENTO DE ENERGIA NA MOLA

O sistema de armazenamento de energia na mola é responsável por repor a energia transferida da mola para o membro inferior. Para tanto, armazena energia na mola durante o período em que a articulação do joelho permanece travada e estendida, para que não influa no comportamento dinâmico do membro inferior durante a fase de balanço.

Na Seção 7.1, apresenta-se, novamente, o sistema de armazenamento de energia na mola, descrito no Capítulo 4, e listam-se os requisitos de projeto para o sistema. Na Seção 7.2, modela-se o sistema de armazenamento de energia na mola. Na Seção 7.3, descreve-se a seleção do conjunto motor e redutor, a qual foi realizada utilizando-se o modelo descrito na Seção 7.2, e descreve-se o projeto do sistema. Finalmente, na Seção 7.4, discute-se sobre a tecnologia de bateria empregada e sobre a autonomia do dispositivo.

7.1. Solução Proposta e Requisitos de Projeto

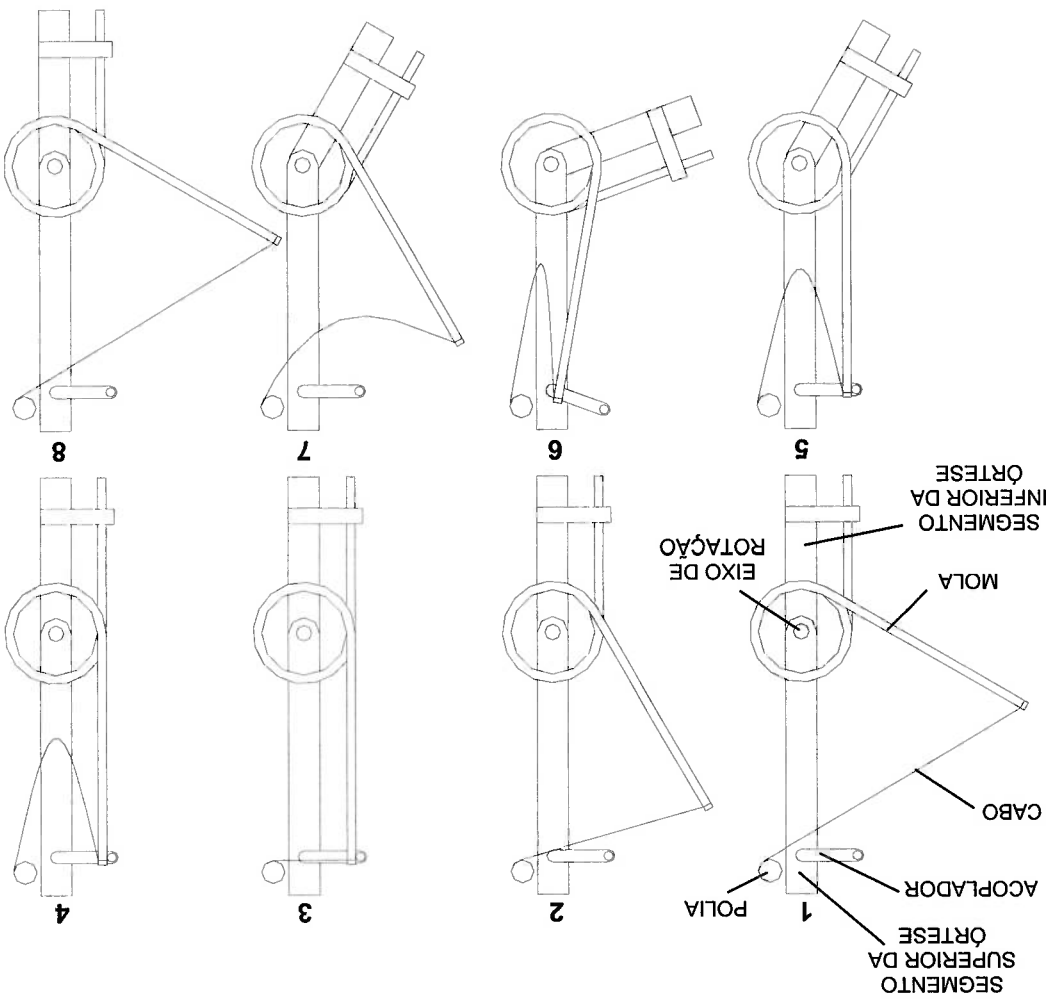
A solução adotada neste trabalho é composta por um motor, um redutor, uma polia na saída do redutor e um cabo conectado à polia e à extremidade livre da mola, como ilustrado esquematicamente na Fig.21. A seguir, o esquema de funcionamento do sistema de armazenamento de energia na mola é explicado. A numeração dos itens corresponde aos números ilustrados na Fig.21.

3-) Assim que a haste livre da mola atinge seu fim de curso, ela é acoplada pelo acoplador e o motor é desligado.

2-) O cabo de aço, preso à extremidade livre da mola, é enrolado pela polia, fixa ao redutor, e energia potencial elástica é armazenada na mola. Quase todo o período desta ação ocorre durante a fase de apoio da marcha.

1-) Assim que o joelho se estende no final da fase de balanço e a articulação é travada, evento detectado por um sensor ótico, o motor é ligado no sentido anti-horário.

Figura 21 – Esquema de funcionamento do sistema de armazenamento de energia na mola. (Fig. 8 reimpressa).



4-) O motor é energizado no sentido horário para “afrouxar” o cabo e permitir que, após o desacoplamento da mola, o comportamento do membro inferior seja regido pelas suas inércias e pela força de gravidade. Após a conclusão desta ação, o paciente pode comandar o início da fase de balanço.

5-) Assim que o paciente comanda o destravamento da articulação do joelho, a mola passa a transferir energia para o membro inferior, flexionando a articulação do joelho.

6-) Assim que o ângulo de flexão do joelho atinge o ângulo neutro da mola, a haste livre da mola é desacoplada e a articulação do joelho continua a flexionar-se devido às inércias adquiridas durante o início da fase de balanço. O comportamento do membro passa a ser regido pelas suas inércias e pela força de gravidade.

7-) Sob o efeito desacelerador da força de gravidade, o joelho passa a estender-se.

8-) A articulação do joelho atinge sua posição totalmente estendida e é travada automaticamente pelo sistema de travamento da articulação. Reinicia-se o ciclo.

Nos itens seguintes, são apresentados os requisitos de projeto para o sistema de armazenamento de energia na mola:

a-) Compactidade – este requisito é importante para aumentar a funcionalidade do dispositivo porque, quanto mais volumoso, maior é o risco de ocorrerem colisões do dispositivo com a mobília, por exemplo. No entanto, este requisito é de fundamental importância sobretudo porque esta intimamente ligado à estética. A estética é um conceito subjetivo de difícil quantificação porém, qualitativamente, pode-se dizer que quanto maior o volume do sistema, menor é o valor estético do mesmo.

b-) Leveza – o sistema deve ser leve para reduzir o esforço do usuário para ambular, como já frisado nos requisitos para o sistema de travamento.

c-) Baixo consumo energético – como já esclarecido nos requisitos do sistema de travamento, uma diminuição do consumo energético significa um aumento da autonomia do dispositivo e/ou uma diminuição da massa das baterias necessárias.

d-) Velocidade do acionamento – o dispositivo de armazenamento de energia deve ser capaz de armazenar energia na mola em no máximo 1,5 s. A fase de balanço de um paciente usuário do dispositivo dura, no mínimo, 0,5 s, podendo chegar a mais de 1,0 s, dependendo do momento em que ele apoia o membro inferior contralateral no solo. Após a fase de balanço, o usuário primeiramente transfere o peso corporal de um membro inferior para o outro, reposiciona a muleta do lado do membro inferior que vai realizar a próxima fase de balanço e, só então, comanda o início da fase de balanço. Estimou-se que o tempo necessário para essas atividades não é inferior a 1,0 s. Portanto, considerou-se que 1,5 s para armazenar a energia na mola seria o suficiente para que o sistema estivesse pronto para iniciar uma outra fase de balanço, ao comando do usuário. O tempo que pode ser utilizado para armazenar energia na mola é todo o tempo em que a articulação do joelho permanece travada entre uma fase de balanço e outra.

7.2. Modelagem do Tempo de Armazenamento de Energia na Mola

Para selecionar o motor e o redutor e determinar o diâmetro da polia na saída do redutor, modelou-se cada componente do sistema: o motor, o redutor, a mola e a transmissão entre o redutor e a haste livre da mola. A composição dos modelos dos componentes permitiu que se chegasse a uma expressão que relaciona o tempo para armazenar energia na mola com as características da mola e do conjunto motor e redutor. Nos itens a-) a d-) são apresentados os modelos de cada componente e as simplificações adotadas.

a-) Motor de corrente contínua

A simplificação adotada foi a de que o motor de corrente contínua utilizado apresenta uma curva Rotação vs Torque linear, característica apresentada pelos motores de corrente contínua pesquisados. Além disso, negligenciou-se a variação da tensão de alimentação do motor durante seu funcionamento. Na Fig.22, apresenta-se a curva Velocidade vs. Torque do motor. A Eq.(1), apresenta a expressão que representa a curva da Fig.22.

A mola helicoidal angular foi considerada linear. A Fig.23 ilustra um esquema da mola. A Fig.24 apresenta a curva Torque vs. Ângulo da mola. As Eqs.(2) e (3) representam, respectivamente, a curva da Fig.24 e a expressão para a energia potencial elástica armazenada na mola.

b-) Mola angular helicoidal

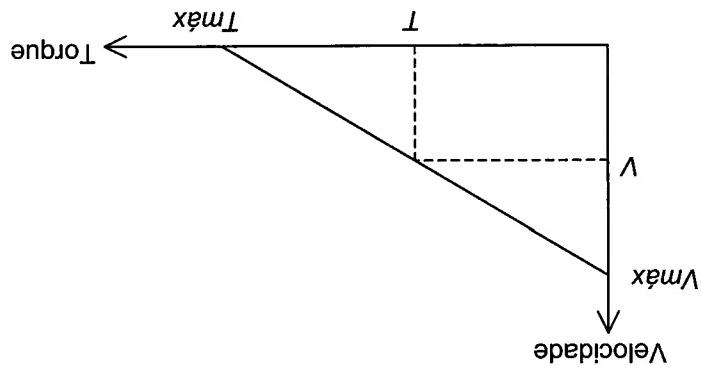
T – torque atual do motor.
 V – velocidade atual do motor.
 I (motor).
 T_{max} – torque máximo que pode ser aplicado pelo motor (característica “Stall Torque” do motor).
 V_{max} – velocidade máxima para torque aplicado nulo (característica do motor).

Onde:

$$V = V_{max} - \frac{T}{T_{max}} \cdot V_{max} \cdot I$$

(1)

Figura 22 – Curva Velocidade vs. Rotação do motor de corrente contínua.



K – rigidez da mola.
 E_p – energia armazenada na mola para $\theta = \theta_L$.
 T_M – torque atual exercido pela mola.
 θ – posição atual da haste móvel da mola.
 $T_{M_{\max}}$ – torque exercido pela mola na posição final da haste móvel ($\theta = \theta_L$).
 θ_L – ângulo entre as posições inicial e final da haste móvel da mola.

Onde:

$$E_p = \frac{T_{M_{\max}} \cdot \theta_L}{2}$$

(3)

$$T_M = K \cdot \theta$$

(2)

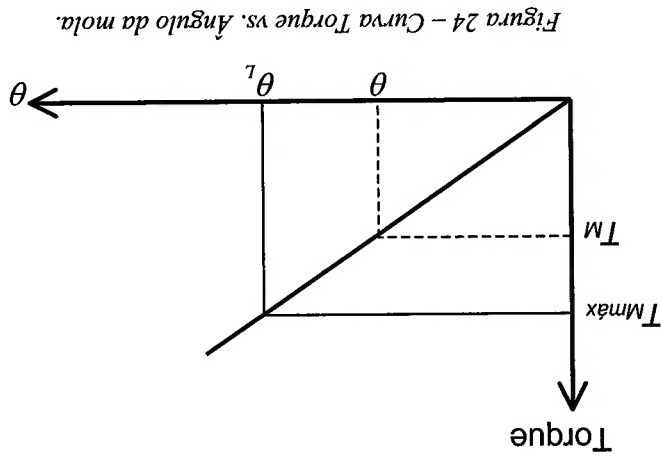


Figura 24 – Curva Torque vs. Ângulo da mola.

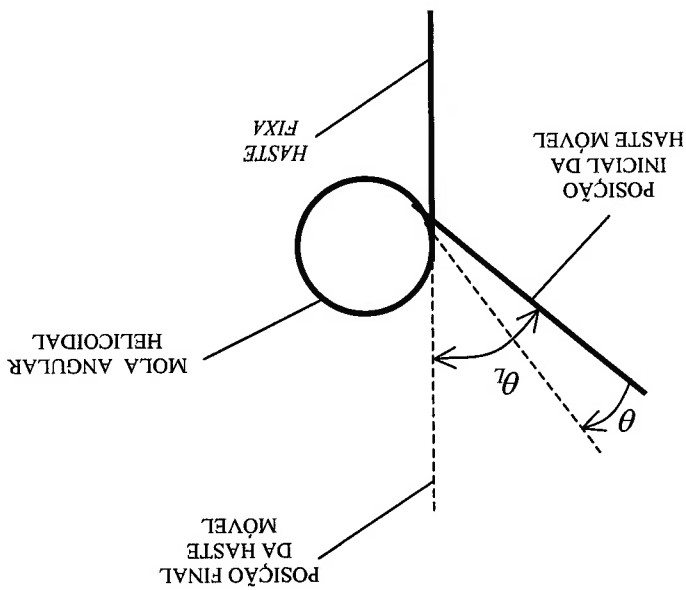


Figura 23 – Desenho esquemático da mola.

c-) Redutor

O coeficiente de redução do redutor (r) – razão entre a velocidade na entrada do redutor e a velocidade da saída do redutor) e a eficiência do redutor (η_r) – razão entre a potência de saída e a potência de entrada) foram considerados constantes, com seus valores fornecidos pelos catálogos dos fabricantes. A Eq.(4) representa o torque na saída do redutor em função do torque na saída do motor.

$$P_r = \eta_r \cdot P_{motor}$$

$$\text{mas, } P_{motor} = V \cdot T,$$

$$P_r = V_r \cdot T_r \text{ e}$$

$$V = r \cdot V_r$$

Portanto,

$$\boxed{T_r = r \cdot \eta_r \cdot T}$$

(4)

Onde:

P_{motor} – potência no eixo de saída do motor.

P_r – potência no eixo de saída do redutor.

V – velocidade angular do motor.

V_r – velocidade angular na saída do reduto.

T – torque na saída do motor.

T_r – torque na saída do redutor.

d-) Transmissão entre o redutor e a haste livre da mola

Para calcular a relação entre a velocidade angular do motor e a velocidade angular da haste livre da mola e a relação entre o torque no motor e o torque aplicado na mola, considerou-se que o cabo que transmite força para a haste livre da mola age sempre com um braço de momento correspondente ao comprimento da haste livre da mola (L). Na Fig.25, ilustra-se um esquema da transmissão entre a polia e a haste livre da mola. A simplificação explanada permite que a relação entre as velocidades angulares do motor e da haste livre da mola sejam expressas pela Eq.(5).

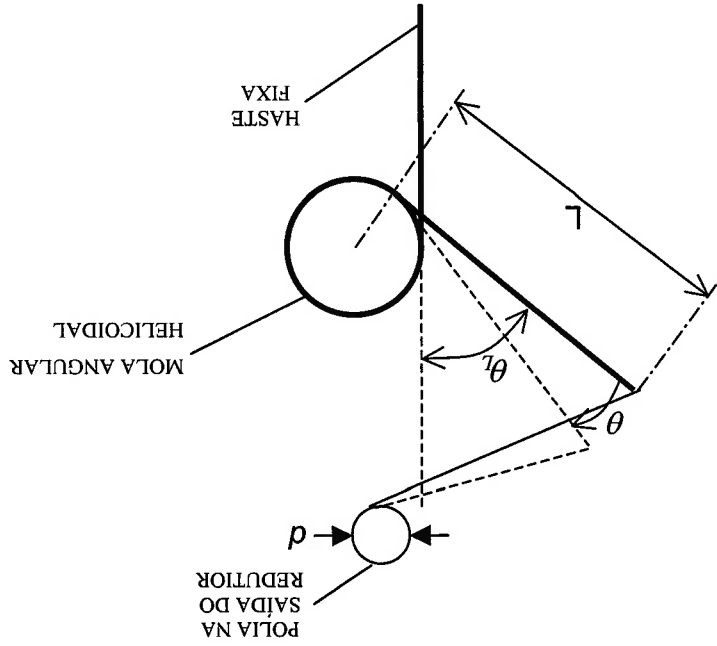


Figura 25 – Esquema da transmissão entre a polia e a haste livre da mola.

$$V_r \cdot \frac{d}{2} = V_m \cdot L$$

(5)

Onde:

V_r – velocidade angular da polia.

V_m – velocidade angular da haste móvel da mola.

d – diâmetro da polia.

L – comprimento da haste móvel da mola.

Na realidade, ocorrem desvios maiores desta fórmula no início do processo, quando o torque exercido pela mola é baixo e a velocidade do motor é alta. Estes dois fatos garantem que o erro no cálculo do tempo necessário para se armazenar energia na mola seja bastante reduzido.

Mas, $V = r \cdot V_r$.

Portanto:

$$V = \frac{p}{2 \cdot r \cdot L} \cdot V_m$$

(6)

Considerando que a potência de armazenamento de energia na mola seja a potência fornecida pelo motor multiplicada pela eficiência da redução:

$$T_M \cdot V_M = \eta_r \cdot T \cdot V,$$

então:

$$(7) \quad T = \frac{d}{V_M} \cdot T_M \cdot \eta_r$$

Cálculo do tempo despendido para se armazenar energia na mola

Sabendo que:

$$(8) \quad \boxed{V_M = \frac{d}{\theta} \dot{\theta}}$$

e fazendo Eq.(6) e Eq.(7) em Eq.(1), tem-se:

$$(9) \quad 2 \cdot r \cdot L \cdot V_M = V_M \cdot \frac{d}{V_M} \cdot \frac{d}{\theta} \cdot \dot{\theta} - \frac{T_M \cdot \eta_r \cdot T}{V_M \cdot d}$$

Fazendo Eq.(2) e Eq.(8) em Eq.(9), tem-se:

$$2 \cdot r \cdot L \cdot \frac{d}{\theta} \dot{\theta} = V_M \cdot \frac{d}{V_M} \cdot \dot{\theta} - \frac{T_M \cdot \eta_r \cdot T}{V_M \cdot d}$$

Rearranjando, tem-se:

$$(10) \quad \dot{\theta} = \frac{4 \cdot r^2 \cdot L^2 \cdot T_M \cdot \eta_r}{V_M \cdot d \cdot \theta} \cdot (T_M \cdot \eta_r \cdot T - d \cdot K \cdot \theta)$$

Para se chegar ao tempo despendido para armazenar energia na mola (P), basta integrar ambos os lados da Eq.(10). Assim:

$$P = \int_{T_L}^0 dt = \int_{\theta_L}^0 \frac{4 \cdot r^2 \cdot L^2 \cdot T_M \cdot \eta_r \cdot d}{V_M \cdot d \cdot \theta} \cdot \frac{1}{1 - \frac{T_M \cdot \eta_r \cdot T}{d \cdot K \cdot \theta}} \cdot d\theta$$

Resolvendo-se, obtêm-se:

$$P = \frac{4 \cdot r^2 \cdot L^2 \cdot T_{max} \cdot \eta_r}{V_{max} \cdot d^2 \cdot K} \cdot \ln \left(\frac{2 \cdot T_{max} \cdot r \cdot \eta_r \cdot L}{2 \cdot T_{max} \cdot r \cdot \eta_r \cdot L - d \cdot K \cdot \theta_L} \right)$$

Onde:

P – tempo gasto para armazenar energia na mola

V_{max} – velocidade máxima para torque aplicado nulo.

T_{max} – torque máximo que pode ser exercido pelo motor (“Stall Torque”).

θ_L – ângulo entre as posições inicial e final da haste móvel da mola.

K – rigidez da mola

d – diâmetro da polia.

L – comprimento da haste móvel da mola.

r – coeficiente de redução do redutor (razão entre a velocidade na entrada do redutor e a velocidade na saída do redutor).

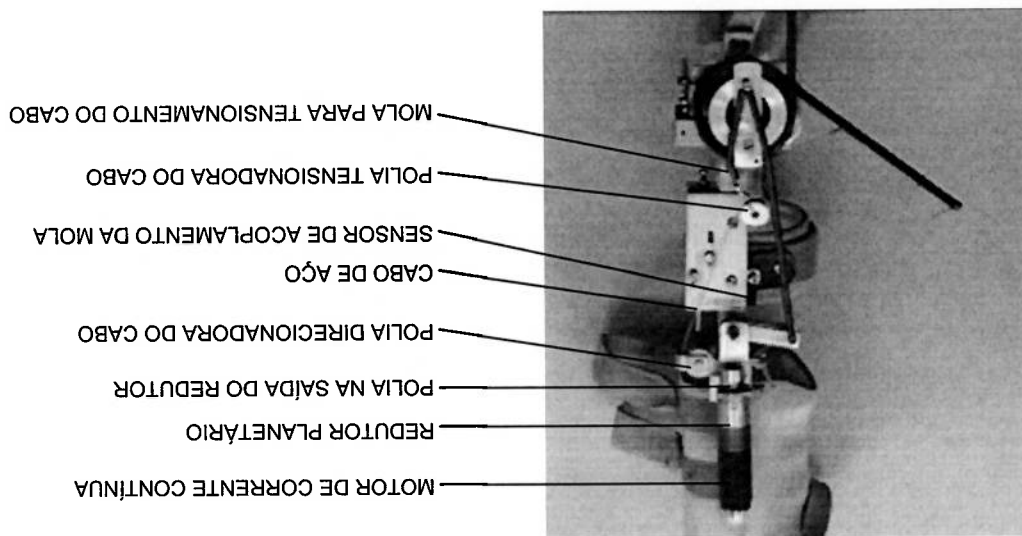
η_r – eficiência do redutor.

7.3. Seleção do Conjunto Motor e Redutor e Projeto do Protótipo

Através da modelagem descrita na Seção 7.2, chegou-se, portanto, a uma expressão analítica que relaciona o tempo para armazenar energia na mola com o diâmetro da polia, a redução do redutor, a eficiência do redutor, o torque máximo atingido pelo motor, a velocidade máxima atingida pelo motor, a rigidez da mola, e o ângulo sistema para conjuntos de motor e redutor constantes nos catálogos das empresas Faulhaber e Maxon Motors, cujo tempo de armazenamento de energia na mola fosse inferior a 1,5 s. Foram procurados motores das empresas Faulhaber e Maxon Motors, porque estas duas empresas são as que oferecem os motores mais leves do mercado.

Após várias iterações, procurando-se minimizar o peso e a potência do conjunto motor e redutor, chegou-se a um conjunto capaz de armazenar energia na mola em aproximadamente 1,3 s. O conjunto selecionado foi o motor de corrente contínua com escova de grafite da Faulhaber 2342 012CR e o redutor compatível com redução de 43 vezes do tipo 23/1. Algumas características técnicas do motor e do redutor selecionados encontram-se na Tab.5.

Figura 26 – Foto do sistema de armazenamento de energia na mola com a especificação de cada componente.



Com o conjunto motor e redutor selecionado, o diâmetro da polia na saída do redutor, que minimiza o tempo gasto para armazenar energia na mola, respeitand as limitações do motor e do redutor, é de 15 mm. Nas Figs.26 e 27, apresentam-se as fotos do sistema de armazenamento de energia na mola implementado em dois estados distintos, respectivamente, com a mola desacoplada e com a mola acoplada. Nestas duas figuras, o protótipo está acoplado a uma órtese.

Tabela 5 – Algumas características técnicas do motor (a direita) e do redutor (a esquerda).
 ** preço em francos suíços
 ** cotação do dia 07/11/01: SFr 1,00 = R\$ 1,58770

REDUTOR 23/1 (44:1)	
Diâmetro da carga	23 mm
Diâmetro eixo	6 mm
Carga máx. radial	170 N
Eficiência	70 %
Máx torque de saída	1,0 N.m
Peso	90 g
Preço(SFr)	190,80 *
Preço(R\$)	302,93 **

MOTOR 2342 012CR	
Tensão nominal	12 V
Pot. máx de saída	17 W
Eficiência	80 %
Velocidade máxima	8100 rpm
"Stall Torque"	80 mN.m
Peso	88 g
Preço(SFr)	183,30 *
Preço(R\$)	291,03 **

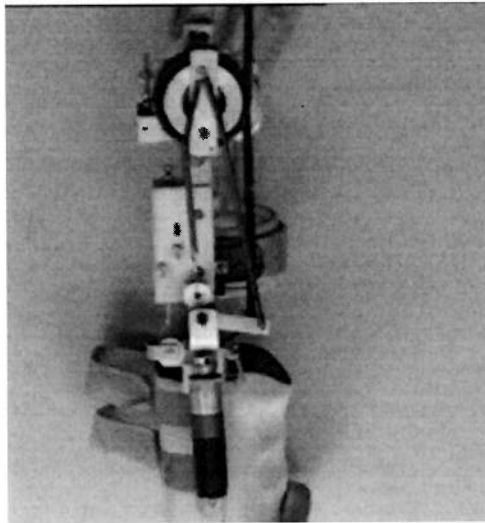
A discussão sobre a tecnologia da bateria utilizada e a autonomia do dispositivo com a bateria selecionada é descrita neste capítulo porque o maior consumidor de energia do sistema é, naturalmente, o sistema de armazenamento de energia na mola. Dentre

7.4. Tecnologia da Bateria e Autonomia do Dispositivo

Testes com o sistema de armazenamento de energia na mola mostraram que o motor, alimentado a 12 V, é capaz de armazenar energia na mola em aproximadamente 1,3 segundos, como havia sido previsto pelo modelo numérico desenvolvido. A redução da tensão de alimentação do motor, devida à queda de tensão na bateria e no sistema de controle, leva o tempo despendido para o armazenamento de energia na mola.

Os componentes do sistema de armazenamento de energia na mola, ilustrados nas Figs.26 e 27 são: micro-motor de corrente contínua com escovas de grafite de tensão nominal 12 V; redutor planetário com redução 43:1; polia de aço inoxidável de diâmetro 15 mm acoplada ao eixo de saída do redutor; polia de PVC responsável pelo direcionamento correto do cabo; cabo de aço trançado, flexível e revestido com nylon com capacidade para 180 N; sensor ótico de presença responsável por detectar o acoplamento da mola; polia tensionadora do cabo, fabricada em PVC, e mola tensionadora do cabo.

Figura 27 – Foto do dispositivo com a mola acoplada.



as tecnologias de bateria pesquisadas em (Dowling, 1997), duas foram consideradas para a aplicação neste projeto, NiCd e NiMH, por apresentarem as seguintes características: elevada densidade de energia, elevada capacidade de recarga (podem ser recarregadas de 500 a 1000 vezes), disponibilidade no mercado e custo acessível.

A tecnologia de bateria utilizada no projeto foi a NiMH. O fator determinante para a escolha da tecnologia NiMH para a bateria do dispositivo é o fato de esta tecnologia apresentar uma densidade de energia aproximadamente duas vezes superior à apresentada pela tecnologia NiCd, levando-se em conta o empacotamento ((Dowling, 1997) e "Nickel-Metal Hydride Batteries Technical Handbook" da Panasonic). Isso se traduz em uma diminuição do peso da bateria e em um aumento da autonomia do dispositivo. Outra vantagem desta tecnologia é o fato de não ser agressiva ao meio ambiente. Na presente aplicação, em que o fator crítico é o peso do dispositivo, estas duas vantagens compensam com folga as duas maiores desvantagens desta tecnologia em relação a tecnologia NiCd: uma taxa de auto-descarregamento maior e uma densidade de potência aproximadamente 5% inferior (Dowling, 1997).

O conjunto de baterias adquirido pesa 270 g e armazena uma energia de aproximadamente 64.800 J. Se esta energia pudesse ser totalmente transferida apenas para a mola, isso significaria, para o dispositivo, uma autonomia de aproximadamente 7800 passos, já que uma mola de 15 N.m e com um ângulo neutro de 60° armazena aproximadamente 8,2 J (Eq.(3), Seção 7.2).

Como a eficiência da transferência de energia da bateria para a mola fica entre 30% e 50%, devido às dissipações no circuito de controle, no motor (eficiência máxima 80%) e no redutor (eficiência 70%) e, ainda, devido ao consumo de energia do circuito de controle, a autonomia do dispositivo fica entre 2300 e 3900 passos (ou ciclos de operação), dependendo das condições de utilização. Essa autonomia pode ser considerada excelente, já que um usuário ativo não realiza mais que algumas poucas centenas de passos por dia.

8. SISTEMA DE CONTROLE

O sistema de controle controla todos os sub-sistemas do dispositivo monitorando seus estados e a interface com o usuário. São três os dispositivos controlados pelo controlador: o solenóide (responsável por promover o destravamento da articulação do joelho), o motor (responsável por armazenar energia na mola) e o sinalizador (responsável por informar o paciente de que a articulação do joelho está travada após a extensão do joelho no final da fase de balanço). Este sinal é importante para que o paciente se sinta seguro em apoiar o membro inferior no solo no final da fase de balanço.

O controlador recebe sinais de dois sensores óticos de presença e de um botão. Um dos sensores óticos detecta se a articulação do joelho está travada ou não. O outro, indica se a mola está acoplada ou não. O botão, acionado pelo usuário, indica que a fase de balanço deve ser iniciada. Na Fig.28, ilustram-se as entradas e saídas do controlador bem como os níveis lógicos associados ao estado de cada uma.

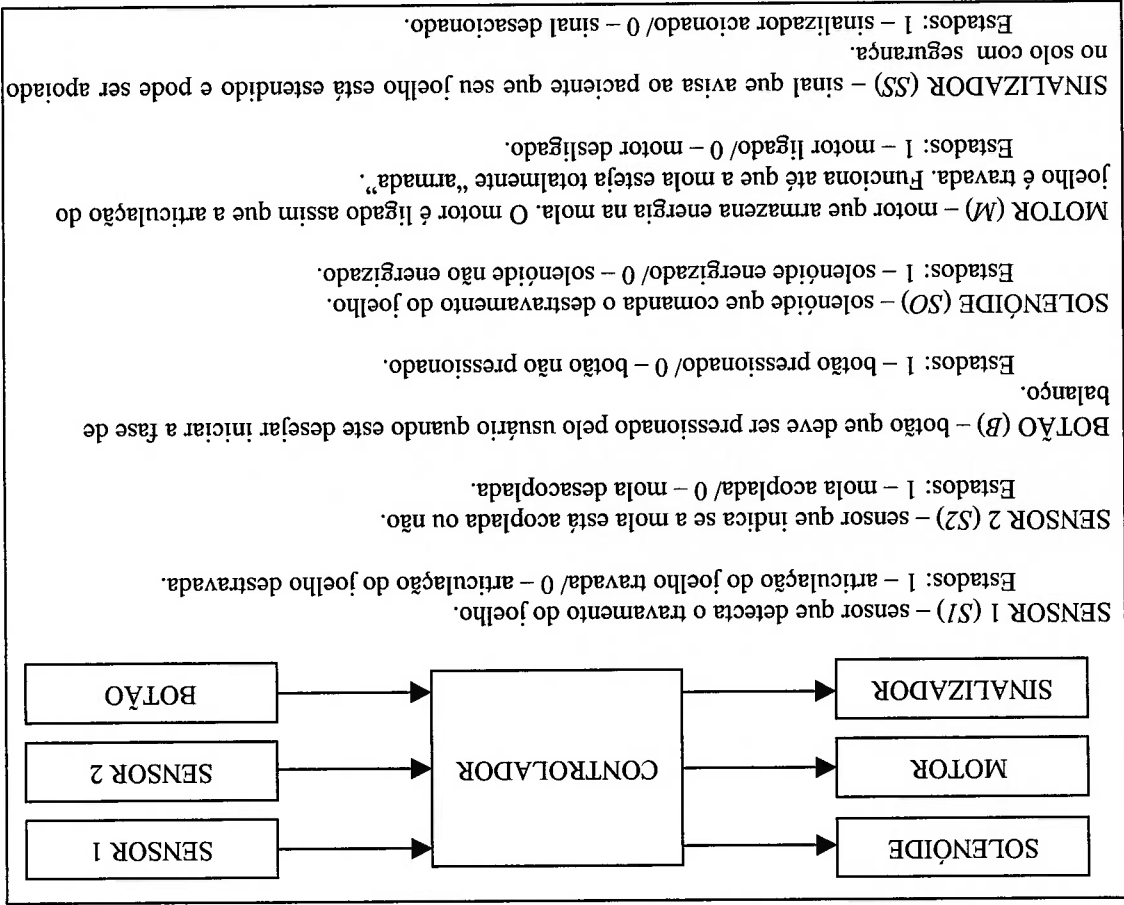


Figura 28 – Esquema das entradas e saídas do controlador.

Na Seção 8.2 deste capítulo, descreve-se o programa de controle desenvolvido, o qual foi baseado no estudo dos estados do sistema, detalhado na Seção 8.1. Os estados do sistema são quatro (4) e podem ser determinados univocamente pelos estados dos dois sensores do dispositivo (sensor do travamento do joelho e sensor do acoplamento da mola). Na Seção 8.3, descreve-se o protótipo do sistema de controle desenvolvido.

8.1. Estados do Sistema

Nos moldes dos estados de controle utilizados em (McGhee et al., 1978) e (Franken; Veitink; Boom, 1994), pode-se identificar quatro estados de controle bem definidos no presente sistema:

- 1-) Membro inferior estendido com o joelho travado e mola “armada”. Neste estado, o sistema está pronto para, ao sinal do usuário (botão), iniciar a fase de balanço.
- 2-) Articulação do joelho flexionada e mola acoplada. Este é o estado em que a mola está transferindo sua energia potencial para o membro inferior e que ocorre no início da fase de balanço. As articulações do joelho e do quadril se flexionam.
- 3-) Mola desacoplada durante a fase de balanço. Neste estado, a mola não exerce torque sobre a articulação do joelho e a dinâmica do membro inferior é totalmente regida pela força de gravidade e pelas inércias adquiridas durante o estado 2-).

4-) Articulação do joelho estendida e travada e mola sendo armada. Neste estado, que ocorre no final da fase de balanço e maior parte da fase de apoio, a articulação do joelho permanece estendida e travada e o motor armazena energia na mola (“arma” a mola).

Na Fig.29, apresenta-se um esquema dos estados de controle. As equações lógicas booleanas (em função de $S1$ e $S2$) caracterizam univocamente o estado seguinte apontado pela seta, isto é, se o valor da equação booleana for um (1), o sistema estará no estado apontado pela seta. Na Fig.30, apresentam-se dois ciclos inteiros de funcionamento do sistema, representando-se as fases de balanço e apoio, os estados do sistema e os estados de cada componente. O algoritmo de controle, desenvolvido

e detalhado na Seção 8.2, prevê ainda estados de erro para cada um dos quatro estados de funcionamento normal.

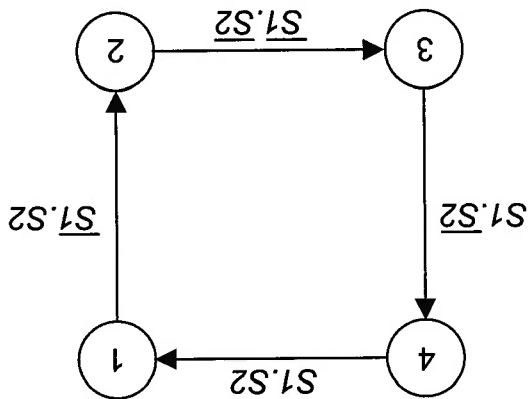


Figura 29 – Os estados do sistema durante o funcionamento normal estão representados pelos círculos numerados. As equações lógicas booleanas que caracterizam o início do estado seguinte estão escritas ao lado das setas.

ESTADOS:	2	3	4	1	2	3	4	1
BOTÃO	█			█				
SENSOR 1	█	█	█	█				
SENSOR 2	█			█	█			
SOLENOIDE				█				█
MOTOR	█	█	█	█	█	█	█	█
SINAL		█				█		
	FASE DE BALANÇO	FASE DE BALANÇO	FASE DE APOIO	FASE DE APOIO	FASE DE BALANÇO	FASE DE BALANÇO	FASE DE APOIO	FASE DE APOIO

Figura 30 – Dois ciclos inteiros de funcionamento do sistema. Estado representadas as fases de balanço e apoio, os estados do sistema e os estados de cada componente. Regiões cheias representam períodos em que o estado lógico dos componentes é 1, cujo significado encontra-se na Fig. 28.

8.2. Programa de Controle

O programa de controle desenvolvido foi implementado com base no fluxo de informações administrado pelo controlador e nos estados do sistema, detalhados na Seção 8.1. O programa desenvolvido em linguagem estruturada encontra-se no APÊNDICE III (Seção III.1). O programa em Assembler desenvolvido no ambiente de programação MPLAB e implementado no micro-controlador do tipo PIC 16F84 encontra-se no APÊNDICE III (Seção III.2).

No programa de controle desenvolvido, foram adicionados estados de erro do sistema correspondentes a cada estado de funcionamento normal. Estes estados são necessários para preservar o hardware e evitar o mal funcionamento do dispositivo. Os estados de erro, descritos nos parágrafos seguintes, são atingidos sempre que o tempo máximo previsto para a ocorrência de um determinado estado de funcionamento normal é excedido.

O estado de erro respectivo ao estado ou fase 1 é atingido se o tempo de permanência máximo do solenóide energizado, recomendado pelo catálogo do fabricante, for atingido. Dessa forma, evita-se a queima do solenóide. A volta ao estado 1 ocorre após um intervalo de tempo suficiente para garantir o “duty cycle” de funcionamento recomendado para o solenóide.

O estado de erro respectivo ao estado ou fase 2 é atingido se o tempo de permanência no estado 2 exceder o tempo máximo previsto, o que indica um provável erro no desacoplamento da mola. O sistema sai do estado de erro quando a mola é desacoplada manualmente pelo usuário. O sistema entra então automaticamente no estado 3.

O estado de erro respectivo ao estado ou fase 3 é atingido se o tempo de permanência no estado 3 exceder o tempo previsto, o que indica um provável erro de travamento da articulação do joelho. O sistema sai do estado de erro quando a articulação é travada manualmente pelo usuário. O sistema entra então automaticamente no estado 4.

O estado de erro respectivo ao estado ou fase 4 é atingido se o tempo de permanência máximo estimado do motor ligado for atingido, de tal forma a evitar sua queima. A entrada neste estado de erro indica que ocorreu algum mal funcionamento do sistema que obrigou o motor a trabalhar em condições fora de suas especificações. A rotina de erro, dentro deste estado de erro, desliga o motor e espera que o micro-controlador seja resetado após a solução do problema.

Adicionou-se ainda, no programa, o controle de quatro saídas representadas por quatro LEDs colocados na placa, responsáveis por informar em qual estado o sistema

se encontra. Os três primeiros LEDs informam em números binários em que estado de funcionamento normal o sistema se encontra. O quarto LED serve para informar se o dispositivo está no estado de erro correspondente ou não – acesso indica estado de erro; apagado, estado de funcionamento normal. A presença destes LEDs facilita a detecção do tipo de erro que eventualmente ocorre no sistema.

Após a energização do micro-controlador, a primeira rotina do programa verifica o estado dos sensores externos (sensor de acoplamento, sensor de travamento e botão) e direciona o sistema de controle para o estado ou fase correspondente ao estado dos sensores. O sistema passa então automaticamente para a fase seguinte até que é atingida a fase I (mola acoplada e articulação travada). Para iniciar novamente o ciclo, o usuário pressiona o botão, o qual é posicionado na muleta contralateral próximo à mão do usuário. A escolha pela mão contralateral foi sugerida pelo próprio paciente testado, que indicou uma maior facilidade de coordenação dos movimentos com esta disposição.

8.3. Protótipo do Sistema de Controle

O projeto do circuito de controle do dispositivo é ilustrado, em detalhes, no APÊNDICE II. A seguir, apresentam-se seus principais componentes e uma breve explanação sobre a função de cada um.

Micro-controlador: utilizou-se o micro-controlador PIC 16F84 com treze portas configuráveis como entradas ou saídas, memória de programa de 1024 palavras de 14 bits, memória RAM de 64 bytes, com um “clock” de 4MHz gerado por um oscilador de cristal externo.

“Ponte H”: para o controle do sentido de rotação do motor utilizou-se as duas “pontes H” disponíveis no chip L298N, ligadas externamente em paralelo para aumentar a sua capacidade máxima de corrente para 3,5 A. A corrente máxima requerida pelo motor é de aproximadamente 2,5 A por um curto período de tempo. Foram utilizados quatro diodos (de “flyback”) de recobrimento rápido para proteger o chip L298N de transientes de tensão elevados gerados durante as paradas e reversões de sentido do motor (carga indutiva).

Transistor de potência: para energizar o solenóide foi utilizado um transistor FET IRF3205, que apresenta elevada capacidade de corrente e reduzida queda de tensão entre “drain” e “source”.

“Buffer”: para alimentar o “gat” do transistor foi utilizado um “buffer” do tipo 7407. Regulador de tensão: para regular a tensão da bateria (aprox. 12 V) em 5 V, para alimentação dos chips e para energização dos LED’s, utilizou-se um regulador 7805 com capacidade máxima de corrente de 1A.

LEDs: foram utilizados quatro LED’s vermelhos para sinalização do estado do sistema e um verde para sinalização ao usuário de que a articulação do joelho foi travada com segurança ao final da fase de balanço.

Bateria: para a alimentação de energia foi selecionado um “pack” de 10 baterias de NiMH ligadas em série com tensão total nominal de 12 V. Na seção 7.4, discutiu-se a escolha desta tecnologia de bateria e a autonomia do dispositivo com a bateria selecionada.

Nas Figs.31 e 32, apresentam-se algumas fotos explicativas do protótipo do sistema de controle construído, cujo peso total (incluindo as baterias) é de aproximadamente 470 g.

Figura 32 – Foto do protótipo do sistema de controle na caixa (fechada), contendo a placa e a bateria. O paquímetro da figura está aberto a 100 mm para indicar as dimensões da caixa.

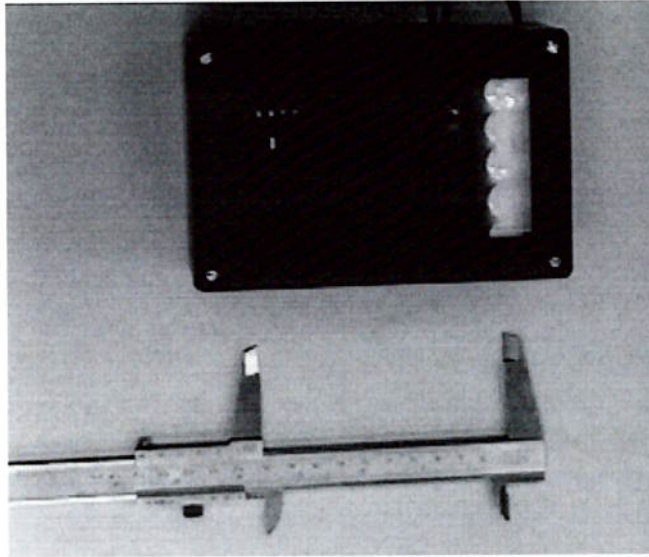
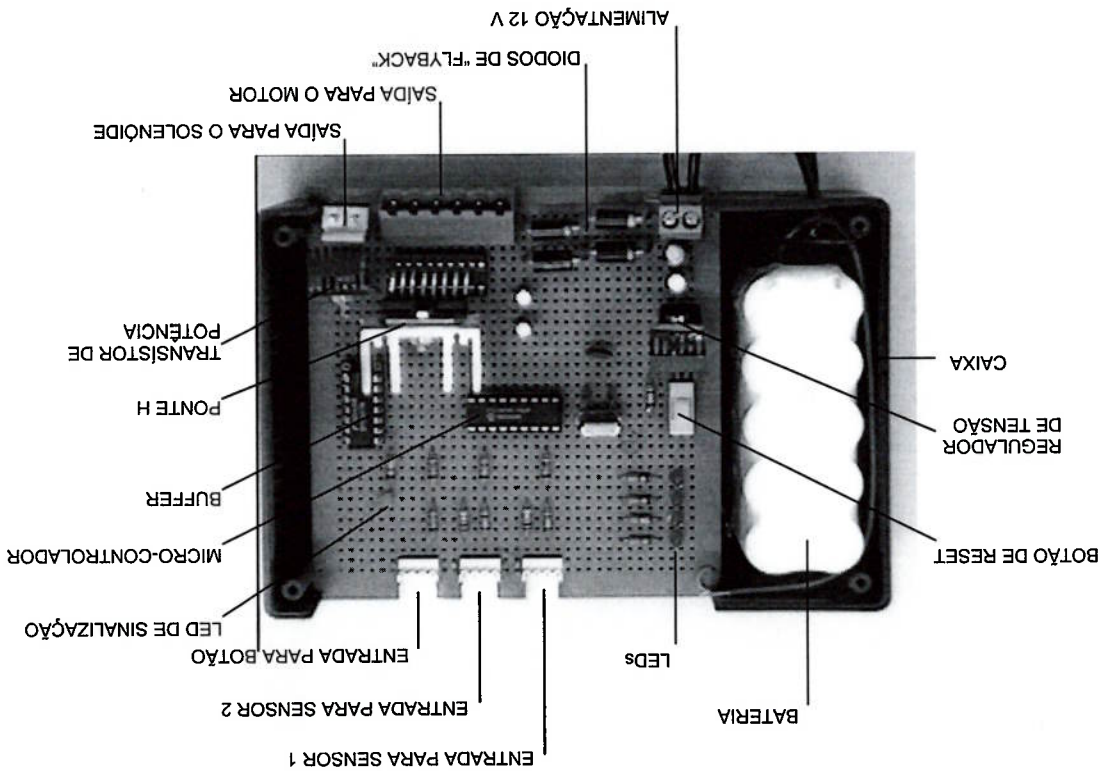


Figura 31 – Foto do protótipo da placa de circuito de controle do dispositivo com especificação de alguns componentes.



9. TESTES COM O PACIENTE

Para comprovar a viabilidade das idéias centrais desse trabalho e o potencial do protótipo desenvolvido, foram feitos dois testes com um paciente real. Os testes também serviram para comprovar as previsões feitas através de simulações e verificar as melhorias necessárias em futuras iterações no processo de projeto. Os testes foram conduzidos com um paciente com paraplegia completa nível T12 usuário de uma KAFO da AACD. Na Seção 9.1, descreve-se o procedimento experimental para os testes; na Seção 9.2, descreve-se o resultado do primeiro teste; na Seção 9.3, apresenta-se uma análise dos resultados do primeiro teste e, na Seção 9.4, apresentam-se os resultados e a análise do segundo teste. Nos parágrafos seguintes, descrevem-se sucintamente os resultados dos testes.

O primeiro teste objetivou o estudo da cinemática do membro inferior do paciente e a verificação do funcionamento da mola. Na ocasião do primeiro teste, havia sido construída a estrutura para acomodar e acionar a mola e para fixar o dispositivo a orteses convencionais do tipo KAFO, fabricadas na AACD. Com este sistema foi possível comprovar a viabilidade da solução proposta e constatar a necessidade de se adicionar sub-sistemas ao protótipo.

Após se projetar e implementar os sub-sistemas da mola, de travamento, de armazenamento de energia na mola e de controle (capítulos 5, 6, 7 e 8), procedeu-se um segundo teste com o paciente. Durante este teste, foi verificada uma dificuldade de extensão do joelho no final da fase de balanço, cujo motivo principal foi atribuído a um aumento da rigidez passiva da articulação do joelho do paciente testado na região de extensão. Este aumento, por sua vez, foi provavelmente causado por uma interrupção na utilização da órtese pelo paciente superior a um ano e uma interrupção no programa de fisioterapia de quase dois anos. O teste serviu para comprovar o correto funcionamento dos sistemas de travamento, de armazenamento de energia na mola e de controle.

9.1. Procedimento Experimental

Os testes foram realizados em uma sala cedida pela AACD. O equipamento básico necessário para a realização dos testes, como tabladors de várias alturas e barras paralelas, foi disponibilizado pela AACD. O primeiro teste foi acompanhado pelo Dr. Marcelo Ares, médico ortopedista da AACD, e pelo assistente da Fisioterapia Adulto da AACD, Francisco de Assis Rocha. O segundo teste foi acompanhado pelos engenheiros do Laboratório de Bioengenharia da AACD, Paulo Marcos de Aguiar e Milton Oshiro.

Um paciente com idade aproximada de 25 anos, 1,71 m de altura, 53,7 kg, com paraplegia completa nível T12, com pouca espasticidade e com bom controle dos músculos torácicos, foi posicionado entre barras paralelas para que pudesse apoiar-se durante a realização dos testes, simulando o uso de muletas. O membro inferior esquerdo do paciente foi posicionado sobre um tablado de aproximadamente 15 cm de altura, o que deixou seu membro inferior direito em balanço. A este membro inferior foi acoplado o protótipo desenvolvido.

No primeiro teste, as articulações do joelho das órteses de ambos os membros inferiores foram travadas pelos próprios anéis de travamento disponíveis nas órteses padrão fabricadas na AACD. Armazenou-se energia potencial na mola do dispositivo manualmente. Como na ocasião ainda não havia sido desenvolvido o dispositivo de destravamento automático da articulação do joelho da órtese, o destravamento, para que o movimento do membro inferior fosse “disparado”, foi feito manualmente. Para tanto, foi utilizada uma chave de fenda que agia sobre o anel de travamento da órtese, deslocando-o e destravando a articulação do joelho da órtese.

Durante o segundo teste, a articulação do joelho esquerdo em apoio foi mantida travada pelo anel disponível na órtese. A articulação do joelho no membro inferior direito, ao qual foi acoplado o dispositivo desenvolvido, foi travado pelo sistema de travamento desenvolvido. O armazenamento de energia na mola foi feito automaticamente pelo sistema de armazenamento de energia na mola desenvolvido. Para iniciar a fase de balanço, o destravamento da articulação do joelho foi feito pelo

sistema de travamento, ao comando do usuário, por meio de um botão posicionado na mão contralateral ao membro inferior testado.

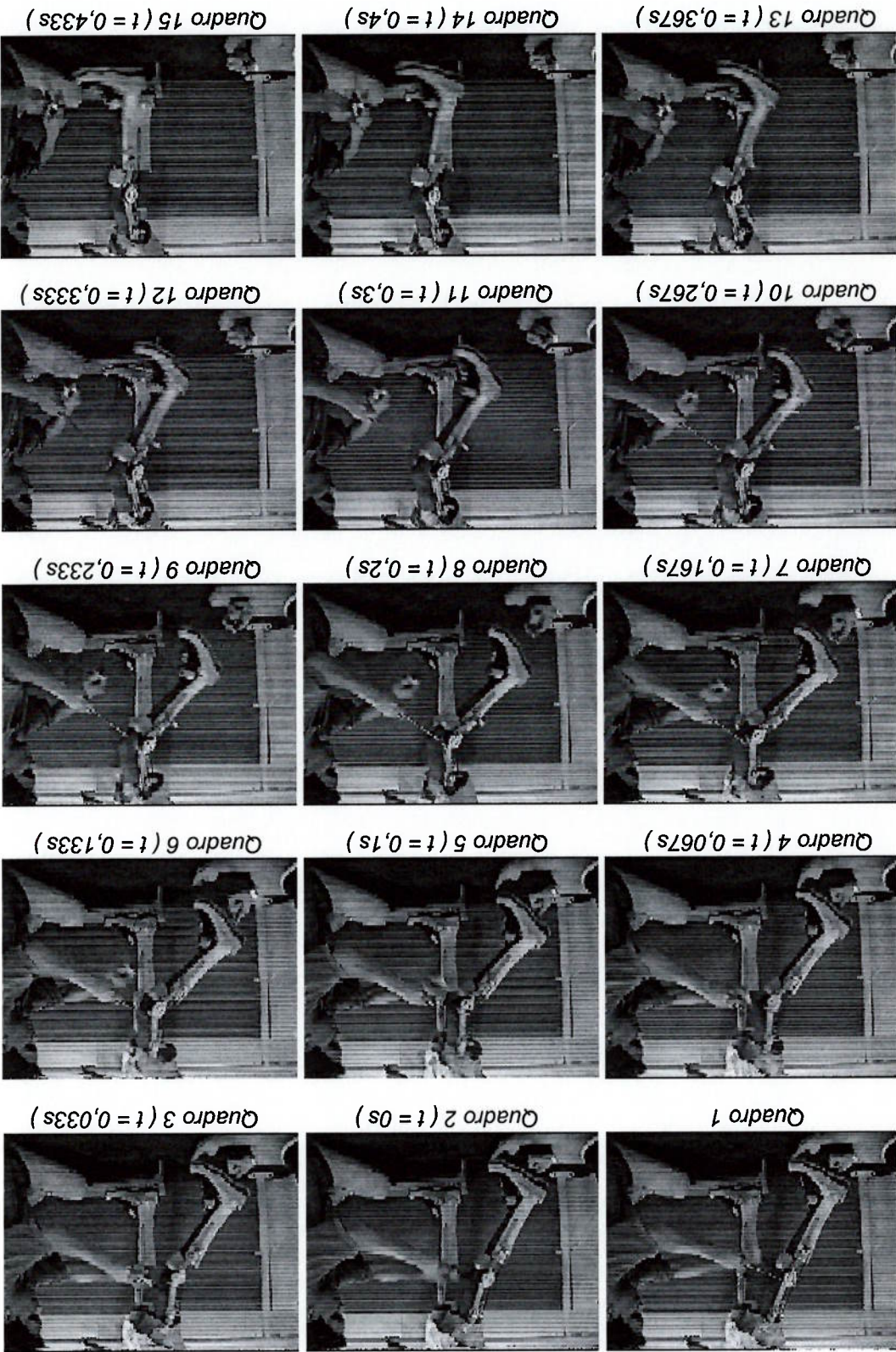
Durante os dois testes, para simular a posição inicial do membro inferior direito na realização de um passo, segurou-se o membro inferior do paciente para trás pela planta do pé de tal forma que a posição inicial do membro inferior direito, antes do destravamento, fosse de aproximadamente 20° ($\theta_1 \sim 20^\circ$). A disposição inicial do membro inferior durante os testes é mostrada na Fig.33. O primeiro teste foi filmado e analisado posteriormente. O segundo teste foi observado e analisado pelos presentes.



Figura 33 – Disposição inicial do membro inferior durante os testes com o paciente.

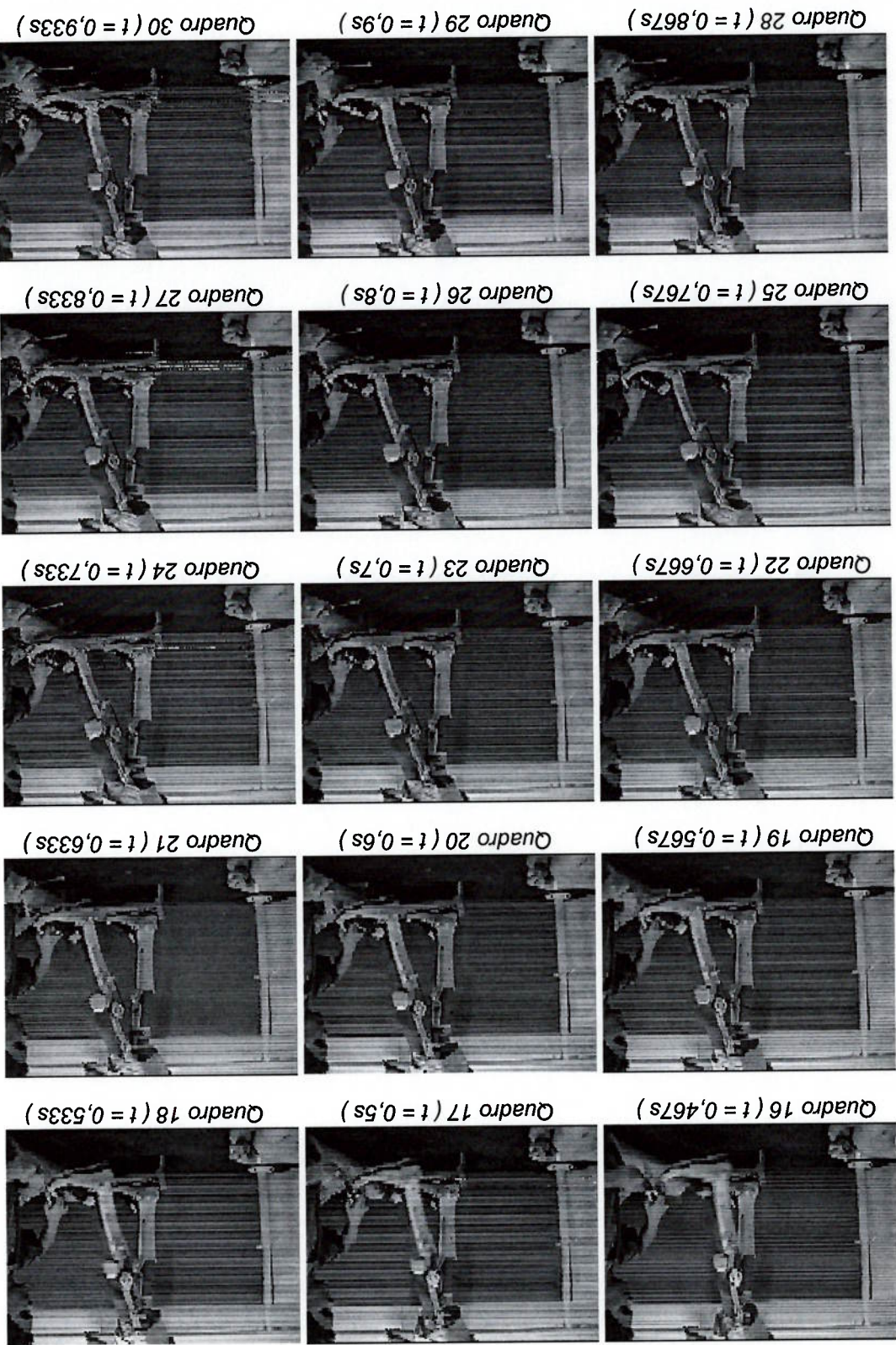
9.2. Resultados do Primeiro Teste

Para a análise dos resultados, utilizou-se a convenção de ângulos θ_1 e θ_2 ilustrada na Fig.11 do Capítulo 5 e impôs-se $t = 0$ s no momento em que a articulação do joelho é destravada. A análise foi feita digitalizando-se o filme dos testes quadro a quadro com espaçamento temporal de aproximadamente 0,033s, como ilustrado na seqüência de quadros da Fig.34. Uma seqüência de três quadros da simulação, que



na Fig.35. representam, respectivamente, o estado inicial do membro inferior, um estado intermediário e o estado de avanço máximo do membro inferior, pode ser observada

Figura 34 – Sequência de quadros do primeiro teste com o paciente da AACD com espaçamento temporal de aproximadamente 0,033 s.



A partir das observações feitas, pode-se construir a Tab. 6, que caracteriza em termos quantitativos os eventos descritos.

De forma geral, o movimento observado pode ser descrito como segue. Com o membro inferior posicionado a um ângulo θ_1 aproximadamente igual a 23° , foi destravada a articulação da órtese de modo a disparar a flexão do joelho sob a ação da mola helicoidal angular. Na sequência, observou-se uma diminuição do ângulo θ_1 (avanzo do fêmur) e um aumento do ângulo θ_2 (flexão do joelho). Decorridos aproximadamente de 0,2 a 0,23 s, θ_2 atingiu um valor de 60° , o que desacoplou a mola. Pouco depois, entre $t=0,23$ s e $t=0,27$ s, o valor de θ_2 atingiu seu máximo, entre 60° e 65° , e, a partir deste instante, passou a diminuir, ou seja, o joelho iniciou sua extensão. Aproximadamente em $t=0,33$ s, θ_1 atingiu seu ponto de inflexão, passando a aumentar (reco do fêmur). Aproximadamente em $t=0,47$ s, θ_2 atingiu 0° , ou seja, o membro inferior se estendeu, sendo que, a partir deste instante, θ_1 voltou a diminuir (fêmur avança). Vale notar que, no instante em que θ_2 atingiu 0° , a trava da articulação da órtese (anel) deslocou-se sob a ação gravidade, travando a articulação. O conjunto segmento superior + segmento inferior do membro inferior passou então a avançar, até que θ_1 atingiu seu valor mínimo (avanzo máximo do fêmur), aproximadamente a -25° em $t=0,73$ s. Após esse instante, o membro inferior recou devido ao fato de que o paciente encontrava-se sobre um tablado, e, portanto, o membro inferior não foi apoiado no solo como aconteceria em um passo real.

Figura 35 - Sequência do movimento do membro inferior do paciente durante teste realizada na AACD. À esquerda, observa-se o estado inicial do membro inferior ($t = 0$ s) com um ângulo de aproximadamente 23° em relação à linha do tronco; ao centro, observa-se um estado intermediário do membro inferior ($t = 0,3$ s) e, à direita, observa-se o estado de máximo avanço do membro inferior ($t = 0,73$ s).



As previsões obtidas através das simulações (Capítulo 5) para os três cenários de rigidez passiva nas articulações explorados podem ser resumidas na Tab.4 (Capítulo 5), a qual é reimpressa na Tab.7 para facilitar a análise na presente seção. Ressalta-se que os resultados apresentados nas Tabs.4 e 7 foram obtidos com os parâmetros de simulação apresentados na Tab.3 e que a variação de parâmetros aos quais o sistema é sensível pode alterar significativamente os valores apresentados. A seguir, compararam-se as previsões obtidas pelas simulações com os resultados obtidos no teste.

Observou-se que, tanto qualitativamente como quantitativamente, o comportamento cinemático do membro inferior seguiu as previsões teóricas (obtidas nas simulações) e aproximou-se do comportamento do membro inferior de uma pessoa com marcha normal. Em outras palavras, o acionamento flexionou o joelho e o quadril e, após o desacoplamento da mola, as inércias adquiridas e a força de gravidade fizeram com que o joelho se estendesse novamente, enquanto o segmento superior do membro inferior ainda se encontrava avançado.

9.3. Análise dos Resultados do Primeiro Teste

Deve-se notar que as observações referentes aos tempos e aos ângulos θ_1 e θ_2 , constantes na Tab. 6 e nos parágrafos anteriores, estão sujeitos a erros significativos devido à imprecisão da aferição visual através dos quadros do teste. Não foi possível determinar com precisão o momento exato do disparo e, além disso, foi observada uma inclinação do plano de movimentação do membro inferior em relação ao plano sagital, o que dificultou a verificação dos ângulos θ_1 e θ_2 .

Tabla 6 - Dados coletados do teste sobre o instante em que o evento ocorreu e a correspondente posição do membro inferior (ângulos θ_1 e θ_2).

Evento	Tempo(s)	θ_1	θ_2
Início	0	$\sim 23^\circ$	0°
Desacoplamento mola	0,20-0,23	-	60°
θ_2 máximo	0,23-0,27	-	$60^\circ - 65^\circ$
Extensão joelho	$\sim 0,47$	-	0°
Avanço máximo membro inferior	$\sim 0,73$	$\sim 25^\circ$	0°

Observando-se o ângulo máximo atingido pela articulação do joelho, verifica-se que o ângulo máximo previsto nas simulações está entre 64° e 77° e o ângulo máximo observado no teste está entre 60° e 65° . A discrepância observada deve-se, provavelmente, não só ao modelo de rigidez passiva na articulação do joelho utilizado, como também aos atritos, principalmente na articulação do joelho, comportamento do sistema é bastante sensível aos atritos na articulação do joelho, como evidenciado na Fig.13 (Capítulo 5), os quais reduzem o ângulo máximo de

Cabe aqui a constatação de que a velocidade do movimento de flexão induzida pelo dispositivo é superior ao da marcha normal e esta diferença é perceptível ao observador. De fato, enquanto a flexão do joelho na marcha normal dura aproximadamente 0,3 s e inicia-se de forma gradual desde a fase de pré-balanço, o movimento de flexão observado durante o teste ocorreu em aproximadamente 0,2 s, sendo que, no início da flexão, a aceleração é bem superior a da marcha normal. Esse comportamento é causado pelas características da mola utilizada, que inicialmente aplica uma força elevada, a qual diminui linearmente com a flexão do joelho. A utilização de uma mola capaz de armazenar a mesma energia com uma curva força vs ângulo não linear poderia resolver este problema.

Analisando-se o instante de desacoplamento da mola, pode-se verificar que os valores previstos nas simulações variam entre 0,12 s e 0,20 s e o valor observado no teste situa-se entre 0,20 s e 0,23 s. A discrepância entre os valores pode ser explicada por atritos maiores que os previstos nas articulações, cujo efeito é exatamente atrasar o momento de desacoplamento. A elevada discrepância entre o valor previsto pelo Modelo de Audu; Davy (0,12 s) e o valor observado no teste (entre 0,20 e 0,23 s) pode sinalizar que o Modelo de Audu; Davy é inadequado para modelar a rigidez passiva nas articulações do membro inferior do paciente testado.

Tabela 7 – Tab. 4 do Capítulo 5 (reimpressa).

Evento	Riener; Edrich Simplificado	Audu; Davy	Rigidez nula
Instante do desacopl. da mola	~ 0,15 s	~ 0,12 s	~ 0,20 s
Instante da extensão do joelho	~ 0,47 s	não ocorre	~ 0,63 s
Ângulo θ_2 máximo	~ 66°	~ 77°	~ 64°
Ângulo θ_1 instante do desacopl.	~ 22°	-	~ 6°

flexão atingido pelo joelho e, com isso, elevam o risco de colisão do pé com o solo. Essa constatação evidencia a importância de se atentar para a minimização dos atritos nas duas articulações da órtese e na articulação do dispositivo.

O instante em que o membro inferior se estendeu ocorreu aproximadamente 0,47 s após o “disparo” do movimento, exatamente como havia sido previsto nas simulações utilizando-se o modelo de rigidez passiva de Rienen; Edrich e próximo aos 0,4 s gastos em média por uma pessoa com marcha normal para realizar a fase de balanço (Rose; Gamble, 1998). O tempo previsto quando se considerava a rigidez passiva nula ($t=0,63$ s) foi substancialmente diferente. Por sua vez, utilizando-se o Modelo de Audu; Davy, o comportamento previsto era o de que a articulação do joelho não se estenderia no final da fase de balanço, o que de fato ocorreu no segundo teste com o paciente (Seção 9.4).

Observou-se também que, após a extensão total do joelho (e o seu consequente travamento) ter ocorrido, a resultante das quantidades de movimento angular do segmento superior e do segmento inferior do membro inferior impulsionam o conjunto segmento superior + segmento inferior do membro inferior para frente. O seu avanço máximo observado, representado pela flexão do quadril, foi de 25° ($\theta_1 = -25^\circ$ em $t=0,733$ s). Esse comportamento demonstra que, após treinamento, o usuário poderia controlar a duração do passo, apoiando antes ou depois o membro inferior no solo. Se desejar uma marcha mais lenta, basta que espere mais para apoiar o pé. Se preferir uma marcha mais rápida, pode apoiar o pé logo que o membro inferior se estenda.

Com relação à flexão do quadril, observou-se, no teste, que o segmento superior do membro inferior avança até aproximadamente $t=0,33$ s, quando o quadril atinge aproximadamente 20° de flexão, e começa a recuar, antes da extensão completa da articulação do joelho. Esse comportamento havia sido previsto pelas simulações e aumenta o risco de a extremidade anterior do pé colidir com o solo. O trabalho de Gharooni; Heller; Tokhi (2000) propõe um mecanismo instalado na articulação do quadril capaz de manter um avanço maior do fêmur no final da fase de balanço. Esse

sistema poderia ser utilizado nesse caso, mas a um custo bastante alto em termos de complexidade e peso do dispositivo.

Aferiu-se, adicionalmente, que o comprimento do passo do paciente atingido, no momento de máximo avanço do membro inferior, foi de aproximadamente 0,7 m, significativamente maior que o alcançado quando se utiliza a órtese sem o dispositivo, de 0,3 a 0,4m.

9.4. Resultados e Análise do Segundo Teste

O segundo e último teste com o paciente realizado durante o presente trabalho mostrou o funcionamento adequado dos sub-sistemas do dispositivo. No entanto, apesar de o procedimento experimental utilizado ter sido semelhante ao utilizado durante o primeiro teste (houve um intervalo de aproximadamente um ano entre os dois testes), o comportamento observado do membro inferior do paciente não foi o mesmo. A descrição do teste, a hipótese formulada para explicar divergências com o primeiro teste e as conclusões a que se chegou pela análise dos resultados são apresentadas nos parágrafos seguintes.

Durante o teste, o paciente comandava o destravamento da articulação através do botão. A partir deste momento, a mola agia sobre o joelho, flexionando-o e desacoplando-se. No final da fase de balanço, observou-se que a articulação do joelho não atingia sua posição totalmente estendida, de tal forma que o travamento na articulação não ocorria. Vale lembrar que, para que a articulação seja travada, é necessário que atinja a posição totalmente estendida.

Deduziu-se que tal comportamento foi causado pelo aumento da rigidez da articulação do joelho do paciente nas proximidades da extensão, no sentido de dificultar a sua extensão, decorrente de um longo período sem a realização de exercícios de alongamento. De fato, o efeito da rigidez excessiva do joelho no sentido de dificultar a extensão do joelho na fase de balanço terminal já havia sido prevista por simulações (Capítulo 5). Esta explicação ganhou força após uma breve conversa com o paciente, a qual mostrou que ele havia deixado a fisioterapia havia dois anos e não utilizava a órtese havia quase um ano, passando a utilizar apenas a

cadeira de rodas. Na locomoção com cadeira de rodas, o membro inferior permanece flexionado e por isso o alongamento da articulação do joelho não é estimulado.

Para comprovar esta hipótese, resolveu-se soltar parcialmente a faixa de fixação do membro inferior do paciente à órtese, situada a altura do joelho. Dessa forma, pretendia-se permitir a extensão total da articulação do joelho da órtese mesmo que houvesse uma leve flexão do joelho do paciente, o que diminuiria a resistência a extensão da órtese. Com essa medida, no entanto, o eixo de rotação do joelho do paciente avançou para uma posição anterior ao eixo de rotação da órtese, o que causou uma excentricidade entre os dois eixos de rotação. Esta excentricidade, por sua vez, acabou por dificultar a flexão do joelho do paciente e, como consequência, por evitar o desacoplamento da mola.

Ficou clara, através da observação dos resultados do segundo teste, a necessidade de se considerar com mais cuidado os efeitos da rigidez passiva nas articulações. Mesmo que, no caso específico do paciente testado, a elevada rigidez passiva na articulação do joelho tenha sido causada pela falta de exercícios de fisioterapia, é provável que uma parcela considerável da população apresente uma rigidez passiva mais elevada. A evidência disto é o Modelo de Audu; Davy (1985) para a rigidez passiva nas articulações do quadril e do joelho. As simulações utilizando-se este modelo prevêem a dificuldade de extensão do joelho no final da fase de balanço (Fig.16). Adicionalmente, a elevação dos atritos nas articulações do joelho e do quadril causa uma maior dificuldade de extensão do joelho, mesmo empregando-se o modelo de rigidez passiva de Rieneer; Edrich Simplificado (Fig.13).

Uma solução para este problema seria adicionar ao protótipo um elemento elástico, possivelmente associado a um mecanismo, com características tais que anulasse o efeito da rigidez passiva na região de extensão do joelho. Esta solução não seria de difícil implementação e poderia ser personalizada - tanto maior a rigidez deste sistema quanto maior a rigidez passiva na articulação do paciente. Certamente, para viabilizar tal solução seria necessário medir a rigidez da articulação do joelho para se dimensionar a mola, medida cuja viabilidade prática deve ser verificada.

Uma outra solução para o problema, aparentemente menos factível porque envolveria a modificação da órtese e não do dispositivo, seria construir a própria órtese de tal forma que fosse permitida uma leve flexão do joelho na posição estendida da órtese. Dessa forma, a rigidez aparente do joelho a extensão seria reduzida. Para o modelo de rigidez passiva de Andu; Davy (1985), por exemplo, uma flexão no joelho de apenas 5° seria suficiente para reduzir o momento na articulação do joelho de 30 N.m para 12 N.m (Fig. A.4 do ANEXO). Neste caso, seria necessário que se garantisse a concentricidade entre os eixos de rotação do joelho da órtese e do joelho do paciente para que não se dificulte a flexão do joelho.

Um segundo ponto, para o qual o segundo teste chamou a atenção, foi a necessidade da realização de um programa de treinamento com o paciente, que incluía a familiarização com o sistema e o acompanhamento de um fisioterapeuta. A realização de um programa de fisioterapia e o acompanhamento de um fisioterapeuta provavelmente evitariam problemas como os enfrentados durante a realização do segundo teste. A realização de um programa de treinamento, por sua vez, se mostra imprescindível para a familiarização do paciente com o dispositivo. Essa familiarização certamente permitiria um melhor desempenho do dispositivo através da movimentação do quadril pelo paciente de forma adequada. Como exemplo da importância do treinamento, pode-se citar o processo de familiarização de pacientes recém lesionados às suas órteses, mantido pela AACD, cuja duração pode superar um ano.

Um terceiro ponto, que, até o momento do segundo teste, havia sido quase negligenciado, é a importância do alinhamento e da fixação da órtese ao membro inferior. Esta importância foi evidenciada pela experiência de afrouxamento da fixação da órtese ao membro inferior, cujo resultado foi uma excentricidade do eixo de rotação da órtese em relação ao eixo de rotação do joelho. Esta excentricidade causou dificuldades de flexão do joelho. Tornou-se claro que uma pequena excentricidade pode alterar substancialmente o comportamento do membro inferior sob a ação do mecanismo. A essa observação, soma-se o agravante de a própria articulação do joelho ser policêntrica. A influência da excentricidade dos eixos de rotação, associada a forma e intensidade da fixação do membro à órtese, nos

momentos gerados na articulação do joelho deve ser melhor estudada. Até onde se sabe, este é um problema pouco explorado e considerado na literatura, em detrimento do crescente número de estudos sobre órteses híbridas, que associam a utilização de órteses à estimulação elétrica dos músculos do membro inferior.

O segundo teste com o paciente foi útil em quatro aspectos, conforme explicitado anteriormente. Em primeiro lugar, mostrou que os sistemas de armazenamento de energia na mola, travamento e controle desenvolvidos funcionam bem. Em segundo lugar, sinalizou que ainda é necessário considerar com mais atenção a rigidez da articulação do joelho nas proximidades da região de extensão. Em terceiro lugar, evidenciou um aspecto até então quase negligenciado, mas digno de uma análise mais aprofundada, a interação da órtese com o membro do paciente, a qual inclui sua fixação e seu alinhamento com o membro inferior. Finalmente, mostrou a necessidade da realização de um programa de treinamento com o paciente, que incluía a familiarização com o sistema e o acompanhamento de um fisioterapeuta, para que seja possível realizar uma avaliação completa do dispositivo. O teste permitiu atingir tais conclusões, mesmo sem um levantamento preciso de curvas de comportamento cinemático do membro inferior do paciente (o que exigiria equipamento especial presente na AACD mas não liberado para testes preliminares de protótipos).

A análise realizada auxiliará trabalhos futuros nas próximas iterações do ciclo de refinamento apresentado na Fig.1, as quais deverão levar ao aperfeiçoamento do dispositivo no sentido do desenvolvimento de um sistema efetivamente capaz de diminuir o esforço do usuário de KAF para ambular e de melhorar a estética de sua marcha.

10. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Este trabalho foi motivado pela baixa aceitação às órteses de membros inferiores verificada no Brasil, em torno de apenas 5 % dos potenciais usuários. O trabalho buscou um meio de tornar as órteses mais aceitáveis, dadas as importantes vantagens psicológicas, sociais e funcionais de uma marcha na posição ereta. Investigações iniciais mostraram dois motivos importantes para a alta taxa de rejeição de órteses: o esforço excessivo requerido do usuário e o valor estético reduzido da marcha resultante. Ambos causados, em grande medida, pela realização de todo o ciclo da marcha com a articulação do joelho travada e estendida. O projeto enfocou alternativas para a flexão do joelho durante a fase de balanço.

Propôs-se uma alternativa original para promover a flexão do joelho de órteses de membros inferiores do tipo KAF0 utilizadas por pacientes com paraplegia ou com algum tipo de deficiência motora nos membros inferiores. A proposta utiliza um elemento elástico, situado na articulação do joelho, o qual:

- armazena energia durante o período em que a articulação do joelho permanece travada;
- libera energia no início da fase de balanço para promover as flexões do joelho e do quadril.

Após as flexões, com o desacoplamento da mola, a dinâmica do membro inferior passa a ser regida pelas suas inércias e pela força de gravidade, o que resulta na extensão do joelho enquanto o quadril ainda se apresenta flexionado. Em outras palavras, a solução proposta é capaz de induzir uma cinemática do membro inferior semelhante à cinemática do membro inferior de uma pessoa com marcha normal.

A solução proposta apresenta baixo consumo energético, simplicidade e elevada imunidade a ruídos externos, pois faz uso da dinâmica natural do membro inferior durante a fase de balanço (Seção 4.1). De fato, na primeira parte da fase de balanço, o joelho é flexionado pela ação de uma mola e na segunda, o movimento do membro inferior passa a ser regido inteiramente pelas inércias adquiridas na primeira parte e pela força de gravidade. Além disso, a utilização de um elemento elástico como

elemento atuador direto para promover a flexão do joelho permite que se utilize a seguinte estratégia: armazenar energia na mola, durante todo o período em que a articulação estiver travada, a baixas potências e sob condições de solitação bem definidos, e liberar a energia a altas taxas, no início da fase de balanço.

Essa abordagem apresenta características superiores em relação a sistemas baseados em estimulação elétrica e sistemas com atuação direta de motores para a flexão. Sistemas que utilizam a estimulação elétrica dos músculos apresentam desvantagens ainda não superadas. Entre elas, encontram-se a rápida fadiga dos músculos, a falta de previsibilidade da resposta do músculo à estimulação, as dificuldades práticas provenientes da utilização de eletrodos e o atraso na resposta dos músculos à estimulação (Seção 4.2.1). A utilização de motores, que atuariam diretamente nas articulações, também não é ideal porque se trata de atuadores de alta impedância. A elevada impedância inibiria o comportamento natural do membro inferior e, como consequência, exigiria um consumo energético mais elevado (Seção 4.2.2). Adicionalmente, para atingir a potência fornecida pela mola no início da fase de balanço, verificada nas simulações e nos testes, os motores teriam que ser excessivamente grandes. De fato, a potência máxima atingida pelo motor utilizado para armazenar energia na mola é pelo menos três vezes inferior à potência fornecida pela mola no início da fase de balanço.

Para estudar a sensibilidade do comportamento do sistema (membro inferior) a fatores externos como o atrito nas articulações e o peso e a altura do usuário, bem como para determinar as características da mola, utilizou-se um modelo simples do membro inferior, válido durante a fase de balanço da marcha. Equações diferenciais do movimento foram calculadas e procedeu-se uma série de simulações do comportamento do membro inferior sob vários cenários. As características da mola deveriam ser tais que se atingisse um comportamento do membro inferior, durante a fase de balanço, semelhante ao de uma pessoa com marcha normal.

O modelo do membro inferior compõe-se de um pêndulo duplo contido no plano sagital com dois graus de liberdade (rotação da articulação do quadril e do joelho), cujas características de distribuição de massa, rigidez e atrito nas articulações foram encontrados na literatura. Apesar de se tratar de um modelo bastante simples,

aproxima bem o comportamento do membro inferior durante a fase de balanço. Sua maior deficiência é o fato de não modelar a interação do pé com o solo no início da fase de balanço. As equações diferenciais obtidas através da utilização das equações de Lagrange foram resolvidas numericamente por um algoritmo de integração do tipo Runge-Kutta implementado em Matlab™.

Como conclusões importantes das simulações realizadas destacam-se:

- o comportamento cinemático do membro inferior é semelhante ao do apresentado pela marcha normal;
- a elevação do quadril necessária é reduzida em relação ao caso em que a fase de balanço é realizada com a articulação do joelho estendida;
- a sensibilidade do comportamento do sistema à variação do peso e altura do usuário é reduzida, desde que se mantenham as relações antropométricas padrão apresentadas em (Winter, 1990) e, finalmente,
- a sensibilidade do sistema aos atritos e à rigidez passiva nas articulações do joelho e do quadril é elevada.

A partir dessas conclusões, pode-se traçar as seguintes considerações:

- o dispositivo tem potencial para efetivamente diminuir o esforço do usuário para ambular e para aumentar a estética da marcha;
- o dispositivo pode ser utilizado em um grande número de indivíduos sem que seja necessário mudar as características da mola;

- os atritos nas articulações da órtese e do dispositivo devem ser minimizados e, finalmente,

- a rigidez passiva nas articulações deve ser modelada e considerada com cuidado.

Um protótipo, acoplável às órteses convencionais, com aproximadamente 1,3 kg foi projetado e construído, contendo o sistema da mola (Capítulo 5), o sistema de travamento (Capítulo 6), o sistema de armazenamento de energia na mola (Capítulo

7) e o sistema de controle (Capítulo 8). O sistema da mola engloba a própria mola helicoidal angular, cujo papel é de atuador direto para a flexão do joelho; a estrutura acoplável à órtese e o mecanismo de acoplamento e desacoplamento da mola. O sistema de travamento é o responsável por manter a articulação do joelho travada e estendida durante a fase de apoio e destravada durante a fase de balanço. O sistema de armazenamento de energia na mola, como o próprio nome diz, é o responsável, durante o período em que a articulação do joelho permanece travada, por repor a energia transferida da mola para o membro durante a fase de balanço. O sistema de controle, por sua vez, encarrega-se de detectar o estado do sistema através de dois sensores óticos e de um botão e comandar o acionamento do motor, do solenóide e do sinal de sinalização de articulação travada. O objetivo da construção do protótipo foi disponibilizar uma plataforma de testes completa e confiável para os testes realizados durante este trabalho e para testes futuros que farão parte dos ciclos de refinamento da solução (Fig. 1).

Alternativas para o sistema de travamento da articulação do joelho foram estudadas e chegou-se a uma configuração que alia a leveza e o baixo consumo energético à capacidade de destravamento sob torques elevados na articulação. O sistema de travamento é composto por uma parte móvel, com rolamentos para diminuir o atrito, e um solenóide. O destravamento é comandado pelo usuário por meio de um botão e o travamento ocorre automaticamente, sob a ação da força de gravidade, quando a articulação do joelho atinge a posição totalmente estendida. Este sistema de travamento tem o potencial de equipar órteses convencionais para facilitar as tarefas de destravar e travar a articulação do joelho, respectivamente durante as atividades de sentar e levantar.

O sistema de armazenamento de energia na mola é composto por um motor (e um redutor) responsável por armazenar energia na mola durante o período em que a articulação do joelho permanece travada. O motor armazena energia na mola em aproximadamente 1,3 s por meio de um cabo de aço que age sobre a haste livre da mola. O fato de o conjunto motor + redutor selecionado pesar apenas 180 gramas o torna adequado a aplicação neste projeto. O custo é relativamente elevado, talvez excessivamente elevado para um país como o Brasil em que o poder aquisitivo das

pessoas é baixo. Uma investigação da possibilidade de se diminuir significativamente o preço do dispositivo utilizando-se motores mais baratos e pesados seria interessante.

Os requisitos do sistema de controle bem como suas tarefas básicas em função dos estados do sistema foram estudados. O sistema final foi baseado neste estudo e é composto por um micro-controlador do tipo PIC16F84 responsável por tratar os sinais providos de dois sensores óticos e de um botão e controlar em malha aberta o funcionamento do motor (sistema de armazenamento de energia na mola), do solenóide (sistema de travamento) e do sinal (sinalizador de que a articulação do joelho está travada no final da fase de balanço). O protótipo do sistema de controle projetado e construído é composto por uma placa com o circuito de controle e uma bateria de NiMH colocados em uma caixa de plástico de dimensões 149x97x63 mm. O conjunto, cujo peso aproximado é de 470 gramas, é fixo ao paciente, à altura da cintura, por meio de uma cinta.

O principal motivo da seleção da tecnologia de bateria NiMH para o sistema foi sua elevada densidade de energia, que, considerando-se o empacotamento, chega a ser duas vezes superior à densidade de energia apresentada pela bateria de NiCd. Essa característica permite que se aumente a autonomia do dispositivo e se diminua o peso das baterias. De fato, a bateria selecionada armazena aproximadamente 64.000 J em apenas 270 gramas. Essa energia proporciona ao dispositivo desenvolvido uma autonomia superior a 2300 passos (ou ciclos de armazenamento de energia na mola). Esta autonomia pode ser considerada excelente, visto que um paciente ativo não realiza mais que algumas centenas de passos por dia.

O peso total do dispositivo, sem se considerar o sistema de controle que é fixo à cintura do usuário, é de 1,26 kg. Apesar de o peso do dispositivo construído ser menor que o limite superior de 1,5 kg fixado no início do trabalho, sua diminuição é desejável, tendo em vista ser este um fator crítico no esforço requerido do usuário para ambular. Trabalhos de minimização do peso da mola, do sistema de travamento e da estrutura do dispositivo certamente seriam capazes de diminuir o peso total do dispositivo em pelo menos 0,5 kg.

Durante este trabalho, dois testes foram realizados com um paciente paraplégico com lesão medular nível T12 da AACD. A análise do primeiro teste mostrou um comportamento do membro inferior do paciente durante a fase de balanço semelhante ao da marcha normal. Verificou-se um aumento do comprimento do passo do paciente de aproximadamente 40 cm para aproximadamente 70 cm. Observou-se que o tempo compreendido entre o desstravamento da articulação do joelho no início da fase de balanço e sua extensão no final da fase de balanço foi de aproximadamente 0,47 s, próximo do tempo gasto por uma pessoa com marcha normal para realizar a fase de balanço, aproximadamente 0,4 s. O ângulo máximo de flexão atingido pela articulação do joelho do paciente situou-se entre 60° e 65°, ao passo que o joelho de uma pessoa com marcha normal atinge um ângulo de flexão máximo de aproximadamente 70°.

O tempo de duração do movimento, compreendido entre o início da fase de balanço e o instante em que a articulação do joelho se estende, no final da fase de balanço, não pode ser controlado e é aproximadamente fixo. Isso ocorre porque a dinâmica do membro inferior é regida predominantemente pelas características dos segmentos e articulações do membro inferior do paciente e da órtese, pelas características da mola e pela força de gravidade, fatores que fogem ao controle do usuário. A velocidade da marcha, no entanto, pode ser controlada pelo paciente, dentro de certos limites, através do controle do momento de apoiar o calçâneo no solo, no final da fase de balanço, após o instante em que a articulação do joelho se estende. Como explicado na Seção 9.3, após a extensão do joelho, que ocorre aproximadamente 0,47 s após o início da fase de balanço, o membro inferior do paciente passa a avançar. O avanço atinge seu máximo valor aproximadamente 0,73 s após o início da fase de balanço e mantém-se até aproximadamente 1,0 s após o início da fase de balanço. Após treinamento, o paciente poderia realizar uma fase de balanço mais veloz apoiando o calçâneo no solo logo que o membro inferior se estenda ($t = 0,47$ s) ou uma fase de balanço mais lenta apoiando o calçâneo no solo aproximadamente 1,0 s após o início da fase de balanço.

De forma resumida, o primeiro teste com o paciente mostrou o potencial do dispositivo desenvolvido para melhorar a qualidade da marcha com órteses. De fato,

a redução da elevação do quadril necessitaria para se evitar a colisão do pé com o solo e o aumento do comprimento do passo, diminuem o esforço requerido do usuário. Além disso, a flexão do joelho durante a fase de balanço e a diminuição da necessidade de se utilizar os artifícios de abdução lateral do membro inferior e de inclinação lateral do tronco aumentam o valor estético da marcha (Capítulo 3).

Durante o segundo e último teste realizado com o paciente durante o trabalho foram testados os sub-sistemas. A despeito de ter-se utilizado um procedimento de teste muito semelhante ao utilizado no primeiro teste, constatou-se uma dificuldade de extensão do joelho do paciente no final da fase de balanço. A hipótese mais plausível para tal comportamento foi um aumento da rigidez na articulação do paciente na região de extensão do joelho, cujo motivo seria um longo período de interrupção da fisioterapia e da utilização de órteses pelo paciente, confirmada verbalmente pelo paciente.

Apesar de, pelo motivo explanado no parágrafo anterior e por dificuldades de acesso a um equipamento de aquisição e análise de marcha adequado, não ter sido possível levantar as curvas do comportamento cinemático do membro inferior do paciente e, portanto, não ter sido possível uma avaliação mais detalhada do desempenho do dispositivo, o segundo teste foi proveitoso. Em primeiro lugar, mostrou que os sistemas de armazenamento de energia na mola, travamento e controle desenvolvidos funcionam adequadamente. Em segundo lugar, sinalizou que a rigidez da articulação do joelho nas proximidades da região de extensão é um fator crítico para o funcionamento do dispositivo e, como tal, merece uma atenção especial. A grande variabilidade dessa característica na população, associada à elevada sensibilidade do comportamento do membro inferior a sua variação, provavelmente exigirão modificações do dispositivo para torná-lo personalizado. Uma possível solução seria a utilização de um elemento elástico, cujas características dependeriam do grau de rigidez passiva de cada indivíduo, capaz de “neutralizar” a rigidez passiva do joelho. Em terceiro lugar, o teste evidenciou um aspecto até então quase negligenciado mas merecedor de uma análise mais aprofundada, a interação da órtese com o membro do paciente, a qual inclui sua fixação e seu alinhamento com o membro inferior. Finalmente, mostrou a necessidade da realização de um programa de treinamento

com o paciente, que inclua a familiarização com o sistema e o acompanhamento de um fisioterapeuta, para que se possa realizar uma avaliação completa do dispositivo. Resumidamente, como avanços atingidos pelo presente trabalho, pode-se destacar:

- a proposta de uma solução original para melhorar a qualidade da marcha de pacientes que apresentam um quadro de paraplegia completa ou parcial com reduzida espasticidade, causado por lesão medular baixa (nível T10 a T12), para os quais são prescritas órteses de membro inferior do tipo KAFO sem cinto pélvico;
 - a comprovação da viabilidade da solução pela constatação de que a cinemática induzida pelo dispositivo ao membro inferior se assemelha à cinemática da marcha normal (adicionalmente, pela potencial diminuição da elevação do quadril necessária na fase de balanço da marcha, verificada por simulações);
 - a construção de um protótipo completo que validou as ideias apresentadas e que servirá de plataforma de testes para os futuros e necessários ciclos de refinamento da solução;
 - a concepção, projeto e construção de um dispositivo de travamento da articulação do joelho de órteses, até onde se sabe original, que alia a leveza e o baixo consumo energético à capacidade de destravamento sob elevados torques aplicados à articulação e
 - uma análise e discussão sobre as deficiências da solução proposta e sobre as possíveis maneiras de solucioná-las, apresentadas a seguir .
- Como melhorias necessárias para os próximos ciclos de refinamento da solução, os quais deverão, a médio prazo, levar ao desenvolvimento de um dispositivo efetivamente capaz de diminuir o esforço requerido do paciente para ambular e melhorar a estética de sua marcha, pode-se citar:
- Diminuir o volume e o peso do dispositivo.

- Desenvolver um sistema, provavelmente personalizado, que permita a passiva na articulação do joelho dos pacientes, sobretudo nas proximidades da região de extensão.
- Estudar a utilização de uma mola não linear para transferir energia ao membro inferior, com o objetivo de reduzir a velocidade de flexão do joelho induzida pelo dispositivo desenvolvido.
- Estudar e implementar alternativas ao “disparo” da fase de balanço por meio de um botão. Uma alternativa factível seria a utilização de palmilhas especiais que monitorem a distribuição e a intensidade da pressão na planta do pé. Na literatura são encontradas aplicações de sistemas desta natureza (Irbay et al., 1999b).
- Considerar cuidadosamente os efeitos da excentricidade da articulação do joelho em relação a órtese, causada pela própria natureza policêntrica da articulação do joelho ou por erros de alinhamento da órtese.
- Diminuir o ruído do dispositivo, durante seu funcionamento.
- Considerar a promoção da dorsi-flexão do tornozelo em concomitância com a flexão do joelho durante as fases de balanço inicial e médio, o que diminuiria ainda mais a elevação do quadril necessária (Greene; Granat, 2000).
- Considerar a diminuição do custo do motor utilizado através da utilização de motores mais pesados e baratos, para adequar o custo do dispositivo ao poder aquisitivo da população de países do terceiro mundo.
- Aperfeiçoar o sistema de realimentação do estado do sistema ao usuário, que no presente protótipo compõe-se apenas de um sinalizador luminoso de que o joelho foi estendido e travado no final da fase de balanço. Uma possibilidade seria a utilização de eletrodos posicionados sobre regiões em que o paciente possui sensibilidade.

- Como objetivo, a longo prazo, pode-se mencionar a modificação do dispositivo para adequá-lo ao uso em terrenos não planos e não horizontais.

**ANEXO - MODELAGEM DO MEMBRO INFERIOR NA FASE DE
BALANÇO E PROCEDIMENTO DE SIMULAÇÃO**

A.1. Modelagem Geométrica e de Distribuição de Massa do Membro Inferior

O modelo mecânico consiste em um pêndulo duplo cujo segmento inferior corresponde ao segmento inferior do membro inferior e o segmento superior representa o segmento do membro inferior correspondente ao fêmur, como ilustrado na Fig.A.1:

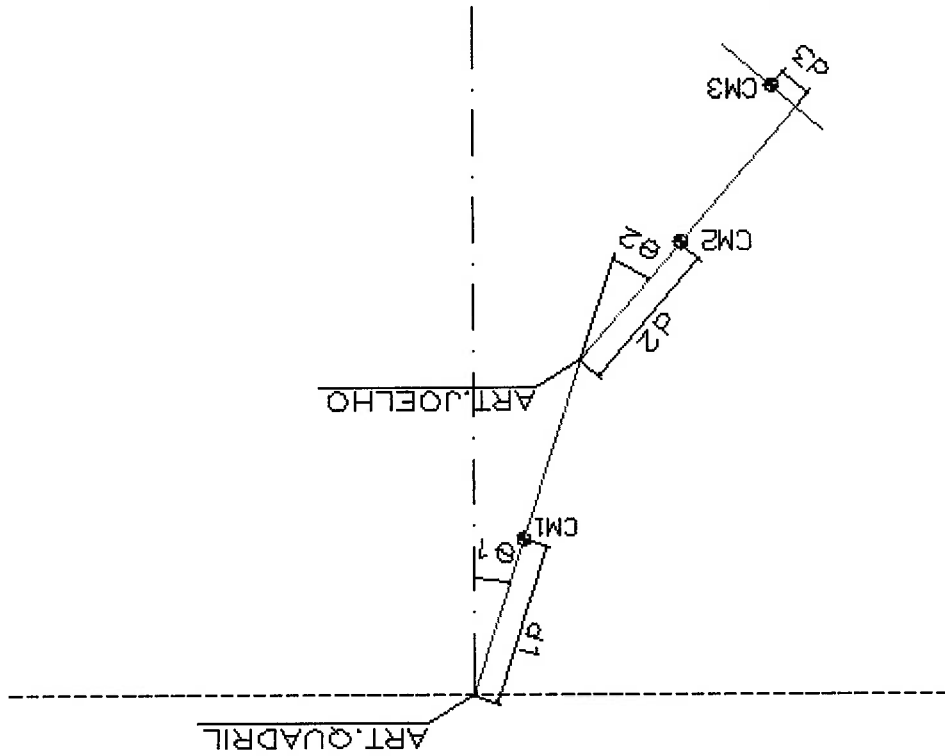


Figura A.1 – Esquema do pêndulo duplo que modela o membro inferior com alguns de seus parâmetros.

onde:

θ_1 – ângulo do segmento superior com a vertical.

θ_2 – ângulo do segmento inferior do membro inferior relativo ao eixo do fêmur.

L_1 – comprimento do segmento superior do membro inferior.

L_2 – comprimento do segmento inferior do membro inferior.

L_3 – comprimento do pé, definido como a distância entre o eixo da parte inferior do membro inferior e a extremidade anterior do pé.

Observa-se que a variância dos valores obtidos é considerável para todos os grupos e que os valores para pessoas com deficiências na marcha diferem pouco dos valores do grupo de controle (pessoas com marcha normal). Como foi observado que o

Tabela A.1 – Valores aferidos de c_f .

c_f (N.m.s/rad)	Grupo experimental	Grupo de Controle
Método 1	0.86±0.69	0.78±0.53
Método 2	0.58±0.38	0.52±0.23

ilustrado na Tab.A.1.

Em (Stein et al., 1996) são aferidos valores de c_f (coeficiente de atrito viscoso na articulação do joelho) por dois métodos para dois grupos, um, constituindo o grupo de controle e o outro, o grupo experimental (pessoas com deficiência), como

cujos modelos utilizados são descritos na Seção A.3. Além da modelagem das características geométricas e de distribuição de massa do membro inferior, apresentada na Seção A.1, é imprescindível a modelagem de outras duas características do membro inferior que influenciam sensivelmente o seu comportamento dinâmico. A primeira é o coeficiente de atrito nas articulações, cujo modelo é apresentado nesta seção. A segunda é a rigidez passiva nas articulações,

A.2. Modelagem dos Atritos nas Articulações

- I_3 – momento de inércia do pé em relação ao CM_3 .
- I_2 – momento de inércia do segmento inferior em relação ao CM_2 .
- I_1 – momento de inércia do segmento superior em relação ao CM_1 .
- m_4 – massa concentrada no joelho (modela a massa do dispositivo).
- m_3 – massa do pé.
- m_2 – massa do segmento inferior.
- m_1 – massa do segmento superior.
- d_3 – distância de CM_3 ao eixo do segmento inferior do membro inferior.
- d_2 – distância do CM_2 à articulação do joelho.
- d_1 – distância do CM_1 à articulação do quadril.
- CM_3 – centro de massa do pé.
- CM_2 – centro de massa do segmento inferior do membro inferior.
- CM_1 – centro de massa do segmento superior do membro inferior.

Um trabalho recente (Rienert; Edrich, 1999) utilizou a função exponencial dupla proposta por Yoon; Mansour (1982), com algumas variações para levar em conta a dupla.

modelaram esse comportamento utilizando uma, assim chamada, função exponencial momento passivo exercido passando a crescer rapidamente. Yoon; Mansour (1982), mas ao se aproximar de ângulos limite ($\theta_2 > 10^\circ$ e $\theta_2 > 70^\circ$ e $\theta_1 < -50^\circ$ e $\theta_1 < 0^\circ$), o passivo praticamente nulo num intervalo grande de valores dos ângulos de flexão, Tanto a articulação do joelho quanto a articulação do quadril exercem momento

A.3.1. Modelo de rigidez passiva de Rienert; Edrich Simplificado

comparam-se os dois modelos.

Edrich Simplificado. Na Seção A.3.2 descreve-se o modelo de Audu; Davy (1985) e Rienert; Edrich Simplificado. Na Seção A.3.1 descreve-se o Modelo de Rienert; Edrich Simplificado. A esse modelo alterado deu-se o nome de Modelo de (1999) foi modificado para que a rigidez nas articulações ficasse dependente apenas de suas próprias posições. Para facilitar sua aplicação neste trabalho, o modelo de Rienert; Edrich articulações. Para facilitar sua aplicação neste trabalho, o modelo de Rienert; Edrich considera o efeito da posição das articulações adjacentes na rigidez passiva das dupla, proposto por Yoon; Mansour (1982). O modelo de Rienert; Edrich (1999) coeficientes diferentes para o mesmo modelo geral, assim chamado exponencial Rienert; Edrich (1999) e o de Audu; Davy (1985). Estes dois trabalhos determinaram foram explorados dois modelos de rigidez passiva disponíveis na literatura, o de Tendo em vista a sensibilidade do comportamento do sistema a esta característica, modelado com cuidado – a rigidez passiva nas articulações do joelho e do quadril. Há, ainda, um parâmetro, cujo efeito no comportamento do membro inferior deve ser

A.3. Modelagem da Rigidez Passiva nas Articulações

velocidades angulares do joelho.

que as velocidades angulares da articulação do quadril são bem menores que as Sua influência no comportamento do sistema é bem menor que a influência de c_j , já Como não foram encontrados dados para c_q , o valor utilizado foi igual ao valor de c_j .

0.5 e 1.1 N.m.s para se observar o efeito dessa variação.

comportamento do sistema é sensível a essa variável, o valor de c_j foi variado entre

influência da posição das articulações adjacentes, para modelar os momentos passivos nas articulações do joelho e do quadril. As expressões obtidas por Riebert; Edrich (1999) são apresentadas a seguir.

$$Mk = \exp(1,800 - 0,0460 \cdot \theta_k - 0,0352 \cdot \theta_k + 0,0217 \cdot \theta_k) - \exp(-3,971 - 0,0004\theta_k + 0,0495 \cdot \theta_k - 0,0128 \cdot \theta_k) - 4,820 + \exp(2,220 - 0,150 \cdot \theta_k) + 0,0305 \cdot \theta_k + 8,072$$

$$Mh = \exp(1,4655 - 0,0034 \cdot \theta_k - 0,0750 \cdot \theta_k) - \exp(1,3403 - 0,0226 \cdot \theta_k + 0,0305 \cdot \theta_k) + 8,072$$

Onde:

Mk – momento passivo na articulação do joelho em N.m (seu valor é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação).

Mh – momento passivo na articulação do quadril em N.m (seu valor é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação).

θ_k – ângulo da articulação do tornozelo em graus (0° corresponde a posição em que a planta do pé está a 90° em relação ao eixo do segmento inferior do membro inferior).

θ_k – ângulo da articulação do joelho em graus (a convergência do ângulo é idêntica à convergência utilizada para θ_2).

θ_h – ângulo da articulação do quadril em graus (a convergência deste em relação a θ_1 segue a relação: $\theta_h = -\theta_1$).

Observa-se que os momentos passivos na articulação do quadril e do joelho são dependentes não só dos ângulos das próprias articulações como também dos ângulos das articulações adjacentes. Isso ocorre devido à ação de alguns músculos que atuam em duas articulações adjacentes.

Algumas simplificações nas expressões apresentadas podem ser feitas, considerando-se as faixas de operação das articulações durante o movimento induzido pelo dispositivo, para tornar os momentos passivos independentes da posição das articulações adjacentes. O ângulo do tornozelo (θ_k) permanece a 0°, ou seja, de tal forma que a planta do pé permanece a 90° em relação ao eixo da parte inferior do

membro inferior ($\theta_a = 0^\circ$). Observa-se que o momento passivo no joelho (M_k) é pouco sensível ao ângulo da articulação do quadril quando este está em sua faixa de operação de -20° a $+30^\circ$ ($-20^\circ < \theta_h < +30^\circ$) de tal forma que pode-se desconsiderar sua influência fixando-o em um valor intermediário de 0° ($p/M_k \Rightarrow \theta_h = 0$). Observa-se também, que o momento passivo no quadril (M_h) é praticamente independente do ângulo da articulação do joelho quando o ângulo do quadril está em sua faixa de operação ($-20^\circ < \theta_h < +30^\circ$). Então, pode-se desconsiderar a influência do ângulo da articulação do joelho em M_h , fixando-o em um valor intermediário de 30° ($p/M_h \Rightarrow \theta_k = 30^\circ$).

Estas simplificações tornam o momento nas articulações do quadril e do joelho independentes da posição das articulações adjacentes. Substituindo $\theta_a = 0^\circ$ e $\theta_h = 0^\circ$ na expressão de M_k e $\theta_k = 30^\circ$ na expressão de M_h , obtêm-se as seguintes expressões, válidas para os intervalos angulares $-20^\circ < \theta_h < +30^\circ$ e $0^\circ < \theta_k < 90^\circ$:

$$M_k = \exp(1,800 - 0,0352 \cdot \theta_k) - \exp(-3,971 + 0,0495 \cdot \theta_k) - 4,820 + \exp(2,220 - 0,150 \cdot \theta_k)$$

$$M_h = \exp(1,3635 - 0,0750 \cdot \theta_h) - \exp(0,6623 + 0,0305 \cdot \theta_h) + 8,072$$

A estas expressões deu-se o nome de Modelo de Rienen; Edrich Simplificado. Nas Figs.A.2 e A.3 pode-se observar as curvas dos momentos passivos nas articulações do joelho e do quadril em função dos ângulos nas articulações, levando-se em conta as simplificações adotadas.

Verifica-se, claramente, que o efeito desses torques não pode ser desprezado. No programa desenvolvido, pode-se verificar a influência dessas características passivas no comportamento do sistema. De fato, durante o segundo teste com o paciente, verificou-se a dificuldade de extensão do joelho no final da fase de balanço causada

Figura A.3 – Curva do momento passivo na articulação do quadril em função do ângulo na articulação do quadril segundo Riener; Edrlich (1999), utilizando-se as simplificações comentadas. O momento é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação. A convenção para os valores dos ângulos (θ_h) utilizada é a inversa da utilizada para θ_l ($\theta_h = -\theta_l$).

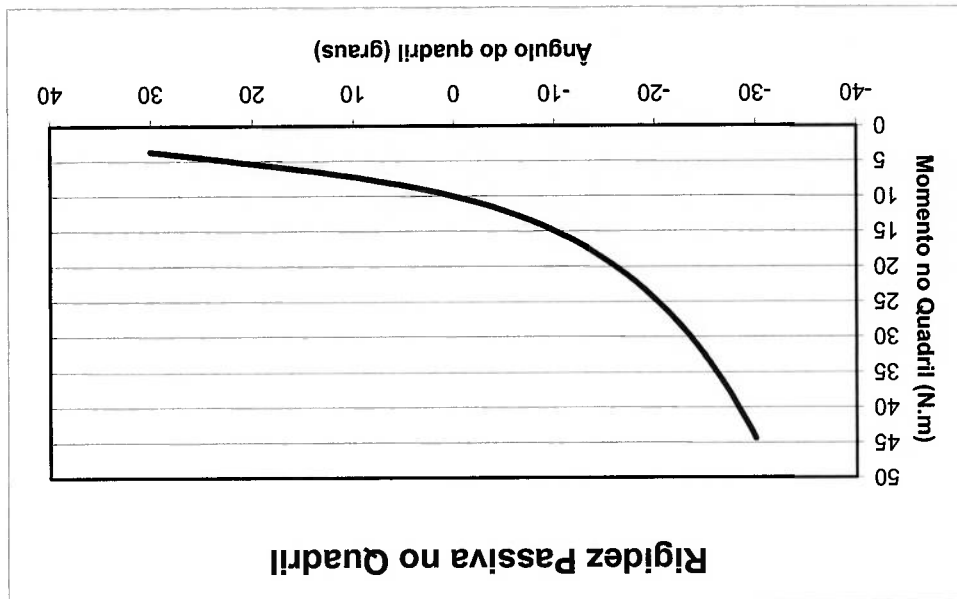
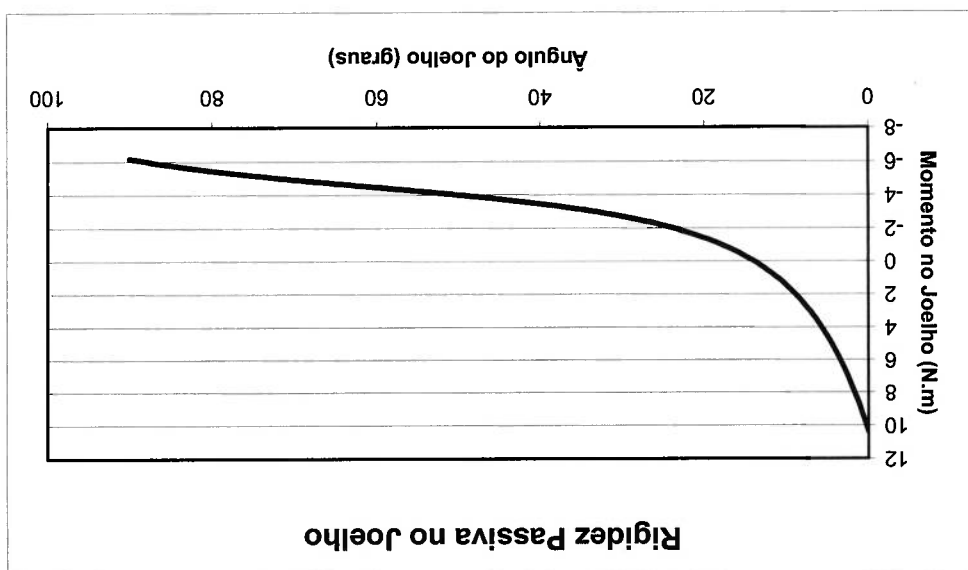


Figura A.2 – Curva da rigidez passiva na articulação do joelho em função do ângulo na articulação do joelho segundo Riener; Edrlich (1999), utilizando-se as simplificações comentadas. O momento é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação. A convenção para os valores dos ângulos utilizada é a mesma utilizada em θ_2 .



pelos torques elevados agindo contrariamente à extensão do joelho, na região próxima à extensão.

A resistência adicional à extensão, verificada no joelho do paciente, durante a realização do segundo teste, estimulou a exploração cuidadosa dos modelos de rigidez passiva disponíveis na literatura. Aldu; Davy (1985) utilizaram o mesmo modelo geral proposto por Yoon; Mansour (1982) com parâmetros diferentes dos utilizados por Riener; Edrich (1999). O modelo de Adu; Davy (1985), que será aqui chamado de Modelo de Adu; Davy, foi então estudado para que se pudesse compará-lo ao Modelo de Riener; Edrich Simplificado utilizado anteriormente.

A.3.2. Modelo de rigidez passiva de Adu; Davy

A expressão (exponencial dupla) proposta por Yoon; Mansour (1982), ilustrada a seguir, depende de coeficientes diferentes para as articulações do joelho e do quadril. Os parâmetro para este modelo geral determinados por Adu; Davy (1985) (Modelo de Adu; Davy) são apresentados na Tab. A.2.

$$M_p = k_1 \exp((- k_2(\theta - A_2)) - k_3 \exp(- k_4(A_1 - \theta)))$$

Articulação do quadril	k_1 (N.m)	2,6	3,1
	k_2 (rad ⁻¹)	5,8	5,9
	A_2 (rad)	0,1744	-1,218
	k_4 (N.m)	8,7	10,5
	k_3 (rad ⁻¹)	1,3	11,8
	A_1 (rad)	0,95	-0,09

Tabela A.2 – Tabela de parâmetros determinados por Adu; Davy (1985) para o modelo geral de rigidez passiva no joelho e no quadril de Yoon; Mansour (1982).

As curvas de rigidez passiva nas articulações do joelho e do quadril obtidas pelos dois modelos foram plotadas (respectivamente nas Figs.A.4 e A.5) juntamente para que seja possível compará-las. Observam-se discrepâncias significativas entre os dois modelos. Nos modelos referente à articulação do joelho, a discrepância é elevada nas proximidades da extensão. No Modelo de Riener; Edrich Simplificado, o torque contrário à extensão, na posição estendida, é de aproximadamente 10 N.m, enquanto

no Modelo de Audu; Davy, este torque chega a 30 N.m. Nos modelos referentes à articulação do quadril, os modelos apresentam igualmente uma discrepância significativa nas regiões de extensão elevada. No Modelo de Rienenr; Edrich Simplificado, uma extensão de 20° gera um torque contrário à extensão de aproximadamente 25 N.m; no Modelo de Audu; Davy este torque contrário chega, para o mesmo ângulo, a um valor próximo de 55 N.m.

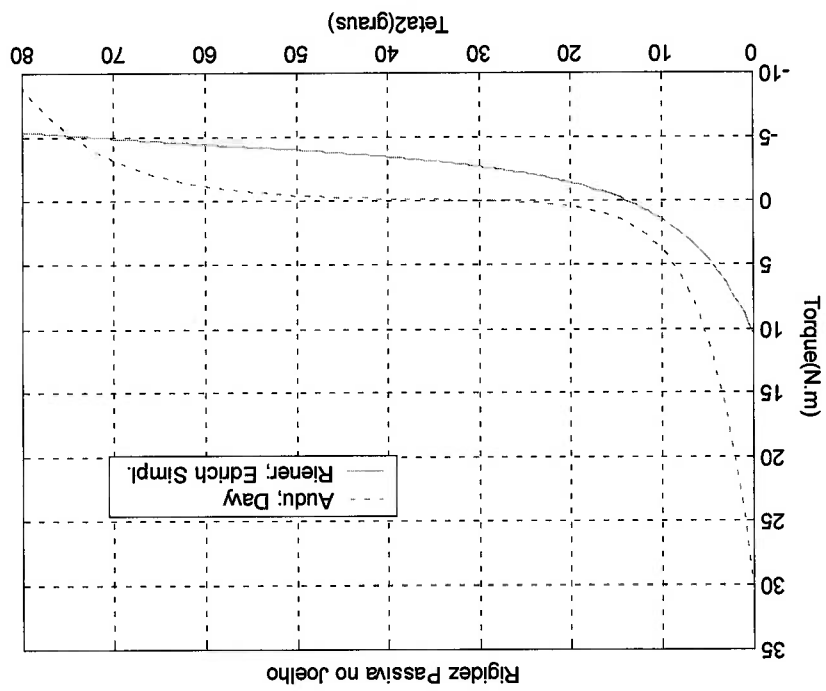
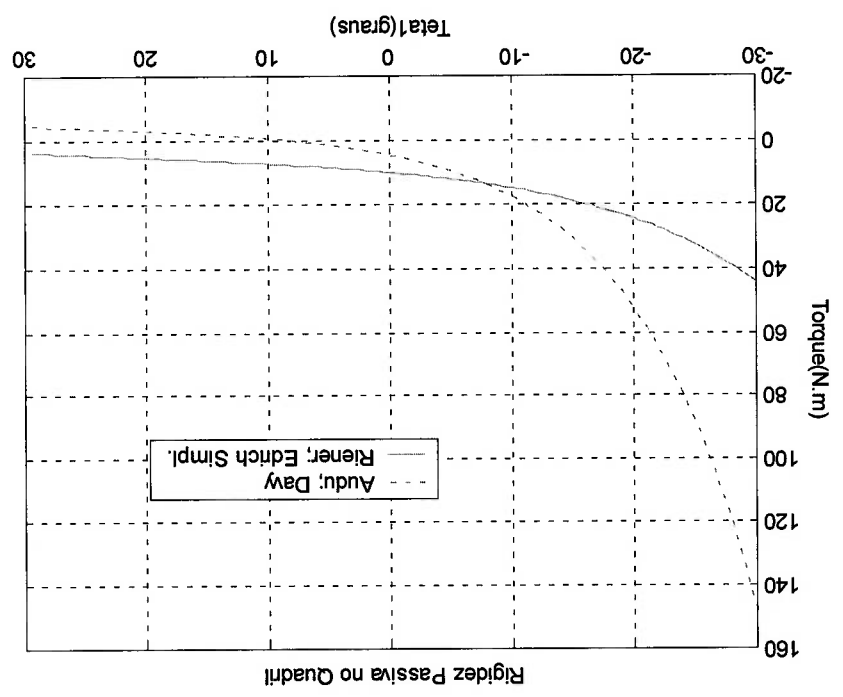


Figura A.4 – Curva da rigidez passiva na articulação do joelho em função do ângulo de articulação na articulação do joelho segundo Rienenr; Edrich (1999), utilizando as simplificações comentadas, e Audu; Davy (1985). O momento é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação. A convenção para os valores dos ângulos utilizada é a mesma utilizada em 02.

As diferenças constatadas entre os dois modelos nas regiões de elevadas extensões, evidenciam a variabilidade dos modelos encontrados na literatura. Esta variabilidade, por sua vez, causa significativas variações na previsão do comportamento do membro inferior, como ilustrado pelas simulações realizadas (Capítulo 5). Utilizando-se o Modelo de Rienenr; Edrich Simplificado, prevê-se uma flexão do quadril menor e uma menor dificuldade de extensão do joelho. Utilizando-se o Modelo de Andu; Davy, por outro lado, prevê-se uma maior flexão do quadril e uma maior dificuldade de extensão do joelho (Fig.16, Capítulo 5).

Estas discrepâncias são devidas à variabilidade da rigidez nas articulações de indivíduo para indivíduo, à sensibilidade da rigidez a posição das articulações adjacentes e à forma como são realizados os levantamentos dos dados (Mansour; Andu, 1986); (Rienenr; Edrich, 1999).

Figura A.5 – Curva da rigidez passiva na articulação do quadril em função do ângulo na articulação do quadril segundo Rienenr; Edrich (1999), utilizando as simplificações comentadas, e Andu; Davy (1985). O momento é positivo quando é aplicado no sentido de flexionar a articulação. A convenção para os valores dos ângulos (θ_h) utilizada é a inversa da utilizada para θ_l ($\theta_h = -\theta_l$).



- O movimento do membro inferior está contido em um plano paralelo ao plano sagital (de avanço do corpo).
- A trajetória da articulação do quadril, durante a fase de balanço, não é modelada e a articulação permanece fixa durante o movimento. Partiu-se do pressuposto de que, se o membro inferior apresentar um comportamento dinâmico satisfatório, durante a simulação com a articulação do quadril estática, esse comportamento deve melhorar no comportamento real devido ao controle do paciente sobre essa articulação. Torna-se importante ressaltar que a consciência do movimento do membro inferior, por parte do paciente, depende de treinamento.
- As características passivas das articulações são modeladas através de uma rigidez constante elástica que pode variar com o ângulo) e de um torque proporcional à velocidade angular relativa entre os segmentos ligados pela articulação (constante de amortecimento). Dados aproximados para essas características foram obtidos na literatura (Riener; Edrich, 1999); (Yoon; Mansour, 1982); (Audu; Davy, 1985); (Stein et al., 1996) e são apresentados nas Seções A.2 e A.3.
- As características dos segmentos do membro inferior, apresentadas na Seção A.1, ($L_1, L_2, L_3, d_1, d_2, d_3, m_1, m_2, m_3, I_1, I_2, I_3$) são obtidas através de relações padrão (médias, dadas em (Winter, 1990), dependentes da altura (H) e da massa (M) do indivíduo.

Simplificações:

Antes de se listar as simplificações e hipóteses adotadas, é importante ressaltar que este modelo é uma ferramenta para avaliar qualitativamente o comportamento do sistema, para avaliar a sensibilidade do sistema a alguns de seus parâmetros e para extrair valores quantitativos aproximados que proporcionem um comportamento desejado do sistema. Deve-se ter em mente que trata-se de uma simplificação do sistema real e, como tal, apresenta erros e imprecisões.

A.4. Simplificações Adotadas

- Os centros de rotação das articulações do joelho e do quadril foram considerados fixos. Segundo Rose; Gamble (1998), o centro de rotação do joelho varia com o ângulo entre os segmentos superior e inferior do membro inferior.

- A interação entre o antepé e o solo no início da fase de balanço não foi modelada. Trabalhos futuros devem explorar melhor esta interação, a qual pode influir no grau de flexão do joelho na fase de balanço inicial.

- Os erros de alinhamento da órtese em relação ao membro inferior e o movimento relativo da órtese em relação ao membro inferior, o qual depende das condições de fixação, não foram modelados. O segundo teste com o paciente sinalizou para a necessidade de uma melhor exploração destes fatores.

- A influência da distribuição de massa do dispositivo desenvolvido no comportamento do membro inferior é modelada como uma massa concentrada na articulação do joelho (massa m_4).

Para se obter as equações diferenciais representativas do comportamento do pêndulo duplo, utilizaram-se as Equações de Lagrange com as coordenadas generalizadas representadas pelos ângulos θ_1 e θ_2 . A derivação matemática do modelo mecânico é descrita na Secção A.5.

A.5. Derivação Matemática do Modelo Mecânico

Para se chegar às equações diferenciais do movimento do modelo do membro inferior (pêndulo duplo), ilustrado na Fig.A.1, através das Equações de Lagrange, primeiramente, calcularam-se a energia cinética e a energia potencial do membro inferior em função das coordenadas generalizadas do modelo (θ_1 e θ_2) e de suas derivadas (w_1 e w_2). Para levar em conta os coeficientes de atrito viscoso nas articulações (c_j e c_q), utilizou-se a função de dissipação de Rayleigh. Para levar em conta a rigidez passiva nas articulações e a rigidez da mola, utilizando-se as Equações de Lagrange, basta incluir na expressão referente à energia potencial do sistema, a energia potencial associada à rigidez nas articulações (V_{θ} e V_j) em função das coordenadas generalizadas. Como tem-se as expressões dos torques nas articulações, causados pela rigidez, em função das coordenadas generalizadas, fica

facil obter-se as expressões da energia potencial armazenada em função das coordenadas generalizadas. De posse das expressões da energia potencial, da energia cinética e da função de Rayleigh, pode-se determinar as duas equações diferenciais do sistema (duas coordenadas generalizadas) através da Equação de Lagrange. O procedimento descrito é detalhado a seguir.

Energia potencial do sistema em função das coordenadas generalizadas θ_1 e θ_2 :

$$V = -m_1 g d_1 \cos \theta_1 - m_2 g L_1 \cos \theta_1 + p_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + [-m_3 g [L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + d_3 \sin(\theta_1 + \theta_2)] + V_0(\theta_1) + V_j(\theta_2)]$$

Energia cinética do sistema em função das coordenadas generalizadas θ_1 e θ_2 e

suas derivadas w_1 e w_2 :

$$T = 0.5 m_1 (w_1 d_1)^2 + 0.5 I_1 w_1^2 + 0.5 m_4 (w_1 L_1)^2 + 0.5 m_2 V_2^{CM2} + 0.5 I_2 (w_1 + w_2)^2 + 0.5 m_3 V_3^{CM3} + 0.5 I_3 (w_1 + w_2)^2$$

Função de Dissipação de Rayleigh:

$$R = 0.5 c_1 w_1^2 + 0.5 c_2 w_2^2$$

Função Lagrangeana:

$$L = T - V = f_1 w_1^2 + f_2 w_2^2 + f_3 w_1 w_2 + f_4 w_1^2 \cos \theta_2 + f_4 w_1^2 \cos \theta_2 + f_5 w_1^2 \cos(\theta_2 - \beta) + f_5 w_1 w_2 \cos(\theta_2 - \beta) + f_6 \cos \theta_1 + f_7 \cos(\theta_1 + \theta_2) + f_8 \sin(\theta_1 + \theta_2) - V_j(\theta_2) - V_0(\theta_1)$$

Onde:

θ_1 – ângulo do segmento superior do membro inferior com a vertical.

θ_2 – ângulo do segmento inferior em relação ao eixo do segmento superior do

membro inferior.

L_1 – comprimento do segmento superior do membro inferior.

L_2 – comprimento do segmento inferior do membro inferior.

L_3 – comprimento do pé, definido como a distância entre o eixo da parte inferior do

membro inferior e a extremidade anterior do pé.

$$f_1 = 0.5m_1d_2^2 + 0.5I_1 + 0.5m_2L_1^2 + 0.5m_2L_2^2 + 0.5m_2d_2^2 + 0.5I_2 + 0.5m_3L_1^2 + 0.5m_3L_2^2 + 0.5I_3 + 0.5m_4L_1^2$$

$$\beta = \arctg(d_3/L_2)$$

$$D = (d_2^2 + L_2^2)^{0.5}$$

Constantes:

rigidez passiva.

$V_f(\theta_2)$ – energia potencial armazenada na mola e no joelho em decorrência de sua

sua rigidez passiva.

$V_{\tilde{q}}(\theta_1)$ – energia potencial armazenada na articulação do quadril em decorrência de

V^{CM3} – velocidade linear de $CM3$.

V^{CM2} – velocidade linear de $CM2$.

V^{CM1} – velocidade linear de $CM1$.

V_2 – derivada em relação ao tempo de w_2 .

V_1 – derivada em relação ao tempo de w_1 .

W_2 – derivada em relação ao tempo de θ_2 .

W_1 – derivada em relação ao tempo de θ_1 .

I_3 – momento de inércia do pé em relação ao $CM3$.

$CM2$.

I_2 – momento de inércia do segmento inferior do membro inferior em relação ao

$CM1$.

I_1 – momento de inércia do segmento superior do membro inferior em relação ao

m_3 – massa do pé.

m_2 – massa do segmento inferior do membro inferior.

m_1 – massa do segmento superior do membro inferior.

d_3 – distância de $CM3$ ao segmento inferior do membro inferior.

d_2 – distância de $CM2$ à articulação do joelho.

d_1 – distância de $CM1$ à articulação do quadril.

$CM3$ – centro de massa do pé.

$CM2$ – centro de massa do segmento inferior do membro inferior.

$CM1$ – centro de massa do segmento superior do membro inferior.

$$\begin{aligned}
 f_2 &= 0.5m_2d_2^2 + 0.5I_2 + 0.5m_3D_2^2 + 0.5I_3 \\
 f_3 &= m_2d_2^2 + I_2 + m_3D_2^2 + I_3 \\
 f_4 &= m_2L_1d_2 \\
 f_5 &= m_3L_1D \\
 f_6 &= m_1gd_1 + m_2gL_1 + m_3gL_1 + m_4gL_1 \\
 f_7 &= m_2gd_2 + m_3gL_2 \\
 f_8 &= m_3gd_3
 \end{aligned}$$

Equações de Lagrange:

A partir da Equação de Lagrange foi possível encontrar as equações diferenciais que modelam o comportamento do sistema:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = 0$$

Como são duas coordenadas generalizadas ($q_1 = \theta_1$ e $q_2 = \theta_2$), encontram-se duas equações diferenciais. São elas:

Equação diferencial 1 (para $q_1 = \theta_1$):

$$\begin{aligned}
 &2f_1\alpha_1 + f_3\alpha_2 + 2f_4\alpha_1 \cos \theta_2 - 2f_4w_1w_2 \sin \theta_2 + f_4\alpha_2 \cos \theta_2 - f_4w_2^2 \sin^2 \theta_2 + \\
 &2f_5\alpha_1 \cos(\theta_2 - \beta) - 2f_5w_1w_2 \sin(\theta_2 - \beta) + f_5\alpha_2 \cos(\theta_2 - \beta) - f_5w_2^2 \sin(\theta_2 - \beta) + \\
 &+ f_6 \sin \theta_1 + f_7 \sin(\theta_1 + \theta_2) - f_8 \cos(\theta_1 + \theta_2) + \frac{\partial \theta_1}{\partial t} = 0
 \end{aligned}$$

Equação diferencial 2 (para $q_2 = \theta_2$):

$$\begin{aligned}
 &2f_2\alpha_2 + f_3\alpha_1 + f_4\alpha_1 \cos \theta_2 - f_4w_1w_2 \sin(\theta_2) + f_5\alpha_1 \cos(\theta_2 - \beta) - f_5w_1w_2 \sin(\theta_2 - \beta) + \\
 &+ f_4w_1^2 \sin^2 \theta_2 + f_4w_1w_2 \sin \theta_2 + f_5w_1^2 \sin^2 \theta_2 + f_5w_1w_2 \sin(\theta_2 - \beta) + f_7 \sin(\theta_1 + \theta_2) + \\
 &- f_8 \cos(\theta_1 + \theta_2) + \frac{\partial \theta_2}{\partial t} = 0
 \end{aligned}$$

$$L_3 = 0.11H;$$

$$m_3 = 0.0145M;$$

$$I_2 = m_2(0.302L_2)^2;$$

$$d_2 = 0.433L_2;$$

$$L_2 = 0.246H;$$

$$m_2 = 0.0465M;$$

$$I_1 = m_1(0.323L_1)^2;$$

$$d_1 = 0.433L_1;$$

$$L_1 = 0.245H;$$

$$m_1 = 0.1M;$$

Os parâmetros m (massa do segmento), L (comprimento do segmento), d (distância do centro de massa do segmento à articulação) e I (momento de inércia do segmento em relação ao seu centro de massa) são funções apenas da massa (M) e da altura (H) do indivíduo e foram obtidas em (Winter, 1990). São elas:

após o desacoplamento da mola, impõem-se nula a rigidez da mola. rigidez passiva. Durante a simulação, para simular o comportamento do membro utilizados. No programa desenvolvido, é possível habilitar um dos dois modelos de quadril, foram calculadas para os dois modelos de rigidez passiva nas articulações armazenada no sistema, em decorrência da rigidez nas articulações do joelho e do derivadas parciais em relação às coordenadas generalizadas da energia potencial ode45.m (Runge Kutta de 4ª e 5ª ordens) do software Matlab. As expressões das Runge Kutta constante nas rotinas ode23.m (Runge Kutta de 2ª e 3ª ordens) e Para resolver numericamente as equações diferenciais, utilizou-se o Método de no joelho.

$V_{JR}(\theta_2)$ – energia potencial armazenada no sistema em decorrência da rigidez passiva

$V_{JM}(\theta_2)$ – energia potencial armazenada na mola.

Onde:

$$\frac{\partial V_J(\theta_2)}{\partial \theta_2} = \frac{\partial V_{JM}(\theta_2)}{\partial \theta_2} + \frac{\partial V_{JR}(\theta_2)}{\partial \theta_2}$$

Onde:

A.6. Procedimento de Simulação

$$I_3 = m_3(0.475L_3)^2;$$

$$d_3 = 0.5L_3;$$

No programa desenvolvido (APÊNDICE I), os parâmetros que podem ser variados para análise são:

- H – altura do paciente.
- M – massa corporal do paciente.
- θ_{10} – ângulo θ_1 inicial.
- θ_{20} – ângulo θ_2 inicial.
- w_{10} – velocidade de variação de θ_1 inicial.
- w_{20} – velocidade de variação de θ_2 inicial.
- cq – coeficiente de amortecimento da articulação do quadril.
- cf – coeficiente de amortecimento da articulação do joelho.
- k_f – rigidez da mola.
- ângulo neutro – ângulo(θ_2) em que a mola não exerce torque sobre a articulação do joelho.
- ângulo de desacoplamento – ângulo(θ_2) em que a mola é desacoplada (pode-se determinar também se a mola será desacoplada na primeira ou na segunda vez em que o ângulo θ_2 se iguala ao ângulo de desacoplamento).
- modelos de rigidez passiva nas articulações obtidos na literatura de duas fontes diferentes.
- m_4 – massa concentrada na articulação do joelho (que modela a distribuição de massa do dispositivo.)

O ângulo θ_{10} (ângulo em que o paciente descola o pé do solo), para pessoas com marcha normal a uma velocidade moderada, é de aproximadamente 20° . Portanto, utilizou-se na simulação $\theta_{10}=20^\circ$. No caso de deficientes, uma vez que a fase de apoio é realizada com o joelho estendido, θ_{20} será nulo, assim como w_{10} e w_{20} .

Como, no atual projeto, um dos objetivos é a diminuição do esforço necessário para a realização do passo, um dos requerimentos do projeto é o de que o usuário necessite realizar o mínimo possível de elevação da articulação do quadril durante a fase de balanço. Para tanto, o ângulo θ_2 atingido deve ser o maior possível. Por outro lado, o ângulo de flexão não deve ser demasiadamente grande para evitar a ocorrência de danos à articulação do joelho do paciente e para manter o comportamento do membro inferior semelhante ao de uma pessoa com marcha normal. Portanto, foram considerados, nas simulações, ângulos neutros da mola entre 50° e 70° .

Quanto ao ângulo de desacoplamento da mola, pode-se considerar a conservação de energia. Se a mola for desacoplada fora de seu ângulo de equilíbrio, a energia potencial ainda armazenada seria perdida. A partir dessa observação simples, chega-se à conclusão de que, para economizar energia, o desacoplamento da mola deve ocorrer apenas quando a mola estiver em seu ponto de equilíbrio (sem energia potencial armazenada). Portanto, existem dois instantes possíveis para o desacoplamento da mola: o momento em que o ângulo θ_2 atinge o ângulo neutro da mola durante o processo de flexão do joelho (ou seja, com w_2 positivo) ou durante o processo de extensão do joelho (ou seja, com w_2 negativo).

Para realizar as simulações, desenvolveu-se um programa implementado em MATLAB, cujo código fonte encontra-se no APÊNDICE I. De forma geral, os objetivos das simulações foram:

- Verificar a influência da variação dos atritos nas articulações do joelho e do quadril no comportamento do sistema.
- Verificar o ângulo neutro da mola que proporciona o melhor comportamento do sistema (situado entre 50° e 70°) bem como a sensibilidade do sistema a sua variação.
- Verificar a rigidez da mola que proporciona o melhor comportamento do sistema, bem como a sensibilidade do sistema a sua variação.
- Verificar em que momento a mola deve ser desacoplada, durante o processo de flexão ou durante o processo de extensão.

- Verificar a influência da variação da massa e altura do indivíduo no comportamento do membro inferior.
- Verificar a influência da variação do valor da massa concentrada na articulação do joelho, a qual modela a massa do dispositivo.
- Verificar a influência do modelo de rigidez passiva nas articulações empregado no comportamento do sistema.

LISTA DE REFERÊNCIAS

- ABDULHADI, H.M.; KERRIGAN, D.C.; LARAIA, P.J. Contralateral shoe-lift: effect on oxygen cost of walking with an immobilized knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.77, p.670-2, July 1996.
- ACKERMANN, M.; COZMAN, F.G. Um sistema de travamento para a articulação do joelho de orteses de membros inferiores. In: II CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA, João Pessoa – PB, 2002. *Anais*. (A ser publicado.)
- ACKERMANN, M.; COZMAN, F.G.; DIAS, A.S. Sistema para flexão de joelho mecanizada em orteses de membros inferiores. In: XVI CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA MECÂNICA, Uberlândia - MG, 2001. *Anais*. Bioengenharia, v.1, p.254-63.
- ALLARD, P.L.; DUHAME, M.; THIRY, P.S.; DROWN, G. Use of gait stimulation in the evaluation of a spring-loaded knee joint orthosis for Duchenne muscular dystrophy patients. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v.19, p.165-70, 1981.
- AUDU, M.L., DAVY, D.T. The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, v.107, p.147-57, 1985.
- BARNET, L.L.; BAGLEY, A.M.; SKINNER, H.B. Ankle weight effect on gait: orthotic implications. *Orthopedics*, v.16, n.10, p.1127-31, 1993.
- CAMP, J. **Powered "Passive" Dynamic Walking**. Ithaca NY: The Sibley School of Mechanical and Aerospace Engineering, Cornell University, aug. 1997. (Masters of Engineering Project Report).
- CROCE, U.D.; RILEY, P.O.; LELAS, J.L.; KERRIGAN, D.C. A refined view of the determinants of gait. *Gait and Posture*, v.14, p.79-84, 2001. Disponível em: <<http://www.elsevier.com/locate/gaitpost>>

- DOWLING, K. **Power sources for small robots**. Pittsburgh, Pennsylvania, USA: Field Robotics Center, The Robotics Institute, Carnegie Mellon University, Jan. 1997. (Research Report CMU-RI-TR-97-02).
- FRANKEN, H.M.; VELTIK, P.H.; BOOM, H.K. Restoring gait in paraplegics by functional electrical-stimulation. **IEEE Engineering In Medicine and Biology Magazine**, v.13, p.564-70, Aug./Sept.1994.
- GHAROONI, S.; HELLER, B.; TOKHI, M.O. **Hybrid spring brake orthosis for controlling hip and knee flexion in the swing phase**. Sheffield, UK: Department of Automatic Control and Systems Engineering, University of Sheffield, Jan. 2000. (Research Report No. 764).
- GREENE, P.J.; GRANAT, M.H. The effects of knee and ankle flexion on ground clearance in paraplegics gait. **Clinical Biomechanics**, v.15, n. 7, p. 536-40, Aug. 2000.
- IRBY, E.S.; KAUFMAN, K.R.; WIRTA, R.W.; SUTHERLAND, D.H. Optimization and application of a wrap-spring clutch to a dynamic knee-ankle-foot-orthosis. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.7, n.2, June 1999a.
- IRBY, E.S.; KAUFMAN, K.R.; MATHEWSON, J.W.; SUTHERLAND, D.H. Automatic control design for a dynamic knee-brace system. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.7, n.2, June 1999b.
- KAGAYA, M.D.; SHIMADA, Y.; SATO, K.; SATO, M.; IZUKA, K.; OBINATA, G. An electrical knee lock system for functional electrical stimulation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.77, p.870-3, Sept. 1996.
- KAUFMAN, R.K.; IRBY, S.E.; MATHEWSON, J.W.; WIRTA, R.W.; SUTHERLAND, D.H. Energy-efficient knee-ankle foot orthosis: A case study. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, v.8, n.3, p.79-85, 1996. Disponivel em:<http://www.oandp.org/jpo/library/1996_03_079.asp>.
- MANSOUR, J.M.; AUDU, M.L. The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait. **Journal of Biomechanics**, v.19, n.5, p.369-73, 1986.

- MCGEER, T. Passive dynamic walking. *The International Journal of Robotics Research*, v.9, n.2, p.504-24, Apr. 1990.
- MCGHEE, R.B.; TOMOVIC, R.; YANG, P.Y.; MACLEAN, I.C. An experimental study of a sensor-controlled external knee locking system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-25, n.2, Mar. 1978.
- PRATT, J.E. *Exploiting inherent robustness and natural dynamics in the control of bipedal walking robots*. June 2000, 157p. PhD Thesis – Department of Electrical Engineering and Computer Science, Massachusetts Institute of Technology.
- RIENNER, R.; EDRICH, T. Identification of passive elastic moments in the lower extremities. *Journal of Biomechanics*, v. 32, p.539-44, 1999.
- ROSE, J.; GAMBLE, J.G. *Marcha humana*. 2ª ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998. 280p.
- SAAD, M.(Ed.) *Análise de marcha: manual do CAMO-SBMFR*. São Paulo: Lemos-Editorial, 1997. 190p.
- SHIGLEY, J.E.; MISCHEK, C.R. *Mechanical engineering design*. 5ª ed. New York: McGraw-Hill, 1989. 779p.
- STEIN, R.B.; ZEHR, E.P.; LIBIEDOWSKA, M.K.; POPOVIC, D.B.; SCHEINER, A.; CHIZECK, H.J. Estimating mechanical parameters of leg segments in individuals with and without physical disabilities *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v.4, n.3, p.201-11, 1996.
- WINTER, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2ª ed. New York: Wiley Interscience, 1990. 277p.
- YOON, Y.S.; MANSOUR, J.M. The passive elastic moment at the hip. *Journal of Biomechanics*, v.15, p.905-910, 1982.

APÊNDICE I – PROGRAMA DE SIMULAÇÃO EM MATLAB

```

function faz = simula(angraus)
%Simula o comportamento do membro inferior antes e depois do desacoplamento da mola
%chamando as funções pernalinha.m e pernalinha2.m. Sua entrada é o ângulo de desacoplamento%
%da mola.
%Autor: Marko Ackermann Última modificação: 18/07/2002
global ang tetazantes j tf
j=0;
tetazantes=0;
ang=angraus*(pi/180);
y1=pernalinha;
p2=pernalinha2(y1);
faz=1;

```

```

function OK = pernalinha()
%funcao que simula o comportamento do membro inferior sob a ação da mola antes do
%desacoplamento. Chama a função ode23.m do Matlab. A função ode23.m por sua vez
%chama a função derivallinha para obter as derivadas de posicao e velocidade angular de
%eta1 e eta2.
%Autor: Marko Ackermann Última modificação: 18/07/2002

```

```

global g D beta f1 f2 f3 f4 f5 f6 f7 f8 cj k yl ang tf tetaneutrograus
M=53.6; %massa corporal do deficiente em Kg, p/ Paulo Henrique M=53.6 kg
H=1.71; %altura do deficiente em metros, p/ Paulo Henrique H=1.71 m

```

```

%Coxa(Thigh) em "WInter";
m1=0.1*M;
L1=0.245*H;
d1=0.433*L1;
I1=m1*(0.323*L1)^2;

```

```

%Perna (Leg) em "WInter";
m2=0.0465*M; %original
L2=0.246*H;
d2=0.433*L2;
I2=m2*(0.302*L2)^2;

```

```

%Pé (Foot) em "WInter";
m3=0.0145*M; %original
L3=0.11*H; %aproximado
d3=0.5*L3;
I3=m3*(0.475*L3)^2;

```

```

%massa concentrada no joelho:
m4=1.5;

```

```

%Constantes:
k=14.5;

```

```

%rigidez da mola, mola acoplada
cj=0.8;
%coef. de amortecimento joelho
cq=0.8;
g=9.8;
%aceleracao da gravidade em m^2/s
tetaneutrograus=60; %angulo de equilibrio da mola(torque nulo)

```

```

D=((d3√2)+(L2√2))^0.5;
beta=atan(d3/L2);
f1=0.5*m1*(d1√2)+0.5*I1+0.5*m2*(L1√2)+0.5*m2*(d2√2)+0.5*I2+0.5*m3*(L1√2)+0.5*m3*(D√2)
+0.5*I3+0.5*m4*(L1√2);
f2=0.5*m2*(d2√2)+0.5*I2+0.5*m3*(D√2)+0.5*I3;
f3=m2*(d2√2)+I2+m3*(D√2)+I3;
f4=m2*L1*d2;
f5=m3*L1*D;
f6=m1*g*d1+m2*g*L1+m3*g*L1+m4*g*L1;
f7=m2*g*d2+m3*g*L2;
f8=m3*g*d3;
%Condições iniciais:
teta10=20*(pi/180);
teta20=0;
w10=0;
w20=0;
y0=[teta10;teta20;w10;w20];
%t0=0;
%T=0.2; %em segundos
TSPAN=[0 1]; %intervalo de simulação para t
[ty]=ode33('derivinha',TSPAN,y0);
teta1=y(:,1);
teta2=y(:,2);
%if teta(1)<ang
%plot([0-L1*sin(teta(1))-L2*cos(teta(1))];c-)
L1*cos(teta(1))-L2*cos(teta(1));'c-')
%hold on;
%if teta(2)<ang
%plot([0-L1*sin(teta(2))-L2*cos(teta(2))];'bd-')
L1*cos(teta(2))-L2*cos(teta(2));'bd-')
%hold on;
%if teta(3)<ang
%plot([0-L1*sin(teta(3))-L2*cos(teta(3))];'y-')
L1*cos(teta(3))-L2*cos(teta(3));'y-')
%hold on;
%if teta(4)<ang
%plot([0-L1*sin(teta(4))-L2*cos(teta(4))];'r-')
L1*cos(teta(4))-L2*cos(teta(4));'r-')
%hold on;
%if teta(5)<ang
%plot([0-L1*sin(teta(5))-L2*cos(teta(5))];'g-')
L1*cos(teta(5))-L2*cos(teta(5));'g-')
%hold on;
%if teta(6)<ang
%plot([0-L1*sin(teta(6))-L2*cos(teta(6))];'b-')
L1*cos(teta(6))-L2*cos(teta(6));'b-')
%hold on;
%end
%end
%end
%end
%end
%end
%end
%end

```

```

%%plotar grafico dos angulos vs. tempo%%
hold on
plot(t,et1*(180/pi),b,')
hold on
plot(t,et2*(180/pi),b,')
title('Comportamento Cinemático do Membro Inferior')
xlabel('tempo(s)')
ylabel('teta2(graus)')
hold on;

%%plotar grafico da altura da ponta do pé vs. tempo%%
title('Altura da ponta do pé')
xlabel('tempo(s)')
ylabel('altura(m)')
hold on;

%%plotar grafico de deslocamento horizontal da ponta do pé com o tempo%%
title('deslocamento horizontal da ponta do pé')
xlabel('tempo(s)')
ylabel('deslocamento horizontal(m)')
hold on;

%%plotar grafico da trajetória x,y da ponta do pé%%
title('Trajetória da ponta do pé')
xlabel('deslocamento horizontal(m)')
ylabel('altura(m)')
hold on;

function OK = pernainha2(y)
%Funcao que, dadas as caracteristicas da perna simula o seu comportamento
%em funcao das condicoes iniciais dadas por pernainha.m. Simula o compor-
%tamento da perna após o desacoplamento da mola.Chama a funcao ode23 do
%Matlab. A funcao ode23 chama por sua vez a funcao derivinha para obter
%as derivadas da posicao e da velocidade angular para teta1 e teta2.
%Autor: Marko Ackermann      Ultima modificação: 18/07/2002
global g D beta fi f2 f3 f4 f5 f6 f7 f8 cj k yl tf tetaneutrograus
M=53.6; %massa corporal do deficiente em Kg,p/ Paulo Henrique M=53.6 kg
H=1.71; %altura do deficiente em metros, p/ Paulo Henrique H=1.71 m
%Coxa(Thigh) em "Winter":
m1=0.1*M;
L1=0.245*H;
d1=0.433*L1;
I1=m1*(0.323*L1)^2;
%Perna (Leg) em "Winter":
m2=0.0465*M;
L2=0.246*H;
d2=0.433*L2;
I2=m2*(0.302*L2)^2;
%Pe (Foot) em "Winter":
m3=0.0145*M;
L3=0.11*H; %aproximado

```

```

d3=0.5*L3;
I3=m3*(0.475*L3)^2;
%Massa concentrada do joelho em Kg:
m4=1.5;
%Constantes:
k=0; %rigidez da mola nula, mola desacoplada
cj=0.8; %coef. de amortecimento joelho
cq=0.8; %coef. de amortecimento quadril
g=9.8; %aceleracao da gravidade em m^2/s
tetanueutrograus=60; %angulo de equilibrio da mola(torque nulo)
D=((d3^2)+(L2^2))^0.5;
beta=atan(d3/L2);
f1=0.5*m1*(d1^2+0.5*I1+0.5*m2*(L1^2)+0.5*m2*(d2^2)+0.5*m3*(L1^2)+0.5*m3*(D^2)
+0.5*I3+0.5*m4*(L1^2);
f2=0.5*m2*(d2^2+0.5*I2+0.5*m3*(D^2)+0.5*I3;
f3=m2*(d2^2+I2+m3*(D^2)+I3;
f4=m2*L1*d2;
f5=m3*L1*D;
f6=m1*g*d1+m2*g*L1+m3*g*L1+m4*g*L1;
f7=m2*g*d2+m3*g*L2;
f8=m3*g*d3;

```

```

%Inicia-se niva simulacao com as condicoes iniciais do momento de desacoplamento:
%y0=[teta10;teta20;w10;w20];
y0=y1;
TSPAN=[tr 1];
[t,y]=ode23('derivinha',TSPAN,y0);
tet1=y(:,1);
tet2=y(:,2);

```

%%plota o desenho esquemático da perna para varios instantes depois do desacoplamento da mola

```

%plot([0 -L1*sin(tet1(1))-L2*cos(tet1(1))],['c-']);
L1*cos(tet1(1))-L2*cos(tet1(1))+tet2(1));[0 -L1*cos(tet1(1)) -
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(2))-L2*cos(tet1(2))],['bd-']);
L1*cos(tet1(2))-L2*cos(tet1(2))+tet2(2));[0 -L1*cos(tet1(2)) -
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(3))-L2*cos(tet1(3))],['y-']);
L1*cos(tet1(3))-L2*cos(tet1(3))+tet2(3));[0 -L1*cos(tet1(3)) -
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(4))-L2*cos(tet1(4))],['r-']);
L1*cos(tet1(4))-L2*cos(tet1(4))+tet2(4));[0 -L1*cos(tet1(4)) -
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(5))-L2*cos(tet1(5))],['g-']);
L1*cos(tet1(5))-L2*cos(tet1(5))+tet2(5));[0 -L1*cos(tet1(5)) -
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(6))-L2*cos(tet1(6))],['b-']);
L1*cos(tet1(6))-L2*cos(tet1(6))+tet2(6));[0 -L1*cos(tet1(6)) -
%hold on;
%%plotar grafico dos angulos vs. tempo%%
plot(t,tet1*(180/pi),'k-');
plot(t,tet2*(180/pi),'k-');

```



```

hold on;
%plot([0 1],[0 0],y)
hold on;
%plot(t,L1+L2+0.039*H-(L1*cos(tet1)+(L2+0.039*H)*cos(tet1+tet2))+L3*sin(tet1+tet2)),k-)
%plot([0 1],[0 0],y)
%hold on;
%plot(t,-(L1*sin(tet1)+(L2+0.039*H)*sin(tet1+tet2))-L3*cos(tet1+tet2)),k-)
%hold on;
%plot([0 1],[0 0],y)
%hold on;
%plot(t,(L1*cos(tet1)+(L2+0.039*H)*cos(tet1+tet2))+L3*sin(tet1+tet2)),k-)
%hold on;
%plot([-0.4 0.4],[0 0],y)
%hold on;
OK=y1

```

```

function WP = derivalinha(t,y)
% Retorna a derivada da posição e da velocidade angular para tet1 e tet2 %
% para a função ode23.m do Matlab que realiza a integração %
% Autor: Marko Ackermann Última modificação: 18/07/2002 %
global D beta f1 f2 f3 f4 f5 f6 f7 f8 cj k y1 ang tet2antes j tf tetanuetrograus
tempo=t
y = y(:);
TETA = y(1:2); %tet1 e tet2 nas primeiras duas posições de y
tet1=TETA(1);
tet2=TETA(2);
W = y(3:4); %w1 e w2 nas posições 3 e 4 do vetor y
w1=W(1);
w2=W(2);

```

```

%Controlamento desacomplamento%%%%%%%%%
if tet2antes<ang %op/ primeira vez que passa pelo angulo
if ang<tet2 %op/ primeira vez que passa pelo angulo
if tet2antes>ang %op/ segunda vez que passa pelo angulo
if j==0
y1=[tet1;tet2;w1;w2];
j=j+1;
linha=t(:);
tf=tf(1);
end
end
end
tet2antes=tet2;

```

%%%%%%%%Resolucao do sistema linear para obter alfa1 e alfa2:

```

a11 = 2*f1 + 2*f4*cos(teta2) + 2*f5*cos(teta2-beta);
a12 = f3 + f4*cos(teta2) + f5*cos(teta2-beta);
a21 = f3 + f4*cos(teta2) + f5*cos(teta2-beta);
a22 = 2*f2;
A = [a11 a12;a21 a22];

passivojoelho=0; %entra o torque passivo do joelho:0-nãp/1-sim
passivoquadri=0; %entra o torque passivo do quadri:0-nãp/1-sim

%Variavel audu_or_r tener:
%' para utilizacao do modelo de momento passivo de "Audu and Davy"
%'1' para utilizacao do modelo simplificado de de "Riener and Edrich"
audu_or_r tener=0;

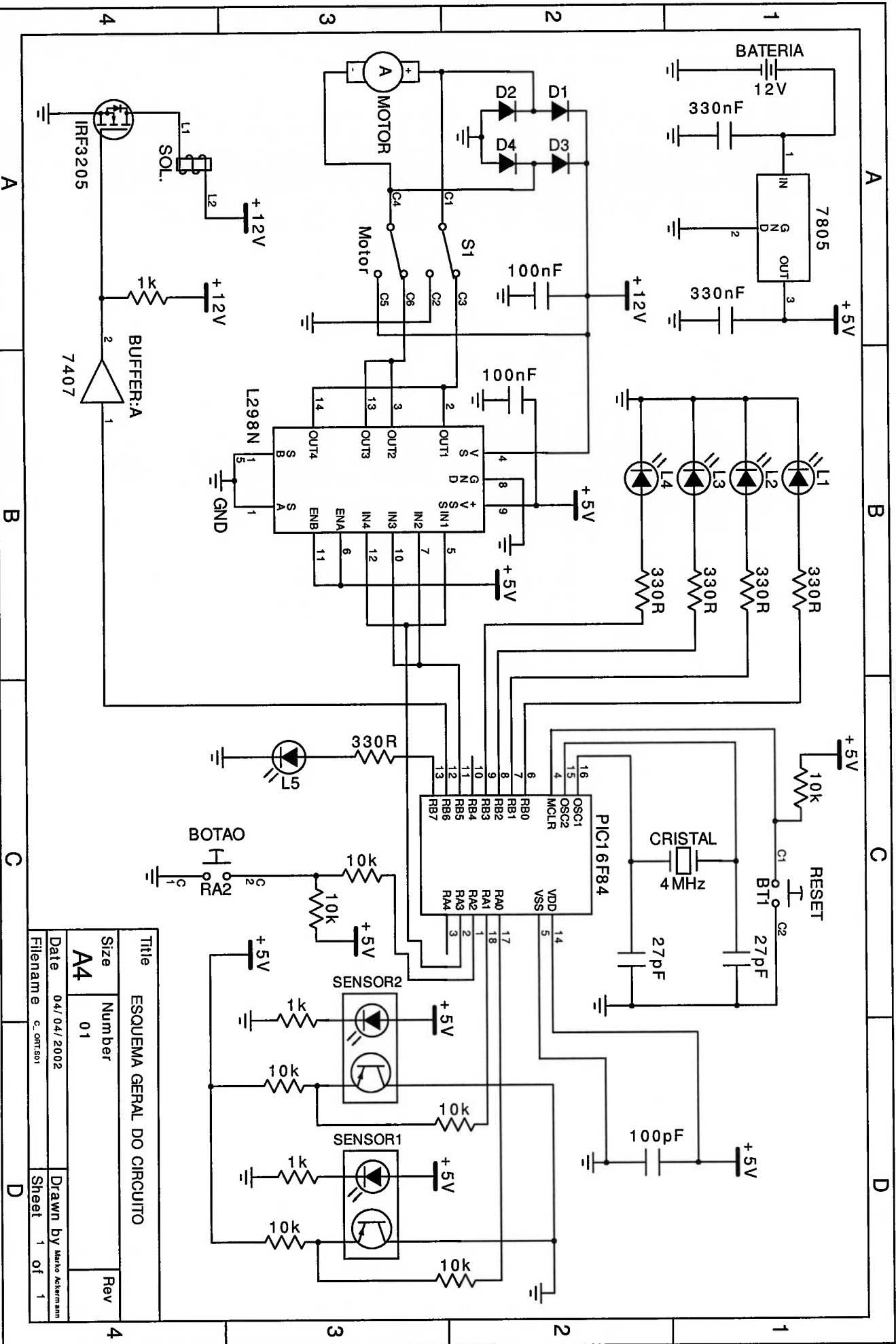
teta neutrod=teta neutrograus*(pi/180);

b1=2*f4*w1*w2*sin(teta2)+f4*(w2^2)*sin(teta2)+2*f5*w1*w2*sin(teta2-beta)+f5*(w2^2)*sin(teta2)-f6*sin(teta1)-f7*sin(teta1+teta2)+f8*cos(teta1+teta2)-cq*w1;
if passivoquadri==1 %entra o torque passivo do quadri
    k1=2.6;
    k2=5.8;
    constata2=0.1744;
    k4=8.7;
    k5=1.3;
    constata1=0.95;
    b1=b1-1*(k1*exp(-k2*(teta1-constata2))-k4*exp(-k5*(constata1+teta1)));
end
if yoon_or_r tener==1
    b1=b1-1*(exp(1.3635-0.075*(-180/pi)*teta1)-exp(0.6623+0.0305*(-180/pi)*teta1)+8.072);
end
end
b2=-f4*(w1^2)*sin(teta2)-f5*(w1^2)*sin(teta2-beta)-f7*sin(teta1+teta2)+f8*cos(teta1+teta2)-
    cj*w2+((k*tetaneturd)-k*teta2);
if passivojoelho==1 %entra os o torque passivo do joelho
    k1=3.1;
    k2=5.9;
    constata2=-1.218;
    k4=10.5;
    k5=11.8;
    constata1=-0.09;
    b2=b2-1*(k1*exp(-k2*(teta2-constata2))-k4*exp(-k5*(constata1+teta2)));
end
if audu_or_r tener==1
    b2=b2+exp(1.8-0.0352*teta2*180/pi)-exp(-3.971+0.0495*teta2*180/pi)-4.82+exp(2.22-0.15*teta2*180/pi);
end
end
B = [b1;b2];

ALFA = inv(A)*B; %resolucao do sistema linear
WP = [W;ALFA]; %vetor com as derivadas

```

APÊNDICE II - PROJETO DO CIRCUITO DE CONTROLE



Title		ESQUEMA GERAL DO CIRCUITO	
Size	Number	Rev	
A4	01		
Date	04/04/2002	Drawn by Mario Akemiann	
Filename	c.ortisi	Sheet 1 of 1	

APÊNDICE III - PROGRAMA DE CONTROLE DO SISTEMA

III.1. Programa de Controle do Sistema em Linguagem Estruturada

```
INICIO
SE (MOLA ACOPPLADA) E (ARTICULAÇÃO TRAVADA)
GOTO MOLA_ACOPPLADA_E_ARTICULAÇÃO_TRAVADA
SE (MOLA ACOPPLADA) E (ARTICULAÇÃO DESTRAVADA)
GOTO MOLA_ACOPPLADA_E_ARTICULAÇÃO_DESTRAVADA
SE (MOLA DESACOPPLADA) E (ARTICULAÇÃO TRAVADA)
GOTO MOLA_DESACOPPLADA_E_ARTICULAÇÃO_TRAVADA
MOLA_ACOPPLADA_E_ARTICULAÇÃO_TRAVADA
  ACENDER SOMENTE O LED1 (apagar os outros)
  ENQUNTO (BOTÃO) == (NÃO APERTADO)
  {
    ZERAR WATCHDOG TIMER
  }
  ZERAR CONTADOR EXTERNO (que conta número de interrupções por
  LIGAR SOLENOIDE
  ENQUNTO (ARTICULAÇÃO) == (TRAVADA)
  {
    ZERAR WATCHDOG TIMER
  }
  SE TEMPO > TEMPO_MAX_SOLENOIDE
  GOTO ERRO_DESTRAVAMENTO
}
MOLA_ACOPPLADA_E_ARTICULAÇÃO_DESTRAVADA
  ACENDER SOMENTE O LED2 (apagar os outros)
  ZERAR CONTADOR EXTERNO
  ENQUNTO (MOLA) == (ACOPPLADA)
  {
    ZERAR WATCHDOG TIMER
  }
  SE TEMPO > TEMPO_MAX_DESCOPLAMENTO
  GOTO ERRO_DESACOPLAMENTO
}
MOLA_DESACOPPLADA_E_ARTICULAÇÃO_DESTRAVADA
  ACENDER SOMENTE O LED1 E O LED2
  ENQUNTO (ARTICULAÇÃO) == (DESTRAVADA)
  {
    ZERAR WATCHDOG TIMER
  }
  SE TEMPO > TEMPO_MAX_TRAVAMENTO
  GOTO ERRO_TRAVAMENTO
}
MOLA_DESACOPPLADA_E_ARTICULAÇÃO_TRAVADA
```

```

ACENDER SOMENTE O LED3 (apagar os outros)
ZERAR CONTADOR EXTERNO
ACIONAR SINAL SONORO POR 5 INTERRUPÇÕES DO TMR0(aprox. 0,33 s)
LIGAR MOTOR NO SENTIDO 1
ENQUANTO (MOLA) == (DESACOPLADA)
}
ZERAR WATCHDOG TIMER
SE TEMPO < TEMPO_MAX_MOTOR
GOTO ERRO_ARMAZENAMENTO
}
ZERAR CONTADOR EXTERNO
DESILGAR MOTOR
ESPERAR DEAD_TIME
LIGAR MOTOR NO SENTIDO 2
ESPERAR TEMPO_DESENROLAR_CABO
DESILGAR O MOTOR
GOTO MOLA_ACOPLADA_E_ARTICULACÃO_TRAVADA
ERRO_DESTRAVAMENTO
ACENDER ADICIONALMENTE O LED 4 (indica erro neste estado)
DESILGAR SOLENOIDE POR UM TEMPO 3*TEMPO_MAX_SOLENOIDE (zerar watchdog timer)
GOTO (MOLA ACOPLADA E ARTICULACÃO TRAVADA)
ERRO_DESACOPLAMENTO
ACENDER ADICIONALMENTE O LED 4 (indica erro neste estado)
ESPERAR POR DESACOPLAMENTO MANUAL(zerar watchdog timer)
GOTO (MOLA DESACOPLADA E ARTICULACÃO DESTRAVADA)
ERRO_TRAVAMENTO
ACENDER ADICIONALMENTE O LED 4 (indica erro neste estado)
ESPERAR TRAVAMENTO MANUAL DA ARTICULACÃO(zerar watchdog timer)
GOTO (MOLA DESACOPLADA E ARTICULACÃO TRAVADA)
ERRO_ARMAZENAMENTO
ACENDER ADICIONALMENTE O LED 4 (indica erro neste estado)
ESPERAR RESET MANUAL(zerar watchdog timer)

```

III.2. Programa de Controle do Sistema implementado em Assembler para o PIC

```

PROGRAMA PARA CONTROLE DA ORTESE
PROJETO DE MESTRADO
DESENVOLVIDO POR MARKO ACKERMANN
ULTIMA MODIFICAÇÃO: 01/07/02
-----
DESCRIÇÃO DO ARQUIVO
ESTE PROGRAMA CONTROLA O MOTOR DC QUE ARMAZENA ENERGIA NA MOLLA,
O SOLENÓIDE RESPONSÁVEL POR DESTRAVAR A ARTICULAÇÃO DO JOELHO,
O SINAL SONORO OU VISUAL EMITIDO NO MOMENTO DO TRAVAMENTO DA
ARTICULAÇÃO E OS LEDS (1,2,3 E 4) INDICATIVOS DO ESTADO EM QUE
SE ENCONTRA O SISTEMA CONFORME EXPLICADO NA DISSERTAÇÃO.
AS ENTRADAS DO PIC SÃO: BOTÃO DE RESET, BOTÃO PARA INÍCIO DA
FASE DE BALANÇO, SENSORI (DETECTA SE A ARTICULAÇÃO ESTÁ TRAVADA)
E SENSOR2 (DETECTA SE A MOLLA ESTÁ ACOPLADA).
ARQUIVOS DE DEFINIÇÕES
INCLUDE <P16F84.INC>
ARQUIVO PADRÃO MICROCHIP PARA 16F84
CONFIGURA DADOS PARA GRAVAÇÃO NO PIC
*****
PAGINAÇÃO DE MEMÓRIA
DEFINIÇÃO DE COMANDOS DE USUÁRIO PARA ALTERAÇÃO DA PÁGINA DE MEMÓRIA
#DEFINE BANK0 BCF STATUS,RP0
#DEFINE BANK1 BSF STATUS,RP0;SETA BANK 1 DE MEMÓRIA
VARIÁVEIS
DEFINIÇÃO DOS NOMES E ENDEREÇOS DE TODAS AS VARIÁVEIS UTILIZADAS
CBLOCK 0x0C
    W_TEMP
    STATUS_TEMP
    REGISTRADORES TEMPORÁRIOS PARA
    INTERRUPÇÕES
    ESTAS VARIÁVEIS NEM SERÃO UTI-
    LIZADAS
    CONTADOR
    ARMAZENA O VALOR DA CONTAGEM
ENDC
FIM DO BLOCO DE MEMÓRIA

```

```

CONSTANTES
;
;
; DEFINIÇÃO DE TODAS AS CONSTANTES UTILIZADAS PELO SISTEMA
; PARA OSCILADOR DE 4 Mhz (CICLO DE MÁQUINA DURA 0,000001 s
; PRESCALER 1:256 => INCREMENTO DO TMR0 A CADA 0,000256 s
; PORTANTO ESTOURO A CADA 256*0,000256 = 0,065536 s
; PORTANTO CADA UNIDADE DA VARIÁVEL CONTADOR VALE 0,065536 s

TEMP_SOLENOIDE EQU 61 ;TEMPO MÁX PARA O SOLENOIDE LIGADO
;EQUIVALENTE A APROX. 3,998s
TEMP_SOLENOIDES3 EQU 183 ;3*TEMP_SOLENOIDE ~11,994s
;PARA PROTEÇÃO SOLENOIDE
TEMP_DESACOPLA EQU 30 ;TEMPO MÁX PARA DESACOPLA//MOLA
;EQUIVALENTE A APROX. 1,966s
TEMP_TRAVAMENTO EQU 30 ;TEMPO MÁX PARA TRAVAMENTO ARTIC.
;EQUIVALENTE A APROX. 1,966s
TEMP_MOTOR EQU 30 ;TEMPO MÁX PARA MOTOR LIGADO
;EQUIVALENTE A APROX. 1,966s
TEMP_SINAL EQU 5 ;TEMPO EM QUE SINAL FICA LIGADO
;EQUIVALENTE A APROX. 0,328s
TEMP_DESENROLA EQU 18 ;TEMPO PARA MOTOR DESENROLAR CABO
;EQUIVALENTE A APROX. 0,786s
DEAD_TIME EQU 1 ;TEMPO ENTRE INVERSÃO MOTOR
;EQUIVALENTE A APROX. 0,066s
ATRASO EQU 2 ;ATRASO APÓS ACOPL.
;EQUIVALENTE A APROX. 0,131s
ENTRADAS
;
;
; DEFINIÇÃO DE TODOS OS PINOS QUE SERÃO UTILIZADOS COMO ENTRADA
;
;
#DEFINE BOTAO PORTA,2 ;PORTA DO BOTÃO
; 0 -> PRESSIONADO
; 1 -> LIBERADO
#DEFINE SENSOR1 PORTA,0 ;PORTA DO SENSOR DE TRAVAMENTO
ARTICULAÇÃO
; 0 -> ARTICULAÇÃO DESTRAVADA
; 1 -> ARTICULAÇÃO TRAVADA
#DEFINE SENSOR2 PORTA,1 ;PORTA DO SENSOR DE ACOPLAMENTO MOLA
; 0 -> MOLA DESACOPLADA
; 1 -> MOLA ACOPLADA
SAIDAS
;
;
; DEFINIÇÃO DE TODOS OS PINOS QUE SERÃO UTILIZADOS COMO SAÍDA
;
;
#DEFINE LED1 PORTB,0 ;PORTA PARA LED1
#DEFINE LED2 PORTB,1 ;PORTA PARA LED2
#DEFINE LED3 PORTB,2 ;PORTA PARA LED3
#DEFINE LED4 PORTB,3 ;PORTA PARA LED4
;LED1 LED2 LED3 LED4 ESTADO
; 1 0 0 0 FASE 1
; 0 1 1 0 FASE 2
; 1 1 1 0 FASE 3
; 0 0 1 0 FASE 4
; X X X 1 ERRO NA FASE

```



```
MOVLB00010111'
MOVFBTRISA
:DEFINE RA0,RA1,RA2 E RA4 COMO ENTR.
:E RA3 COMO SAIDA
MOVFBTRISB
:DEFINE TODOS OS RB'S COMO SAIDAS
:EXCETO O RB4 ENTRADA
MOVLB1000111'
MOVFOPTION_REG
:PRESCALER 1:256 NO TMR0
:PULL-UPS DESABILITADOS
:TMR0 INCREMENTADO CLOCK INTERNO
:PRESCALER APLICADO AO TMR0
:AS DEMAIS CONFIG. SÃO IRRELEVANTES
MOVLB10100000'
MOVFBINTCON
:INTERUPÇÃO PELO TMR0 HABILITADA
BANK0
:RETORNA PARA O BANCO 0
*****
INICIALIZAÇÃO DAS VARIÁVEIS
*****
MOVLB0000100'
MOVFBPORTA
MOVFBPORTB
:BOTÃO NÃO PRECIONADO
:SOLENOIDE NÃO ACIONADO E LIMPA RESTO
MOVLB.0
MOVFB TMR0
MOVFB TMR0 = 0
:INICIALIZA TMR0 = 0
MOVFBCONTADOR
MOVFBCONTADOR = 0
*****
ROTINA PRINCIPAL
*****
MAIN
:
:
:
BTSS SENSOR1
GOTO ARTICULACAO_DESTRAVADA
:A ARTICULACAO ESTÁ TRAVADA?
:NÃO
:SIM
ARTICULACAO TRAVADA
BTSS SENSOR2
:A MOLA ESTA ACOPLADA?
:NÃO
:SIM
GOTO MOLA_DESACOPLADA_ART_TRAVADA
GOTO MOLA_ACOPLADA_ART_TRAVADA
ARTICULACAO_DESTRAVADA
BTSS SENSOR2
:A MOLA ESTA ACOPLADA?
:NÃO
:SIM
GOTO MOLA_DESACOPLADA_ART_DESTRAVADA
GOTO MOLA_ACOPLADA_ART_DESTRAVADA
***** FASE 1 *****
MOLA_ACOPLADA_ART_TRAVADA
BSF LED1
:ACENDE O LED1
LOOP_BOTAO
CLRWDI
BTFFC BOTAO
GOTO LOOP_BOTAO
LIMPA WDT
:BOTAO PRESSIONADO?
:NÃO
```



```

*****TRATA ERRO DE DESACOPPLAMENTO NA FASE 2
;ESPERA O DESACOPPLAMENTO MANUAL DA MOLLA
;APÓS O DESACOPPLAMENTO INICIA FASE 3
ERRO_DESACOPPLAMENTO
CLRWDI
BSF LED4
BTFS SENSOR2
;A MOLLA FOI DESACOPPLADA?
GOTO ERRO_DESACOPPLAMENTO;NÃO
;SIM
BCF LED4
;APAGA LED4
GOTO MOLLA_DESACOPPLADA_ART_DESTRAVADA

```

```

LOOP_PROTECAO_SOLENOIDE
CLRWDI
MOVW TEMP_SOLENOIDES3
SUBWF CONTADOR,W
;CONTADOR-TEMP_SOLENOIDES3
BTFS STATUS,C
;CONTADOR >= TEMP_SOLENOIDES3?
GOTO LOOP_PROTECAO_SOLENOIDE ;NÃO
;SIM
BCF LED4
;APAGA LED4
GOTO MOLLA_ACOPLADA_ART_TRAVADA

```

```

ERRO_DESTRAVAMENTO
BSF LED4
;ACENDE LED4
BSF SOLENOIDE
;DESLIGA SOLENOIDE(LOG, INV.)
MOVW .0
MOVWF TMR0
;ZERA TMR0
MOVW .0
MOVWF CONTADOR
;ZERA CONTADOR DE TEMPO

```

```

*****TRATA ERRO DE DESTRAVAMENTO NA FASE 1
;RETORNA AO INICIO DA FASE 1 GARANTINDO O DUTY CYCLE
;DO SOLENOIDE (1/4), O QUE EVITA SUA QUEIMA.
;***** TRATAMENTO DE ERROS *****

```

```

LOOP_DESENROLA
CLRWDI
MOVW TEMP_DESENROLA
SUBWF CONTADOR,W
;CONTADOR-TEMP_DESENROLA
BTFS STATUS,C
;CONTADOR >= TEMP_DESENROLA?
GOTO LOOP_DESENROLA ;NÃO
;SIM
BSF MOTOR1
BSF MOTOR2
;DESLIGA MOTOR
BCF LED3
;APAGA LED3
GOTO INICIALIZACAO

```

```

CONTADOR-DEAD_TIME
CONTADOR >= DEAD_TIME?
BTFS STATUS,C
;CONTADOR >= DEAD_TIME?
GOTO LOOP_DEAD_TIME ;NÃO
;SIM
BCF MOTOR1
BCF MOTOR1
BCF MOTOR1
BSF MOTOR2
;LIGA MOTOR HORARIO
MOVW .0
MOVWF CONTADOR
;ZERA CONTADOR DE TEMPO

```

```
*****TRATA ERRO DE TRAVAMENTO DA ARTICULACAO NA FASE 3
:ESPERA O TRAVAMENTO MANUAL DA ARTICULACAO.
:APÓS O TRAVAMENTO INICIA A FASE 4
```

```
ERRO_TRAVAMENTO
CLRWDT
BSF LED4
BTSS SENSOR1
GOTO ERRO_TRAVAMENTO
: A ART. FOI TRAVADA?
: NÃO
: SIM
```

```
BCF LED4
BSF SINAL
: LIGA SINAL SONORO OU VISUAL
MOVW .0
MOVWF TMR0
MOVWF CONTADOR
: ZERA TMR0
MOVWF CONTADOR
: ZERA CONTADOR DE TEMPO
```

```
LOOP_DELAY2
CLRWDT
: LIMPA WDT
```

```
MOVLW TEMP_SINAL
SUBWF CONTADOR,W
BTSS STATUS,C
: CONTADOR >= TEMP_SINAL?
GOTO LOOP_DELAY2
: NÃO
: SIM
BCF SINAL
: DESLIGA SINAL SONORO OU VISUAL
BCF LED1
: APAGA LED1
BCF LED2
: APAGA LED2
GOTO MOLA_DESACOPLADA_ART_TRAVADA
```

```
*****TRATA ERRO DE ARMAZENAMENTO DE ENERGIA NA FASE 4
: DESLIGA MOTOR PARA EVITAR QUEIMA E ESPERA RESET MANUAL
```

```
ERRO_ARMAZENAMENTO
BSF MOTOR1
BSF MOTOR2
: DESLIGA MOTOR
BSF LED4
: ACENDE LED4
```

```
LOOP_ERRO_MOTOR
CLRWDT
: LIMPA WDT
GOTO LOOP_ERRO_MOTOR; ESPERA RESET MANUAL
```

```
*****
:
:
: FIM DO PROGRAMA
:
*****
```

```
END
```