

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE
COMPUTAÇÃO

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**“METODOLOGIA PARA DEFINIÇÃO DE
SEQÜÊNCIAS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
NEUROMUSCULAR: APLICAÇÃO À SUPERAÇÃO
DE PEQUENOS OBSTÁCULOS”**

Autor: Antônio Augusto Fasolo Quevedo
Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

Tese de Doutorado apresentada à
Faculdade de Engenharia Elétrica
da UNICAMP em 31 de Julho de
1996.

CAMPINAS
1996

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA

9618034

Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por ANTÔNIO AUGUSTO FASOLO QUEVEDO
e aprovada pela Comissão
Julgadora em 31 de 07 de 1996
A. Cliquet Jr., F.D.
Depto. de Engenharia Elétrica e
Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação

UNIDADE BAE/FECC
 N.º CHAMADA
 UNICAMP
 F263m
 V. Es.
 TOMBO BC/28.641
 PROC. 66.7196
 C D Y
 PREÇO R\$ 11,00
 DATA 19/09/96
 N.º CPD

Bibid 345574

Quevedo, Antonio Augusto Fasol

Metodologia para definição de
 sequencias de estimulação elet
 rica neuromuscular aplicação a
 UNICAMP/Q39m
 (28641/96)

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
 BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

FASOLO
 Q38m
 F263m
 Quevedo, Antônio Augusto ~~Fasolo~~
 Metodologia para definição de seqüências de estimulação
 elétrica neuromuscular: aplicação à superação de pequenos
 obstáculos / Antônio Augusto Fasolo Quevedo.--
 Campinas, SP: [s.n.], 1996.

 Orientador: Alberto Cliquet Jr.
 Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,
 Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

 1. Biomecânica. 2. Estimulação elétrica nervosa
 transcutânea. 3. Eletromiografia. 4. Locomoção humana.
 I. Cliquet Jr., Alberto. II. Universidade Estadual de
 Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de
 Computação. III. Título.

*Viver é aprender.
Aprender é extrair algo dos nossos erros.
Errar é humano.
Ser humano significa buscar conhecimento.
E buscar conhecimento é o sentido de viver.
A.A.F.O.*

DEDICATÓRIA

Esta tese é dedicada primeiramente ao Supremo Engenheiro, que, em sua infinita sabedoria e amor, criou a mais perfeita das obras, que é o corpo humano. O que fazemos para substituir suas partes é pálida imitação do Seu maravilhoso trabalho.

Dedico também esta tese aos portadores de lesão medular, razão primária de minha pesquisa. Graças a sua paciência e compreensão, pudemos evoluir neste trabalho até o ponto em que chegamos hoje.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha família: meus pais Antônio e Iliana e minhas irmãs Anamaria e Mariana. Embora não tenham o conhecimento para me ajudar especificamente com este trabalho, os laços que partilhamos nos engrandecem a cada dia.

Agradeço a minha namorada, Deusamar Martins, pela sua compreensão e paciência, além de me ajudar a manter o ânimo nas horas mais difíceis.

Agradeço a meu orientador, Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., por ter me dado liberdade de seguir o caminho por mim escolhido, fornecendo orientação sem exigências.

Agradeço aos colegas de grupo, pelas suas idéias sempre valiosas. Dentre estes, gostaria de destacar Francisco Sepúlveda, François Sovi e Maria Cláudia de Castro.

Agradeço ao pessoal da Universidade de Waterloo (Neural Control Lab, Department of Kinesiology, Faculty of Applied Health Sciences), situada em Waterloo, Ontario, Canadá, pelo seu inestimável auxílio. Em especial, agradeço ao Prof. Dr. Aftab E. Patla, docente do departamento, por ter me aceitado em seu laboratório e por suas excelentes idéias. Ficam ainda meus agradecimentos por suas idéias e auxílio para: Prof. Dr. James Frank, docente do departamento, Cathy P. Silcher e Allan L. Adkin, alunos do departamento, e Paul Guy, Ken Strawbridge e Wendell Prime, funcionários do departamento.

Agradeço ao Sr. Benjamin Dunn, M.Sc., que me forneceu o modelo matemático utilizado na validação das sequências de estimulação propostas.

Finalmente, agradeço aos membros da Braswat - Association of Brazilian Students in Waterloo, pelo seu inestimável auxílio e amizade no período no qual vivi no Canadá, além do CNPq, que, através de seu financiamento, permitiu que todas as etapas deste trabalho, no Brasil e no exterior, fossem realizadas a contento.

SUMÁRIO

<i>DEDICATÓRIA</i>	<i>i</i>
<i>AGRADECIMENTOS</i>	<i>ii</i>
<i>SUMÁRIO</i>	<i>iv</i>
<i>RESUMO</i>	<i>vii</i>
<i>ABSTRACT</i>	<i>viii</i>
<i>CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO</i>	<i>1</i>
<i>CAPÍTULO 2: O CONTROLE MOTOR E A MECÂNICA DA MARCHA</i>	<i>4</i>
2.1 - Introdução	4
2.2 - Fases da Marcha	5
2.3 - Mecânica do sistema músculo-esquelético	9
2.4 - O controle motor	15
2.4.1 - O que é controle motor	15
2.4.2 - O controle motor através do sistema nervoso	18
2.5 - Conclusão	21
<i>CAPÍTULO 3: O SISTEMA DE REPRESENTAÇÃO DE SEQÜÊNCIAS POR ESTADOS E SUBESTADOS</i>	<i>23</i>
3.1 - Introdução	23
3.2 - Revisão	23
3.3 - Máquinas de Moore	24
3.4 - Representação por subestados	26

3.5 - Translação do diagrama para o conjunto de regras _____	30
<i>CAPÍTULO 4: EXPERIMENTAÇÃO EM SUJEITOS NORMAIS</i> _____	34
4.1 - Introdução _____	34
4.2 - Sujeitos _____	35
4.3 - Sistema de obstáculos móveis _____	35
4.4 - Protocolo _____	36
4.5 - Processamento e análise de dados _____	46
4.5.1 - Etapa "A" _____	47
4.5.2 - Etapa "B" _____	49
<i>CAPÍTULO 5: RESULTADOS DA EXPERIMENTAÇÃO</i> _____	51
5.1 - Etapa "A" _____	51
5.2 - Etapa "B" _____	55
<i>CAPÍTULO 6: ANÁLISE DO PROGRAMA MOTOR</i> _____	58
6.1 - Estratégias para superação de obstáculos em indivíduos normais _____	58
6.2 - Etapa "A" _____	59
6.3 - Etapa "B" _____	64
<i>CAPÍTULO 7: A DEFINIÇÃO DAS SEQÜÊNCIAS DE CONTROLE</i> _____	67
7.1 - Introdução _____	67
7.2 - Análise dos resultados da coleta de dados em função dos objetivos propostos _____	67
7.3 - Definição das curvas de ativação muscular baseada em EMG _____	71
7.4 - Definição das curvas de ativação muscular baseada na cinemática _____	79
<i>CAPÍTULO 8: SIMULAÇÃO DAS SEQÜÊNCIAS DE CONTROLE</i> _____	83

8.1 - Introdução	83
8.2 - O modelo segmental	84
8.3 - O modelo muscular	86
8.4 - Características e limitações do modelo	87
8.5 - O programa de simulação	89
8.6 - Execução da simulação baseada em EMG	90
8.7 - Execução da simulação baseada na cinemática	95
<i>CAPÍTULO 9: RESULTADOS DA SIMULAÇÃO</i>	<i>98</i>
9.1 - Estimulação baseada em EMG	98
9.2 - Estimulação baseada na cinemática	99
<i>CAPÍTULO 10: DISCUSSÃO DA SIMULAÇÃO</i>	<i>104</i>
10.1 - Estimulação baseada em EMG	104
10.2 - Estimulação baseada na cinemática	106
10.3 - Discussão geral	108
<i>CAPÍTULO 11: EXPERIMENTAÇÃO CLÍNICA</i>	<i>109</i>
11.1 - O sistema de estimulação	109
11.2 - Os sujeitos	111
11.3 - O procedimento padrão de teste	112
11.4 - Resultados e Discussão	114
<i>CAPÍTULO 12: CONCLUSÕES E PROPOSTAS FUTURAS</i>	<i>117</i>
<i>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</i>	<i>120</i>
<i>LISTA DE PUBLICAÇÕES DO AUTOR NO PERÍODO DA TESE</i>	<i>126</i>

RESUMO

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) é uma ferramenta importante na pesquisa da reabilitação de movimentos perdidos em indivíduos portadores de lesão medular. A restauração da locomoção em paraplégicos e tetraplégicos é hoje a sua principal aplicação. Para que a EENM possa ser utilizada de modo prático nesta restauração, entretanto, é necessário que o sistema de controle de estimulação seja capaz de lidar com condições adversas do ambiente, como terrenos irregulares, inclinações, degraus e obstáculos. No presente trabalho, apresenta-se uma metodologia para a conversão de qualquer tarefa motora específica usada por indivíduos normais para lidar com uma destas condições em um algoritmo de controle para EENM. O trabalho apresenta esta metodologia, passo a passo, aplicada à produção de uma seqüência de estímulos que permite ao lesado medular superar pequenos obstáculos. Simulações comprovando a validade do método são discutidas, e experimentação clínica é apresentada. Neste trabalho, mostra-se ainda que a conversão da tarefa motora em questão feita sob análise cinemática apresenta melhores resultados que aquela referente à atividade muscular.

ABSTRACT

Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) is an important tool for research in the rehabilitation of lost movements in spinal patients. Its main application today is the restoration of locomotion in paraplegics and tetraplegics. However, for NMES to be used outside the laboratory setup, the stimulation controller needs to be able to cope with challenging environmental conditions, like uneven terrains, inclinations, steps, and obstacles. In this work, a methodology to allow conversion of any specific motor task used for coping with one of these environmental conditions to a control algorithm for NMES is presented. This methodology is shown, step by step, applied to the design of a stimulation sequence that allows the overcoming of small obstacles by the spinal patient. Simulations proving the method feasibility are discussed, and clinical trials are presented. In this work, it is also shown that the motor task conversion using the kinematic approach has better results than that of muscle activity view.

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) consiste na estimulação artificial de grupos musculares, ativando membros paralisados. Este procedimento é ferramenta fundamental para a restauração da marcha, bem como de outros movimentos, em indivíduos portadores de lesão medular (Andrews *et al*, 1986a,b, 1987; Cliquet *et al*, 1988a). Para que um sistema de reabilitação de marcha baseado em EENM possa funcionar em situações do dia-a-dia, é necessário que tal sistema possa lidar com condições adversas do ambiente, tais como inclinações, irregularidades do terreno e obstáculos.

A presença de pequenos obstáculos no percurso a ser efetuado é uma constante em nossas vidas. Existem duas formas de se superar tais obstáculos: mudar o percurso ou passar sobre o obstáculo. Em termos de custo energético, a segunda opção é a melhor. Isto pode ser comprovado ao se observar que, sob condições normais, o ser humano prefere passar sobre um pequeno obstáculo a contorná-lo. Não há razão nenhuma para um indivíduo executar um procedimento relativamente arriscado (devido aos aumentos no tempo de duração da fase de suporte em uma perna e na altura do centro de gravidade) como a superação de um obstáculo, a não ser a economia de energia. É claro que, para obstáculos muito altos, o indivíduo prefere contornar o obstáculo a passar sobre ele. Neste caso, o fator “risco” tem mais peso que o fator “consumo energético”.

Lembrando que um indivíduo portador de lesão medular andando com o auxílio de EENM consome muito mais energia que um indivíduo normal (Cliquet *et al*, 1988b,c, 1989), seria interessante que se pudesse implementar no sistema de controle de estimulação uma seqüência específica para a superação de pequenos obstáculos. Para grandes

obstáculos, conforme já discutido acima, o risco supera a economia energética, especialmente em indivíduos com o sistema músculo-esquelético afetado, o que torna a ação de contornar o obstáculo maior mais vantajosa.

O estudo do controle motor efetuado pelo sistema nervoso em indivíduos normais pode fornecer subsídios importantes para a definição dos parâmetros de um sistema de controle para reabilitação de marcha. Analisando-se o controle motor normal, pode-se projetar um sistema que imite o mesmo comportamento, observadas as diferenças entre indivíduos normais e lesados medulares (presença de órteses e muletas, espasticidade, atividade muscular alterada, etc.).

O objetivo do presente trabalho é apresentar uma metodologia que permita ao pesquisador a definição de seqüências de estimulação neuromuscular e seus algoritmos de controle, os quais permitam que um lesado medular andando com o auxílio de EENM execute uma determinada tarefa motora. Cada etapa desta metodologia é desenvolvida utilizando-se a superação de pequenos obstáculos como exemplo.

Assim, propõe-se as seguintes etapas na metodologia de definição de seqüências e algoritmos:

1. Analisar o controle motor em indivíduos normais executando a tarefa motora desejada. Neste trabalho, o enfoque será na superação de obstáculos.
2. A partir dos resultados obtidos, definir as seqüências e algoritmos de controle para EENM em lesados medulares, levando-se em conta as características próprias destes indivíduos, e utilizando-se de formas de representação especiais.

3. Testar a viabilidade das seqüências obtidas, através de simulações. Estas são necessárias por questões de segurança.

4. Programar o sistema de EENM com o algoritmo e testá-lo em pacientes.

É importante ressaltar que as seqüências obtidas e testadas só deverão ser aplicadas a indivíduos reais após exaustivas simulações e utilizando-se de um sistema EENM extremamente confiável, bem como de sensores para o controle também extremamente confiáveis. Além disso, as seqüências básicas aqui propostas, bem como a serem apresentadas para qualquer condição ambiental, devem sofrer adaptações, de acordo com as características individuais do paciente, para que funcionem corretamente.

CAPÍTULO 2: O CONTROLE MOTOR E A MECÂNICA DA MARCHA

2.1 - Introdução

Antes de se tratar do problema do controle artificial de locomoção auxiliada por EENM, é importante entender a forma como o ser humano determina e executa a seqüência de movimentos adequada para a realização da marcha, bem como o controle motor realizado pelo sistema nervoso para esta tarefa. O presente capítulo apresenta um resumo dos itens fundamentais das seguintes referências: Brooks (1986), Gray (1977), Guyton (1987), Vaughan *et al* (1992) e Winter (1991).

O primeiro aspecto importante da locomoção humana é a sua natureza cíclica. Para que se possa realizar uma análise adequada da marcha, é necessário que se conheça as diversas fases de cada ciclo, bem como suas principais características.

Há ainda dois aspectos fundamentais na execução de uma tarefa motora, como a locomoção. O primeiro se refere às características mecânicas do sistema músculo-esquelético, ou seja, os pontos de ação dos músculos e a dinâmica intersegmental (forças agindo em um determinado segmento causadas pelos movimentos de outros segmentos). O segundo se refere à forma como o sistema nervoso age sobre os músculos no sentido de se promover a seqüência correta de eventos, bem como de se corrigir os movimentos em função de variações ambientais. Para se estudar o primeiro aspecto, recorre-se à anatomia de músculos e ossos dos segmentos corporais envolvidos, enquanto que para o segundo aspecto, recorre-se à neuroanatomia e à neurofisiologia, especificamente relacionadas ao

controle motor. Para fins de simplificação, a presente exposição se limitará ao controle de uma tarefa específica, ou seja, a locomoção.

No presente texto, usa-se a expressão “membro inferior” para designar todo o conjunto de segmentos e articulações que constituem o referido membro (pé, perna e coxa, bem como as articulações de tornozelo, joelho e quadril). A expressão “perna” será usada apenas como referência ao segmento corporal compreendido entre o tornozelo e o joelho, e que apresenta em sua constituição os ossos tíbia e fibula.

2.2 - Fases da Marcha

A locomoção humana é um fenômeno cíclico, e deve ser tratada desta forma. A análise de um ciclo completo geralmente é suficiente para uma descrição completa da marcha de um indivíduo, já que esta consiste da repetição constante do padrão de um ciclo. Supõe-se que o padrão será o mesmo ao longo do tempo, e isto é válido para a locomoção em linha reta e em superfícies planas, sem obstáculos. Qualquer variação nestas condições exige uma análise detalhada do ciclo ou ciclos os quais sofreram alterações em relação ao ciclo padrão. Geralmente, os ciclos alterados podem ser descritos através de alterações em relação ao ciclo padrão. O mesmo é válido para a análise da marcha patológica, quando se estuda as alterações no ciclo em relação a um ciclo padrão, definido como uma média de ciclos de marcha normal em pessoas “normais”, ou seja, sem distúrbios neurológicos, musculares ou ortopédicos.

Esta seção apresenta o ciclo padrão da marcha do ser humano, a qual é fundamental para qualquer estudo envolvendo locomoção humana. Este ciclo possui o mesmo padrão para qualquer indivíduo adulto “normal”, conforme explicado acima, com pequenas

variações. Para fins de análise, todo o ciclo é apresentado tendo-se um membro inferior como referencia. O membro contralateral apresenta o mesmo comportamento, sofrendo apenas uma defasagem temporal em relação ao outro lado.

O ciclo da marcha apresenta duas fases básicas distintas: a fase de suporte e a fase de balanço (figura 2.1). Na fase de suporte, o pé está em contato com o chão, enquanto que na fase de balanço, o pé não apresenta contato com o chão e o membro inferior balança para a frente, em movimento pendular, e em preparação para o próximo contato do pé com o chão.

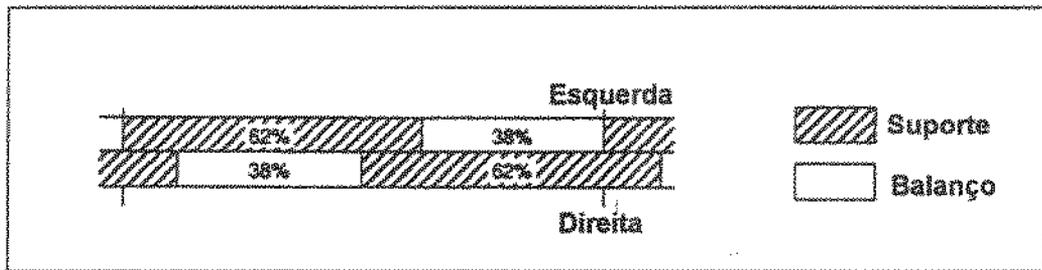


Figura 2.1 - Fases básicas da marcha. Adaptado de Winter (1991).

A fase de suporte pode ser subdividida em três fases distintas. Inicialmente, quando o pé realiza contato com o solo, o pé contralateral também está em contato. Assim, define-se esta fase como a primeira fase de duplo suporte. Quando o membro contralateral está na fase de balanço, somente o pé sob análise está em contato com o solo, e, portanto, define-se esta fase como fase de suporte simples. Quando o pé contralateral toca o solo novamente, inicia-se a terceira fase, denominada segunda fase de duplo suporte.

A fase de balanço é subdividida em três fases, com aproximadamente a mesma duração: o início, o meio e o final do balanço. A figura 2.2 apresenta esta divisão na sua parte superior.

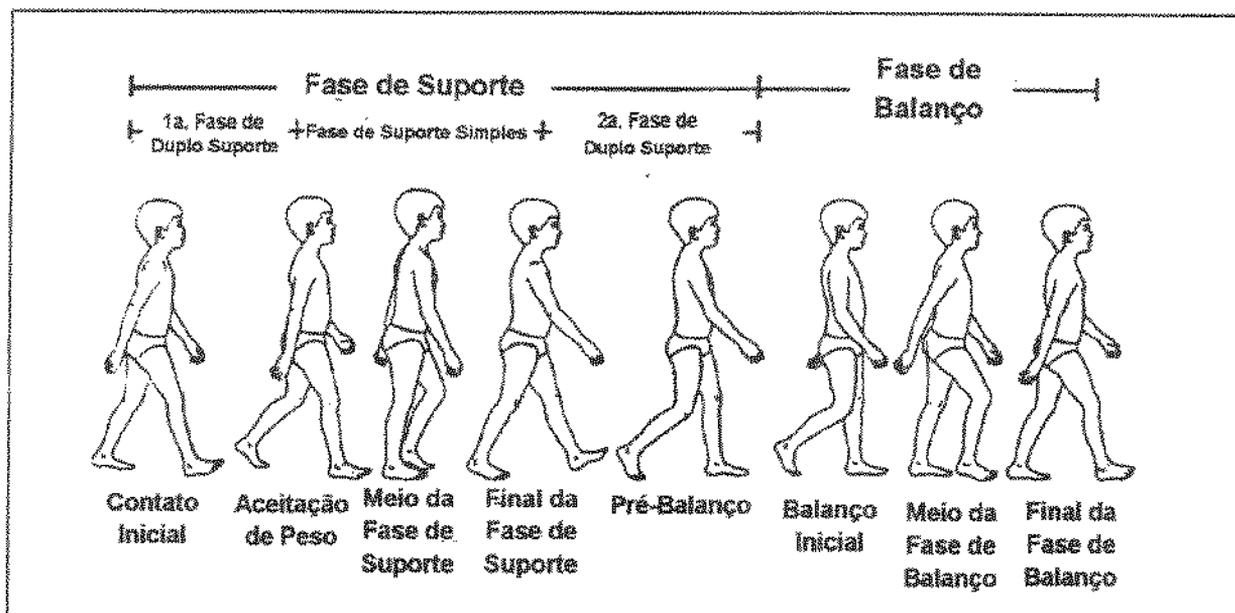


Figura 2.2 - Divisão detalhada da marcha. Adaptado de Vaughan *et al* (1992).

O ciclo da marcha pode ainda ser subdividido em oito eventos ou períodos fundamentais, sendo cinco na fase de suporte e três na fase de balanço. Os nomes destes eventos são auto-descritivos e se baseiam no movimento da extremidade distal do membro inferior (pé). Abaixo segue a lista dos oito eventos:

1. Contato do calcanhar: Inicia o ciclo e representa o ponto no qual o centro de gravidade está em seu ponto mais baixo. Em algumas situações, em especial na marcha patológica, o contato inicial pode não ocorrer no calcanhar. O termo mais geral seria "contato do pé".
2. Contato total do pé: Representa o instante no qual toda a superfície inferior do pé entra em contato com o solo.
3. Meio da fase de suporte: Ocorre quando o pé contralateral, na fase de balanço, passa o pé em contato com o solo. Neste momento, o centro de gravidade está em seu ponto mais alto.

4. Perda de contato do calcanhar: Ocorre quando o calcanhar perde contato com o solo, e o impulso para a fase de balanço é iniciado através dos músculos flexores plantares.
5. Perda de contato do pé: Encerra a fase de suporte, pois neste instante o pé todo perde contato com o solo.
6. Aceleração: Se inicia tão logo o pé perde contato com o solo. O indivíduo ativa os músculos flexores de quadril para acelerar o membro inferior para a frente.
7. Meio da fase de balanço: Ocorre quando o pé passa o pé contralateral, na fase de suporte. Coincide com o meio da fase de suporte do outro lado.
8. Desaceleração: Nesta fase, no final do balanço, os músculos desaceleram o membro inferior e o preparam para o próximo contato de calcanhar.

Há ainda outra nomenclatura, mais adequada para se descrever o ciclo de forma geral, tanto em indivíduos normais quanto em patológicos. Esta nomenclatura também apresenta oito eventos, com nomes auto-explicativos:

1. Contato inicial (Início do ciclo)
2. Resposta à carga, ou aceitação de peso (0-10%)
3. Meio da fase de suporte (10-30%)
4. Final da fase de suporte (30-50%)
5. Pré-balanço (50-60%)
6. Balanço inicial (60-70%)
7. Meio da fase de balanço (70-85%)

8. Final da fase de balanço (85-100%)

A figura 2.2 apresenta também esta nomenclatura, com os termos em sua parte inferior.

No presente trabalho, termos das três nomenclaturas serão utilizados, de acordo com a que descreva melhor o evento em foco. As nomenclaturas se equivalem, não havendo possibilidade de confusão entre elas.

2.3 - Mecânica do sistema músculo-esquelético

A forma e a disposição dos músculos e ossos dos membros inferiores no ser humano é adaptada perfeitamente à execução da marcha. A distribuição de massas e os momentos de inércia dos segmentos dos membros inferiores (pés, pernas, coxas e quadril, tendo ainda influência os segmentos da parte superior do corpo) é adequada à execução da marcha com pouco gasto de energia. Os músculos biarticulares (cuja ação influencia duas articulações) permitem a transferência de momentos de uma articulação para outra, conservando-se, assim, parte da energia ao longo do ciclo da marcha.

Os músculos podem exercer duas ações básicas: contração concêntrica ou excêntrica. Na contração concêntrica, o músculo diminui seu comprimento enquanto exerce força. Esta forma de ação geralmente é empregada para a geração de impulso, promovendo acelerações angulares nas articulações. Na contração excêntrica, o músculo aumenta seu comprimento (geralmente devido ao movimento do segmento, provocado por seu momento de inércia ou por ação de outros músculos) enquanto exerce força. Esta forma de ação é geralmente empregada na desaceleração de algum segmento do membro, ajudando assim a controlar a rotação do segmento em questão.

Um músculo pode exercer força ainda para estabilizar alguma articulação. Neste caso, dois músculos de ações opostas (agonistas e antagonistas) se contraem ao mesmo tempo, ambos gerando o mesmo momento, se a aceleração angular deve ser nula, ou momentos diferentes, se a aceleração angular deve existir. Este fenômeno se denomina co-contratação, e aumenta o coeficiente de amortecimento da articulação.

Vários músculos estão envolvidos na geração da locomoção. Por exemplo, picos no sinal eletromiográfico (EMG) são associados às atividades de grupos musculares (figura 2.3).

Os autores diferem em relação ao número exato, mas certamente este número ultrapassa 30. Entretanto, alguns grupos musculares produzem os movimentos fundamentais, sendo os demais músculos apenas auxiliares. Muitos músculos imitam o comportamento de outros, sendo agrupados para fins de análise. Winter (1992) apresenta os principais grupos musculares e suas ações. Neste texto, a análise será limitada aos músculos mais importantes para o presente trabalho. Maiores detalhes sobre a anatomia dos músculos (origens e inserções) pode ser encontrada em Gray (1977).

1. Glúteo Médio: Possui um pico de atividade, iniciando no final da fase de balanço e início da fase de suporte, com pico a 15% do ciclo e caindo a zero a 50% do ciclo. Apresenta três funções: auxiliar na abdução de quadril (fibras anteriores), ajudando a evitar a queda da pelve durante as fases iniciais do ciclo; extensor de quadril (fibras mediais), controlando a flexão do quadril (e, assim, evitando o colapso do joelho); rotator medial da coxa (fibras posteriores), servindo como rotator da pélvis, já que a perna está na fase de suporte, e auxiliando no balanço do membro contralateral.

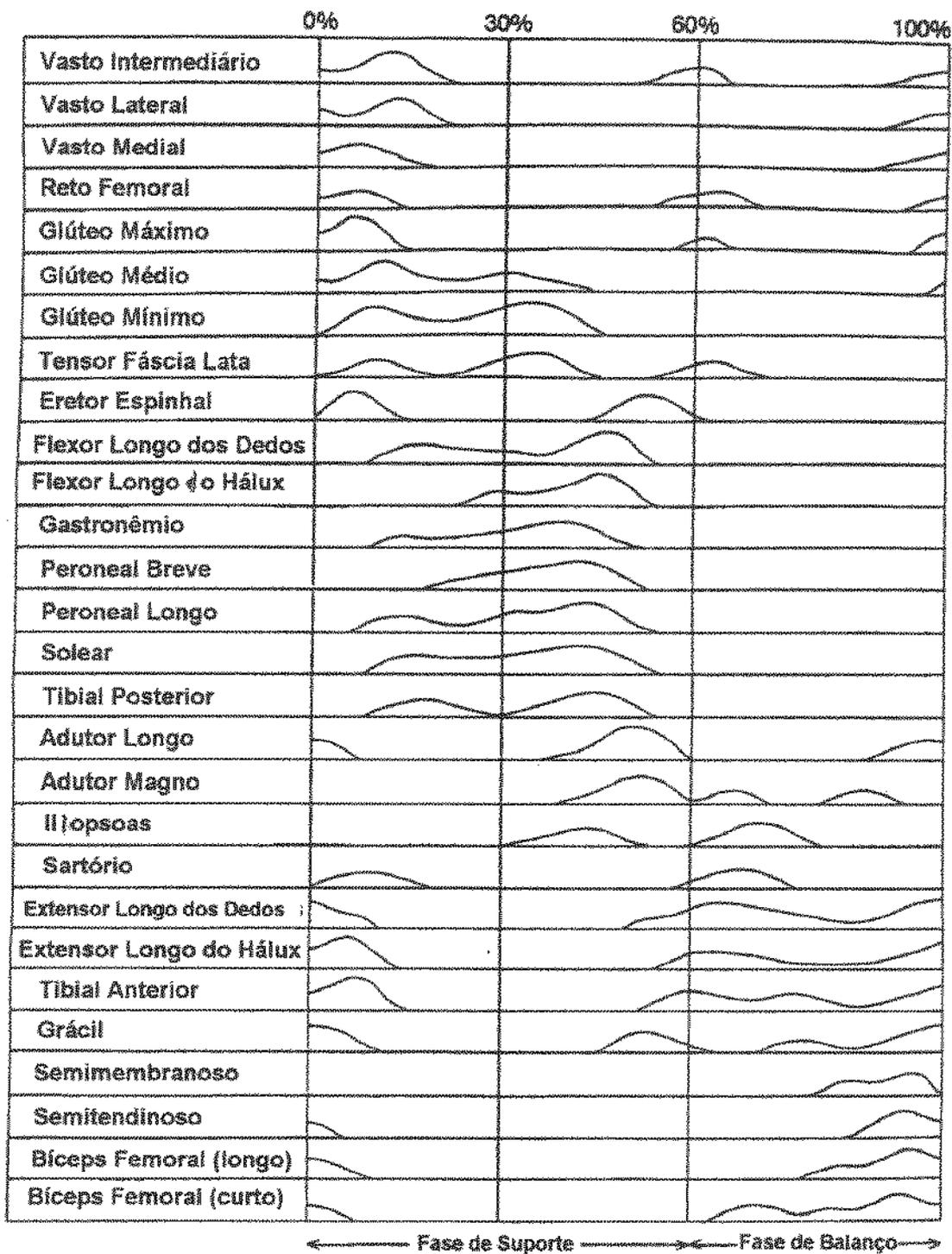


Figura 2.3 - Atividade dos principais músculos envolvidos na locomoção. Adaptado de Vaughan (1992).

2. Glúteo Máximo: Apresenta comportamento similar ao Glúteo Médio, possuindo o pico de atividade a 10% do ciclo, e caindo a zero do meio da fase de suporte em diante. Entretanto, este músculo apresenta um segundo pico de atividade, bem menor que o primeiro, durante a primeira metade da fase de balanço. A função básica deste músculo é como extensor de quadril, agindo durante a fase de aceitação de peso evitando a flexão. Controlando a rotação da coxa para a frente, controla-se também a flexão de joelho. O segundo pico parece servir para desacelerar a rotação da coxa, e até mesmo invertê-la, durante a fase de balanço.

3. Adutor Magno: Apresenta dois picos iguais de atividade, um ocorrendo aos 10% do ciclo e o outro ocorrendo aos 75% do ciclo. No primeiro pico, o músculo parece servir para a co-contracção dos abdutores e extensores de quadril, estabilizando-o. No segundo pico, o músculo age como flexor de quadril (no terceiro pico de potência do quadril), além de exercer rotação medial e adução da coxa a fim de se manter o membro em balanço na direção da linha central de progressão da marcha.

4. Ereter Espinhal (região lombar): Possui dois picos distintos, um a 10% do ciclo e o outro, um pouco menor, a 60%. Ambos possuem a mesma função, que é controlar a aceleração do tronco para a frente quando o membro está na fase de aceitação de peso. O primeiro pico é associado com o membro ipsilateral, e o segundo pico com o membro contralateral. No caso de o tronco se inclinar para a frente, o músculo responderá com uma atividade média maior durante todo o ciclo, a fim de estabilizar o tronco.

5. Semitendinoso: O pico de atividade ocorre na segunda metade da fase de balanço (95% do ciclo) e continua durante a aceitação de peso. Uma pequena atividade ocorre no início da fase de balanço. O pico maior desacelera o membro em balanço, através da ação de flexor de joelho, desacelerando a perna e o pé. Quando o calcanhar toca o solo,

o músculo serve como extensor de quadril, auxiliando o Glúteo Máximo no controle da rotação da coxa para a frente e também evitando a aceleração da parte superior do corpo, através da estabilização da pelve. Como o Ereter Espinhal, apresenta atividade média maior em caso de inclinação do tronco para a frente.

6. Bíceps Femoral: Se comporta de forma semelhante ao Semitendinoso. A única diferença está no momento de atividade máxima, que ocorre aos 4% do ciclo, ou seja, com 9% do ciclo de atraso em relação ao Semitendinoso. Isto sugere que, para este músculo, a função de extensão de quadril é mais importante que a de flexor de joelho durante um passo normal. Também apresenta um aumento de atividade média no caso de inclinação do tronco.

7. Sartório: Este músculo apresenta dois picos de mesmo nível. O primeiro ocorre aos 15% do ciclo, durante a fase de aceitação do peso, e a função do músculo nesta fase ainda não é conhecida. Ele pode estar agindo como flexor de quadril, estabilizando-o por co-contracção. O segundo pico ocorre no início da fase de balanço e nesta fase o músculo age como flexor auxiliar de quadril.

8. Reto Femoral: Apresenta dois picos de atividade. O pico maior inicia-se antes do contato do calcanhar com o solo, objetivando a extensão do membro antes do contato, e chega ao máximo durante a aceitação de peso (10% do ciclo), agindo como extensor de joelho e evitando seu colapso. Este mesmo pico se estende até o meio da fase de suporte, mantendo o joelho estendido. O segundo pico, menor que o primeiro, chega ao máximo logo após o início da fase de balanço, possuindo as funções de flexor de quadril, impulsionando o membro para a frente, e de extensor de joelho, desacelerando o balanço para trás da perna.

9. Vasto Lateral: Apresenta basicamente um pico de atividade aos 10% do ciclo (aceitação de peso), controlando o nível de flexão do joelho e auxiliando na extensão do joelho no meio da fase de suporte. Em alguns indivíduos, há um pico menor de atividade logo após o início da fase de balanço, auxiliando o Reto Femoral a reverter o balanço para trás da perna.

10. Vasto Medial: Possui comportamento idêntico ao Vasto Lateral, com o pico de atividade ocorrendo aos 15% do ciclo. As funções são as mesmas.

11. Tibial Anterior: Este músculo inicia seu maior pico de atividade no final da fase de balanço para manter a flexão dorsal do pé durante a aproximação com o solo. Logo após o contato do calcanhar com o solo, o músculo apresenta atividade máxima, controlando a velocidade da flexão plantar gerada pelas forças de reação ao solo. Logo após o contato total do pé com o solo, a atividade do músculo cai e, em alguns indivíduos, o músculo auxilia na rotação da perna por sobre o pé. Um segundo pico de atividade se inicia junto com a fase de balanço, resultando em flexão dorsal, a fim de se obter boa margem de segurança entre o pé e o solo durante o meio da fase de balanço.

12. Gastronêmio Medial: Apresenta uma fase de atividade, que se inicia imediatamente antes do contato do calcanhar, aumentando durante a fase de suporte, e atingindo o máximo durante a fase de impulso prévia à fase de balanço (50% do ciclo). Depois, a atividade decresce até seu mínimo, por volta de 60% do ciclo. Dos 5% (momento quando o pé completa o contato com o chão) até os 40%, a perna roda para a frente por sobre o pé, e o músculo executa uma contração excêntrica, a fim de controlar esta rotação. O ajuste fino desta rotação é fundamental para o controle da flexão de joelho (controle da posição do centro de gravidade do corpo). Durante a fase de impulsão, o músculo exerce contração concêntrica, junto com outros músculos flexores plantares, a fim de provocar

flexão plantar ativa e gerar o impulso a ser utilizado durante toda a fase de balanço. Durante esta fase, a atividade cai, restando alguma, a qual promove alguma flexão de joelho, contra a atividade do grupo do Quadriceps (Sartório, Reto Femoral, Vasto Medial e Vasto Lateral).

13. Gastronêmio Lateral: Apresenta um padrão de atividade praticamente idêntico ao Gastronêmio Medial, com funções idênticas.

14. Solear: A atividade deste músculo se inicia imediatamente antes do contato do calcanhar, mantendo um nível de atividade médio até 40% do ciclo. A partir deste instante, a atividade aumenta bruscamente para gerar o impulso para a fase de balanço. As funções exercidas por este músculo são as mesmas do Gastronêmio.

2.4 - O controle motor

2.4.1 - O que é controle motor

O termo "controle motor", de acordo com Brooks (1986), se refere ao estudo de posturas e movimentos, bem como das funções do sistema nervoso e do corpo que controlam estas posturas e movimentos. Neste contexto, "postura" significa a posição estática de qualquer parte do corpo, e não apenas a descrição de uma posição estática do corpo como um todo. "Movimentos" são as transições de uma postura para outra. Posturas são mantidas e movimentos são executados através de esforço muscular.

Posturas e movimentos podem ser considerados conscientes ou automáticos, para o que se utiliza os termos ações "voluntárias" ou "reflexas", respectivamente. Entretanto, esta divisão é bastante grosseira. Em verdade, sabe-se hoje que há toda uma gama de ações

entre as puramente reflexas e as puramente voluntárias. Um exemplo clássico de ação reflexa é a rápida flexão das articulações do membro superior, o que provoca a retirada da mão, quando esta mão recebe um estímulo doloroso. Todo o processamento deste movimento é executado pela medula, sendo que só vamos perceber conscientemente o estímulo após a retirada da mão. O uso de ferramentas com os membros superiores é um exemplo de ação voluntária. Temos consciência exata de cada ação a ser executada. Na marcha humana, todas as gamas de ações entre reflexas e voluntárias está presente.

A maior parte das habilidades motoras humanas são adquiridas através de aprendizado. Algumas poucas são inatas. O aprendizado motor envolve a coordenação das articulações, e, portanto, dos músculos que as movimentam. Quando um movimento em particular é aprendido, o ser humano utiliza um plano de ação para executar aquela tarefa quando necessário. A maior parte das tarefas que o ser humano executa envolvem a coordenação de muitas articulações, geralmente envolvendo o corpo todo.

Todo aprendizado envolve memória, e o aprendizado motor não é exceção. O aprendizado se baseia em tentativa e erro, e todas as seqüências bem sucedidas são armazenadas para serem reutilizadas. Há dois aspectos na memorização de um programa: Inicialmente, o programa é selecionado de acordo com o resultado desejado. Isto envolve a memória dos resultados obtidos em execuções anteriores do mesmo programa. A seguir, os movimentos são executados e modificados imediatamente, de forma que as sensações geradas pelos movimentos executados correspondam à memória das sensações geradas nas execuções prévias. Isto garante que o resultado não será afetado por perturbações externas. Toda tarefa motora repetida exaustivamente (caso da marcha) acaba por gerar um programa motor otimizado, em relação a consumo energético, segurança, repetibilidade e eficiência.

Todo programa motor consiste de uma seqüência de movimentos mais simples, sendo que vários movimentos podem ocorrer simultaneamente. Cada movimento deve ser executado com pouca margem para erros, sob pena de se destruir toda a seqüência. Em alguns casos, os movimentos seguintes podem ser alterados para se corrigir o desvio. Alguns destes movimentos podem envolver controle muscular complexo, já que muitos dos músculos do corpo são multiarticulares, ou seja, agem gerando momentos sobre mais de uma articulação. Além disso, cada movimento ou mesmo a manutenção de uma postura fixa geralmente envolve a contração conjunta de músculos antagonistas, a denominada co-contratação, ou ainda o uso do antagonista para desacelerar o movimento gerado pelo agonista.

O procedimento básico de aprendizado motor envolve a seguinte seqüência: O indivíduo, ao se deparar com uma tarefa desconhecida, tenta executá-la utilizando-se de uma composição de movimentos simples, baseado em experiências anteriores. Cada movimento pode ser modificado individualmente, de forma que o indivíduo tenta atingir o objetivo através de aproximações sucessivas. Quando uma combinação de movimentos é bem sucedida, ela é memorizada e, posteriormente, executada como uma unidade. No caso de um programa anteriormente bem sucedido falhar, o sistema nervoso decompõe este programa novamente em blocos mais simples e tenta reorganizá-los.

A aquisição de memória motora envolve ainda a existência de um conjunto de sensores nos músculos, tendões e articulações, responsável por alimentar o sistema nervoso com informações a respeito de forças geradas pelos músculos, ângulos produzidos nas articulações, posição do corpo como um todo no espaço, e outros. Estes sensores servem inicialmente para a memorização das seqüências de movimentos e, posteriormente, para os ajustes em tempo real em execuções futuras. Alguns movimentos, denominados "balísticos",

não apresentam esta realimentação sensorial. Isto ocorre porque estes movimentos devem ser executados rapidamente, e o sistema sensorial apresenta um atraso de fase relativamente grande. Estes movimentos, entretanto, carecem de precisão exatamente devido à falta de realimentação.

2.4.2 - O controle motor através do sistema nervoso

O controle de posturas e movimentos é executado através de uma estrutura hierárquica no sistema nervoso, a qual ocupa uma porção significativa deste. Didaticamente, pode-se dividir as áreas do sistema nervoso envolvidas com o controle motor em três níveis: superior, médio e inferior, de acordo com a hierarquia (figura 2.4). É importante ressaltar que esta divisão hierárquica é questionada hoje, mas é muito útil para fins didáticos.

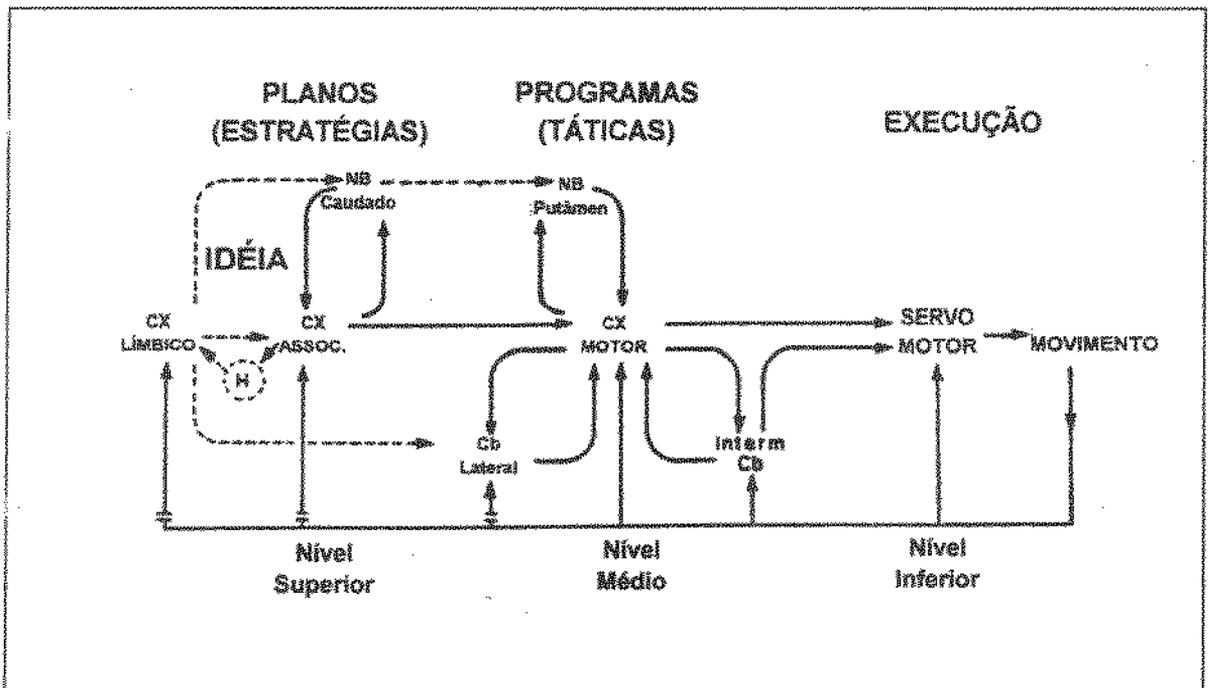


Figura 2.4 - Hierarquia do controle motor. Adaptado de Brooks (1986).

O nível superior envolve o córtex associativo, o qual analisa as informações obtidas pelos órgãos dos sentidos (especialmente a visão) e pela propriocepção, e determina as estratégias a serem seguidas. Para tanto, as informações são inicialmente selecionadas, de forma que apenas as relevantes sejam utilizadas. Aparentemente, a estrutura conhecida como tálamo, situada no interior do cérebro, apresenta papel fundamental nesta seleção.

O grupo de estruturas conhecida como "sistema límbico" também faz parte deste nível, na função de seleção de informações, bem como na transformação de necessidades básicas (fome, sede, proteção, reprodução) em metas, as quais são sublimadas pelo córtex associativo. As estratégias, até então, são definidas apenas como objetivos a serem atingidos, como "andar até a água", ou "pegar o alimento e trazê-lo à boca". Isto significa a definição do "que" fazer. Alguns dos núcleos basais (agrupamentos de neurônios especiais inseridos no meio da substância branca do cérebro), especificamente o circuito do *núcleo caudato*, auxiliam na coordenação deste nível, ajustando a eficiência de processamento no córtex.

O nível médio é responsável por converter a estratégia definida em planos de ação (táticas), dividindo a estratégia em uma seqüência de movimentos mais simples. Este nível é formado pelo córtex sensorio-motor, pelo cerebelo, pelos núcleos basais não envolvidos no nível superior, pelo bulbo e pela ponte. Estas estruturas geram programas com o objetivo de definir e coordenar equilíbrio corporal, direções, forças e velocidades de movimentos, além da rigidez das articulações. Em resumo, este nível promove a transição do "que" fazer para o "como" fazer.

O circuito do *putâmen* ativa os movimentos básicos, atualizando seus programas a fim de mantê-los adequados para o objetivo. Por exemplo, um estímulo elétrico aplicado ao "*nucleus accumbens*" parece ativar a locomoção. Outra função deste nível é a de ajustar os

movimentos, para que estes sejam executados corretamente a despeito da presença de perturbações externas. Isto é realizado pelos núcleos basais e cerebelo, através de laços de realimentação laterais às vias córtico-corticais. Assim, estas estruturas agem como comparadores da relação entrada-saída do processamento córtico-cortical, promovendo os ajustes necessários.

Cada movimento, embora envolva várias articulações, pode ser decomposto em movimentos mais simples, que envolvem apenas uma ou duas articulações. O nível inferior é responsável pela conversão dos comandos dos níveis superiores em atividade muscular, a qual este nível ainda servo-regula (executa um controle fino de posição) através de reflexos diversos. Este nível é formado pela medula, a qual recebe comandos dos níveis superiores definindo ângulos e velocidades angulares de articulações, bem como a rigidez a ser mantida nestas. A medula envia comandos para os músculos através dos nervos motores (motoneurônios alfa e gama), e recebe informações relativas à situação real dos músculos e articulações, através dos sensores proprioceptivos e nervos sensoriais, promovendo os ajustes necessários para que o movimento seja executado conforme planejado.

A interconexão entre os níveis é extremamente complexa, e realimentações ocorrem em todos os níveis. Por exemplo, informações provindas dos sensores proprioceptivos são processadas pelos níveis mais elevados, atuando nos ajustes de programa em tempo real, bem como no aprendizado motor. Cópias dos comandos de um nível para outro são enviadas de volta, modificando a realimentação sensorial e servindo para comparação entre a estratégia esperada e a realmente executada. Estas cópias são *denominadas descargas corolárias*.

2.5 - Conclusão

O bom entendimento das definições aqui apresentadas é de extrema importância para que se possa desenvolver boas seqüências de controle para EENM. Cada um dos itens tratados neste capítulo apresenta uma face do fenômeno do movimento humano como um todo.

A divisão da marcha (ou de outros movimentos) em fases permite que o pesquisador analise o movimento em partes, aplicando os métodos de análise mais adequados. Cada fase possui características próprias, sendo melhor expressa por um “modelo” distinto. Além disso, esta divisão define uma terminologia para os eventos que ocorrem durante o movimento, o que permite que o pesquisador possa comunicar seus resultados a outros, pois tem-se assim uma linguagem padronizada.

O entendimento da mecânica do sistema músculo-esquelético permite que se analise os eventos ocorridos à luz da física. Com esse conhecimento, o pesquisador pode decompor o movimento em outros mais simples, a fim de facilitar a análise. Pode-se ainda definir modelos matemáticos para o movimento em questão. Por fim, o uso deste conhecimento é fundamental para se entender certos comportamentos, existentes devido às limitações mecânicas do sistema (limites de flexão e extensão de articulações, bem como de acelerações nestas; influência da dinâmica intersegmental no movimento).

O entendimento das funções e comportamentos dos músculos permite que se determine as influências de cada músculo no movimento. O uso da eletromiografia (EMG) para se obter uma noção da atividade dos diversos músculos se constitui de ferramenta importante na análise do movimento.

O conhecimento do controle motor exercido pelo sistema nervoso auxilia na compreensão de determinados comportamentos, bem como permite que se construa sistemas de controle artificial baseados na estrutura do sistema “natural”, ou seja, o sistema nervoso do indivíduo.

Sendo assim, toda análise completa de um determinado movimento deve envolver todos os itens acima citados. Muitos trabalhos apresentam análises envolvendo apenas um ou dois destes itens, o que não deixa de ser válido. Para que se possa projetar sistemas de controle de EENM para restabelecer um determinado movimento, entretanto, é necessário que se reúna o máximo de informação possível, envolvendo todas as formas de análise acima citadas.

CAPÍTULO 3: O SISTEMA DE REPRESENTAÇÃO DE SEQUÊNCIAS POR ESTADOS E SUBESTADOS

3.1 - Introdução

No projeto de sistemas de controle para EENM, sejam eles em malha aberta ou malha fechada, há a necessidade de se representar de forma esquemática as seqüências de estimulação, bem como as transições entre diferentes condições e os parâmetros de controle de malha fechada. Para se garantir eficiência, as regras de esquematização devem permitir a representação das seqüências de forma rápida e clara, sem ambigüidades e da forma mais completa possível, sem sobrecarga visual.

Este capítulo apresenta o sistema de representação desenvolvido especificamente para este trabalho, o qual será utilizado para apresentar as seqüências de estimulação propostas.

3.2 - Revisão

O projeto de sistemas de controle via EENM é extremamente complexo, devido à dinâmica variável do problema. Cada fase de uma seqüência de movimentos possui condições de contorno e parâmetros distintos das demais fases, o que demanda mudanças nos parâmetros de estimulação e nas equações de controle a cada mudança de fase na seqüência de movimentos que se pretende realizar. Os esquemas tradicionais para

representação de sistemas de controle (Johnson, 1987) não são viáveis no contexto de sistema homem-máquina.

Para um sistema de controle baseado em regras, é necessário o uso de diferentes conjuntos de regras para cada fase do processo. Além disso, o sistema de controle deve ter condições de passar de um conjunto de regras para outro quando os parâmetros da “planta” (estrutura a ser controlada, no caso o sistema músculo-esquelético do indivíduo) mudam. Mais ainda, o sistema de controle deve ser capaz de reconhecer as alterações na planta e selecionar o conjunto de regras apropriado.

Andrews *et al* (1988) criaram um sistema de controle baseado em estados finitos, mas o diagrama de estados apresenta apenas o comportamento geral do sistema. O diagrama mostrado na referência não permite a apresentação de informações detalhadas sobre os parâmetros de controle. Petrofsky *et al* (1984) criaram outro sistema de controle em malha fechada simples, sem apresentar, entretanto, qualquer diagrama capaz de mostrar o algoritmo de controle completo.

3.3 - Máquinas de Moore

Máquinas de Moore são amplamente utilizadas como ferramenta no projeto de circuitos digitais seqüenciais (Taub, 1982). Os conceitos de estado e transição, aplicados a uma representação gráfica, tornam a análise dinâmica do sistema bastante intuitiva. O projetista pode visualizar o comportamento do sistema para um dado conjunto de entradas. Graças a esta ferramenta, fica fácil projetar um sistema digital seqüencial, bem como encontrar erros durante a fase de projeto.

Estas máquinas se baseiam nos conceitos de estado e transição. Os sistemas sequenciais possuem uma “memória” dos últimos valores assumidos por suas entradas, memória esta representada por um estado. O sistema atinge determinado estado quando uma ou mais seqüências determinadas são aplicadas a suas entradas. Para cada estado, uma saída com um ou mais bits é determinada. A figura 3.1 mostra uma máquina de Moore bastante simples.

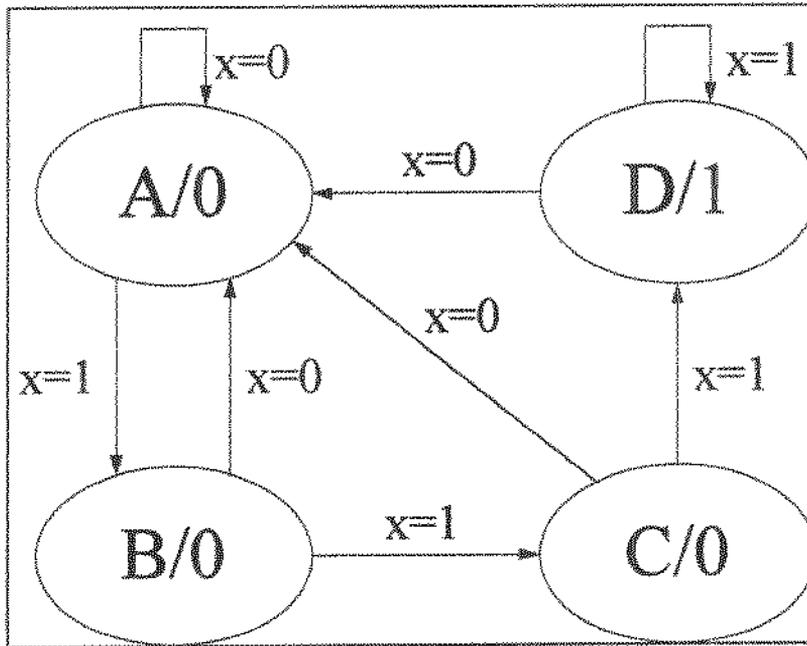


Figura 3.1 - Máquina de Moore simples.

O diagrama de estado da figura 3.1 representa uma máquina de Moore capaz de reconhecer uma seqüência de três ou mais bits de valor “1” na entrada “x”. Como se pode notar, cada estado corresponde a uma história específica da entrada. O estado “A” corresponde à presença de um bit “0” durante a última transição, qualquer que fosse o estado anterior. O estado “B” corresponde a um bit “1” presente após o último bit “0”. O estado “C” corresponde a dois bits “1” presentes após o último bit “0”, enquanto que o estado “D” corresponde a três ou mais bits “1” presentes após o último bit “0”. Neste último caso, a saída assume o valor “1”, sendo o valor desta igual a “0” nas demais situações.

Para cada estado, há uma saída equivalente. A relação entre estados e saídas nas máquinas de Moore é direta e unidirecional. Para cada estado, há apenas uma única saída possível, representada juntamente com o código do estado dentro do círculo. Entretanto, um determinado valor de saída pode ser empregado em mais de um estado. Na figura 3.1, por exemplo, o valor de saída “0” é utilizado pelos estados “A”, “B” e “C”. A entrada e a saída podem ter mais bits, mas o princípio é o mesmo.

3.4 - Representação por subestados

Tendo em mente a representação de máquinas de estado analisada no item anterior, pode-se inferir uma relação entre estas máquinas e o problema de sistemas de dinâmica variável. O sistema a ser controlado pode ser dividido em subsistemas, cada qual possuindo parâmetros e condições de contorno fixas. Cada subsistema representa a condição geral do sistema durante um determinado período de tempo, e transita para outro subsistema quando o comportamento do sistema atinge certas condições. Assim, podemos associar um estado para cada subsistema e determinar as transições entre estados, as quais equivalem às transições de um subsistema para outro.

Esta equivalência direta, entretanto, apresenta um problema, que se resume ao fato de que as saídas, por serem digitais, assumem valores discretos. Isto funciona bem para sistemas com controle do tipo “liga-desliga”, mas a equivalência não funciona quando paradigmas de controle como Proporcional, Proporcional-Derivativo e Proporcional-Integrativo, entre outros, são utilizados. A solução trivial para este problema está na quantização dos valores de saída e representação de tais valores por números binários. Neste caso, um estado seria associado para cada número e, em consequência, para cada valor possível de saída.

Esta solução apresenta outro sério problema. O número de estados cresce em proporção geométrica com o aumento do número de saídas, bem como com o aumento na quantidade de valores quantizados para cada saída. O número de transições cresce da mesma forma. Assim, o sistema se torna tão complexo que nenhuma representação gráfica se torna viável. Além disso, o custo de memória para se manter tantos estados e regras de transição torna o sistema impraticável.

O problema de múltiplos valores para cada saída pode ser resolvido aplicando-se um conceito não-usual ao diagrama de estados. Inicialmente, deve-se partir do princípio de que as condições gerais do sistema, isto é, seu estado, não se alteram se as saídas do sistema de controle mudam. Isto significa que as características básicas do “subsistema” em determinado momento continuam válidas, mesmo que as saídas do sistema de controle variem, a menos que determinadas condições ocorram. Neste caso, há uma mudança geral na planta, e novos parâmetros devem ser utilizados.

Como exemplo, pode-se imaginar um sistema que controla a flexão de joelho durante a marcha auxiliada por EENM. Quando a perna controlada está na fase de suporte, o sistema de controle tem a função de manter o joelho estendido. As amplitudes de estimulação dos músculos que controlam o joelho não afetam o estado geral do sistema: a perna permanece na fase de suporte e o joelho deve ser mantido em extensão. A função do sistema de controle, durante esta fase, permanece a mesma: manter o joelho estendido até que as informações provenientes dos sensores agregados ao sujeito disparem a mudança de estado.

Um estado distinto pode ser atribuído a cada comportamento previsto para o sistema de controle. As transições entre estados e as condições para tais transições são fixas; as únicas variações estão nos valores das saídas do sistema de controle. Subestados

podem ser associados a tais variações. Baseando-se na representação das máquinas de Moore, as saídas do sistema podem ser substituídas por campos retangulares, cada campo correspondendo a uma saída diferente, conforme representado na figura 3.2.

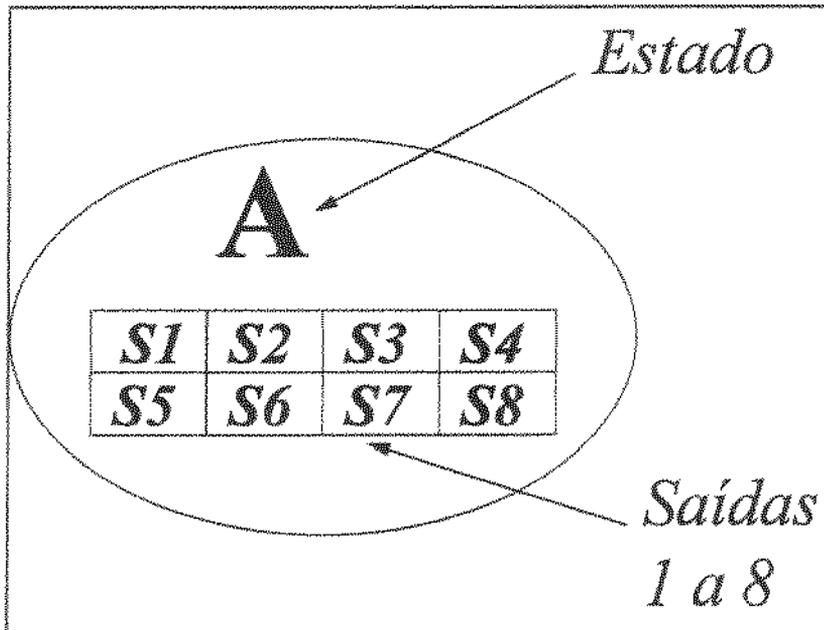


Figura 3.2 - Estados e saídas do diagrama.

Cada possível conjunto de valores de saída é denominado *subestado*. Cada estado pode possuir vários subestados, mas estes não precisam ser representados explicitamente. Assim, apenas as mudanças de valores de saída precisam ser representadas. Desta forma, saídas que não sofram alterações dentro de um determinado estado não precisam ser representadas naquele estado. Mudanças podem ser representadas utilizando-se um laço com uma seta apontando para a saída que está sendo modificada. Um campo contendo a descrição da alteração é inserido no laço. Estes conceitos podem ser vistos na figura 3.3.

A figura 3.3 mostra um estado hipotético dentro de um sistema de controle. O estado "A" avalia os valores das entradas "x" e "y". Enquanto o valor da entrada "x" for menor que 5, o sistema permanece no mesmo estado. Durante este período, o valor da saída 2 não se altera, e, assim sendo, esta saída não é representada neste estado. O valor mantido na saída 2 será o último valor assumido por ela antes da transição para o presente estado.

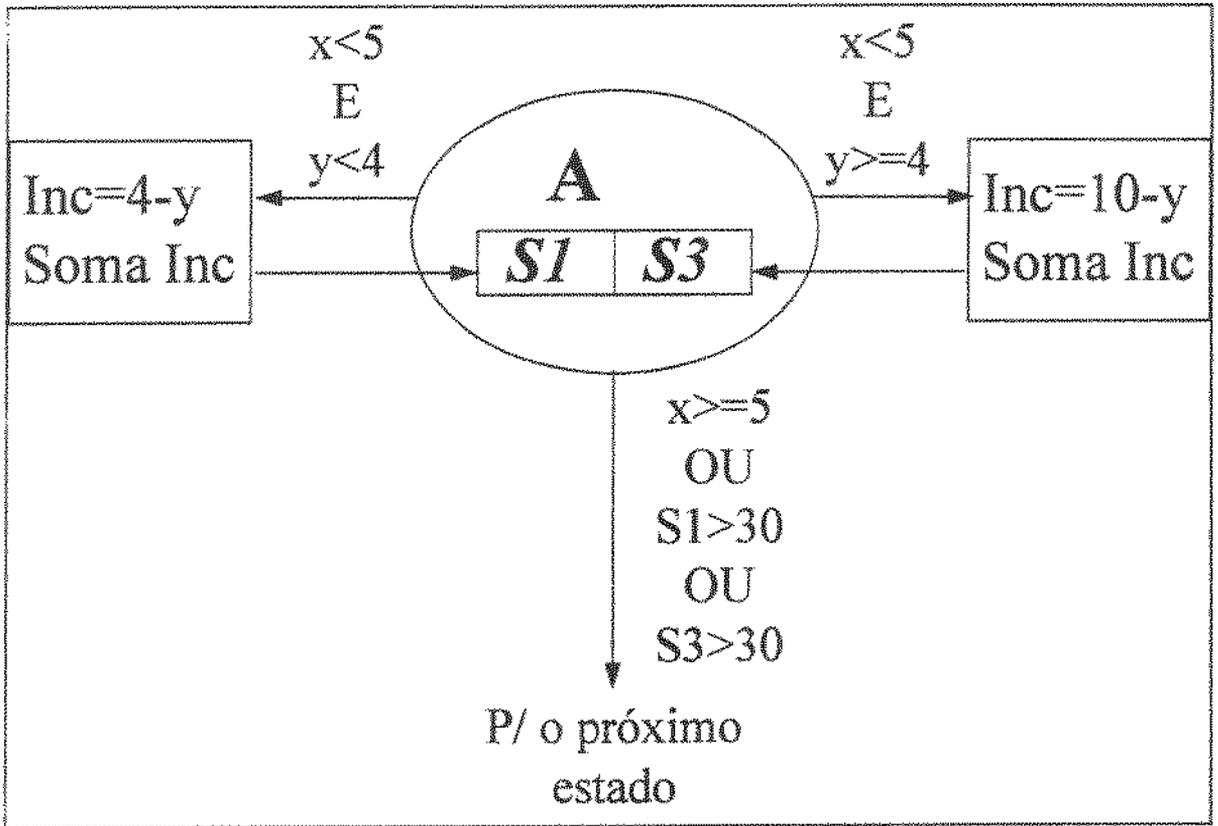


Figura 3.3 - Estado, laços internos e transições.

O valor da entrada “y” determina as mudanças nos valores de saída sem modificar o estado geral do sistema, em condições normais. Quando o valor desta entrada for menor que 4, o valor da saída 1 é aumentado de um valor igual a $4 - y$, e quando o valor desta entrada for maior ou igual a 4, o valor da saída 3 é aumentado de um valor igual a $10 - y$. Se o valor da saída 1 ou o da saída 3 superar 30, ou se o valor de “x” for maior que 5, o sistema muda de estado.

Este paradigma pode ser utilizado como ferramenta de extrema utilidade no projeto de sistemas de controle para restauração de movimentos através de EENM, tanto para membros superiores como para membros inferiores. De forma geral, os movimentos dos membros para a realização de uma tarefa podem ser divididos em fases. Como principal exemplo, tem-se a marcha humana, a qual tem sido exaustivamente estudada e possui fases bem definidas, conforme visto na seção 2.2 (Winter, 1992; Vaughan *et al*, 1992; Brooks,

1986). Cada fase possui condições mecânicas distintas e, assim, pode ter um estado atribuído a ela. Por exemplo, durante a fase de suporte, o joelho deve permanecer estendido, enquanto que durante a fase de balanço, o mesmo joelho deve permitir flexão. Um ou mais estados podem ser atribuídos a cada uma destas fases.

O mesmo paradigma pode ser aplicado na reabilitação de movimentos de membros superiores para tetraplégicos. Muitos movimentos podem ser recuperados através do uso de EENM, cada um dos quais possuindo seus próprios parâmetros mecânicos. O ato de alcançar um copo com água, segurá-lo e trazê-lo à boca envolve várias fases distintas, o que faz do paradigma de subestados apresentado uma ferramenta extremamente útil para o projeto do sistema de controle.

As realimentações fornecidas pelos blocos inseridos nos laços definem o presente paradigma como um sistema em malha fechada, embora as transições possam ser definidas exclusivamente por tempo ou por valores máximos ou mínimos de saída, sem o uso de sensores (malha aberta). Além disso, os blocos de realimentação podem receber equações de controle de qualquer nível de complexidade. Assim, pode-se projetar sistemas baseados em regras de qualquer tipo e grau de complexidade utilizando-se este diagrama.

3.5 - Translação do diagrama para o conjunto de regras

Após a definição do diagrama de estados e subestados, é necessário transferir o comportamento definido no diagrama para um conjunto de regras lógicas. Estas regras são declarações do tipo “SE-ENTÃO”, as quais são facilmente implementadas em qualquer linguagem computacional, ou até mesmo diretamente em código de máquina, no caso de sistemas sob medida usando microcontroladores ou microprocessadores.

A partir do diagrama, há duas maneiras de definir o conjunto de regras. No primeiro caso, há um conjunto de regras separado para cada estado. Assim, cada conjunto de regras é responsável pelo sistema apenas enquanto o mesmo permanecer naquele estado. Uma rotina principal é responsável por ativar o conjunto correto de acordo com o presente estado, o qual é armazenado em memória. Os conjuntos de regras controlam os níveis de saída do controlador e, dependendo das condições, requisitam à rotina principal uma mudança de estado. A figura 3.4 mostra uma representação deste modelo, na qual os exemplos de regras nela apresentados correspondem ao diagrama da figura 3.3.

A equivalência entre o diagrama e o conjunto de regras se torna evidente ao se comparar as figuras 3.3 e 3.4. Essencialmente, cada conexão entre estados e cada laço dentro de um estado pode ser representado por uma regra. A máquina de inferência (rotina principal) tem a função de aplicar as regras pertencentes ao presente estado. Assim, a construção dos conjuntos de regras e da máquina de inferência se torna muito simples com o uso do diagrama aqui proposto.

Em relação ao controle de movimentos, há fases as quais podem apresentar condições similares. Por exemplo, a extensão ativa de joelho está presente tanto durante a fase de suporte quanto no final da fase de balanço. Para um sistema de controle baseado em regras que utiliza o diagrama proposto, isto reflete em repetição de regras, ou seja, a mesma regra está presente em dois ou mais estados. A fim de se evitar esta redundância de regras, um segundo método para a transição diagrama-regras pode ser proposto. Neste método, existe apenas um conjunto de regras, as quais não se repetem. A cada regra, é acrescentada informação sobre a qual estado ela se aplica. A figura 3.5 mostra uma representação deste modelo.

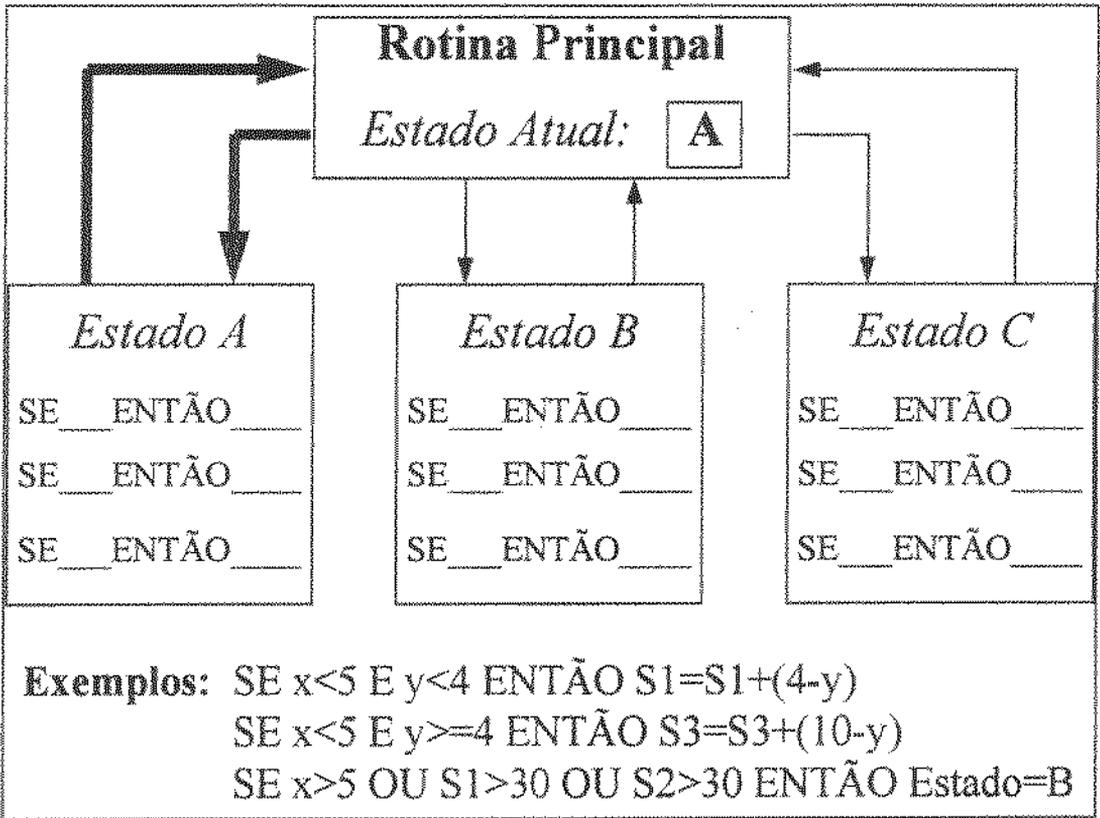


Figura 3.4 - Primeiro modelo do conjunto de regras.

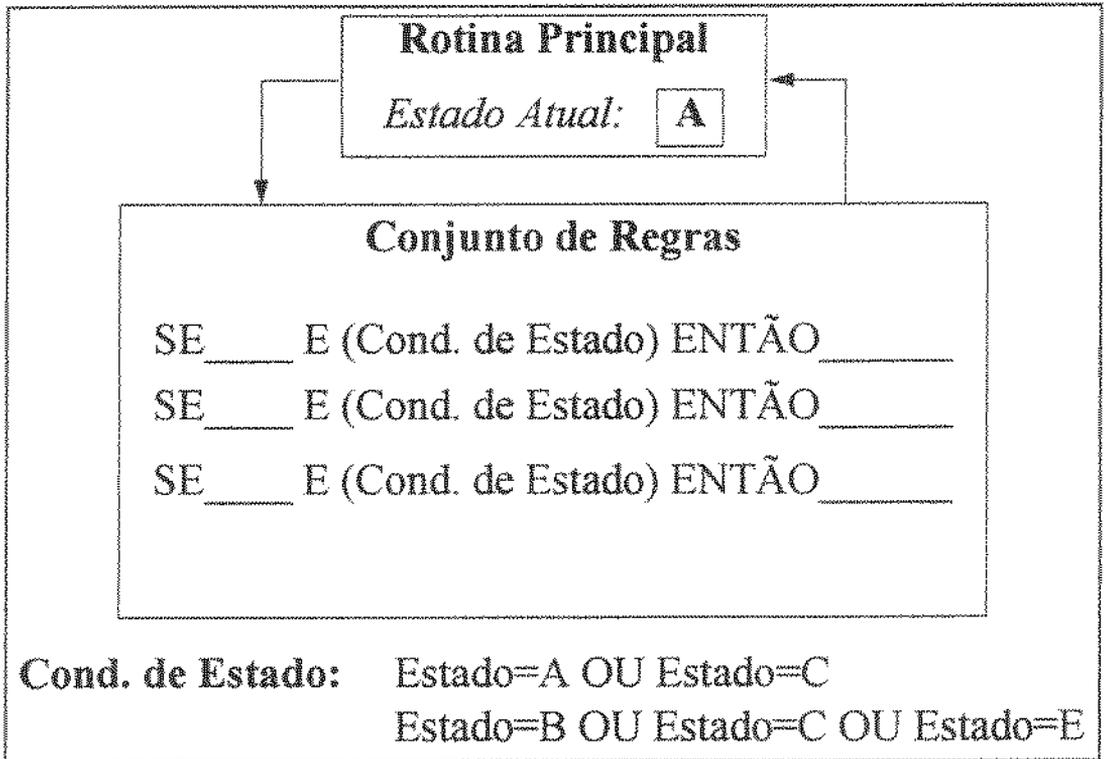


Figura 3.5 - Segundo modelo do conjunto de regras.

Neste caso, as regras possuem informação sobre os estados para os quais elas são válidas embutidas em seu próprio corpo. Na figura 3.5, esta informação é denominada “condições de estado”, e a regra só se torna válida quando as condições de estado são satisfeitas. Em outras palavras, a regra só é aplicada se o presente estado for um dos estados válidos para aquela regra. Com este modelo, a máquina de inferência executa uma varredura por todas as regras, só ativando aquelas que sejam válidas naquele instante. Exceto pelo acréscimo da expressão “E condições de estado”, as regras possuem a mesma sintaxe usada no primeiro modelo.

O primeiro modelo apresenta maior velocidade de execução para o mesmo “hardware”. Isto ocorre porque a máquina de inferência não necessita varrer todas as regras. Portanto, o número de comparações, as quais possuem um tempo de computação relativamente elevado, é reduzido. Entretanto, o segundo modelo possui a vantagem de economia de memória para o armazenamento de regras, já que não possui redundância de regras, característica do primeiro modelo.

A decisão pelo uso de um ou outro modelo vai depender da complexidade do sistema e da disponibilidade de memória e velocidade computacional. Se o controlador possui pouco espaço de memória disponível, o segundo modelo se torna vantajoso. Para sistemas com mais memória, o primeiro modelo permite o uso de mais regras, já que o sistema pode usar o tempo que de outra forma seria gasto na varredura de todas as regras para refinar o processamento. Desta forma, regras mais complexas podem ser introduzidas.

CAPÍTULO 4: EXPERIMENTAÇÃO EM SUJEITOS

NORMAIS

4.1 - Introdução

Como já foi comentado no capítulo 1, para que se possa estimar uma seqüência adequada de estímulos neuromusculares artificiais, é necessário que se conheça o comportamento motor em indivíduos normais, para a tarefa desejada (no caso, a superação de pequenos obstáculos). Trabalhos já realizados (Patla *et al*, 1991a,b; 1993) fornecem algumas pistas, mas não se encontra muitos dados em relação à atividade muscular, sendo que a maior parte dos trabalhos se concentra nos fatores cinemáticos. Menos informação ainda se encontra em relação à segunda perna a passar o obstáculo. A fim de se suprir esta lacuna, um trabalho de coleta de dados em sujeitos normais foi realizado.

O estudo do comportamento do sistema nervoso frente a uma determinada tarefa motora consiste na aplicação de perturbações (em algum dos órgãos dos sentidos) a um sujeito normal durante a marcha ou a execução de outra tarefa. As reações são então analisadas e comparadas com o comportamento do sujeito ao executar a tarefa sem perturbações. Exemplos destes estudos podem ser encontrados em Belanger e Patla (1984, 1987); Dietz *et al* (1990); Duysens *et al* (1990); Eng *et al* (1994); Patla *et al* (1989); Smith e Zernicke (1987); e Yang e Stein (1990).

Este trabalho foi executado no Laboratório de Controle Neural (Dr. A. E. Patla), em projeto colaborativo (pesquisador visitante).

4.2 - Sujeitos

Para o estudo, foram utilizados seis voluntários do sexo masculino (faixa etária: 18-33 anos; faixa de altura: 175-182 cm; faixa de peso: 58-94 kgf). Nenhum voluntário apresentava história de quaisquer anormalidades neurológicas ou músculo-esqueléticas. Todos estavam cientes do procedimento e deram permissão por escrito.

4.3 - Sistema de obstáculos móveis

O sistema de obstáculos (figura 4.1) consiste de um trilho vertical, ao qual estão presos quatro atuadores hidráulicos, cuja altura pode ser ajustada manualmente e individualmente. Neste estudo, três obstáculos foram utilizados, sendo suas alturas ajustadas em 13,5 (baixo), 30,5 (médio) e 52,5 cm (alto). Uma prancha vertical bloqueia a visão do trilho e dos atuadores para o sujeito.

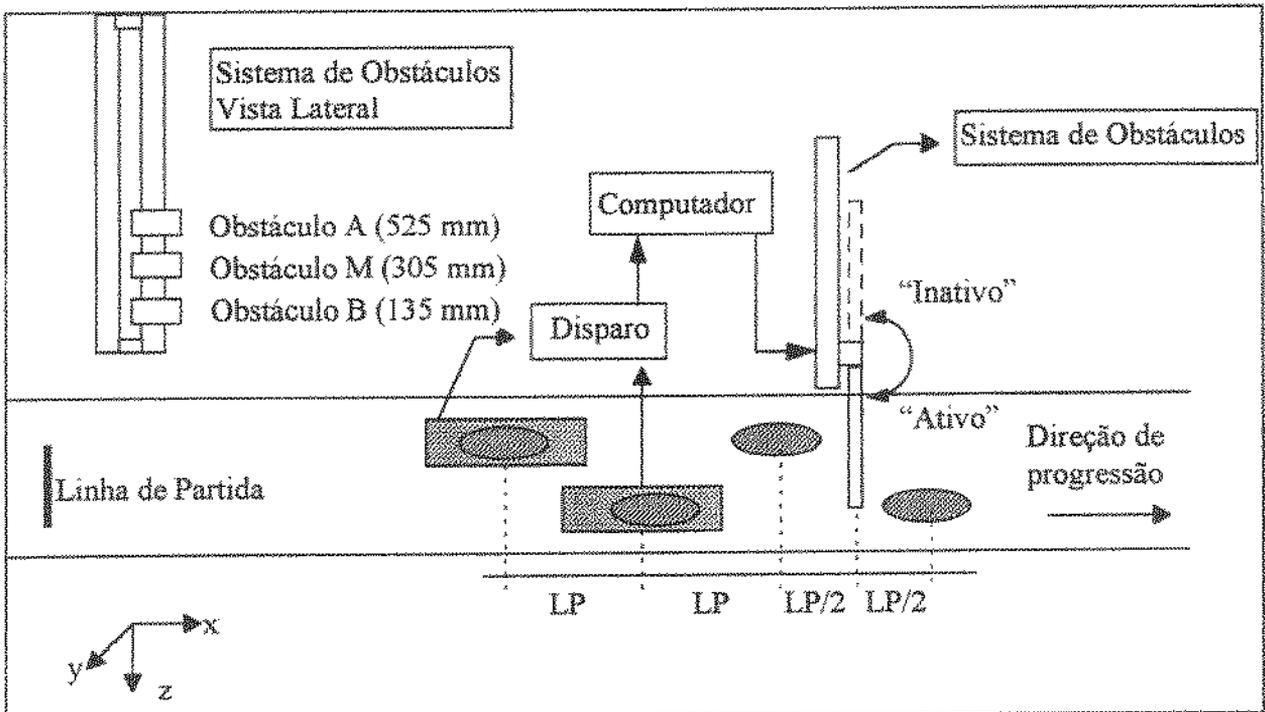


Figura 4.1 - O sistema de obstáculos

Os atuadores promovem um movimento semicircular na horizontal, entre dois pontos limites, aqui denominados posições “ativo” e “inativo”. Na posição “inativo”, o sujeito não pode ver o braço do atuador, por causa da prancha, e o obstáculo fica fora do percurso seguido por ele. Na posição “ativo”, o braço do atuador é inserido no percurso do sujeito, perpendicularmente à direção de progressão.

Os atuadores hidráulicos são controlados por válvulas de ar comprimido acionadas eletricamente por computador, através de uma interface de potência. O mesmo computador, através da interface, recebe informação proveniente de duas chaves de pressão, na forma de pequenos tapetes, os quais são posicionados no percurso do sujeito, para que sejam acionadas pelo contato dos pés com o chão. Os braços dos atuadores são cobertos por espuma, para maior segurança, e o ar comprimido provém de um tanque com regulador de pressão.

O computador usa as informações das chaves de pressão para controlar as temporizações de acionamento dos atuadores. No acionamento dos atuadores, há um atraso mecânico entre o envio do sinal de controle pelo computador e o aparecimento do obstáculo dentro do campo de visão do sujeito. Este atraso foi definido como o tempo entre o acionamento elétrico e o momento no qual o obstáculo está a um ângulo de 45 graus em relação ao eixo de progressão. Os atrasos foram medidos para cada atuador individualmente (valores ao redor de 500 milissegundos), e são considerados no programa de controle.

4.4 - Protocolo

Para a aquisição dos dados cinemáticos, foi utilizado o sistema OPTOTRAK®. A aquisição envolveu 7 marcadores: dedos, calcanhar, tornozelo, joelho, quadril e ombro no

lado direito, além dos dedos no lado esquerdo. Cada marcador consiste de um emissor de infravermelho posicionado sobre a pele, no ponto a ser detectado, e conectado a uma unidade multiplexadora. Cada marcador é disparado individualmente e em seqüência, e um conjunto de 3 câmeras para infravermelho coleta a posição do marcador em três dimensões. O sistema executa a aquisição das coordenadas instantaneamente. Os eixos das coordenadas seguiram a seguinte convenção:

- Eixo x: Horizontal, paralelo à linha de progressão da marcha. Corresponde, assim, ao eixo ântero-posterior do sujeito. Aponta no sentido de progressão da marcha.

- Eixo y: Vertical, apontando para cima.

- Eixo z: É horizontal e perpendicular ao eixo de progressão da marcha, correspondendo ao eixo medial-lateral do sujeito. Aponta para a direita do sujeito, em direção ao conjunto de câmeras.

A localização dos obstáculos, quando ativos, foi definida como a origem geométrica de todo o sistema, ou seja, coordenadas (0,0,0). A informação foi coletada a 60 quadros por segundo, e cada tentativa durou um total de 5 segundos. As câmeras foram posicionadas de tal maneira que todos os marcadores estivessem visíveis desde o contato do calcanhar direito com o solo imediatamente anterior ao obstáculo até o contato do calcanhar esquerdo com o solo após o obstáculo. O erro RMS estimado (durante a fase de calibração) é menor que 1mm com este sistema.

A aquisição da atividade mioelétrica (eletromiografia, ou EMG) foi feita em 8 músculos, utilizando-se eletrodos de superfície e um sistema portátil, conectado ao

computador de aquisição por um cabo de fibra óptica. Os músculos monitorados são os seguintes (as siglas entre parênteses serão utilizadas por todo o presente texto):

Bilateralmente: Solear (SO), Bíceps Femoral (BF), e Reto Femoral (RF).

Somente no lado direito: Tibial Anterior (TA).

Somente no lado esquerdo: Glúteo Médio (GM).

O uso dos músculos Bíceps Femoral e Reto Femoral é facilmente justificado através do que foi discutido na seção 2.3. Estes são os principais músculos dos grupos Quadríceps e Ísquio-Tibiais, respectivamente. Os demais músculos destes grupos apresentam comportamento idêntico, conforme já visto.

O Solear é muito importante para a marcha, e é fácil imaginar que ele deva ter um papel importante na superação de obstáculos, pois é fundamental para a estabilização do tornozelo, especialmente durante as mudanças na posição do vetor de reação ao solo que ocorrem quando da superação (na perna de suporte). Na perna de balanço, pode se esperar co-contracção dos músculos do tornozelo para protegê-lo em caso de choque, justificando assim a monitoração do Solear na perna de balanço. Os Gastronêmios apresentam comportamento idêntico, não sendo necessário a sua monitoração.

O músculo Tibial Anterior foi monitorado apenas no lado da perna de balanço (na primeira fase), pois, conforme já visto, não possui atividade importante durante a fase de suporte. Durante a fase de balanço do segundo membro, a margem de segurança entre a ponta do pé e o obstáculo é fornecida por, entre outros movimentos, flexão plantar. Assim, nesta situação, o Tibial Anterior também não apresenta função importante.

O Glúteo Médio foi monitorado na perna inicialmente em suporte, apenas para se verificar a abdução de quadril nesta perna durante as fases iniciais da superação do obstáculo. Os demais músculos não foram monitorados por terem comportamentos idênticos aos aqui apresentados, ou por servirem apenas para funções auxiliares à marcha, conforme visto na seção 2.3, ou ainda pela extrema dificuldade para sua monitoração. Um exemplo típico deste último caso é o Iliopsoas (flexor de quadril), o qual exige eletrodos de agulha para sua monitoração.

O sinal, após coletado e amplificado, sofreu uma série de processamentos por circuitos analógicos, a saber: filtragem passa-banda (10-1000 Hz), retificação em onda completa, e filtragem passa-baixa (100 Hz). Posteriormente, o sinal passou por amostragem e conversão A/D (Analógico-Digital) de 12 bits, a uma taxa de 240 Hz. Este valor foi propositadamente escolhido por ser múltiplo dos 60 Hz utilizados na aquisição dos dados cinemáticos. Desta forma, podemos estabelecer uma relação de 4 amostras de EMG para cada amostra cinemática.

Os sujeitos andaram ao longo de um percurso em linha reta de aproximadamente 8 metros de comprimento, usando calçados confortáveis. As duas chaves de pressão e o sistema de obstáculos foram posicionados para cada sujeito individualmente, conforme mostra a figura 4.1. O sujeito sempre passa o obstáculo usando a perna direita primeiro. Um programa foi escrito para o computador de controle. Antes de se iniciar a coleta propriamente dita, o programa mede o tempo do passo (tempo entre a ativação das chaves correspondentes aos pés direito e esquerdo). O programa então lê um arquivo texto contendo os parâmetros para cada tentativa e executa a seqüência.

No início da tentativa, nenhum obstáculo está presente (figura 4.2). A chave do pé esquerdo, dependendo da tentativa, ativa o primeiro obstáculo (figuras 4.3 e 4.4). O sujeito vê o obstáculo mais ou menos no momento do contato do calcanhar direito (o tempo entre os contatos dos calcanhares direito e esquerdo em um sujeito normal é aproximadamente 500 ms, o mesmo tempo do atraso mecânico). No contato do calcanhar direito, dependendo da tentativa, o programa executa uma rotina de atraso, com duração dependente do tempo entre contatos dos calcanhares do sujeito e do atraso mecânico do atuador, e então aciona o segundo obstáculo (figuras 4.5 e 4.6), mantendo o primeiro ativo.

Para que se possa analisar as estratégias de controle motor em sua plenitude, é necessário a obtenção de dados em casos extremos. No presente experimento, tais casos correspondem à súbita e (parcialmente) inesperada aparição do obstáculo ou sua mudança de altura. Estas condições são então comparadas com outras nas quais o obstáculo é previamente visível (conforme explicado mais adiante). Com isto, é possível verificar quais as estratégias de controle utilizadas em casos normais e extremos, bem como se os tempos de reação dos sistemas nervoso e músculo-esquelético são adequados para mudanças de estratégias em tempo hábil (para os casos extremos).

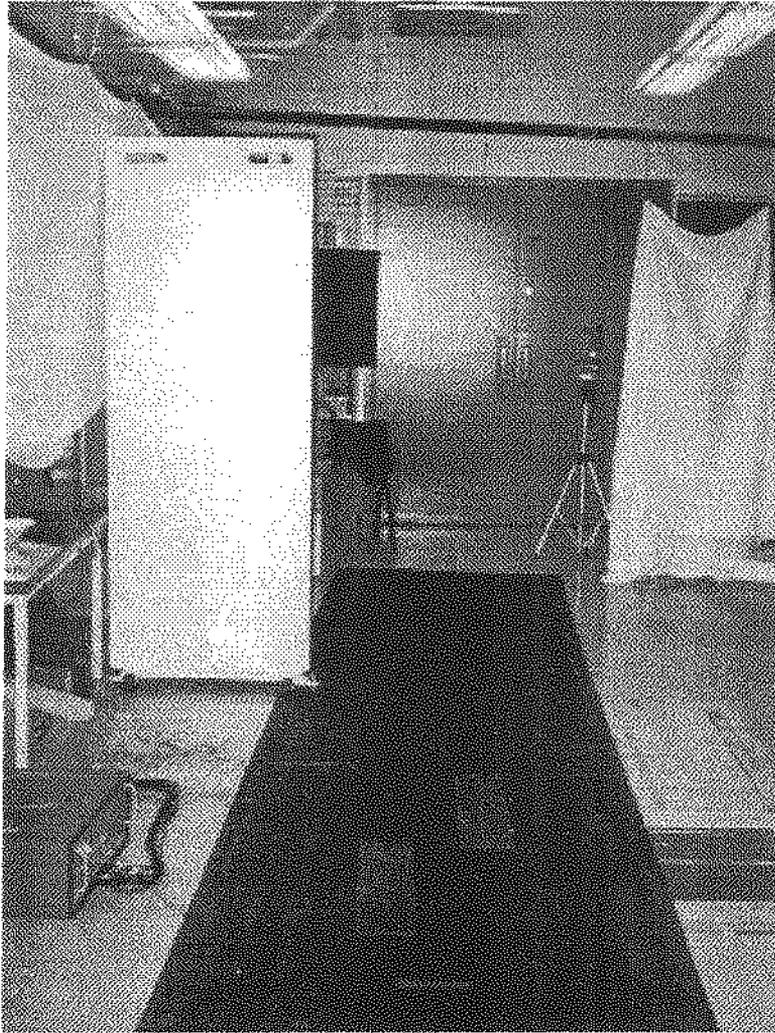


Figura 4.2 - Obstáculos (Condição Inicial).

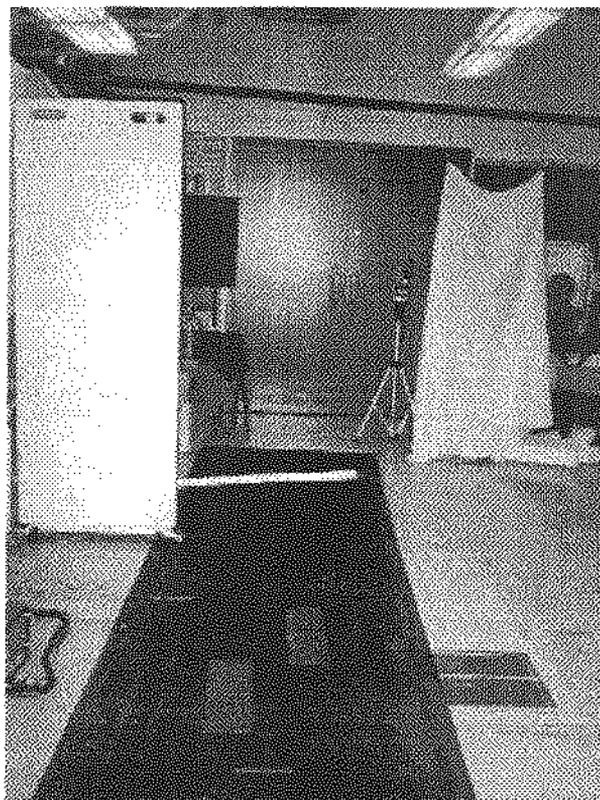


Figura 4.3 - Obstáculos (Primeiro ativado).

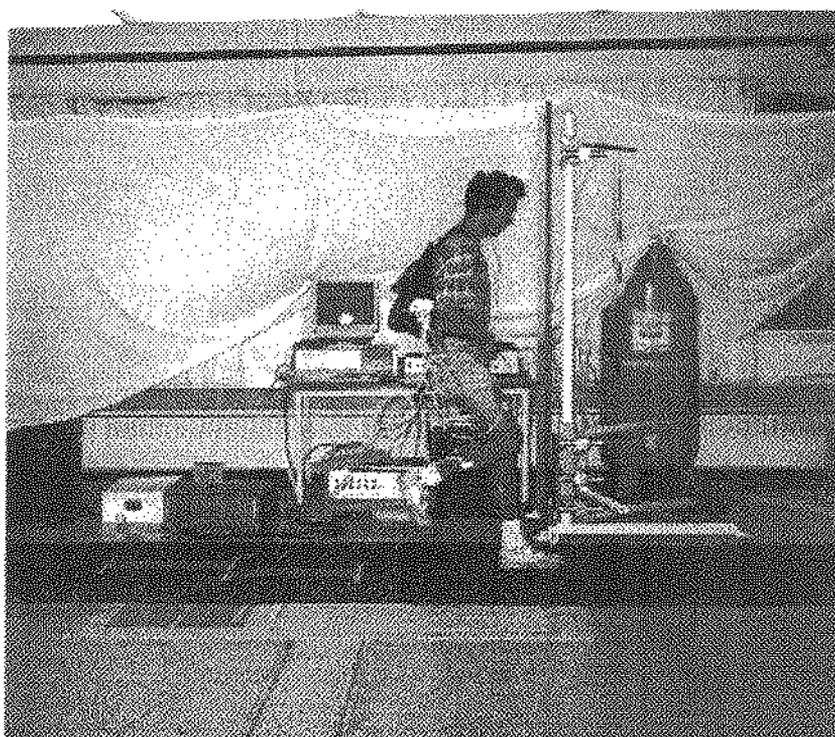


Figura 4.4 - Sujeito passando primeiro obstáculo.

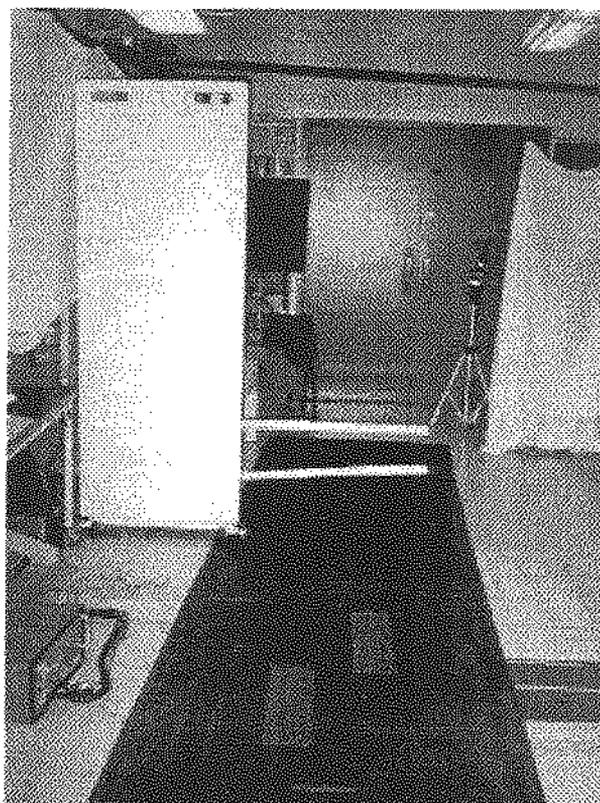


Figura 4.5 - Obstáculos (Segundo ativado).

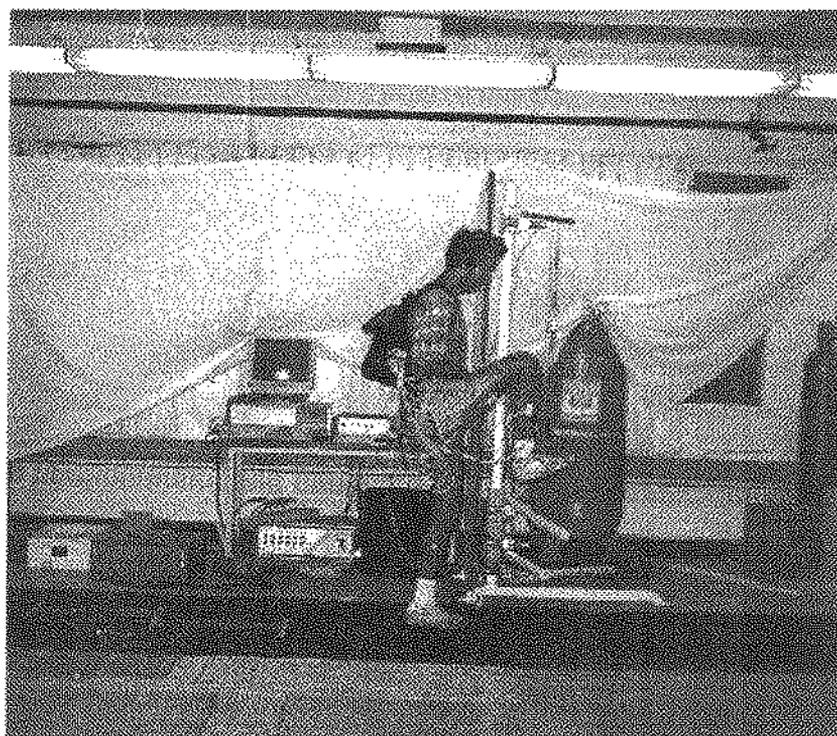


Figura 4.6 - Sujeito passando segundo obstáculo.

O atraso gerado pelo computador é calculado para que o segundo obstáculo se torne visível para o sujeito no instante de perda de contato do pé direito. Dependendo da tentativa, o programa pode adicionar um atraso extra, definido pelo usuário, fazendo com que o segundo obstáculo só se torne visível após transcorrido um determinado intervalo de tempo após a perda de contato. A figura 4.7 mostra a seqüência de eventos de uma tentativa típica, envolvendo dois obstáculos.

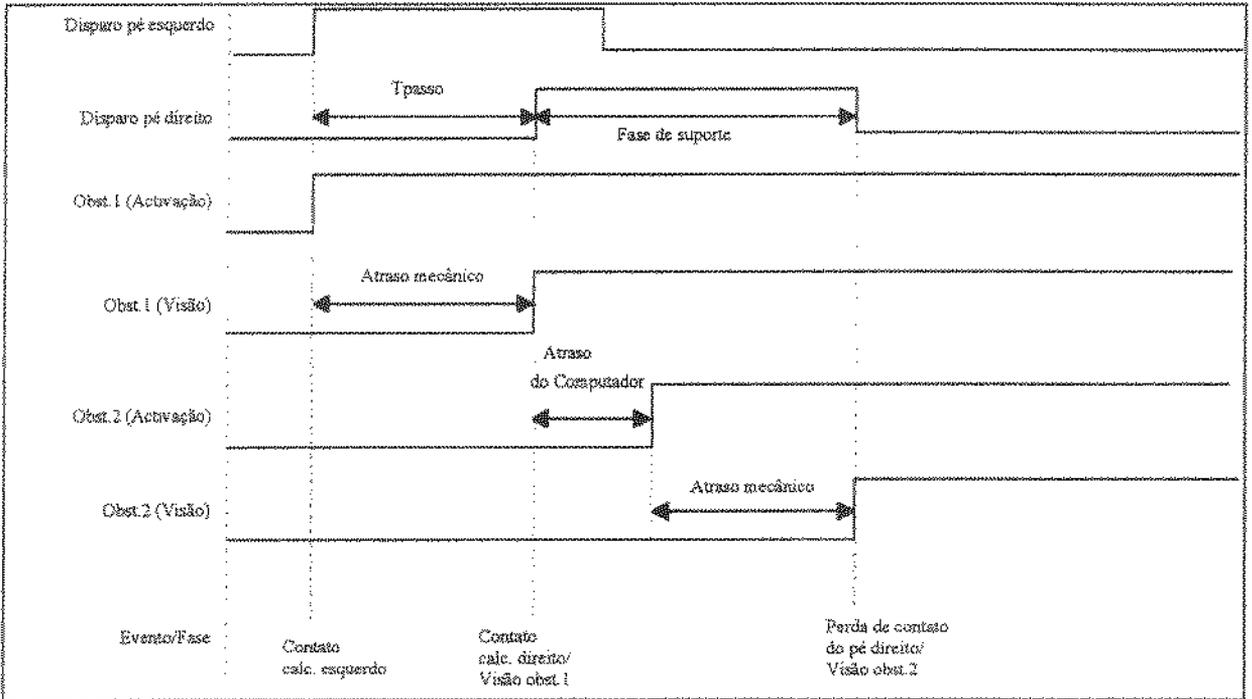


Figura 4.7 - Seqüência de eventos.

Seqüências de dois obstáculos foram incluídas com o objetivo de se avaliar a capacidade do sistema nervoso de se adaptar a mudanças súbitas nos parâmetros da tarefa motora em execução (no caso, a altura do obstáculo). Oito combinações de obstáculos foram utilizadas no estudo. As três primeiras combinações (denominadas “Baixo”, “Médio” e “Alto”) envolvem apenas um dos três obstáculos, visível para o sujeito mais ou menos no instante do contato do calcanhar direito. As quatro condições seguintes envolvem a ativação de dois obstáculos. Em duas condições, após a ativação do primeiro obstáculo, o segundo é acionado de forma que se torne visível na perda de contato do pé direito

(denominadas “Baixo+Médio” e “Médio+Alto”, sendo o primeiro obstáculo citado em primeiro lugar); nas outras duas condições, o segundo obstáculo se torna visível a partir de um tempo fixo após a perda de contato do pé direito (denominadas “Baixo+Médio c/Retardo” e “Médio+Alto c/Retardo”, sendo o primeiro obstáculo a ser acionado citado em primeiro lugar). Para cada uma das sete condições, dez tentativas foram coletadas. Além destas, mais trinta tentativas de Controle (sem obstáculo presente durante toda a tentativa) foram coletadas. A seqüência de tentativas para cada sujeito foi totalmente aleatória e os sujeitos usaram “walkmans” e fones de ouvido para anular quaisquer influências auditivas causadas pelo ruído de acionamento dos obstáculos.

Após a coleta das 100 tentativas acima descritas, outras 40 tentativas foram coletadas. Estas correspondem a 10 tentativas para cada uma de 4 condições diferentes (para cada um dos três obstáculos, além de tentativas sem obstáculos). Nestas tentativas, apenas um obstáculo era utilizado e este era fixado no percurso antes de se iniciar a tentativa. Cada sujeito foi informado anteriormente a esta coleta que o obstáculo permaneceria fixo durante a tentativa. As condições são denominadas “Controle Fixo”, “Baixo Fixo”, “Médio Fixo” e “Alto Fixo”. A tabela 4.1 apresenta as abreviações para cada condição.

Condição	Sigla
Controle	C
Baixo	B
Médio	M
Alto	A
Controle Fixo	CF
Baixo Fixo	BF
Médio Fixo	MF
Alto Fixo	AF
Baixo+Médio	B+M
Baixo+Médio c/ Retardo	B+M (R)
Médio+Alto	M+A
Médio+Alto c/ Retardo	M+A (R)

Tabela 4.1 - Siglas para as condições dos obstáculos. Estas siglas serão utilizadas em todo o restante do texto.

4.5 - Processamento e análise de dados

Inicialmente, todas as tentativas foram inspecionadas visualmente para verificar se nenhuma apresentava problemas. Todas as tentativas estavam boas, o que eliminou a necessidade de se descartar algumas. Para facilitar a análise, esta foi dividida em duas etapas. Na etapa "A", o pé direito passa o obstáculo, enquanto que na etapa "B", o pé esquerdo passa o obstáculo. Assim, a etapa "A" inicia no contato do calcanhar direito prévio à superação do obstáculo e encerra no contato do pé direito após o obstáculo. A etapa "B" inicia no final da etapa "A" e encerra no contato do pé esquerdo após o obstáculo.

4.5.1 - Etapa "A"

4.5.1.1 - Processamento de dados cinemáticos

Por inspeção visual, para cada tentativa foram encontrados os quadros correspondentes ao contato do calcanhar direito com o solo, perda de contato do pé direito (ambos antes do obstáculo) e contato do pé direito (após o obstáculo). A seguir, um programa especialmente desenvolvido para esta finalidade lia cada tentativa e os números de quadros correspondentes, calculando uma série de parâmetros: "Margem de segurança" (distância entre os dedos do pé direito e o obstáculo quando aquele está sobre este), elevação de quadril, percentagem de elevação de quadril (relação entre o desvio da altura do quadril em relação à média das tentativas de controle e a margem de segurança) e "margem de calcanhar" (distância no eixo x entre o valor máximo do calcanhar durante a fase de balanço e o valor do calcanhar no contato do pé, ambos após o obstáculo).

4.5.1.2 - Processamento de dados eletromiográficos

Cada tentativa foi dividida em três fases. A primeira fase é definida entre o contato do calcanhar direito e a perda de contato do pé direito, antes do obstáculo. A segunda fase compreende o tempo entre a perda de contato do pé direito e o instante onde os dedos do pé direito estão sobre o obstáculo. A terceira fase é definida entre o final da segunda fase e o contato do pé direito, após o obstáculo. Para as tentativas de controle, como não há obstáculo, ao invés de se utilizar como referência o instante onde os dedos do pé direito estão sobre o obstáculo, utiliza-se o instante onde os dedos do pé direito encontram-se mais próximos do chão (margem de segurança mínima).

Um programa especialmente desenvolvido para esta finalidade calculou, para cada tentativa, a duração de cada fase, além do valor médio de EMG de cada músculo em cada

fase. Este valor médio é igual à média dos valores numéricos obtidos na conversão A/D de cada canal correspondentes a cada uma das fases (unidades arbitrárias). O programa, além dos arquivos de dados em si, utilizava os números de quadros já descritos no item anterior, além do número dos quadros correspondentes aos dedos do pé direito sobre o obstáculo, obtidos de um arquivo de resultado do programa de análise cinemática. O programa ainda levava em conta a relação de 4:1 no número de amostras, citado anteriormente.

4.5.1.3 - Análise estatística

Dois grupos de análises foram realizados, utilizando-se os arquivos de resultados dos programas de análise e o programa estatístico SAS. Para maiores informações a respeito dos métodos estatísticos utilizados, ver Dunn e Clark (1974).

No grupo 1, utilizou-se um modelo de análise de variância (ANOVA), com 3 variáveis independentes. As condições envolvidas foram: C, B, M, A, CF, BF, MF, AF. As 3 variáveis independentes foram a altura do obstáculo (C, B, M, A), o instante de ativação (F - visível desde o início; D - com disparo no contato do pé direito) e o número da tentativa dentro das demais com a mesma condição (1-10).

No grupo 2, utilizou-se um modelo ANOVA, com 2 variáveis independentes. As condições envolvidas foram: B, M, A, B+M, A+M(R), M+A, M+A(R). As duas variáveis independentes foram a condição dos obstáculos e o número da tentativa dentro das demais com a mesma condição.

Em todos os casos, o nível de significância foi ajustado para 0,05 (5%). A análise "post hoc" foi realizada utilizando-se testes de Tukey.

4.5.2 - Etapa "B"

Nesta etapa, foram utilizadas apenas as condições "CF", "BF", "MF" e "AF". Isto justifica-se pelo fato de que, conforme se poderá ver nos próximos capítulos, já no final da etapa "A" não se detectam diferenças visíveis entre condições com mesma altura final de obstáculo, não importando mais os instantes de disparo dos obstáculos.

Nesta etapa, a análise foi focalizada na atividade eletromiográfica. A análise cinemática na etapa "A" trouxe apenas informações a respeito das variações nos instantes de disparo dos obstáculos, e ainda assim tais informações se aplicam mais ao estudo original, fugindo um pouco do escopo do presente trabalho. Tal análise na etapa "B", portanto, consumiria bastante tempo e não traria resultados significativos.

4.5.2.1 - Processamento de dados eletromiográficos

Por inspeção visual, para cada tentativa foram encontrados os quadros correspondentes ao contato do pé direito após o obstáculo (mesmo da etapa "A"), perda de contato do pé esquerdo antes do obstáculo e contato do pé esquerdo após o obstáculo. Da mesma forma que na etapa "A", cada tentativa foi dividida em três fases. A primeira fase é definida entre o contato do pé direito após o obstáculo e a perda de contato do pé esquerdo antes do obstáculo (fase de duplo suporte, com o obstáculo entre as pernas). A segunda fase compreende o tempo entre a perda de contato do pé esquerdo e o instante onde os dedos do pé esquerdo estão sobre o obstáculo. A terceira fase é definida entre o final da segunda fase e o contato do pé esquerdo, após o obstáculo. Para a condição "CF", vale o que foi mencionado para as tentativas de controle (condição "C") na etapa "A".

O mesmo programa utilizado na etapa "A" calculou, para cada tentativa, a duração de cada fase, além do valor médio de EMG de cada músculo em cada fase.

4.5.2.2 - Análise estatística

Apenas uma análise foi realizada, utilizando-se os arquivos de resultados do programa de análise eletromiográfica e o programa estatístico SAS. Utilizou-se um modelo ANOVA, com 2 variáveis independentes, a saber: a altura do obstáculo (C, B, M, A) e o número da tentativa dentro das demais com a mesma condição (1-10). O nível de significância foi ajustado para 0,05 (5%). A análise “post hoc” foi realizada utilizando-se testes de Tukey.

CAPÍTULO 5: RESULTADOS DA EXPERIMENTAÇÃO

Antes de apresentar os resultados da análise estatística, deve-se ressaltar que os gráficos apresentados se referem às combinações de variáveis que apresentam variações significativas, de acordo com o modelo ANOVA (nível de significância 0,05).

É importante lembrar que todos os valores obtidos para o EMG estão em unidades arbitrárias, pois o EMG fornece uma estimativa qualitativa da atividade muscular.

5.1 - Etapa "A"

As figuras 5.1, 5.2 e 5.3 mostram os resultados significativos para o grupo 1. Cada barra no gráfico é uma média das tentativas envolvendo todos os sujeitos e ambos os instantes de ativação. Por exemplo, a barra "C" é a média de todas as tentativas de todos os sujeitos para as condições "C" e "CF". As barras de erro são os desvios-padrão, e as letras "x", "y" e "z" entre parênteses, sobre cada uma das barras, representam as diferenças significantes entre as médias, de acordo com os testes de Tukey. Barras contendo a mesma letra não são significativamente diferentes.

As figuras 5.4 e 5.5 mostram os resultados significativos para o grupo 2. Cada barra é a média para todas as tentativas incluindo todos os sujeitos, para uma dada condição. As comparações são divididas em dois subgrupos: um contendo as condições M, B+M e B+M(R) e o outro contendo as condições A, M+A e M+A(R). Na figura 5.4, as letras entre parênteses possuem o mesmo significado que no grupo 1. Entretanto, as alterações

significativas são mostradas apenas quando elas ocorrem dentro do subgrupo. Se uma barra não possui letra entre parênteses, a comparação desta com seu subgrupo não mostra diferenças significativas.

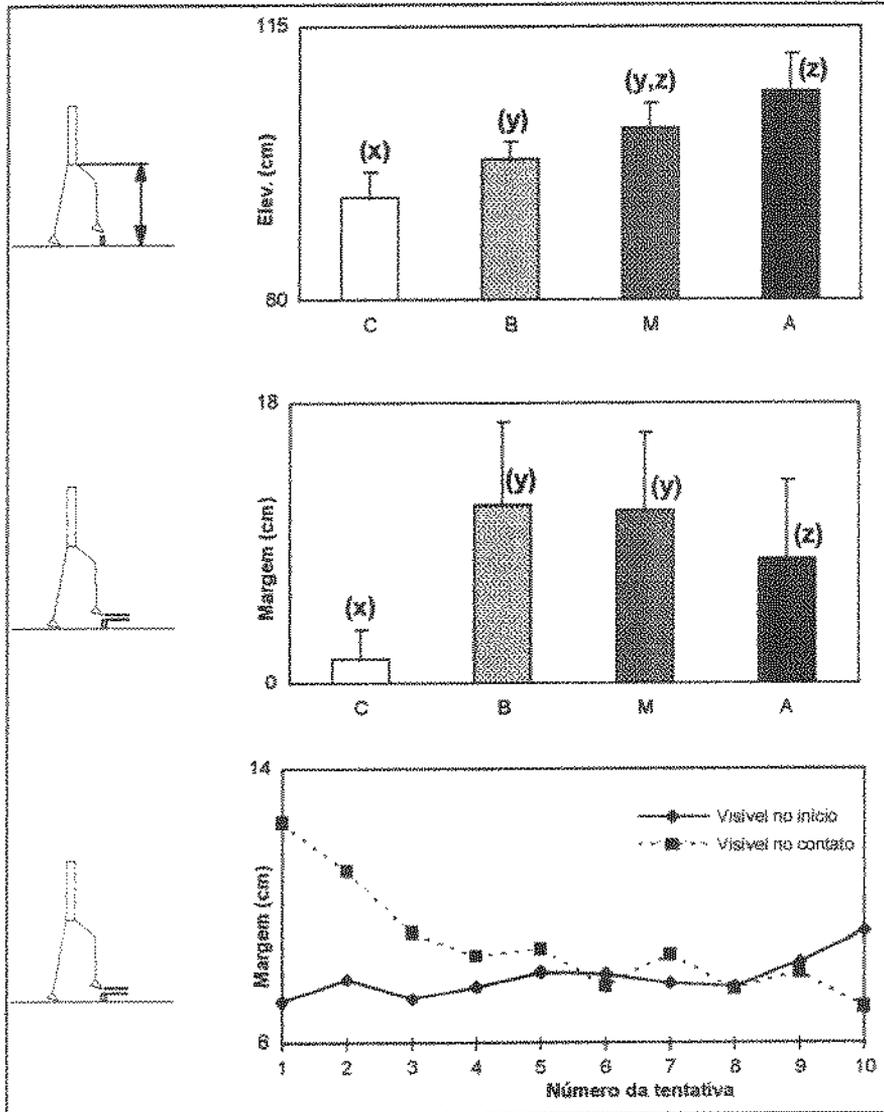


Figura 5.1 - Resultados cinemáticos do grupo 1.

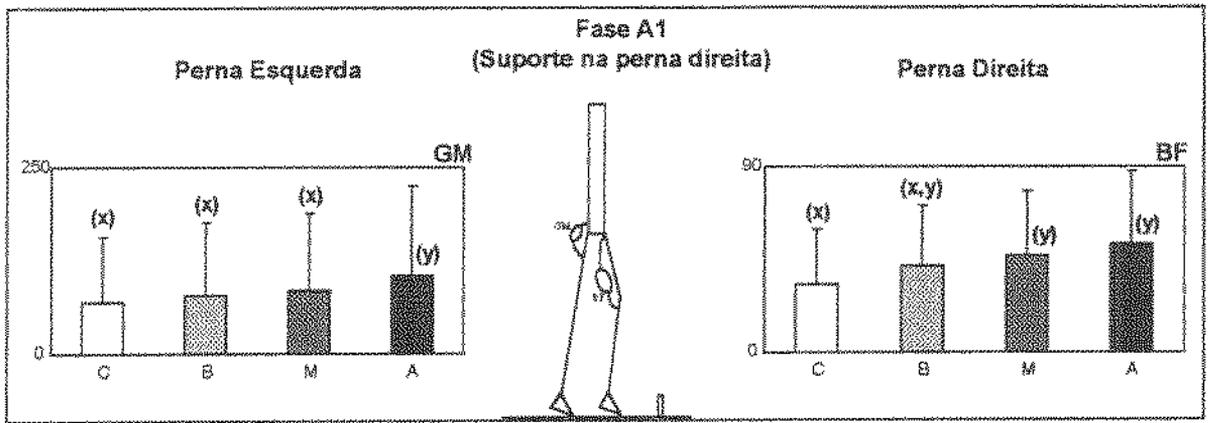


Figura 5.2 - Resultados EMG do grupo 1 - Fase A1.

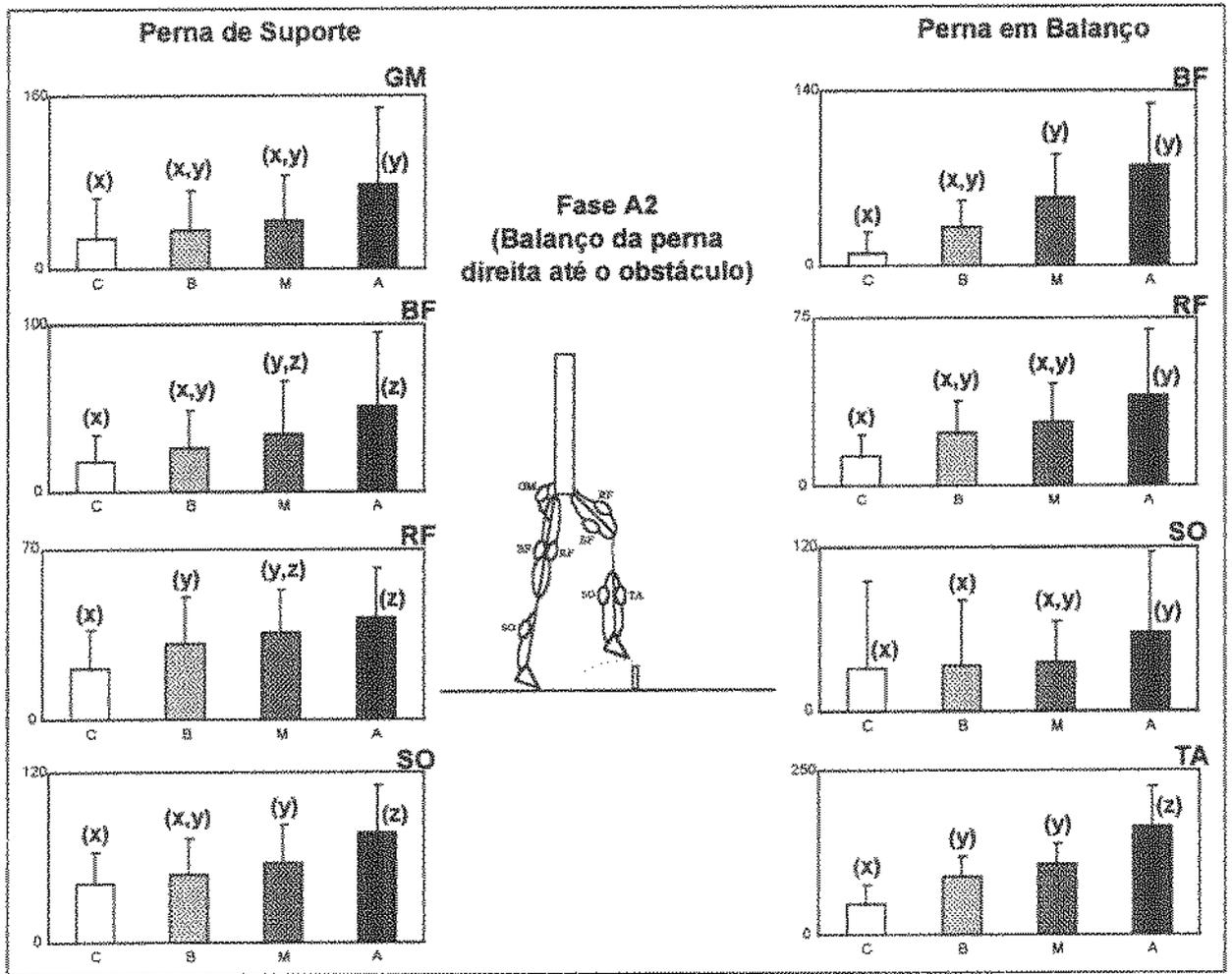


Figura 5.3 - Resultados EMG do grupo 1 - Fase A2.

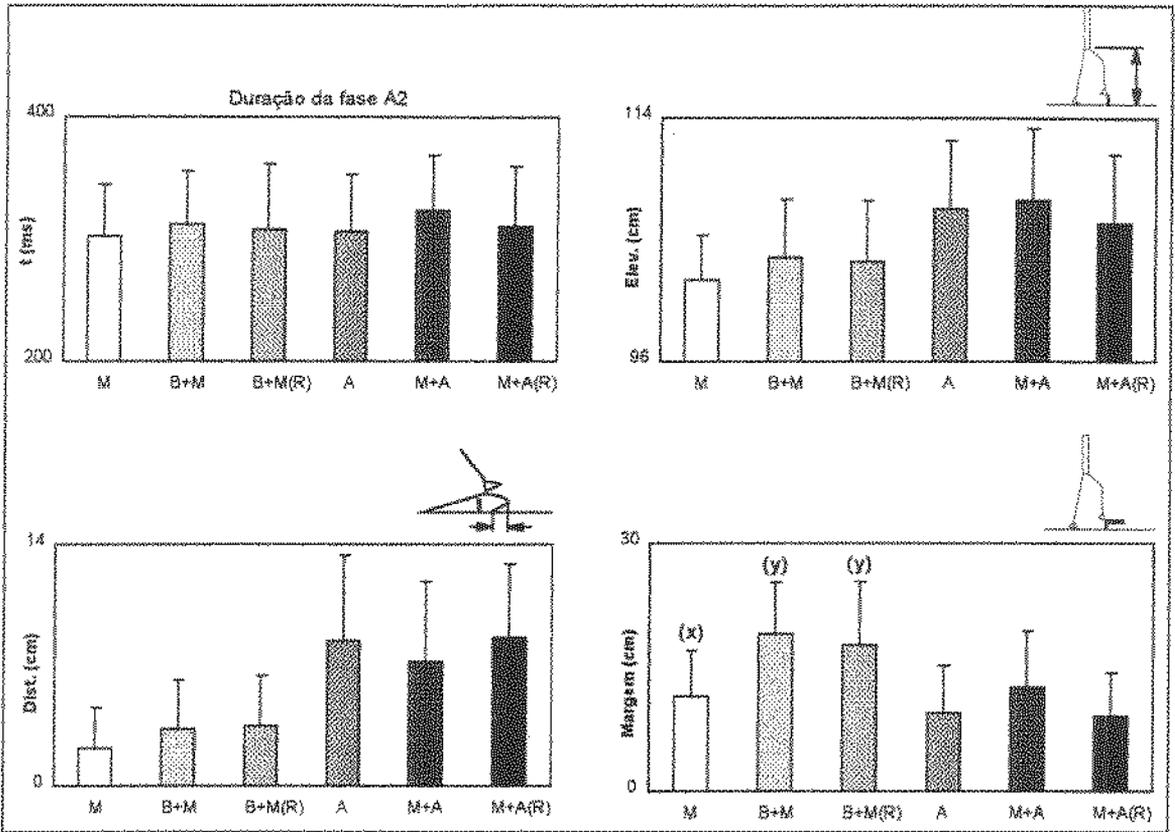


Figura 5.4 - Resultados cinemáticos do grupo 2 - Fase A2.

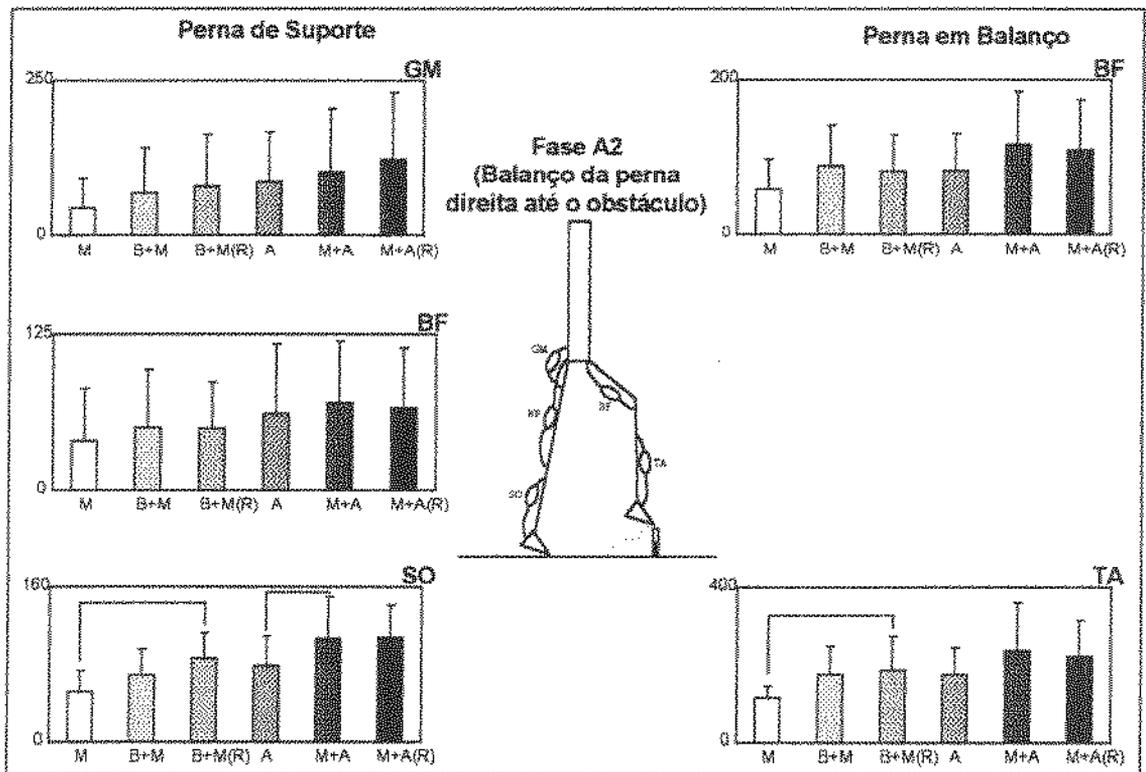


Figura 5.5 - Resultados EMG do grupo 2 - Fase A2.

A figura 5.6 mostra a média de atividade mioelétrica para todos os sujeitos e as condições B, M, A, BF, MF e AF, apenas para a primeira tentativa de cada condição e com separação de acordo com o instante de ativação. O valor de atividade mioelétrica é apresentado em unidades arbitrárias, o que se repete para todos os gráficos envolvendo atividade mioelétrica neste trabalho.

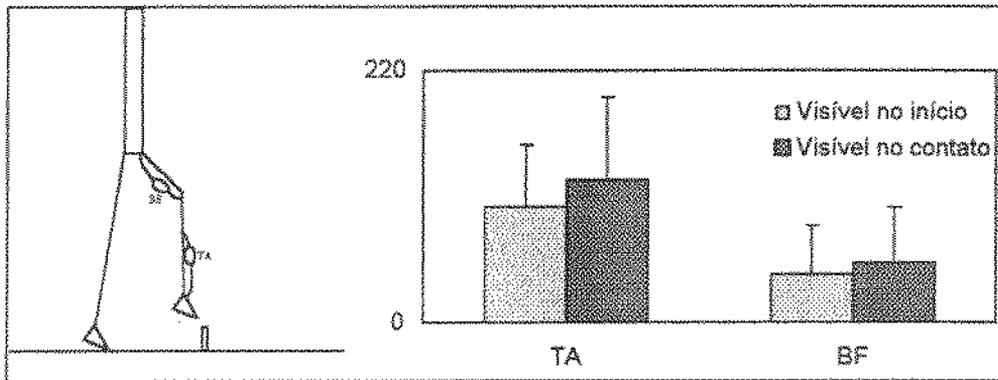


Figura 5.6 - EMG obstáculos fixos x obstáculos disparados.

5.2 - Etapa "B"

A figura 5.7 mostra as médias de duração das fases 2 e 3 (não houve diferenças significativas na fase 1). As figuras 5.8 (fase 1), 5.9 (fase 2) e 5.10 (fase 3) mostram as médias de atividade mioelétrica apenas para as variáveis que apresentaram diferenças significativas (fase 1 na figura 5.8, fase 2 na figura 5.9 e fase 3 na figura 5.10). As letras entre parênteses são usadas da mesma forma que na etapa "A".

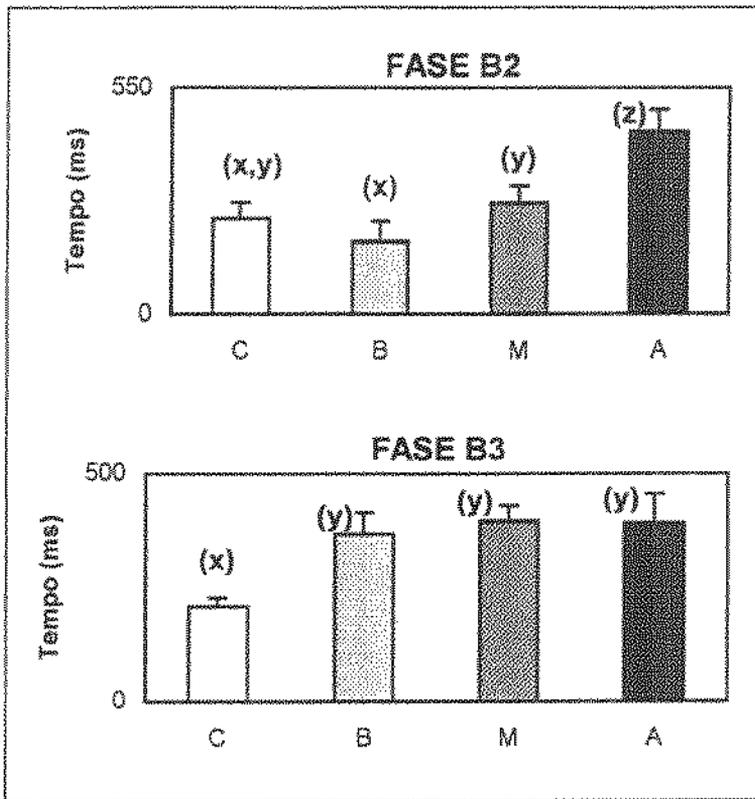


Figura 5.7 - Duração das fases B2 e B3.

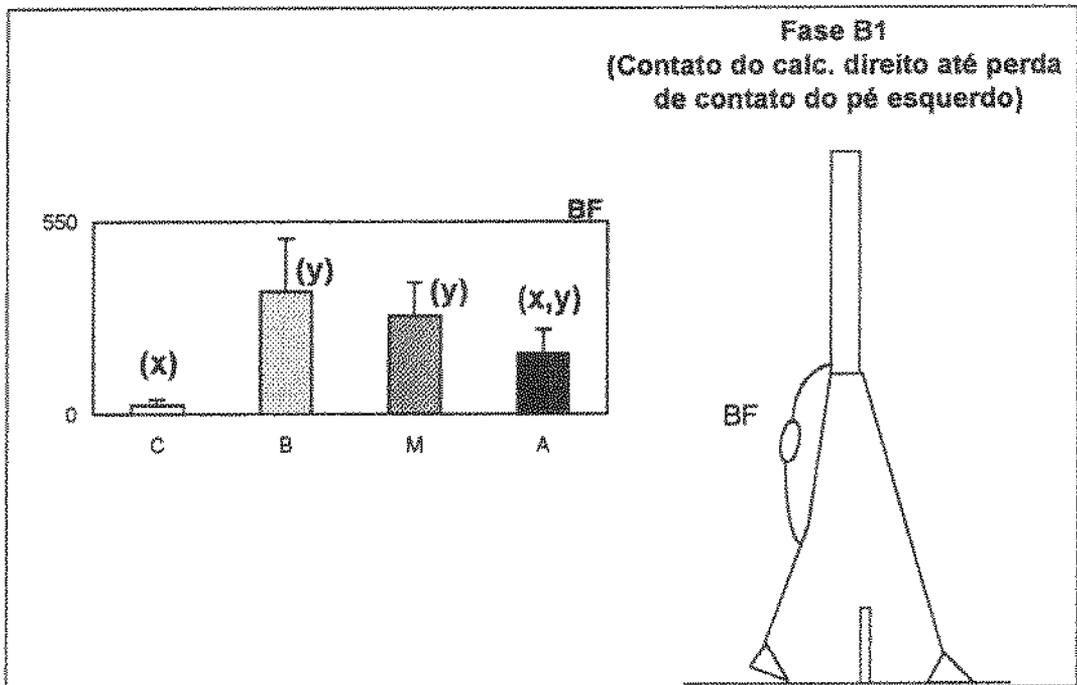


Figura 5.8 - Resultados EMG da Fase B1.

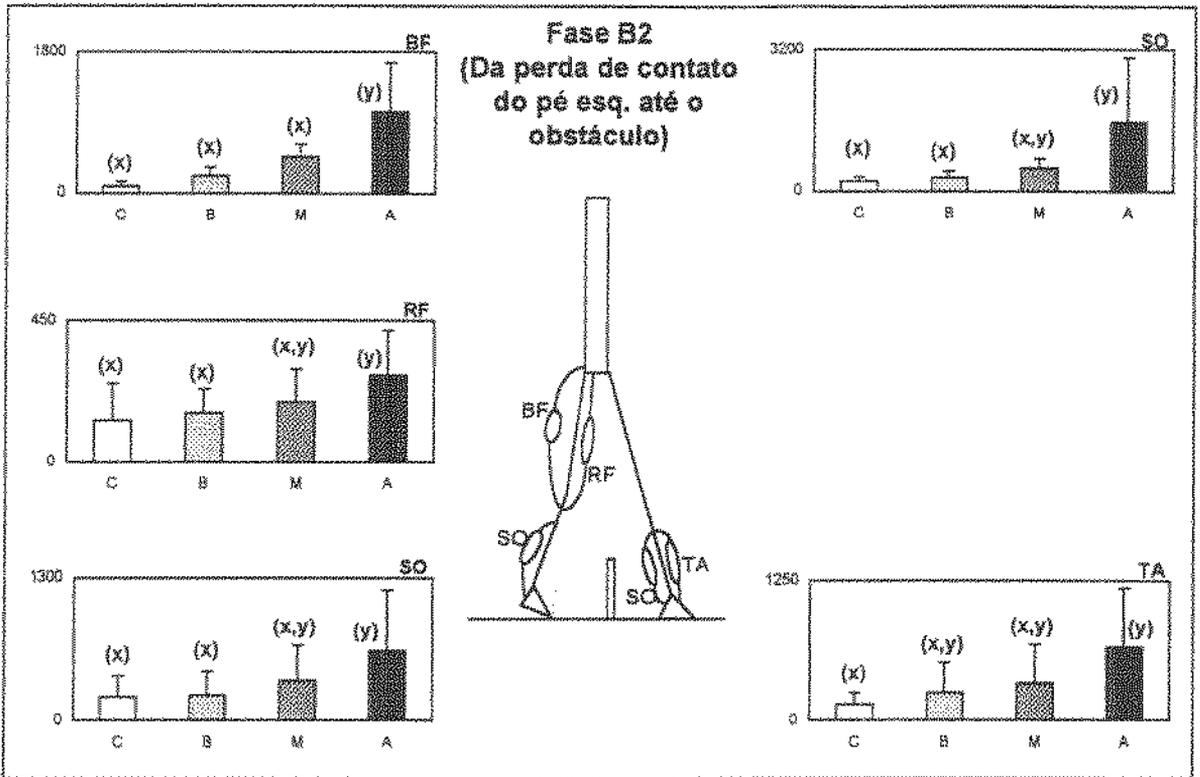


Figura 5.9 - Resultados EMG da Fase B2.

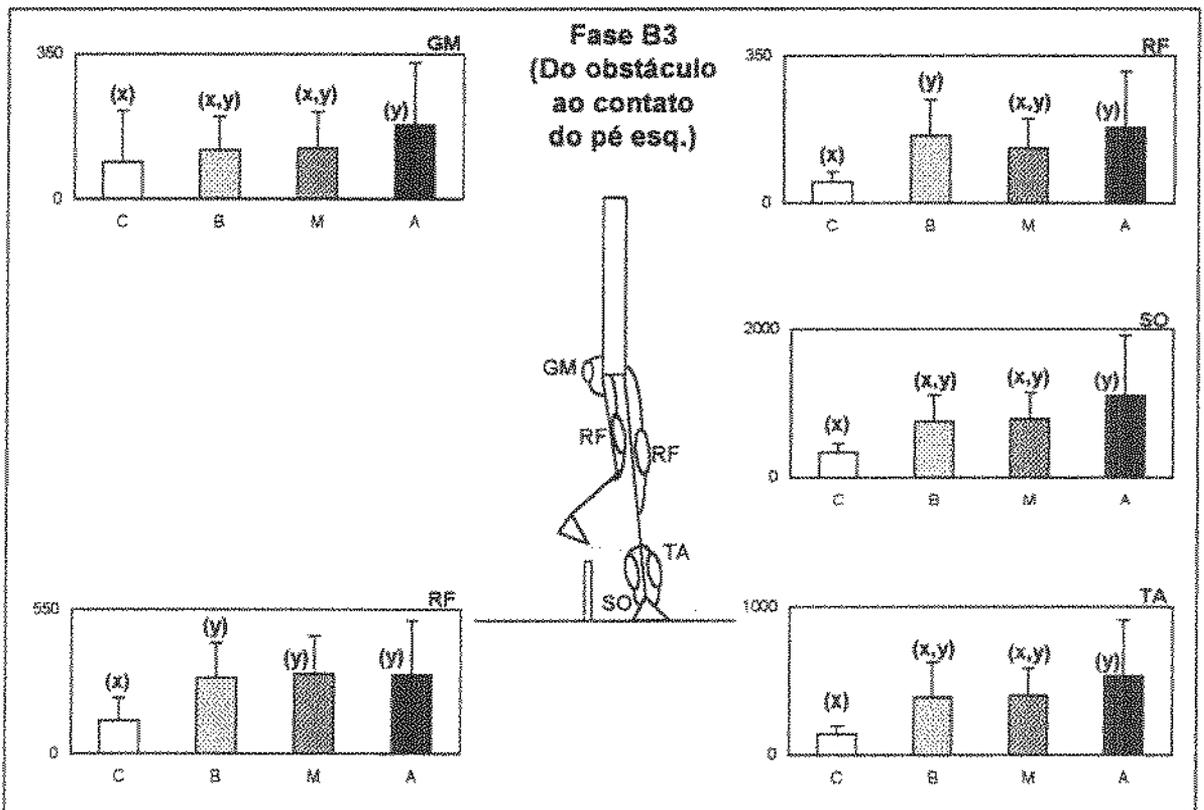


Figura 5.10 - Resultados EMG da Fase B3.

CAPÍTULO 6: ANÁLISE DO PROGRAMA MOTOR

6.1 - Estratégias para superação de obstáculos em indivíduos normais

Patla *et al* (1991b) apresentam uma classificação das estratégias de controle motor para a superação de obstáculos. Estas estratégias se dividem basicamente em dois tipos.

No primeiro tipo, o objetivo não está na alteração da trajetória relativa do membro em balanço, mas sim em se fornecer uma “polarização” na vertical e para cima na trajetória, geralmente através de um aumento na força de reação do solo. Para isto, o indivíduo deve aumentar a atividade dos extensores e reduzir a dos flexores na perna de suporte. Usando as definições do presente estudo, estas mudanças devem ser principalmente visíveis na fase 2, sendo que as alterações provavelmente se iniciam na fase 1. Normalmente, esta estratégia não ocorre sozinha. Ela aparece combinada com a segunda estratégia, complementando-a.

No segundo tipo, o objetivo é alterar a própria trajetória do membro em balanço. Para tanto, é necessário prover a flexão das várias articulações que compõem este membro. Esta flexão geral pode ser atingida através de uma ou mais das seguintes estratégias:

1. Aumento de atividade dos Ísquio-Tibiais (BF) durante a fase de impulso (no presente estudo, final da fase 1), o que resulta em maior velocidade angular de flexão de joelho. Se a atividade do RF durante a fase de perda de contato do pé (no presente estudo, início da fase 2) não for alterada, a extensão de quadril durante a fase de balanço resultará em maior flexão de joelho.

2. Aumento de atividade de flexão dorsal (TA) durante a fase de impulso, reduzindo a atividade de flexão plantar e, assim, reduzindo a velocidade de flexão plantar. Isto permitirá que os flexores dorsais possam reduzir ainda mais a flexão plantar durante a fase de balanço.

3. Aumento de atividade do RF durante a perda de contato do pé, o que causa maior flexão de quadril.

4. Aumento de atividade do BF durante a perda de contato com o pé (durante a qual normalmente este músculo apresenta atividade mínima). Isto resulta em maior flexão de joelho, além de maior flexão de quadril, através da transferência de momentos (dinâmica intersegmental, ou pêndulo composto).

5. Aumento na atividade do TA durante a perda de contato do pé, aumentando a flexão dorsal e, assim, a distância dos dedos ao chão.

6.2 - Etapa "A"

Na figura 5.1 (valores cinemáticos), é evidente um aumento na elevação de quadril em função da altura do obstáculo. Também pode-se ver uma mudança na distância entre a ponta do pé e o obstáculo (ou o chão, no caso do controle), entre a condição de controle e as condições com obstáculo. A tendência é de se manter uma margem de segurança constante, seja qual for a altura do obstáculo (valores para obstáculos baixo e médio iguais), e bem maior que a presente em condições sem obstáculo. Entretanto, há um efeito de saturação nesta margem de segurança para o obstáculo mais alto (se torna impossível aumentar ainda mais a altura dos dedos, o que reduz a margem de segurança). Os gráficos mostram que a influência da elevação de quadril na distância pé-obstáculo é tanto maior

quanto mais alto o obstáculo. Isto mostra que a elevação de quadril é um recurso pouco utilizado na superação de pequenos obstáculos, sendo mais importante para obstáculos maiores.

A baixa frequência no uso da estratégia de “polarização” vertical na trajetória se explica pelo fato de que esta estratégia leva a uma elevação do centro de massa corporal, aumentando as possibilidades de instabilização postural, além de aumentar o gasto energético.

Ainda na figura 5.1, há um gráfico que apresenta a margem de segurança em função do número da tentativa. Neste gráfico, cada valor é a média de todas as condições, separadas pelo instante de ativação. Por exemplo, o valor da linha “visível no início” para a tentativa 1 corresponde à média de todas as primeiras tentativas de cada condição fixa (CF, BF, MF e AF), para todos os sujeitos. Neste gráfico, pode-se ver um valor praticamente constante (sem variação significativa no teste ANOVA) para os obstáculos “fixos” (visíveis desde o início da tentativa) e um valor que decresce assintoticamente para os obstáculos “disparados” (visíveis a partir do contato do calcanhar direito). Isto indica uma rápida adaptação do sistema nervoso às condições do experimento, de forma a minimizar o gasto energético. O indivíduo tende a se utilizar de uma margem de segurança maior nas primeiras tentativas, reduzindo-a (e assim reduzindo também o gasto energético) quando se torna familiarizado com as condições encontradas.

Na figura 5.2, a atividade muscular média durante a fase I (fase de suporte da perna direita antes do obstáculo) é apresentada. Mudanças significativas de acordo com a altura do obstáculo só aparecem para o Glúteo Médio esquerdo (abdução de quadril no lado esquerdo) e para o Bíceps Femoral direito (flexão de quadril no lado direito). Estes aumentos de atividade tendem a aparecer apenas para os obstáculos mais altos, confirmando

o que já foi discutido para a figura 5.1: estratégias envolvendo quadril (tendendo a elevar o centro de massa do corpo) tendem a ocorrer apenas para obstáculos mais altos. Além disso, pode-se observar que durante a fase de suporte da perna direita, antes do obstáculo, praticamente não existem alterações no programa motor em função da presença de obstáculos, o que indica que todas as mudanças ocorrem após a perda de contato do pé direito. As exceções ficam por conta dos obstáculos mais altos.

Na figura 5.3, a atividade muscular média durante a fase 2 (iniciando na perda de contato do pé direito até o momento onde os dedos do pé estão sobre o obstáculo) é apresentada. Pode-se perceber um aumento na atividade do Glúteo Médio esquerdo apenas para os obstáculos mais altos, o mesmo ocorrendo para o Bíceps Femoral esquerdo (flexão de joelho). O Reto Femoral esquerdo (extensão de joelho) apresenta aumento de atividade em função da altura do obstáculo, sugerindo co-contracção com o BF para estabilização do joelho. Ainda na perna esquerda, há um aumento de atividade do Solear (flexão plantar de tornozelo) em função da altura do obstáculo. Isto novamente confirma o que já foi constatado em relação às estratégias envolvendo quadril. Na perna de suporte, a estratégia predominante é a flexão plantar, o que aumenta a altura total do corpo, e em especial da perna em fase de balanço. Além disso, por questão de segurança, o joelho é estabilizado por co-contracção dos músculos Reto Femoral e Bíceps Femoral, evitando-se assim qualquer possibilidade de colapso pela mudança no vetor de força de reação ao solo.

Para a perna em balanço, pode-se ver similaridades nos comportamentos do Reto Femoral e do Bíceps Femoral. Entretanto, o aumento de atividade do Bíceps Femoral parece ser dominante, em especial para pequenos obstáculos. Há ainda um aumento na atividade do Tibial Anterior (flexão dorsal de tornozelo) em função da altura do obstáculo. A atividade do Solear também aumenta para os obstáculos mais altos, o que sugere a

presença de co-contração para estabilização do tornozelo em tais condições, preparando a articulação para um eventual choque com o obstáculo. Na perna de balanço, pode-se observar uma estratégia de flexão de joelho (Biceps Femoral), bem como de flexão de quadril (Reto Femoral, ajudando ainda a estabilizar o joelho). Há ainda a flexão dorsal de tornozelo, com estabilização pelos antagonistas. A flexão dorsal promove um aumento razoável na margem de segurança, elevando a ponta dos dedos.

Na figura 5.4 (valores cinemáticos), podemos ver diferenças entre tentativas cujas alturas finais de obstáculos são diferentes (diferentes subgrupos). Diferenças são visíveis para a elevação de quadril e para o tempo entre a perda de contato do pé e o obstáculo (duração da fase 2). Entretanto, não há diferenças significativas entre condições cuja altura final do obstáculo é a mesma (mesmo subgrupo). Podemos ver ainda um grande aumento na margem de calcanhar na horizontal para condições envolvendo o obstáculo mais alto. Em relação à margem de segurança do pé direito, há uma diferença entre condições envolvendo um e dois obstáculos para o primeiro subgrupo (obstáculo final médio), mas não há diferença para o segundo subgrupo (obstáculo final alto).

É importante notar que nas situações de aumento da margem de segurança, esta se altera de acordo com o instante de disparo do obstáculo, mas sem alterações correspondentes na elevação de quadril. Isto sugere que as mudanças no programa motor ocorridas no instante ou posteriormente à perda de contato do pé se concentram nas estratégias do segundo tipo, sem que haja polarização vertical significativa. Nota-se ainda que não há diferenças entre as margens de segurança em tentativas onde o obstáculo médio é apresentado no instante da perda de contato do pé ou 200 milissegundos depois da perda de contato do pé, o que indica que mesmo após o início da fase de balanço, ainda é possível se corrigir as trajetórias do membro com sucesso. Este comportamento não é visível para as

condições envolvendo o obstáculo mais alto, provavelmente devido ao efeito de saturação já comentado para a figura 5.1.

Na figura 5.5, a atividade muscular média durante a fase 2 (da perda de contato do pé direito até o momento onde os dedos do pé estão sobre o obstáculo) para condições envolvendo um e dois obstáculos é apresentada. Pode-se notar que, dentro de cada subgrupo, diferenças significativas aparecem apenas para o Solear esquerdo e para o Tibial Anterior direito. Pode-se perceber que não existem mudanças significativas durante a fase 1, o que é esperado (todas as mudanças de programa motor são esperadas após a perda de contato do pé). Da mesma forma que na figura anterior, há diferenças entre os subgrupos, mas as diferenças entre condições no mesmo subgrupo são pequenas. Uma das diferenças visíveis é um aumento de atividade no Tibial Anterior da perna de balanço (provavelmente responsável pelo aumento na margem de segurança por dorsiflexão) para condições envolvendo dois obstáculos, sendo o médio o obstáculo final. A outra diferença é um aumento na atividade do Solear da perna de suporte para condições envolvendo dois obstáculos, o que provavelmente seja responsável por uma polarização vertical não muito significativa.

As figuras 5.4 e 5.5 mostram que os programas motores tendem a ser dependentes apenas da altura final do obstáculo, e não do instante de disparo deste. Isto indica que a definição do programa motor a ser utilizado ocorre apenas após a perda de contato do pé. A atividade do Tibial Anterior da perna de balanço aumenta para atrasos de disparo maiores sem necessidade, indicando uma possível “resposta ao susto”. A atividade do Solear da perna de suporte também aumenta, provavelmente pela mesma razão. Esta mudança na atividade do Solear, comparada com os valores inalterados na elevação de quadril, mostram que a estratégia do tipo 1 não é muito eficiente. O custo energético é muito alto para os

resultados apresentados. É importante lembrar que esta estratégia depende da elevação de todo o centro de massa do corpo, o qual apresenta grande inércia se comparado com o membro em balanço. Assim, estratégias do tipo 1 apresentam grande latência e alto custo energético. Quando esta estratégia é empregada, ela parece iniciar mais distalmente (Solear), estendendo-se a músculos mais proximais (Reto Femoral e Glúteo Médio) quando necessário.

Na figura 5.6, pode-se notar o aumento de atividade do Tibial Anterior e Bíceps Femoral da perna direita para obstáculos visíveis a partir do contato do calcanhar direito, comparado com as condições com obstáculos previamente visíveis. As alterações são poucas e provavelmente visam fornecer ao indivíduo uma margem de segurança extra para que ele possa enfrentar melhor a situação ainda desconhecida.

Na fase 3, não há nenhuma variação significativa, o que mostra que o comportamento do sistema nesta fase é mais passivo. Assim, o indivíduo simplesmente deixa que a gravidade aja sobre os segmentos, preparando o membro para o pouso. Toda atividade muscular nesta fase ocorre independentemente da altura do obstáculo.

6.3 - Etapa "B"

Na figura 5.7, podemos ver um claro aumento na duração das fases 2 e 3 na presença de obstáculos. Para a fase 2, não há diferença visível entre o controle e os obstáculos menores. Entretanto, pode-se notar a proporção direta entre a duração da fase e a altura do obstáculo. Na fase 3, há um aumento de duração para as condições com obstáculo. O aumento na duração é o mesmo para qualquer altura de obstáculo.

Na figura 5.8, na perna esquerda (agora, a perna em balanço) nota-se apenas um aumento na atividade do Bíceps Femoral quase idêntica para todos os obstáculos, em relação ao controle. Isto indica uma possível preparação para a flexão de joelho que deve ser executada na fase seguinte. A diferença para o obstáculo mais alto não é significativa em relação ao controle, para o que não se encontrou nenhuma explicação. Ainda nesta figura, nota-se a ausência de qualquer diferença significativa na perna direita (agora, a perna de suporte).

Na figura 5.9, para a perna direita, nota-se um aumento na atividade do Tibial Anterior e do Solear, para o obstáculo mais alto. Isto sugere uma estabilização do tornozelo por co-contracção nesta situação. Na perna esquerda, há um aumento de atividade nos músculos Solear, Reto Femoral e Bíceps Femoral, apenas para os obstáculos mais altos. As atividades do Reto Femoral e do Bíceps Femoral são esperadas (itens 3 e 4 da estratégia do tipo 2), embora se esperasse aumento de atividade mesmo para obstáculos menores. O aumento de atividade do Solear poderia ser explicado por um pico de atividade imediatamente antes da perda de contato do pé, gerando um impulso vertical para a perna de balanço. As determinações dos instantes de transição de uma fase para a outra foram feitas através de inspeção visual, o que pode gerar erros no número exato da amostra. Se o pico de atividade ocorre na região de erro, ele pode ser atribuído à fase errada. Neste caso, pode-se supor que o aumento de atividade do Solear deva ocorrer no final da fase 1. Deve-se lembrar também que, como a duração da fase 2 é diretamente proporcional à altura do obstáculo, a atividade total do Bíceps Femoral e do Reto Femoral também aumenta de acordo. Assim, somam-se os efeitos de maior tempo de aplicação da força e de maior média de atividade.

Na figura 5.10, para a perna esquerda, há um pequeno aumento na atividade do Glúteo Médio e do Reto Femoral. A ação do Glúteo Médio não é esperada, sendo significativa apenas para o obstáculo mais alto. A ação do Reto Femoral é bastante esperada, realizando a extensão do joelho e preparando a perna para o contato com o chão. Como a duração da fase 3 é maior para as condições com obstáculos, também deve-se considerar um aumento ainda maior na atividade total destes músculos. Ainda assim, os valores de atividade total devem permanecer constantes, sem relação com a altura do obstáculo, mas tão somente com a sua presença.

Na mesma figura, para a perna direita, percebe-se um aumento de atividade do Tibial Anterior, Solear e Reto Femoral. Para os dois primeiros músculos, a ação realizada é novamente de estabilização do tornozelo. O Reto Femoral promove extensão de joelho, evitando-se assim qualquer possibilidade de colapso.

CAPÍTULO 7: A DEFINIÇÃO DAS SEQUÊNCIAS DE CONTROLE

7.1 - Introdução

Antes de se proceder à definição das seqüências propriamente dita, é importante que se analise os resultados obtidos na coleta. Há alguns pontos na conclusão sobre o programa motor que podem ajudar a simplificar a seqüência artificial a ser usada, ou mesmo garantir a viabilidade do projeto.

Inicialmente, devemos definir o objetivo das seqüências. Observando as conclusões do capítulo anterior, percebe-se facilmente que a execução de uma seqüência para superar o obstáculo mais alto não é viável. Os sujeitos normais superaram este obstáculo porque assim lhes foi solicitado. Vários deles relataram que, em condições normais, achariam melhor contornar este obstáculo. Assim sendo, devemos dispensar tal condição, já que o risco de queda para o indivíduo andando com EENM seria extremamente elevado.

7.2 - Análise dos resultados da coleta de dados em função dos objetivos propostos

Tendo-se em mente que a elevação de quadril é um recurso pouco utilizado nas condições envolvendo os obstáculos menores, esta estratégia não será considerada nas seqüências. Assim, não haverá estimulação do músculo Glúteo Médio.

Lembrando-se do gráfico de margem de segurança em função do número da tentativa, chega-se à conclusão de que se deve utilizar os resultados para a condição estacionária, ou seja, a utilização das tentativas finais para cada condição não promoverá degradação de desempenho. Ao contrário, isto minimizará o custo energético.

Durante a fase A1, as únicas alterações aparecem para o obstáculo mais alto. Neste caso, como este obstáculo foi eliminado do projeto, define-se que, durante esta fase, nenhuma alteração em relação ao controle deva ser efetuada. Todas as alterações serão efetuadas após a perda de contato do pé a passar primeiro sobre o obstáculo, o que garante uma disponibilidade de tempo maior para um sistema artificial preparar a seqüência de estimulação. Isto é um fator importante na análise da viabilidade do sistema.

Na fase A2, na perna de suporte, pode-se desprezar alterações no Solear, já que a elevação de quadril foi descartada. Além disso, o eventual uso de uma órtese que restrinja os movimentos de tornozelo tornariam a ação deste músculo inútil. As atividades do Reto Femoral e do Bíceps Femoral devem ser consideradas, já que nesta fase estes músculos estão promovendo a estabilização do joelho, o que é de vital importância.

Ainda na mesma fase, para a perna de balanço, há um aumento generalizado na atividade dos músculos Reto Femoral e Tibial Anterior. Há também um aumento na atividade do Solear e do Bíceps Femoral. O Solear ajuda a estabilizar o tornozelo por co-contratação, o que o protege em caso de choque do pé contra o obstáculo. Portanto, o uso de co-contratação deve ser mantido, a menos que se utilize órteses A.F.O. ("Ankle-Foot Orthoses", ou órteses que restringem a movimentação do tornozelo e do pé). Quanto ao Bíceps Femoral, sua atividade se concentra imediatamente após a perda de contato do pé, enquanto que o Reto Femoral tem mais atividade já quando o pé se encontra próximo ao obstáculo. Conclui-se que, logo após a perda de contato do pé, o Bíceps Femoral promove

uma flexão de joelho, enquanto que, posteriormente, o Reto Femoral promove uma flexão de quadril.

Na fase A3, não há alteração na atividade muscular em relação ao controle. Aparentemente, o sistema aproveita a dinâmica dos segmentos corporais para minimizar o gasto energético na preparação para o contato do calcanhar, além de evitar alterações no programa motor normal nesta situação.

As figuras 5.4 e 5.5 mostram que, para mesmas alturas finais de obstáculo, não há alterações significativas entre condições. Assim sendo, pode-se concluir que o programa motor pode ser atualizado constantemente em relação à altura do obstáculo, mesmo 200 milissegundos após o início da fase de balanço, sem prejuízo para a execução da tarefa. Em um sistema EENM artificial mais sofisticado, isto garante a viabilidade do projeto.

As únicas exceções ao que foi comentado no parágrafo anterior são em relação aos músculos Solear na perna de suporte e Tibial Anterior na perna de balanço. Estas alterações não chegam a produzir resultados significativos nos dados cinemáticos (ver figura 5.4), o que indica que tais alterações servem como medida de segurança contra a súbita alteração, sendo canceladas após a correção. Deve-se lembrar que as alterações reportadas se referem à altura final do obstáculo, ou seja, são alterações que se sobrepõem ao programa normal para aquele obstáculo. Conclui-se que estas alterações podem ser desprezadas na presente definição de seqüências. A figura 5.6, pela análise anteriormente apresentada, confirma a hipótese de que certas alterações ocorrem por medida de segurança, e podem ser desprezadas no presente caso.

A figura 5.7 mostra que a duração da fase B3 aumenta com a presença de obstáculos, não importando sua altura. Na fase B2, a duração, embora proporcional à altura

do obstáculo, não é significativa. Assim, pode-se considerar um aumento na duração da fase B3 na presença de um obstáculo.

Na fase B1, a perna de suporte não apresenta alterações, enquanto que, na perna de balanço, há um aumento da atividade do Bíceps Femoral com a presença de um obstáculo, o que deve ser levado em conta na definição das sequências. Deve-se tomar cuidado para não se aumentar a atividade do Bíceps Femoral antes do momento adequado, sob pena de colapso do joelho.

Na fase B2, as alterações concentram-se na perna de balanço. Na perna de suporte, há apenas um aumento na atividade do Tibial Anterior para o obstáculo mais alto, o que será desconsiderado na presente análise. Para a perna de balanço, as alterações só parecem ocorrer para os obstáculos mais altos. Isto não é esperado, e talvez as alterações devam ser aplicadas para os obstáculos menores também. Assim, lembrando-se da fase A2, teríamos um pico inicial de atividade do Bíceps Femoral, seguido por contrações do Reto Femoral e do Tibial Anterior, com o Solear promovendo estabilização do tornozelo. Como nesta situação um choque com o obstáculo ocorreria no sentido de forçar uma flexão plantar, o uso do Solear neste caso é desnecessário. É interessante, ainda, promover a estabilização do joelho da perna de suporte, através da co-contracção do Bíceps Femoral e do Reto Femoral.

Na fase B3, além do aumento da duração da fase com a presença do obstáculo, tem-se o aumento de atividade do Glúteo Médio na perna de balanço para o obstáculo mais alto, o qual pode ser desprezado. Tem-se ainda um aumento na atividade do Reto Femoral da mesma perna para a presença do obstáculo, evitando-se, assim, a possibilidade de colapso do joelho quando do contato do pé com o chão. Para a perna de suporte, tem-se um aumento generalizado de atividade muscular, excetuando-se o Bíceps Femoral. Isto

promove estabilização de tornozelo e de joelho, sendo, portanto, importantes na definição das seqüências de controle.

Para as próximas etapas, será considerado o uso de órteses AFO (segurança quanto a fraturas na região do tornozelo). Por essa razão, não será implementada estimulação dos músculos Tibial Anterior e Solear. Entretanto, a análise feita até aqui é válida se alguém desejar implementar o procedimento de superação de obstáculos sem o uso destas órteses.

7.3 - Definição das curvas de ativação muscular baseada em EMG

As figuras 7.1 a 7.6 mostram as médias de atividade muscular para todos os músculos analisados, para cada uma das 6 fases estipuladas anteriormente. Cada gráfico apresenta a atividade de um músculo, naquela fase, para as condições de controle e de obstáculos baixo e médio. Para as condições nas quais não existe variação significativa dos obstáculos baixo e médio em relação ao controle, apenas o traçado da condição de controle foi apresentado. Para se obter cada traçado, os seguintes procedimentos foram executados:

1. As tentativas envolvendo o obstáculo médio e as de controle, com a condição fixada anteriormente à execução da tentativa (condições CF, BF e MF) foram selecionadas. Optou-se por estas tentativas pelo que foi apresentado na figura 5.1: nas condições com obstáculos fixados, todas as tentativas apresentam o comportamento esperado, enquanto que nas condições sem fixação prévia do obstáculo, as primeiras tentativas exigem um gasto energético maior e desnecessário.

2. Todos os arquivos selecionados foram processados por um programa de filtragem passa-baixas de quarta ordem, com frequência de corte de 6 Hz.

3. Para cada tentativa dos três grupos de tentativas selecionados (CF, BF e MF), a duração de cada fase foi determinada individualmente. Posteriormente, a média da duração de cada fase para cada um dos grupos ($n=10$ para cada um, portanto) foi obtida.

4. De cada tentativa, extraiu-se 6 arquivos, correspondendo cada um a uma das fases. Posteriormente, todos os arquivos na mesma condição (mesma fase e grupo) tiveram suas durações ajustadas para a duração média, por interpolação de pontos.

5. Uma média ponto a ponto de todos os arquivos na mesma condição foi efetuada, resultando assim 18 arquivos, cada qual com a média de todas as tentativas do grupo (CF, BF ou MF) para uma determinada fase, e com a duração média para aquela condição.

Para a transformação desta seqüência de atividade muscular em uma seqüência artificial, executou-se os seguintes passos:

1. Para cada músculo, determinou-se o maior valor dentro do ciclo para a média das tentativas de controle. Este valor é denominado Máximo Valor de Controle (MVC). É importante lembrar que até o momento, os valores da envoltória do EMG estão expressos em unidades arbitrárias.

2. Ainda para cada músculo, todas as curvas foram normalizadas, tendo o MVC daquele músculo como 100%.

3. Cada curva foi reduzida, através de inspeção manual, a um conjunto de “rampas” e “patamares”, a fim de se simplificar o sistema de controle.

4. As inclinações das rampas foram calculadas, e um diagrama de subestados (capítulo 3) foi desenhado para o obstáculo Baixo, Etapa “A” (para ser usado como

exemplo nas simulações), contendo as seqüências de rampas e patamares de cada músculo (Grupos Quadríceps e Ísquio-Tibiais, bilateral).

Considerou-se uma relação linear entre o EMG obtido e o nível de EENM a ser aplicado. Esta relação é uma aproximação relativamente grosseira, como foi constatado empiricamente durante a fase de simulação.

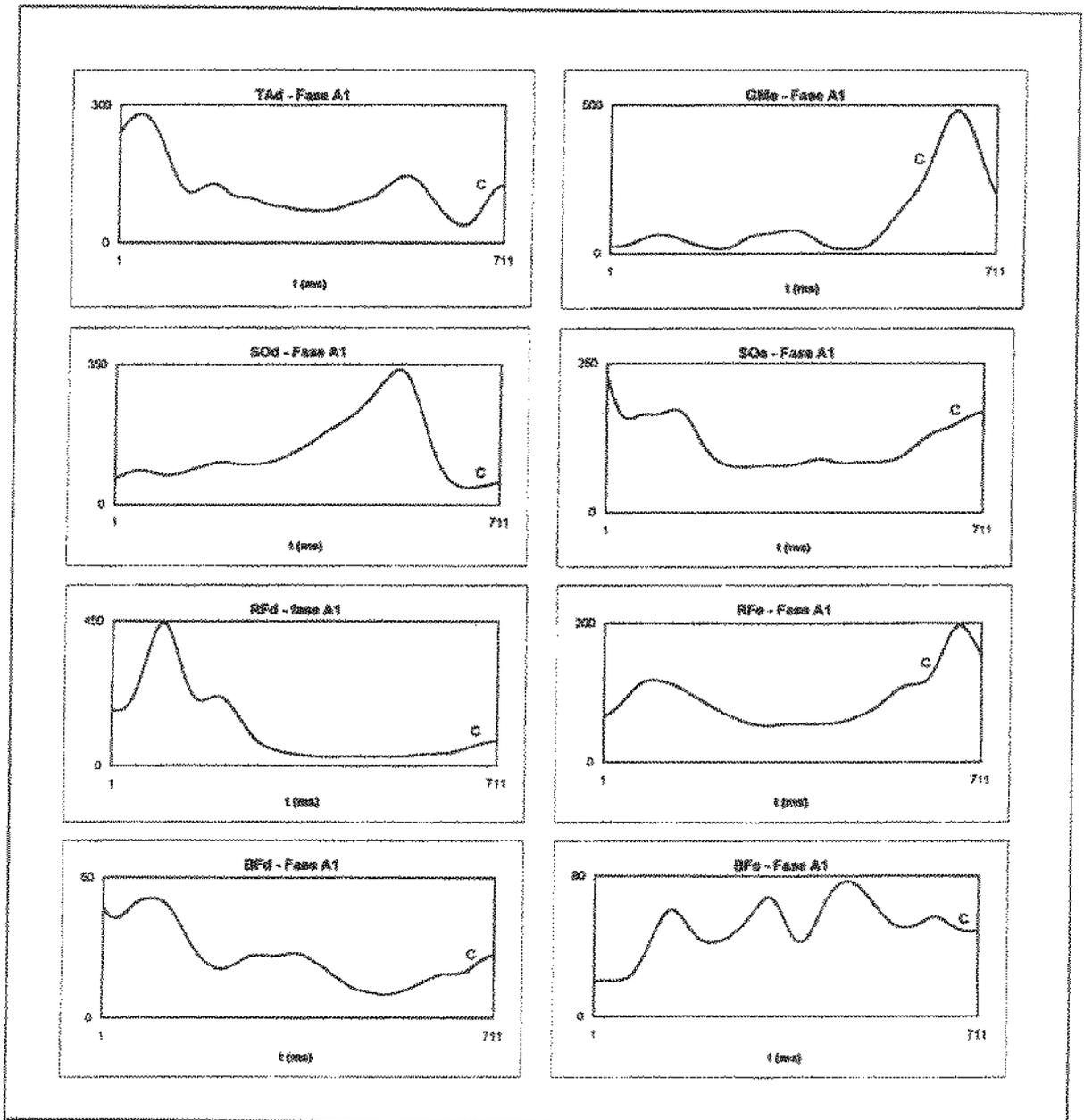


Figura 7.1 - Média de EMG - Fase A1.

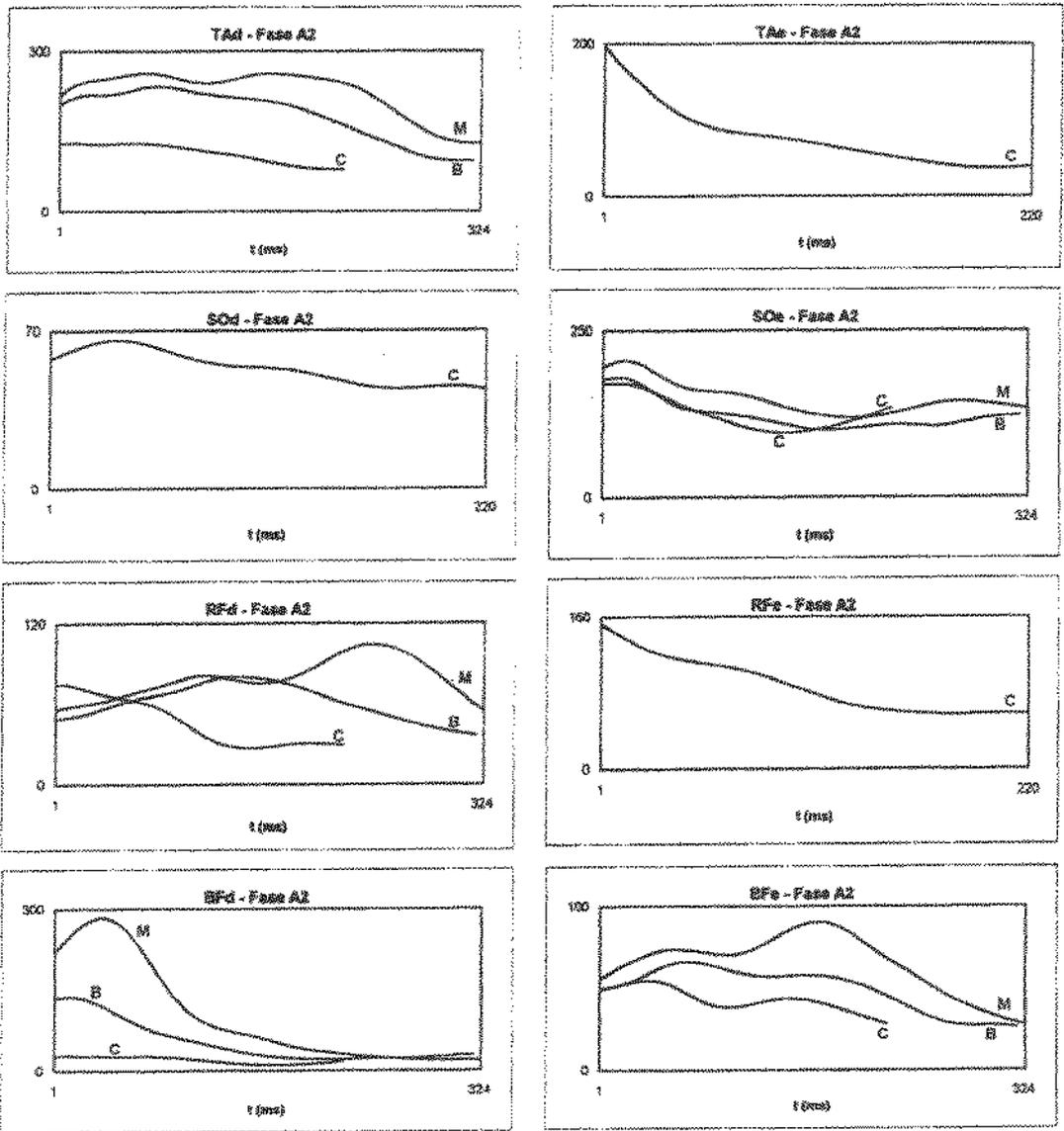


Figura 7.2 - Média de EMG - Fase A2.

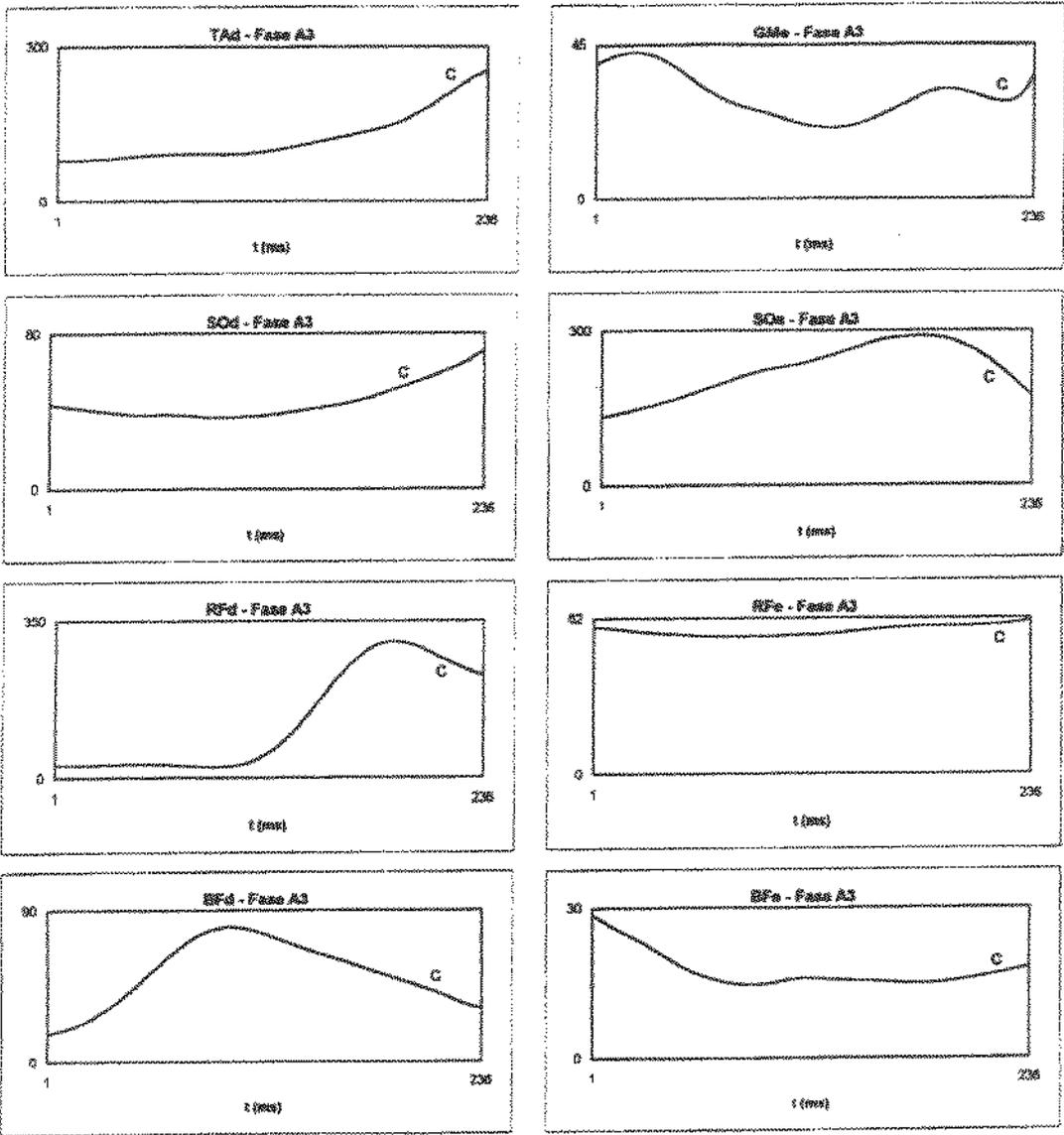


Figura 7.3 - Média de EMG - Fase A3.

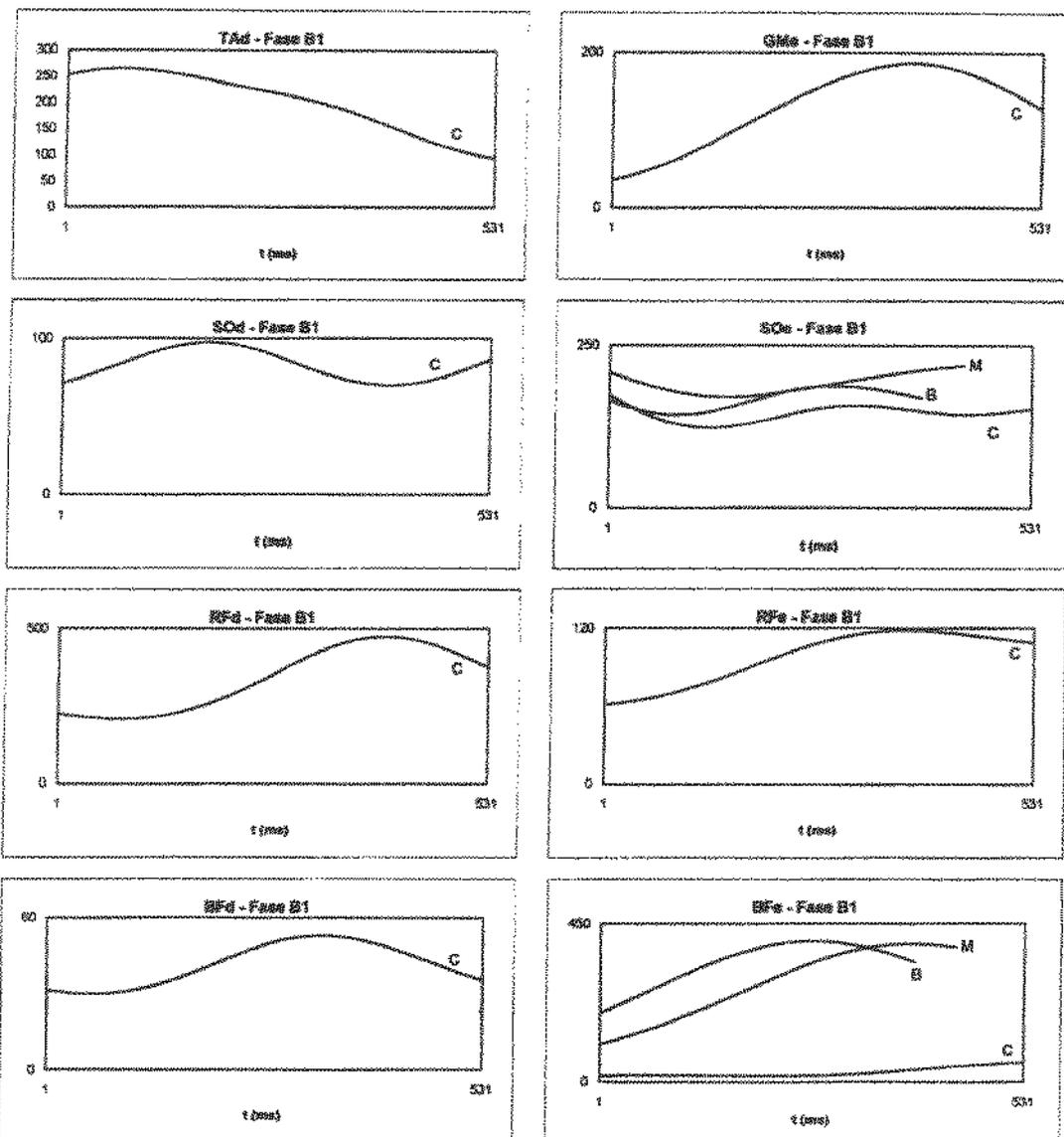


Figura 7.4 - Média de EMG - Fase B1.

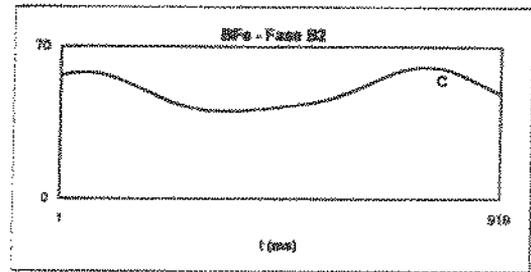
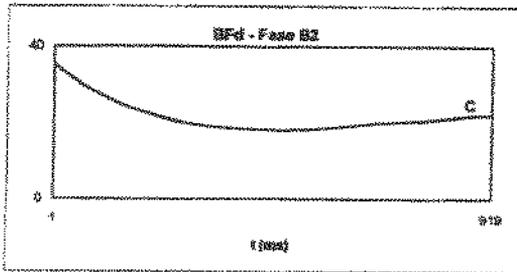
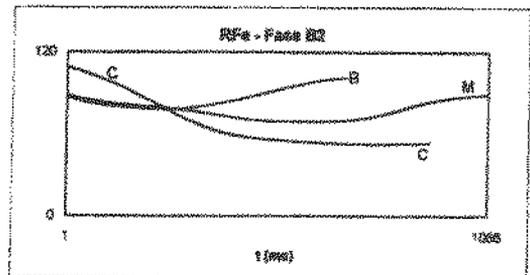
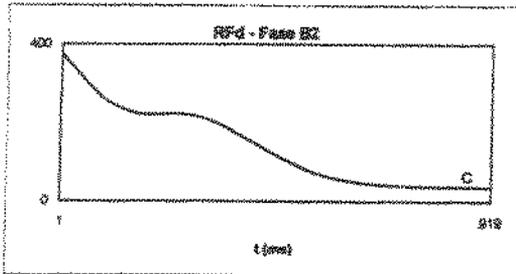
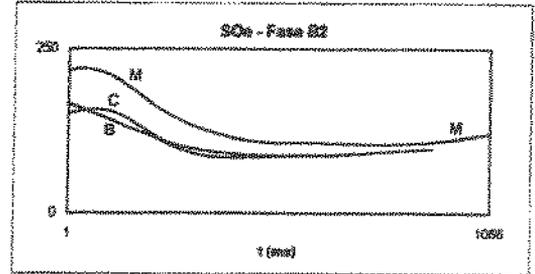
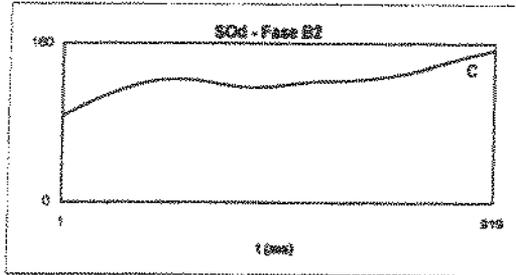
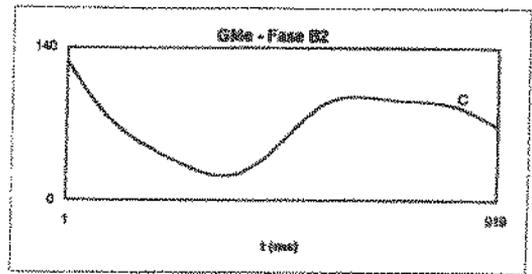
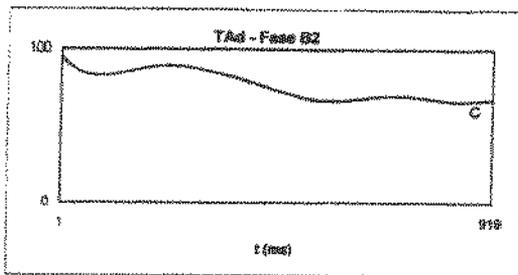


Figura 7.5 - Média de EMG - Fase B2.

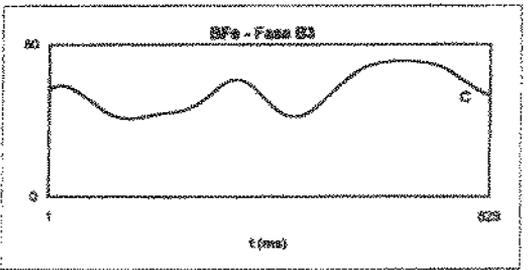
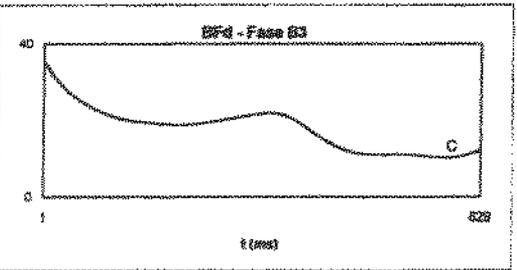
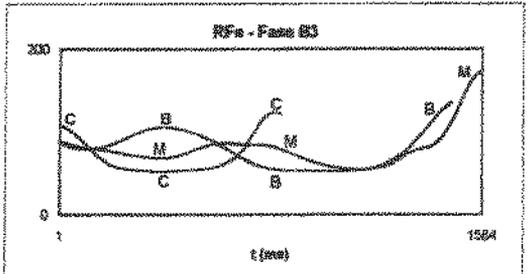
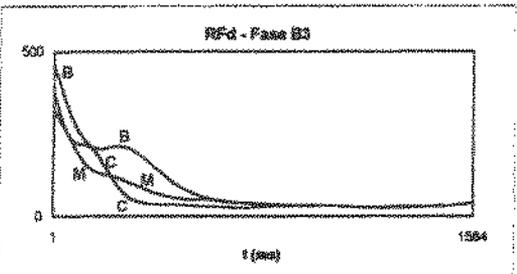
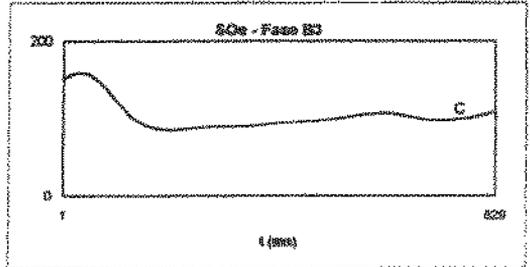
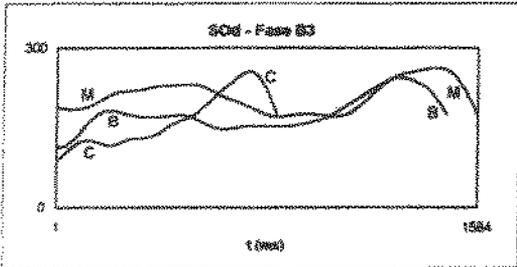
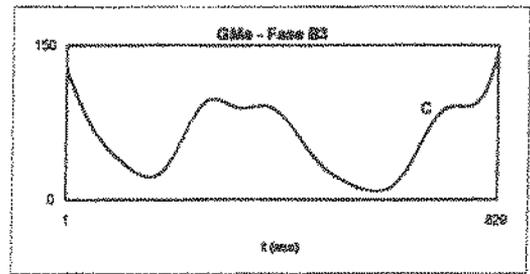
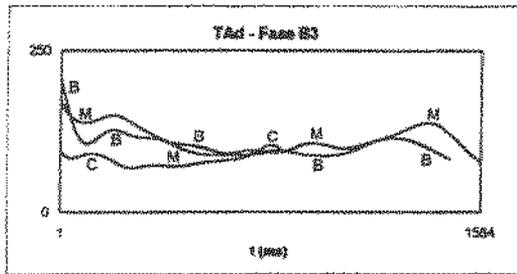


Figura 7.6 - Média de EMG - Fase B3.

7.4 - Definição das curvas de ativação muscular baseada na cinemática

Um segundo tipo de sequência de estimulação foi definido. As sequências deste tipo foram definidas com base na cinemática esperada para a tarefa em questão (superação de obstáculos), devidamente adaptada para as condições do sujeito lesado medular, conforme se segue:

De acordo com o que já foi visto na análise em indivíduos normais, pode-se dividir a tarefa aqui analisada em três fases distintas para cada membro inferior:

1. Aumento da margem de segurança após a perda de contato do pé com o solo. Isto é obtido pela flexão conjunta das três articulações básicas do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo).

2. Após a superação do obstáculo, extensão do joelho, mantendo-se a flexão de quadril e estabilizando-se o tornozelo. Isto garante que o contato do calcanhar se realizará a frente do centro de pressão do corpo.

3. Contato do calcanhar com o solo, após o obstáculo. Isto é obtido com leve extensão de quadril e deslocamento do centro de pressão para a frente, este último sendo realizado com a ajuda da parte superior do corpo.

Para a realização destas etapas, se propõe uma sequência de estimulação mais simples, baseada na análise cinemática e conhecendo-se as sequências básicas de estimulação capazes de realizar os movimentos propostos. Esta sequência está na figura 7.7.

Da mesma forma que para a seqüência baseada em EMG, a seqüência é válida para a etapa “A”, não sendo simulada a etapa “B”. As razões para tal serão apresentadas posteriormente.

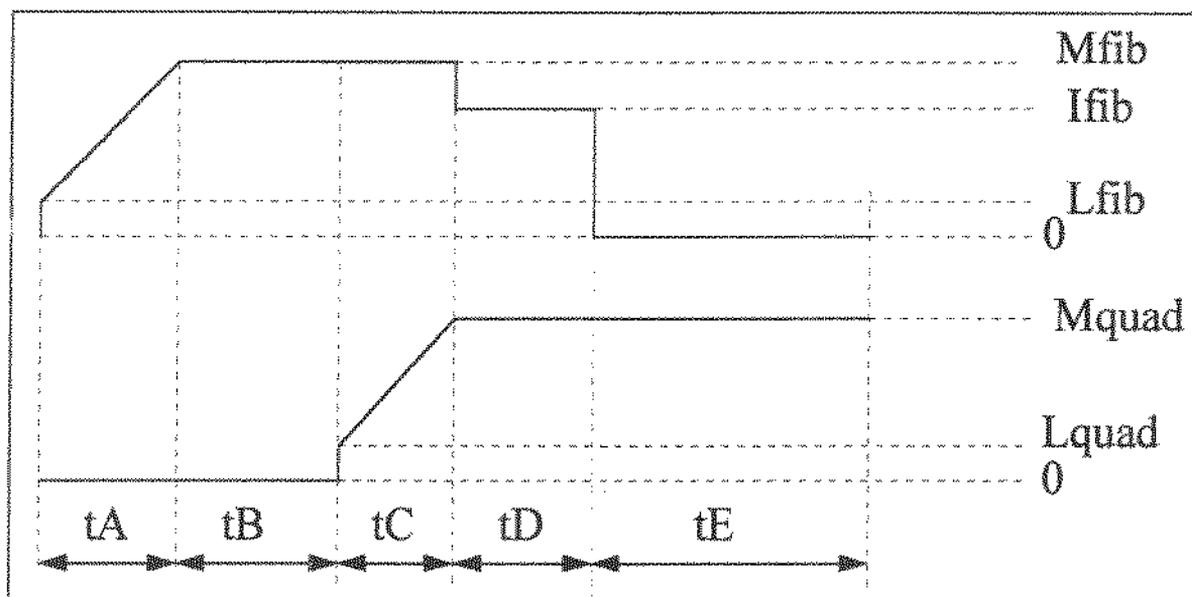


Figura 7.7 - Seqüência de estimulação baseada na cinemática.

É importante ressaltar que a notação das fases desta seqüência não guarda qualquer relação com a notação utilizada para a definição do primeiro tipo de seqüência. As fases são rotuladas com letras de A a E. Esta seqüência está definida apenas para o primeiro pé a passar pelo obstáculo e supõe-se todas as articulações do membro inferior esquerdo (suporte) travadas por órtese. O tornozelo do membro inferior direito também será considerado travado, pois os lesados medulares usando EENM normalmente usam órteses que travam esta articulação.

O índice “fib” se refere à estimulação fibular. Esta é obtida com a aplicação do estímulo elétrico próximo à extremidade proximal da fibula (ou cabeça da fibula), e promove uma flexão tripla, ou seja, de quadril, joelho e tornozelo (dorsiflexão). O índice “quad” se refere à estimulação do Quadríceps, que promove extensão de joelho e leve flexão de quadril.

É bom lembrar que, com o uso de eletrodos de superfície, não é possível estimular o músculo Iliopsoas (responsável pela flexão de quadril) diretamente, devido ao fato de que a localização deste músculo é muito profunda, de forma que a estimulação de superfície não alcança as fibras nervosas referentes a ele. Para se obter a flexão inicial de quadril, e obter ao mesmo tempo a flexão de tornozelo (dorsal) e joelho, pode-se utilizar do artifício da ativação do reflexo de tríplice retirada. Este reflexo pode ser ativado pela estimulação do canal fibular, conforme explicado acima. As fibras motoras do nervo estimulado provocam a flexão dorsal do tornozelo, enquanto que as fibras sensoriais levam o estímulo à medula (porção normalmente preservada nos lesados medulares). A medula, ao processar o estímulo, provoca uma ativação das raízes motoras responsáveis pelas flexões de joelho e quadril.

Temos na fase A a geração de uma "rampa" de estimulação crescente nos flexores do membro inferior. Esta rampa se inicia no limiar de ativação do canal (Lfib) e vai até o valor máximo (Mfib). Os flexores de quadril são de difícil acesso por eletrodos de superfície (utilizados na UNICAMP), e normalmente se utiliza o reflexo de tríplice retirada para garantir o efeito desejado. É importante lembrar aqui que normalmente o tornozelo se mantém imóvel devido ao uso de órtese. Após a "rampa", o estímulo é mantido em um patamar constante (fase B), para que haja tempo para o movimento se completar.

Na fase C, a ação do reflexo da fase anterior é mantida e uma extensão gradual de joelho é produzida por uma "rampa" de estimulação no Quadriceps, iniciando no limiar de ativação do canal (Lquad) e indo até o valor máximo (Mquad). Este grupo muscular apresenta uma modulação de resposta aproximadamente contínua com a intensidade do estímulo. Embora a ação flexora de joelho se mantenha, a ação do Quadriceps é mais forte, garantindo a extensão.

Após a rampa, mantém-se um patamar de estimulação no Quadríceps (fase D) pelas mesmas razões expostas na fase anterior. A intensidade da estimulação fibular é reduzida a um valor intermediário (Ifib), para que a extensão do joelho possa se completar (redução da ação flexora). O quadril se mantém sob flexão, mesmo com a redução da atividade fibular, pela ação do Quadríceps.

Na fase E, o nível de estimulação do Quadríceps é mantido, enquanto o reflexo de flexão é eliminado. Isto promove redução na flexão de quadril, embora este se mantenha em flexão devido à ação do Quadríceps. O indivíduo pode usar a parte superior do corpo, sobre a qual possui controle voluntário, para deslocar seu corpo para a frente, completando o movimento. Após o contato do calcanhar direito, mantém-se apenas a estimulação no Quadríceps, prevenindo colapso de joelho.

O objetivo da comparação dos dois tipos de seqüências é verificar qual análise é mais importante na adaptação de tarefas motoras de indivíduos normais para lesados medulares. O primeiro tipo é centrado na análise de atividade muscular, enquanto o segundo é centrado na análise cinemática. Enquanto o primeiro tipo exige seqüências de estimulação mais complexas, o segundo permite o uso de seqüências bastante simples.

CAPÍTULO 8: SIMULAÇÃO DAS SEQUÊNCIAS DE CONTROLE

8.1 - Introdução

Após a definição das seqüências de estimulação e, eventualmente, dos parâmetros de controle, é importante testar tais seqüências e parâmetros em um modelo antes de se aplicar o procedimento em sujeitos, por questões de segurança. Embora não exista ainda nenhum modelo biomecânico que permita uma reprodução fiel da locomoção, em especial de lesados medulares usando EENM, as aproximações existentes permitem uma avaliação prévia do comportamento esperado. Isto permite, pelo menos, evitar erros grosseiros quando da definição das seqüências de estimulação. Alguns modelos para simulação da marcha humana, em indivíduos normais ou em paraplégicos usando EENM, podem ser encontrados em Davy (1987); Hatze (1977); Mochon e McMahon (1980); Pandy e Berme (1988); Townsend e Seireg (1973); Townsend (1981); e Yamaguchi e Zajac (1990).

O modelo utilizado para a verificação das seqüências de estimulação foi desenvolvido inicialmente por Chiou (1993) e aperfeiçoado por Dunn (1995). Este modelo foi escolhido por algumas razões. Em primeiro lugar, é um modelo recente e se utiliza de conceitos em simulação biomecânica bastante atualizados. Em segundo lugar, este modelo é paramétrico, ou seja, pode-se introduzir dados de um indivíduo específico, e assim ajustar melhor o modelo a este indivíduo. Além disso, este modelo foi desenvolvido especialmente para tratar de indivíduos se locomovendo com o auxílio de EENM, com o uso de modelos

de músculos sob estimulação. Para finalizar, este modelo permite o uso de músculos biarticulares.

Este modelo é composto de duas partes: o modelo segmental e o modelo muscular. O modelo segmental se compõe de uma série de segmentos e articulações, os quais são equivalentes aos ossos e articulações do corpo humano, bem como as massas e inércias dos segmentos corporais. Esta parte do modelo é totalmente passiva. A outra parte do modelo é o modelo muscular, usado para representar os efeitos dos momentos ativos e passivos gerados pelos músculos e ligamentos. Neste nível, a estimulação elétrica é transformada em momentos nas articulações, os quais são aplicados no modelo segmental. Ambos os modelos podem ser ajustados para representar um indivíduo específico, através de tabelas de dados extraídos deste indivíduo.

8.2 - O modelo segmental

Este modelo representa os segmentos e articulações reais de um indivíduo, de forma simplificada. Ele pode ser visto como um conjunto de ossos, massas e articulações sem atrito, que constituem o corpo e são totalmente passivos. A figura 8.1 mostra o modelo. O indivíduo é modelado como um conjunto de dez segmentos rígidos, conectados por juntas sem fricção, de um grau de liberdade cada. A articulação de quadril é composta de uma junta com três graus de liberdade.

O modelo apresenta um único braço, preso na extremidade distal a um ponto imóvel, a fim de simular o efeito de um indivíduo utilizando barras paralelas para apoio. Utiliza-se apenas um braço porque, para locomoção com o auxílio de barras paralelas, ambos os braços executam o mesmo movimento. Um dos pés está preso ao chão através de

uma junta com três graus de liberdade, imitando o contato pé-solo. O outro pé está livre para a fase de balanço.

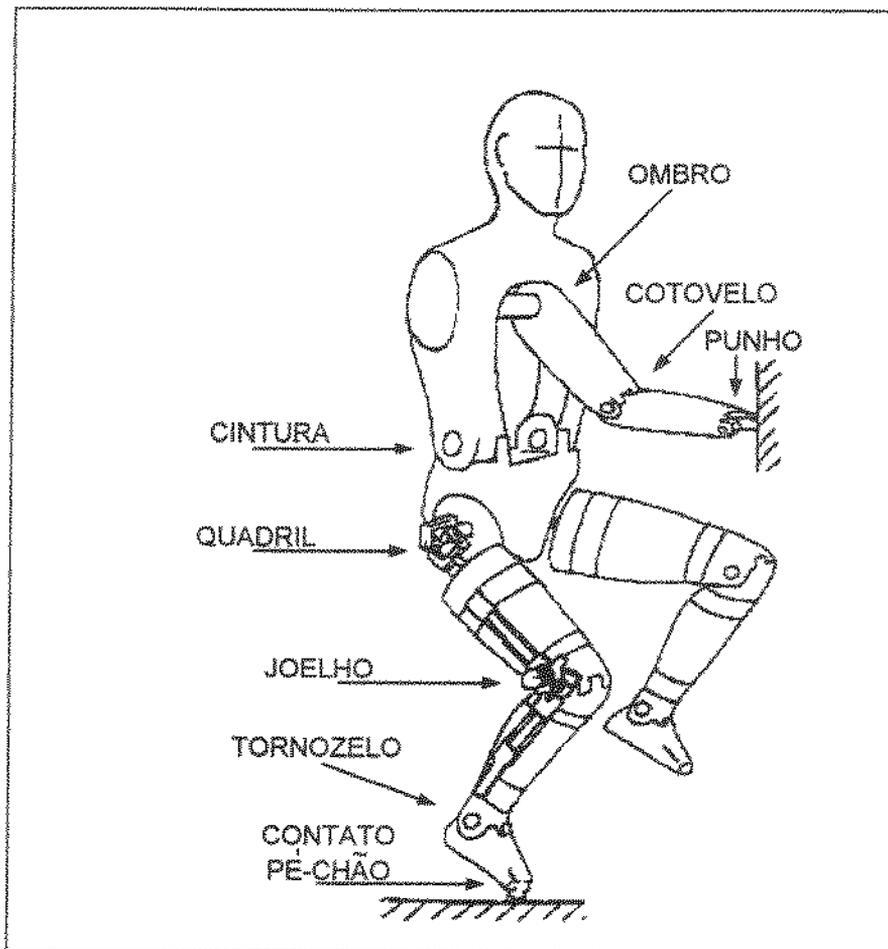


Figura 8.1 - O modelo segmental. Adaptado de Dunn (1995).

As dimensões de cada segmento são determinadas por medidas antropométricas diretamente no indivíduo, baseadas na localização de vários pontos de referência, recomendados por McConville *et al* (1980). As massas de cada segmento são estimadas através de medidas antropométricas e equações de regressão desenvolvidas por McConville *et al* (1980) para homens, e Young *et al* (1983) para mulheres. Os centros de massa, bem como os momentos de inércia, para cada segmento são determinados da mesma forma.

8.3 - O modelo muscular

O modelo muscular utilizado é uma variação do modelo de parâmetros concentrados de Hill (1938). O modelo de Hill, apresentado na figura 8.2, é constituído de um elemento passivo (sistema mola-amortecedor em paralelo) e um elemento ativo (elemento elástico em série com um elemento contrátil).

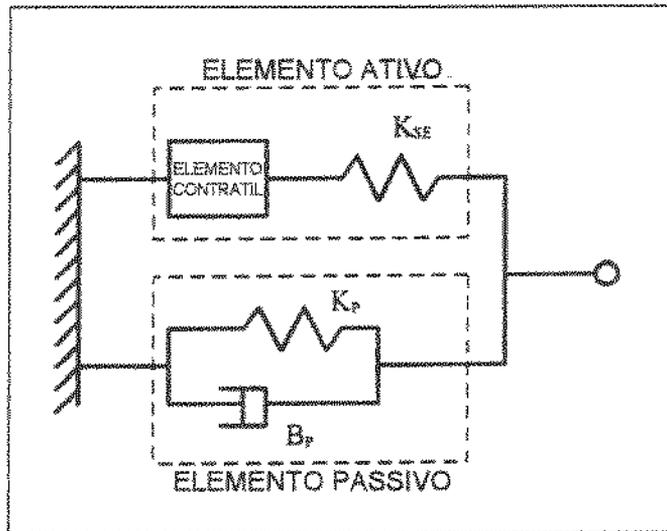


Figura 8.2 - O modelo muscular. Adaptado de Dunn (1995).

O modelo de Hill foi modificado para aplicação no espaço momento-ângulo. Isto significa que o modelo se utiliza de relações entre o ângulo das articulações e o momento presente para calcular os momentos. Os modelos normais se utilizam da relação momento-comprimento do músculo. Com o uso do espaço momento-ângulo, não é necessário se saber as distâncias entre as articulações e os pontos de origem e inserção de cada músculo. Basta coletar as relações entre os momentos e os ângulos das articulações do indivíduo e se determinar esta curva.

Cada elemento do modelo é descrito como uma série de tabelas de dados, extraídos do indivíduo. Cada tabela descreve propriedades musculares distintas. O elemento ativo é descrito através da multiplicação de três relações não-lineares (momento-ativação,

momento-ângulo e momento-velocidade angular) e um fator escalar. O elemento passivo é descrito através da soma das relações momento-ângulo e momento-velocidade. Para efeitos de simplificação, o elemento elástico em série é considerado infinitamente rígido. Os momentos provindos dos elementos ativo e passivo são somados para se obter o momento total.

Nos músculos biarticulares, cada relação depende de dois ângulos, e as tabelas de dados consideram isto.

O modelo conta com dez grupos musculares uniarticulares e dois biarticulares em cada lado. Os grupos uniarticulares são: Flexores, extensores, abdutores, adutores, e rotadores interno e externo de quadril; flexores e extensores de joelho; flexores dorsais e flexores plantares de tornozelo. Os grupos biarticulares são: Quadriceps (extensão de joelho, flexão de quadril) e Ísquio-Tibiais (flexão de joelho, extensão de quadril). Na maior parte dos casos, os músculos uniarticulares que executam parte das funções dos biarticulares podem ser considerados inativos, já que os músculos biarticulares correspondem a uma situação mais realística.

8.4 - Características e limitações do modelo

Todo modelo apresenta limitações intrínsecas, devido às simplificações em relação à planta original (no caso, o sistema músculo-esquelético humano). O presente modelo não é exceção, e o trabalho original de Dunn (1995) apresenta uma análise detalhada de seu comportamento, bem como das fontes de erros. A análise é baseada na comparação entre informações coletadas e dados simulados, bem como em uma análise de sensibilidade do modelo às variações de parâmetros. Esta seção apresenta um resumo destas características.

Os testes foram realizados com seqüências de estimulação similares, cada uma dividida em quatro fases: uma rampa de ativação crescente, um patamar constante de ativação máxima, uma rampa decrescente, e, finalmente, um patamar sem estimulação. Três seqüências foram usadas, mudando-se apenas as taxas de aumento e redução da estimulação. O grupo muscular utilizado nas estimulações foi o Ísquio-Tibial (conjunto formado pelos músculos Bíceps Femoral, Semitendinoso e Semimembranoso).

O modelo apresentou muitas melhoras, comparado ao modelo original de Chiou (1993). Isto se deve, principalmente, à adição de músculos biarticulares, bem como aos melhoramentos introduzidos nas técnicas de extração de parâmetros individuais. Entretanto, a maior parte dos erros associados às simulações podem ser atribuídos à dificuldade de se proceder a uma identificação precisa dos parâmetros dos músculos biarticulares.

Durante a coleta dos parâmetros, o posicionamento do sujeito foi provavelmente fonte considerável de erros, devido ao desconforto no posicionamento (foi usado um banco inclinado, o que provocou extremo desconforto em alguns indivíduos). O banco utilizado pode ainda ter afetado as propriedades passivas do quadril (o qual ficava muito próximo à borda do banco).

Nas comparações dos valores medidos com os simulados, o modelo se mostrou excelente na previsão dos ângulos de equilíbrio, tanto durante a ativação do músculo (equilíbrio ativo) quanto após o término da estimulação (equilíbrio passivo). A previsão do comportamento durante o aumento e a diminuição dos níveis de estimulação também foi adequada. As maiores falhas do modelo estão na previsão da cinemática passiva do joelho em regiões próximas à sua extensão total, bem como na dinâmica do equilíbrio de quadril (o modelo apresentou mais oscilações durante as condições transientes que os dados

experimentais). Entretanto, para o quadril, a diferença provavelmente se deve à interferência do banco de suporte no amortecimento das oscilações.

8.5 - O programa de simulação

O programa para a simulação do modelo foi escrito por Dunn (1995) em Microsoft® C 6.0, e gentilmente cedido para o presente trabalho. Nenhuma modificação no modelo em si foi efetuada, já que o modelo foi usado apenas como ferramenta auxiliar. O programa se divide em quatro arquivos:

1. Biblioteca para C, com todas as rotinas básicas de simulação (FESMOD.LIB)
2. Arquivo de controle de sujeito, fonte em C (SUBJ_C.C)
3. Arquivo de dados do sujeito, arquivo texto (XXX.DAT)
4. Arquivo de condições iniciais do sujeito (XXX.0)

No arquivo de controle, pode-se alterar o código para se determinar as seqüências de estímulos a serem aplicadas, as condições para que determinadas articulações sejam travadas ou destravadas (simulando o comportamento de uma órtese), quais variáveis serão gravadas no arquivo de saída, os momentos externos a serem aplicados (se desejado) e as condições nas quais a simulação deve ser interrompida (também se desejado). Para a estimulação, entra-se na rotina adequada a intensidade de estimulação, em miliamperes.

O arquivo de dados apresenta todos os dados coletados do indivíduo em questão. Estes dados incluem valores antropométricos, massas segmentais estimadas, massas de órteses, tensores de inércia dos segmentos e de órteses, localização dos centros de massa, e

parâmetros musculares (momento máximo; constante dinâmica de ativação; relações ângulo-momento, velocidade angular-momento, estimulação-momento).

O arquivo de condições iniciais apresenta os ângulos e velocidades angulares iniciais para todas as articulações. Este arquivo apresenta ainda as condições iniciais de cada articulação (travadas ou não, novamente simulando uma órtese), a duração da simulação, o intervalo de tempo entre duas iterações e outros parâmetros utilizados nos cálculos numéricos.

Para se executar a simulação, é necessário compilar o arquivo de controle e ligá-lo com o arquivo de biblioteca. Depois, usa-se um programa utilitário para gerar um arquivo de lote, que executará o arquivo de controle, já transformado em executável, passando a este parâmetros dos arquivos de dados e condições iniciais.

O programa gera três arquivos de saída, cujos nomes são determinados quando da criação do arquivo de lote. O arquivo com a extensão ".AN" possui dados (coordenadas cartesianas das articulações) para se executar uma animação, através do uso de outro utilitário. O arquivo com a extensão ".PLT" possui informações sobre os momentos e ângulos de cada articulação, bem como a intensidade de estimulação. O arquivo com extensão ".U" possui os dados que o usuário determinar no arquivo de controle.

8.6 - Execução da simulação baseada em EMG

Os dois paradigmas propostos (base em EMG ou cinemática) foram simulados para a duração da fase "A" (passagem do membro inferior direito). A passagem do membro inferior esquerdo não foi simulada, pelo fato de que o erro da simulação aumenta com o tempo de execução. Assim, se a continuação da tarefa fosse simulada, os erros e as

variáveis não controladas provavelmente fariam com que os resultados se distanciassem muito da realidade. Além disso, basta que a passagem do primeiro membro seja simulada para que se verifique a viabilidade da metodologia.

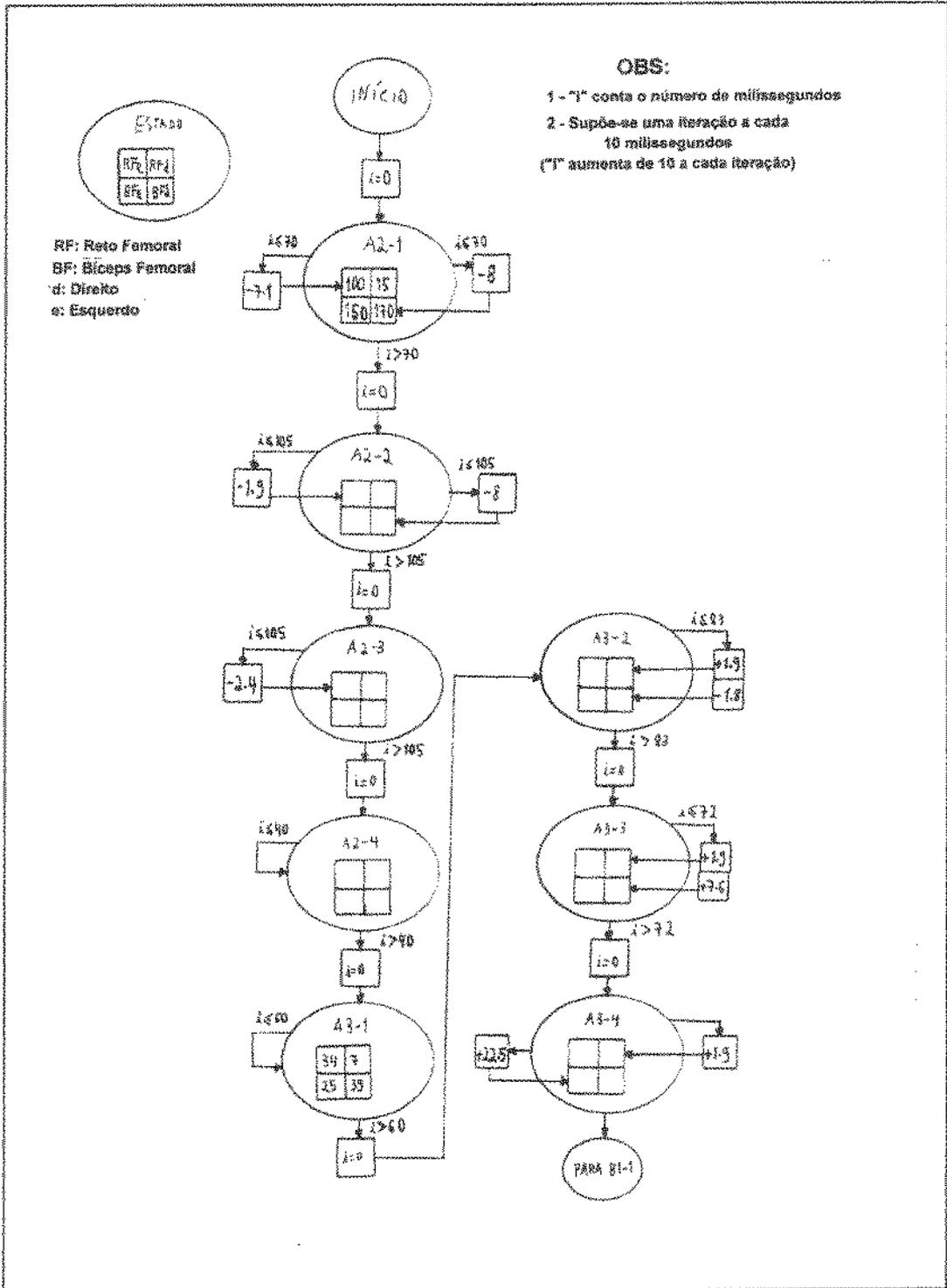


Figura 8.3a - Diagrama de subestados para seqüência baseada em EMG (parte A).

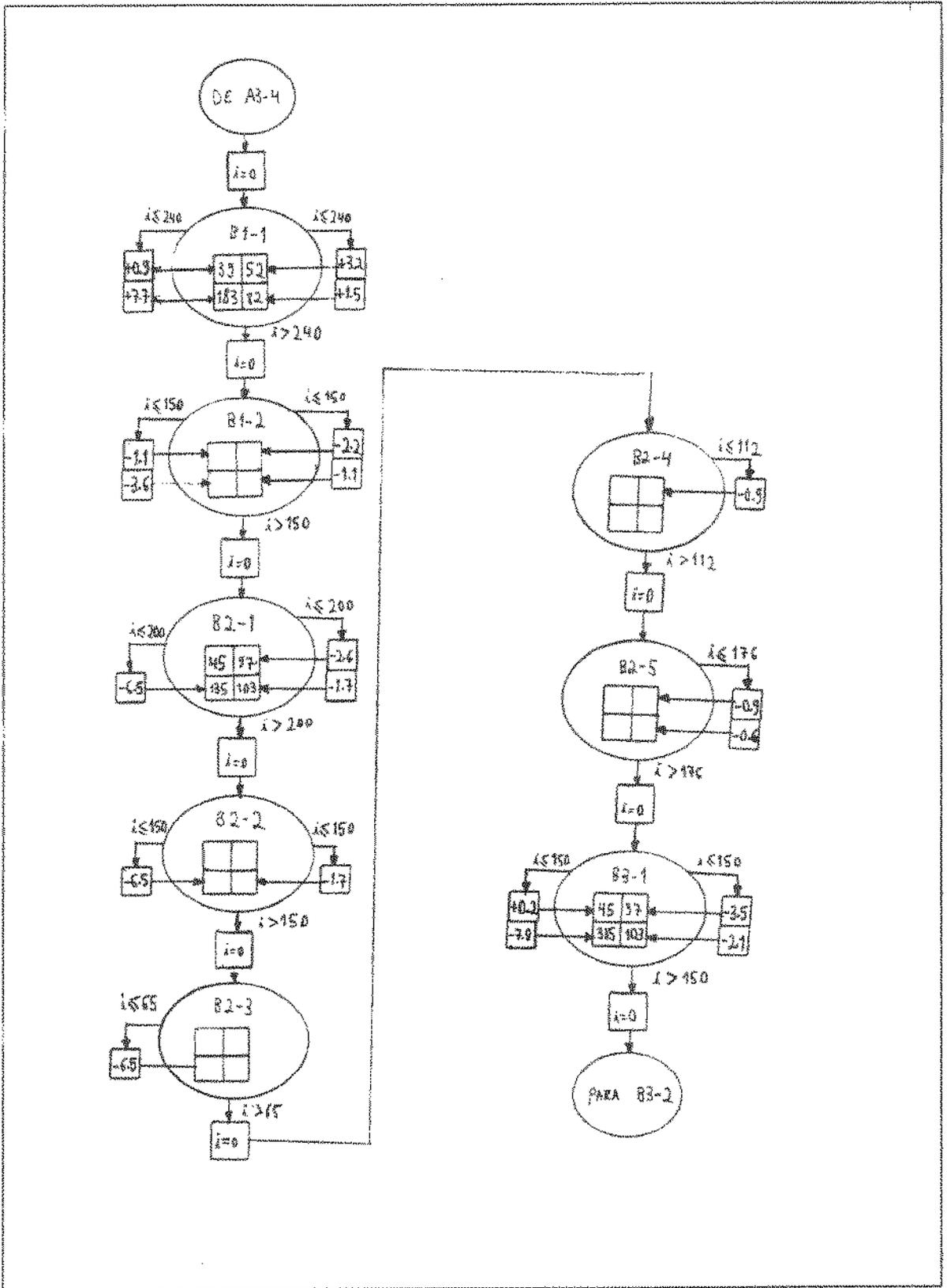


Figura 8.3b - Diagrama de subestados para sequência baseada em EMG (parte B).

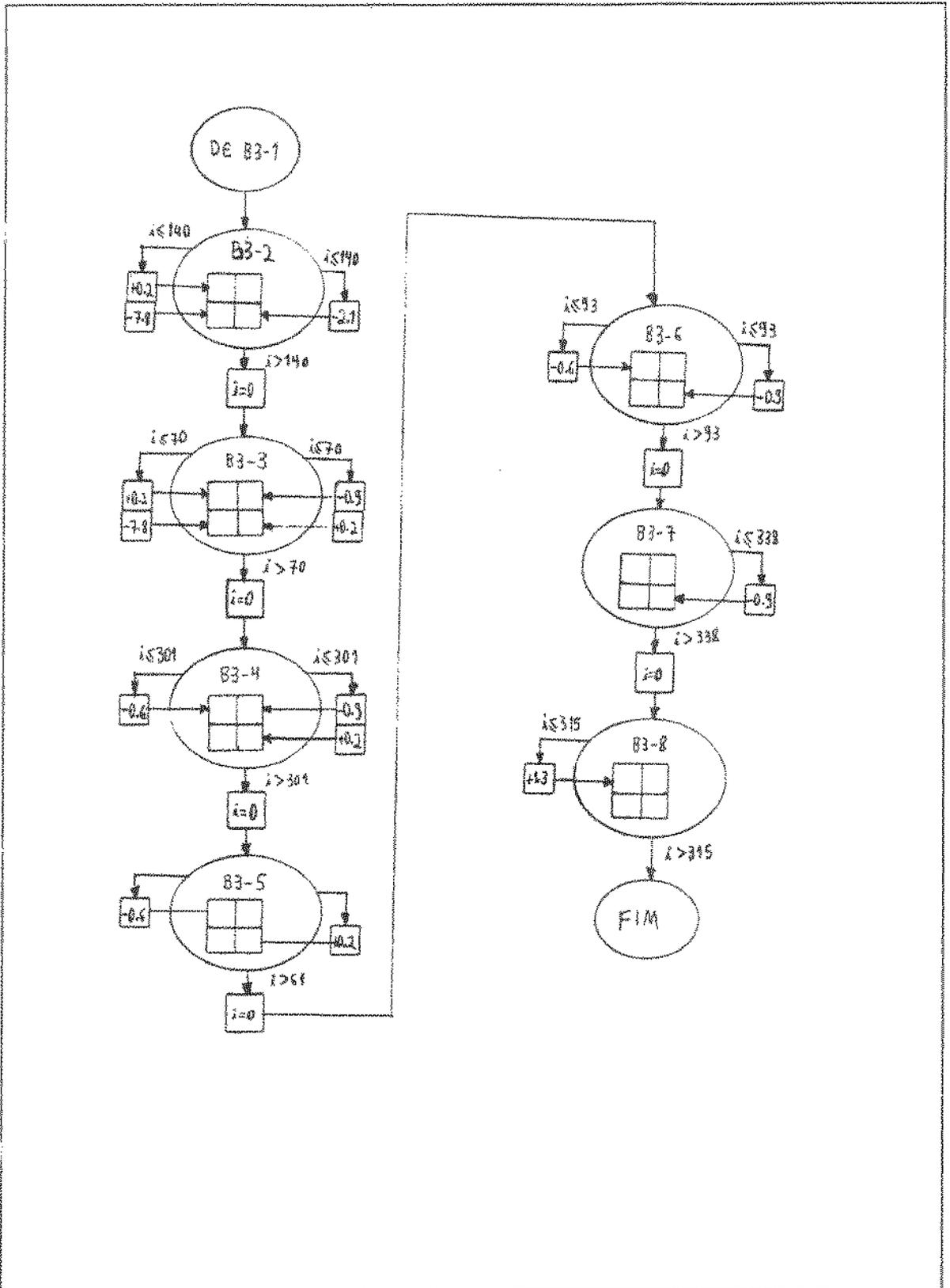


Figura 8.3c - Diagrama de subestados para seqüência baseada em EMG (parte C).

Para a seqüência baseada em EMG, decidiu-se simular o conjunto de curvas de ativação muscular responsável pela superação do obstáculo mais baixo.

Para se implementar a seqüência no programa de simulação, um diagrama de subestados, conforme descrito no capítulo 3, foi definido (figuras 8.3 a, b e c), baseando-se na seqüência de "rampas" e "patamares" obtida de acordo com a seção 7.3. Cada estado dura até que a inclinação da rampa de qualquer músculo mude. A partir deste diagrama, o algoritmo de controle foi escrito e incorporado ao programa de simulação.

A duração de cada iteração foi estipulada em 2,5 ms, um compromisso entre velocidade de execução e precisão. Duas condições para o sujeito foram experimentadas. Na condição "normal", os ângulos iniciais das articulações utilizados foram obtidos de Winter (1991), para indivíduos normais no instante imediatamente anterior à perda de contato do pé com o solo. Todas as articulações, exceto os tornozelos, estavam livres para movimentar-se no plano sagital. Estas condições simulam um sujeito normal com este padrão de ativação muscular.

Como os resultados da primeira simulação não foram satisfatórios (conforme será apresentado nos próximos capítulos), havendo um colapso do sujeito sob a ação da gravidade, uma nova condição foi estabelecida para a segunda simulação. Para se evitar o referido colapso e verificar se, provido o devido suporte no membro contralateral, o membro direito poderia executar a trajetória esperada, o membro esquerdo teve todas as suas articulações travadas. Nesta condição, denominada "travado", os ângulos iniciais das articulações foram aproximadamente iguais aos presentes em um indivíduo lesado medular andando com o uso de EENM, imediatamente antes da perda de contato do pé com o solo. Estas condições simulam, assim, um lesado medular usando uma seqüência de EENM

baseada no padrão de ativação de indivíduos normais e se utilizando de órtese ou de EENM para manter as articulações do membro inferior esquerdo imóveis.

Em ambas as condições, os valores de estimulação foram ajustados de tal maneira que a máxima atividade de cada músculo correspondesse à maior amplitude de estimulação que não produzisse saturação naquele mesmo músculo. Para a condição "travado", os músculos do membro inferior esquerdo foram desativados, já que as articulações são mantidas travadas. Durante a execução das diversas tentativas de simulação, alguns fatores foram ajustados empiricamente (especificamente, os valores pelos quais se multiplica cada valor de canal no algoritmo de controle para se obter o valor em miliamperes a ser aplicado na simulação), a fim de se buscar a obtenção do comportamento o mais próximo possível do natural.

8.7 - Execução da simulação baseada na cinemática

Um diagrama de subestados foi definido (figura 8.4), baseando-se na seqüência apresentada na figura 7.7. Cada uma das cinco fases definidas para aquela seqüência se constitui de um estado no diagrama. O algoritmo de controle foi escrito e incorporado da mesma forma que no caso anterior.

A duração de cada iteração também foi estipulada em 2,5 ms. Apenas uma condição para o sujeito foi estipulada. Esta condição corresponde à condição "travado" da simulação baseada em EMG.

Os diversos parâmetros desta seqüência (tempos de duração de cada fase, intensidades máximas de estimulação, valor intermediário de estimulação para o canal

fibular, etc.) foram ajustados empiricamente, ou seja, a cada tentativa de simulação, o comportamento era analisado e os parâmetros adequados eram modificados.

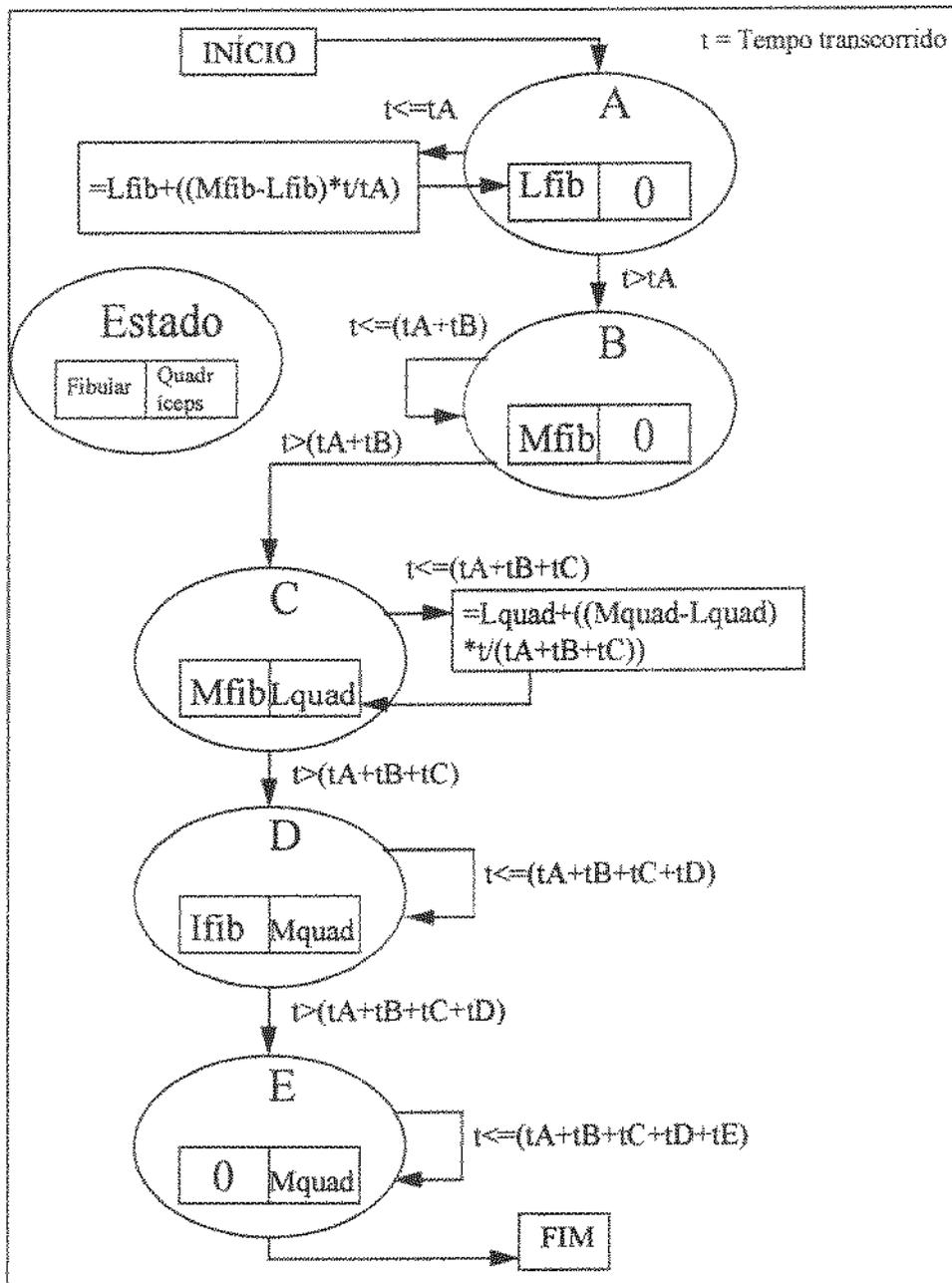


Figura 8.4 - Diagrama de subestados para seqüência baseada na cinemática.

Como não há previsão para a simulação do reflexo de triplice retirada, este foi simulado através da estimulação conjunta dos flexores de joelho e quadril. Como o corpo precisa ser transladado para a frente após o pé passar o obstáculo, para que aquele caia em frente a este, definiu-se no modelo a aplicação de um momento externo no ombro, fazendo com que o braço se aproxime do corpo. Como o apoio do punho não se desloca, o corpo como um todo é forçado a se deslocar. Isto simula o controle que o lesado medular exerce com a parte superior do corpo, agindo sobre os dispositivos auxiliares (muletas ou andador). Os instantes de início e final da aplicação deste momento, bem como a sua intensidade, são parâmetros que também foram ajustados empiricamente (chegou-se a 20N.m, dentro da faixa válida fisiologicamente).

É importante lembrar que os diagramas de subestados utilizados para as duas seqüências não constituem sistemas de malha fechada. Sistemas mais sofisticados podem fazer uso deste recurso com o mesmo tipo de diagrama, conforme discutido no capítulo 3. Como o objetivo aqui é mostrar a validade do método de forma didática, entretanto, sistemas mais simples são apresentados.

CAPÍTULO 9: RESULTADOS DA SIMULAÇÃO

9.1 - Estimulação baseada em EMG

Através de um programa de animação, pode-se ver o comportamento da simulação de forma bastante simples. As figuras 9.1 a 9.4 mostram quatro instantes da animação, em seqüência, dos resultados para a simulação utilizando-se a estimulação baseada em EMG, indivíduo "normal" (sem travamento de joelho e quadril na perna de suporte). O sinal "*" representa o pé direito, o qual deve superar o obstáculo. Esta mesma notação é usada até a figura 9.15. Pode-se ver claramente que o sujeito, ao invés de superar o obstáculo, colapsa sob a ação da gravidade. A simulação foi interrompida antes do final porque o calcanhar esquerdo escorregou.

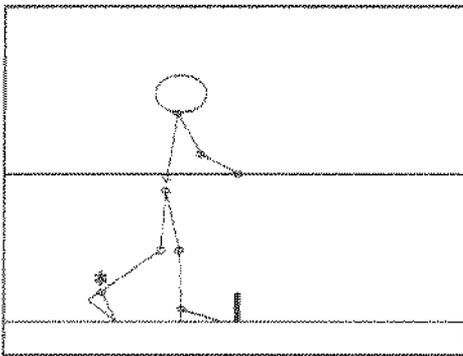


Figura 9.1 - Indivíduo normal - Fase 1.

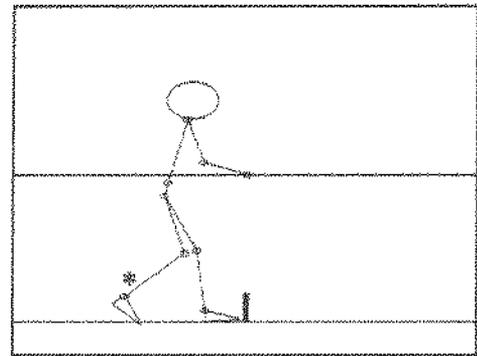


Figura 9.2 - Indivíduo normal - Fase 2.

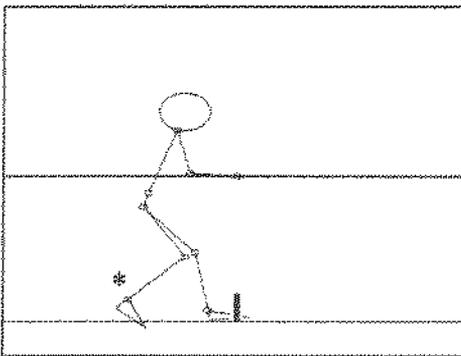


Figura 9.3 - Indivíduo normal - Fase 3.

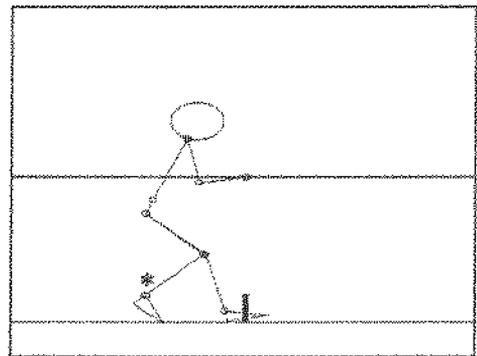


Figura 9.4 - Indivíduo normal - Fase 4.

A figura 9.5 mostra o instante inicial da animação com a mesma estimulação, agora com o indivíduo “travado” (com articulações de joelho e quadril travadas). Durante toda a simulação, a postura mantida foi esta, sem alteração.

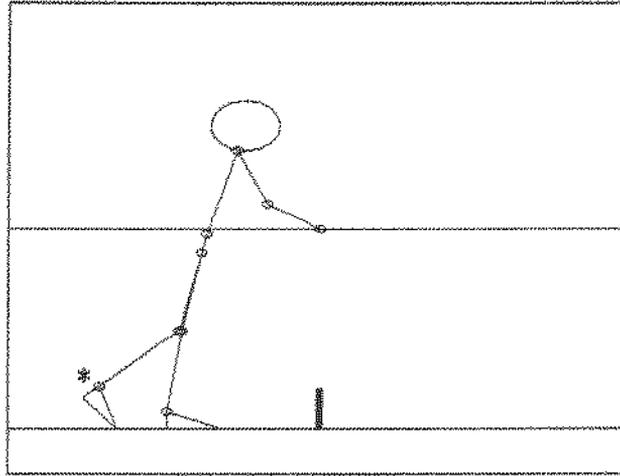


Figura 9.5 - Indivíduo “travado”.

9.2 - Estimulação baseada na cinemática

As figuras 9.6 a 9.15 mostram dez instantes da animação, em seqüência, dos resultados para a simulação utilizando-se a estimulação baseada na cinemática. Agora, pode-se ver claramente o sucesso da estratégia, com a superação do obstáculo. A simulação foi interrompida quando do contato do calcanhar direito com o solo, conforme determinado na rotina de interrupção pelo usuário, no programa de controle (seção 8.5).

A figura 9.16 mostra a evolução dos ângulos de quadril e joelho durante a simulação da segunda seqüência (flexão positiva). Estes dados não são apresentados para a primeira seqüência porque esta não se mostrou viável (como será visto nos próximos capítulos).

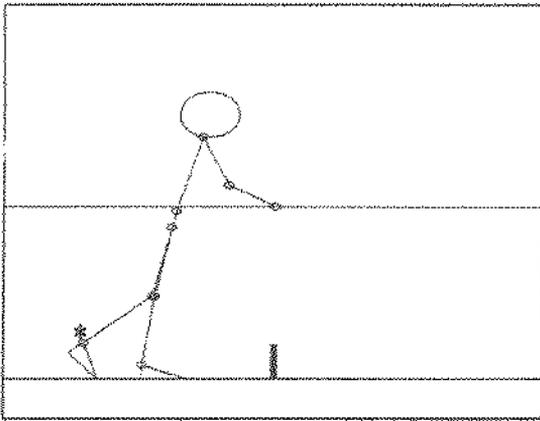


Figura 9.6 - Seqüência cinemática - Fase 1.

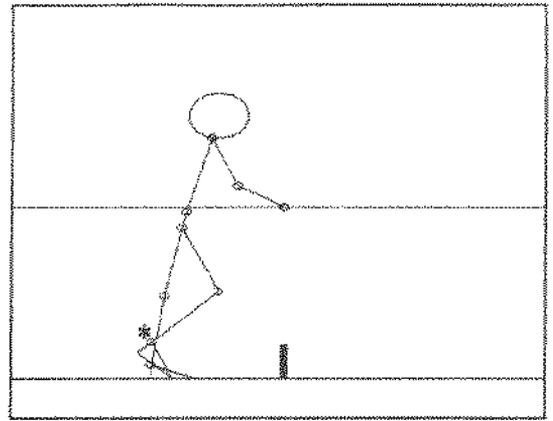


Figura 9.7 - Seqüência cinemática - Fase 2.

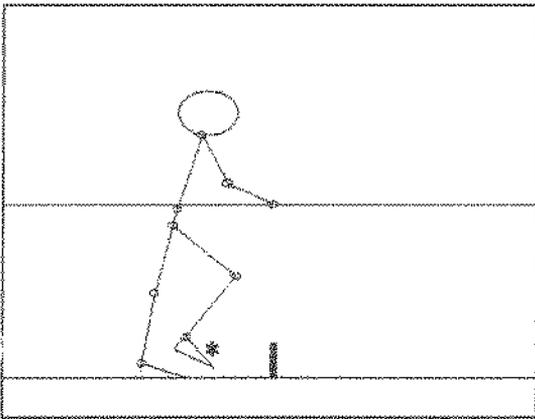


Figura 9.8 - Seqüência cinemática - Fase 3.

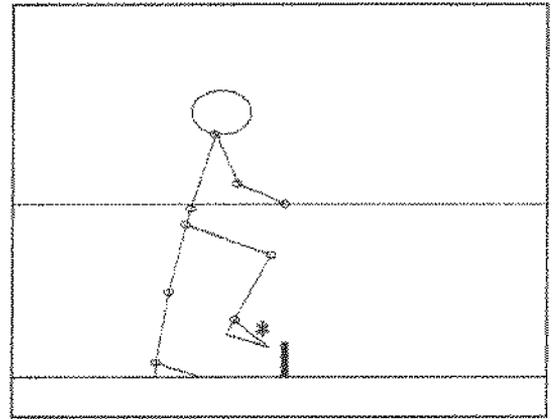


Figura 9.9 - Seqüência cinemática - Fase 4.

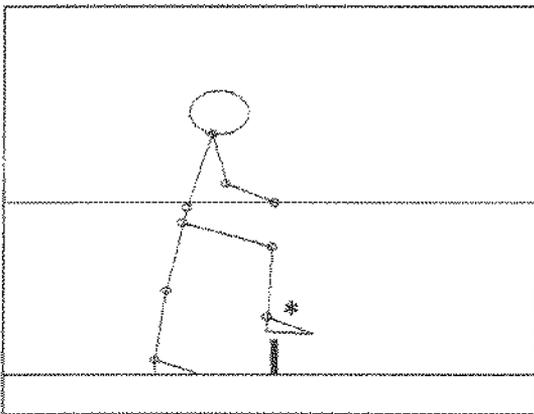


Figura 9.10 - Seqüência cinemática - Fase 5.

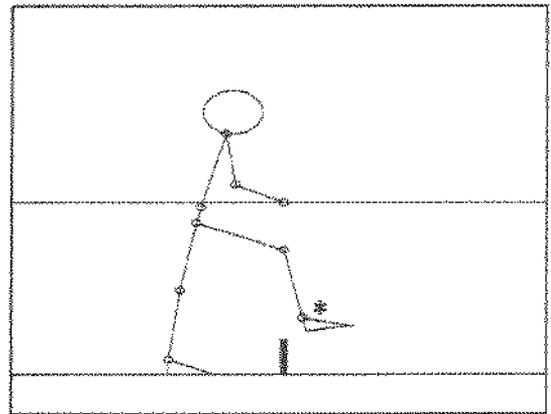


Figura 9.11 - Seqüência cinemática - Fase 6.

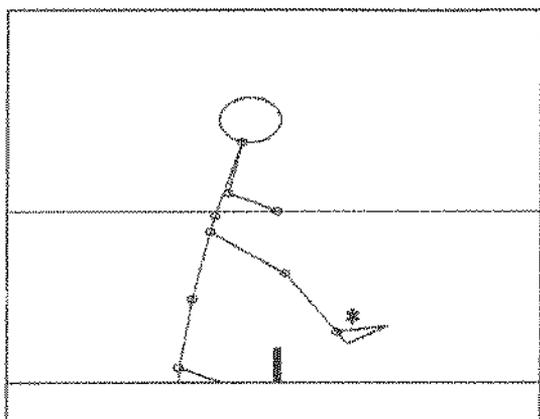


Figura 9.12 - Sequência cinemática - Fase 7.

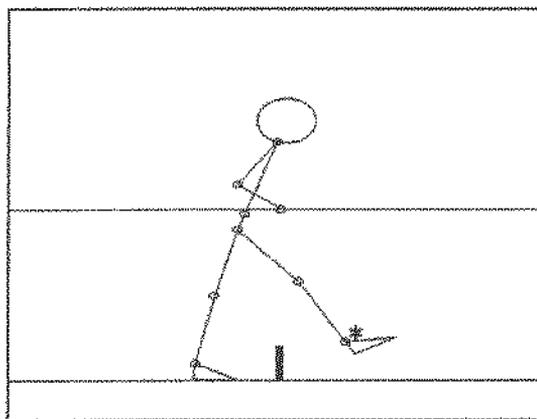


Figura 9.13 - Sequência cinemática - Fase 8.

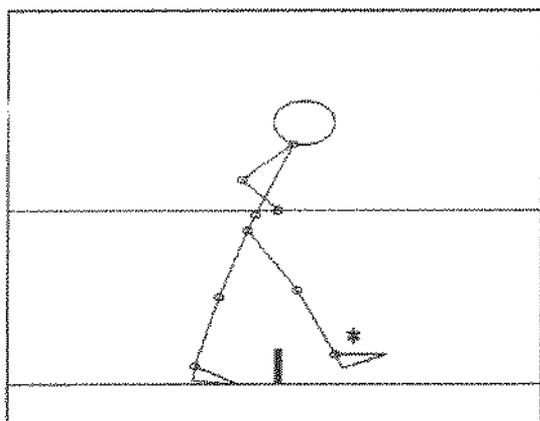


Figura 9.14 - Sequência cinemática - Fase 9.

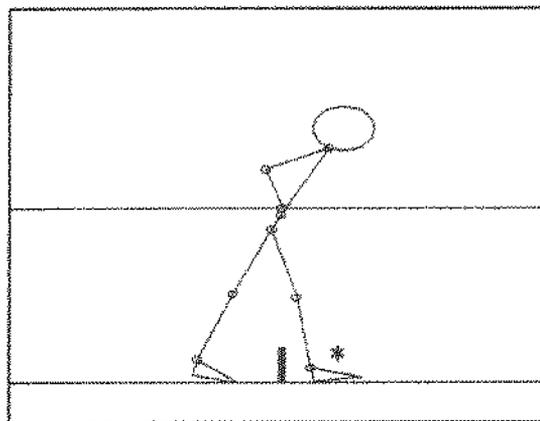


Figura 9.15 - Sequência cinemática - Fase 10.

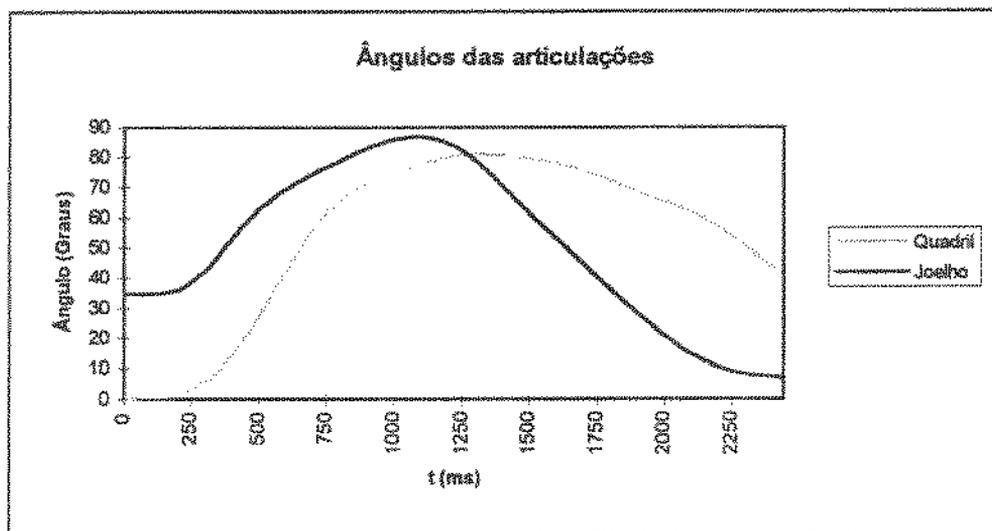


Figura 9.16 - Ângulos das articulações de quadril e joelho - Lado direito.

As figuras 9.17 a 9.19 mostram as trajetórias, no plano sagital (eixo x na horizontal, apontando para o sentido de progressão, e eixo y na vertical, apontando para cima), das diversas articulações no lado direito, bem como das pontas dos pés (bilateral) e calcanhar direito. Estes dados correspondem à segunda seqüência, não sendo apresentados para a primeira pelos mesmos motivos expostos para a figura 9.16. O conhecimento das posições das articulações e das pontas dos pés são suficientes para que se visualize a trajetória do corpo como um todo. Todos os valores (eixos x e y) estão em metros.

A figura 9.17 mostra as trajetórias, ao longo da simulação, do ombro, do quadril e do pé esquerdo. A figura 9.18 mostra as trajetórias do joelho e do tornozelo. A figura 9.19 mostra as trajetórias do calcanhar direito e da ponta do pé direito.

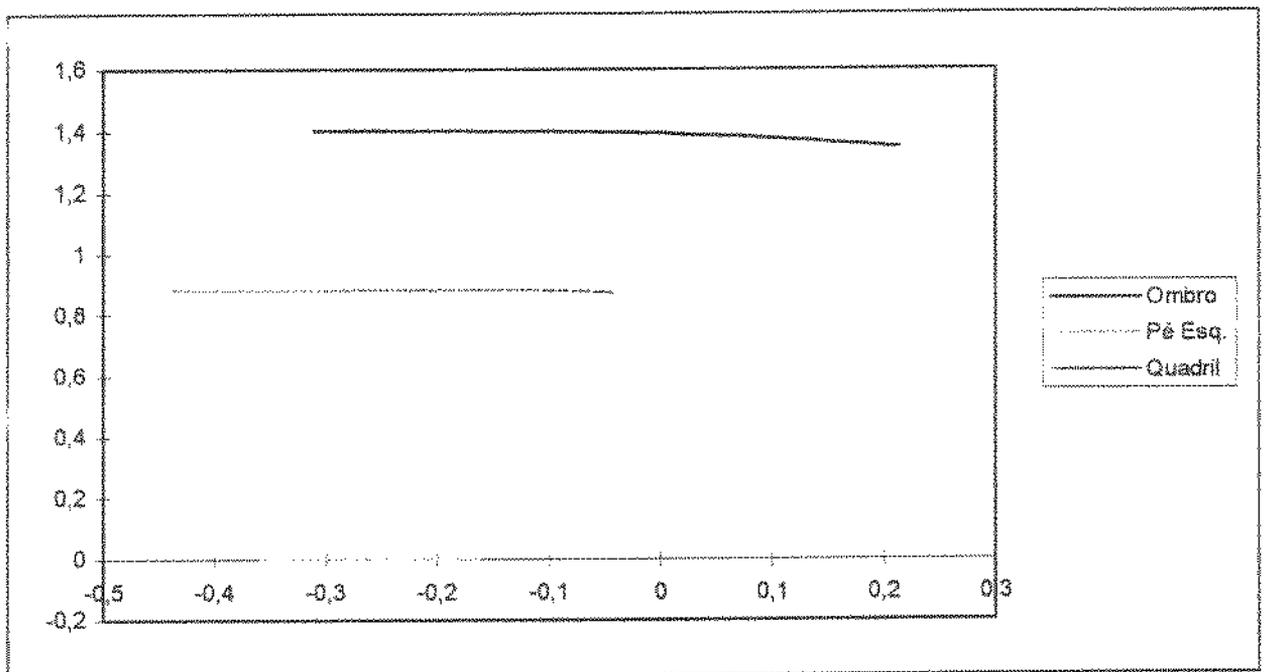


Figura 9.17 - Trajetórias de pé esquerdo (ponta) e ombro e quadril direitos.

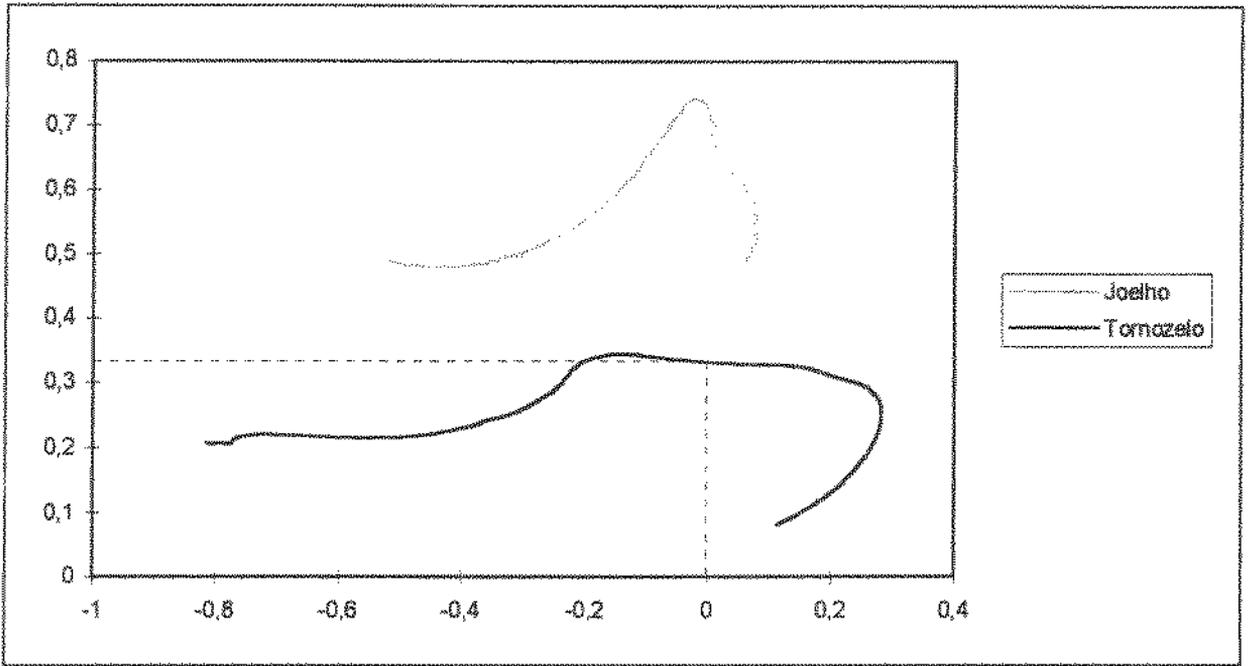


Figura 9.18 - Trajetórias de joelho e tornozelo direitos.

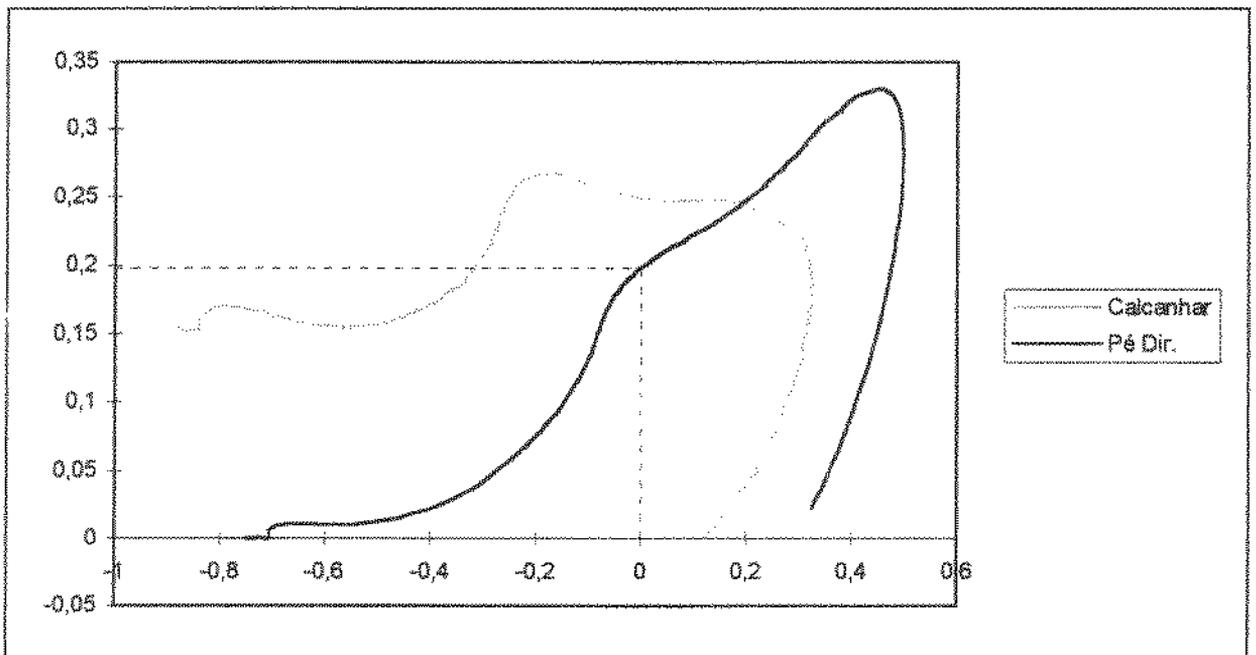


Figura 9.19 - Trajetórias de calcanhar e pé (ponta) direitos.

CAPÍTULO 10: DISCUSSÃO DA SIMULAÇÃO

10.1 - Estimulação baseada em EMG

As figuras 9.1 a 9.4 mostram que a simples introdução dos valores normais de atividade dos principais músculos no modelo produz resultados inadequados. O movimento executado pelo sujeito é totalmente diferente do esperado. As articulações sofrem flexões exacerbadas, promovidas pelos músculos e pela ação da gravidade.

Na figura 9.5, pode-se ver a posição corporal mantida por toda a simulação. O sujeito não foi capaz de tirar o pé direito do chão, mesmo sendo provido o suporte postural necessário.

É importante lembrar que várias alterações nos parâmetros do modelo foram feitas, e os resultados se mantiveram os mesmos. Assim, pode-se afirmar que o comportamento básico do modelo será o acima apresentado (colapso total ou imobilidade, dependendo do travamento das articulações) para este padrão de estimulação.

É possível apresentar duas causas básicas para os resultados encontrados. A primeira se deve a uma forte não-linearidade entre a envoltória do sinal EMG e a força, traduzida em momento, produzida pelo músculo. Além disso, para uma intensidade fixa de atividade mioelétrica, a força pode variar em função do comprimento do músculo e da variação instantânea deste comprimento no tempo. A relação entre intensidade de estimulação elétrica (EENM) e força gerada é bem mais próxima da linear. Nos testes clínicos feitos por Dunn (1995), realizados para se introduzir as tabelas contendo as relações paramétricas, a relação entre a atividade muscular e a estimulação é uma sigmóide, sendo praticamente linear nos valores intermediários da curva.

Uma solução para este problema seria adaptar o modelo para corrigir o valor dos estímulos em função das não-linearidades encontradas e dos valores de ângulos e velocidades angulares das articulações. Para tanto, seria necessário uma análise profunda do problema para se estabelecer tais relações, o que ainda não foi totalmente realizado.

A segunda causa poderia ser o fato de que os músculos utilizados na simulação são insuficientes para se gerar o movimento esperado. Além dos grupos Quadriceps e Ísquio-Tibiais, outros grupos são importantes na produção do movimento dos membros inferiores. Estes grupos respondem por uma parcela significativa dos momentos produzidos nas articulações de quadril e joelho. Como exemplo, pode-se citar o Glúteo Máximo e o Iliopsoas.

A solução para este problema seria incluir estes músculos na metodologia. Tal procedimento, entretanto, apresenta três problemas intrínsecos. Primeiro, o número de músculos analisados se torna muito grande, e a obtenção de um comportamento motor natural é tanto mais difícil quanto maior a interferência externa (no caso, a presença de fios e eletrodos). Segundo, alguns destes músculos só podem ter sua atividade monitorada através de eletrodos de agulha, o que promoveria forte interferência externa, ou mesmo inviabilizaria o experimento. Terceiro, muitos destes músculos não são acessíveis através da EENM no presente estágio de desenvolvimento (só podendo ser estimulados com o uso de eletrodos implantados), e, portanto, mesmo que se pudesse fazer a simulação com todos os músculos, não seria possível se implementar o sistema na prática.

10.2 - Estimulação baseada na cinemática

As figuras 9.6 a 9.15 são suficientes para comprovar os bons resultados desta seqüência. Pode-se ver claramente que o sujeito é capaz de superar um pequeno obstáculo. O comportamento do sujeito durante todo o período de simulação foi suave e não houve choque com o obstáculo.

A figura 9.16 traz subsídios para a afirmação de que o movimento gerado foi suave. Pode-se ver claramente uma variação gradual nos ângulos de quadril e joelho, sem variações bruscas. Isto é importante para se preservar o bom estado das articulações de um indivíduo, bem como para se minimizar o gasto energético.

Na mesma figura, percebe-se claramente o comportamento esperado para as articulações. No início, há uma flexão crescente e concomitante de joelho e quadril. A seguir, o ângulo de quadril praticamente se estabiliza, enquanto que o joelho começa a sua extensão. Posteriormente, já com o joelho em razoável extensão, o quadril começa a se estender. Esta última extensão de quadril pode ser causada pelo deslocamento do corpo para a frente ou pela extensão de joelho, ambos os casos consistindo em um exemplo de dinâmica intersegmental (comentada no capítulo 2).

Na figura 9.17, pode-se verificar que as trajetórias do ombro e do quadril se comportam conforme esperado. Ocorre uma translação para a frente nestes dois pontos, sendo que a trajetória descrita é um arco de grande raio. Isto é esperado, pois nesta simulação o corpo todo é transladado para a frente através de um momento aplicado no ombro. Se os dedos do pé esquerdo (suporte) funcionarem como um pivô, os movimentos descritos pelos diversos pontos do corpo serão arcos.

Na mesma figura, entretanto, pode-se ver que há uma translação horizontal dos dedos do pé esquerdo, o que não era esperado. Isto é um efeito colateral da aplicação do momento externo no ombro. Como o pé esquerdo não está preso ao chão, este pode se movimentar se a força horizontal superar o atrito, o que ocorreu neste caso. O deslocamento medido é de 20 centímetros, bem menor que os obtidos no ombro e no quadril (45 e 55 centímetros, respectivamente). Assim, parte da translação destas duas articulações (20 centímetros) se deve ao deslocamento do pé esquerdo, mas o restante se deve ao uso do pé como pivô.

Na figura 9.18, pode-se verificar as trajetórias do joelho e do tornozelo direitos. Pode-se ver claramente o rápido deslocamento para cima do joelho durante a fase de flexão de quadril, bem como o deslocamento no sentido oposto, durante a fase final. O tornozelo também sofre um deslocamento para cima e para a frente, e no final, apresenta um recuo horizontal, gerado pela continuação do movimento pendular do restante do corpo. Para a posição horizontal zero (posição estimada para o obstáculo), o tornozelo passa a pouco mais de 30 centímetros do chão, valores aproximadamente mantidos em uma faixa de 20 centímetros do centro do obstáculo. Isto exclui o tornozelo como fator limitador da altura máxima do obstáculo, pois as distâncias ao chão dos outros pontos do pé são menores.

Na figura 9.19, pode-se ver os deslocamentos verticais esperados para o calcanhar e a ponta do pé direitos. O mesmo recuo horizontal visto no tornozelo está também presente nestes dois pontos, em menor grau. O mais importante é a verificação que a ponta do pé passa a 20 centímetros do chão na posição do obstáculo. Assim, pode-se considerar que um obstáculo de 15 centímetros pode ser superado com bastante segurança.

10.3 - Discussão geral

A primeira conclusão a que se chega é a superioridade da seqüência baseada em cinemática sobre aquela baseada em atividade muscular. A seqüência cinemática apresentou os resultados esperados, sendo muito mais simples que a outra. Estes resultados valem para a simulação, mas não há motivos para se julgar o caso real muito diferente.

Como já discutido, há uma série de problemas intrínsecos no que se refere ao uso de seqüências baseadas em atividade muscular. Estes problemas são de difícil solução. Como as seqüências baseadas em cinemática apresentam melhores resultados com sistemas mais simples, deve-se considerar esta última opção como mais vantajosa.

A seqüência baseada em cinemática simulada se mostrou bastante eficiente na superação de obstáculos de até 15 centímetros de altura. Obviamente, o uso de tempos de estimulação e/ou amplitudes maiores para o canal de estimulação Fibular pode aumentar esta altura. Entretanto, a grande maioria dos obstáculos encontrados no âmbito doméstico (brinquedos, livros, etc.) estão nesta faixa de altura.

CAPÍTULO 11: EXPERIMENTAÇÃO CLÍNICA

A fim de se ter uma confirmação final da validade da seqüência de estimulação proposta, é interessante que se execute testes clínicos. No presente trabalho, a seqüência de estimulação baseada em dados cinemáticos foi testada em dois indivíduos (um paraplégico e um tetraplégico). A opção pela seqüência baseada na cinemática se deve aos excelentes resultados apresentados nas simulações, em comparação com os obtidos para a seqüência baseada em EMG.

11.1 - O sistema de estimulação

Para que se pudesse aplicar a seqüência de estímulos, o sistema apresentado na figura 11.1 foi utilizado. Este sistema consiste de um microcomputador, o qual está conectado uma placa D/A (conversora digital-analógica), de dois canais. Esta placa permite produzir um sinal de saída em cada canal, independentemente, entre -5 e +5 Volts, para um valor numérico (transferido à placa através de duas portas de comunicação, uma para cada canal) entre 0 e 255. No presente sistema, utiliza-se valores entre 127 e 255, o que produz uma faixa de saída entre 0 e 5 Volts.

As duas saídas analógicas são conectadas a uma interface, a qual promove isolamento galvânica entre a placa D/A (alimentada pela rede elétrica) e o restante do sistema, por questões de segurança. Esta interface ainda converte os níveis de tensão da faixa de 0 a 5 Volts para uma faixa de 0 a 12 Volts.

As saídas da interface são conectadas às duas entradas de controle de um estimulador portátil de dois canais. Este estimulador é alimentado a bateria, promovendo

total segurança elétrica para o paciente. As entradas de controle permitem que a amplitude de estimulação varie entre zero e o máximo, para um sinal na entrada de controle entre 0 e 12 Volts. Desta forma, um valor entre 127 e 255 gerado pelo computador faz com que a amplitude de saída varie entre zero e o máximo.

As duas saídas de estimulação são ligadas aos eletrodos de estimulação Fibular e de Quadríceps, conforme o definido para esta seqüência.

Um programa, escrito em C, foi desenvolvido especificamente para este teste. O programa apresenta cinco opções no seu menu, além da finalização. Este programa gera a seqüência apresentada na figura 7.7, introduzida como algoritmo com o auxílio do diagrama da figura 8.4.

A primeira opção permite que se calibre os valores de estimulação. Esta calibração se faz com os eletrodos já colocados no sujeito, e utilizando-se teclas de controle no teclado do computador para se aumentar ou diminuir a intensidade de estimulação, de forma a se encontrar, em seqüência, os seguintes valores: Limiar de ativação do canal Fibular, valor máximo de ativação do canal Fibular, limiar de ativação do canal Quadríceps, e valor máximo de ativação do canal Quadríceps. Quando cada valor é encontrado, o toque na tecla <Enter> faz com que o programa armazene o valor para uso na seqüência de estímulos.

A segunda opção permite que se entre com os quatro valores mencionados acima em forma numérica, pelo teclado. Isto evita que, em caso de necessidade de se reinicializar o computador, se tenha que utilizar novamente a primeira opção. Isto garante um reinício mais rápido, e diminui a possibilidade de fadiga por uso excessivo de estimulação durante a calibração.

A terceira opção permite que se entre numericamente, pelo teclado, o valor intermediário do canal Fibular (Ifib na figura 7.7). Este valor foi inicialmente ajustado para se situar exatamente entre o limiar e o máximo do canal Fibular. Posteriormente, este valor foi reajustado de forma empírica.

Na quarta opção, entra-se com os tempos de duração de cada fase (t_A a t_E na figura 7.7). Os valores entrados pelo teclado são em milissegundos.

Nas opções 2, 3 e 4, quando da requisição de cada valor, o valor atual é apresentado. A pressão da tecla <Enter>, sem a entrada de um número, faz com que se mantenha o valor atual para aquela variável. Assim, uma alteração em apenas uma variável da lista apresentada em uma destas opções se torna mais rápida, pois não é necessário se reentrar os valores das demais variáveis.

A quinta opção inicia a geração da seqüência de estímulos, atualizando os valores de saída a cada milissegundo.

11.2 - Os sujeitos

Os sujeitos selecionados para este teste foram:

(a) Tetraplégica de 27 anos, C6 completa, 12 anos pós-lesão, sexo feminino, capaz de andar com o auxílio de EENM e andador. Este sujeito foi selecionado pela sua motivação, capacidade de fornecer boas sugestões para melhoria do sistema, e boa condição física. Deve-se notar que tetraplégicos possuem uma dificuldade intrínseca para andar com o uso de EENM maior que os paraplégicos. Assim, a comprovação da viabilidade da seqüência para um tetraplégico abre o caminho para todos os níveis de lesão.

(b) Paraplégica completa, nível T8, 2 anos pós-lesão, capaz de andar com o auxílio de EENM e órtese HKAFO (órtese que trava as articulações de tornozelo, joelho e quadril). Este sujeito foi selecionado para que se pudesse comparar as diferenças entre as respostas de paraplégicos e tetraplégicos.

11.3 - O procedimento padrão de teste

Inicialmente, o sujeito foi preparado: Os eletrodos foram posicionados nos locais adequados (figuras 11.1 para quadríceps e 11.2 para fibular, sujeito a), e a resposta ao estímulo foi verificada com o uso de um estimulador portátil. No sujeito (a), foi utilizada a estimulação de Quadríceps e Fibular na perna esquerda (canais controlados pelo sistema), além do Quadríceps na perna direita (valor fixo e suficiente para manter o joelho em extensão).

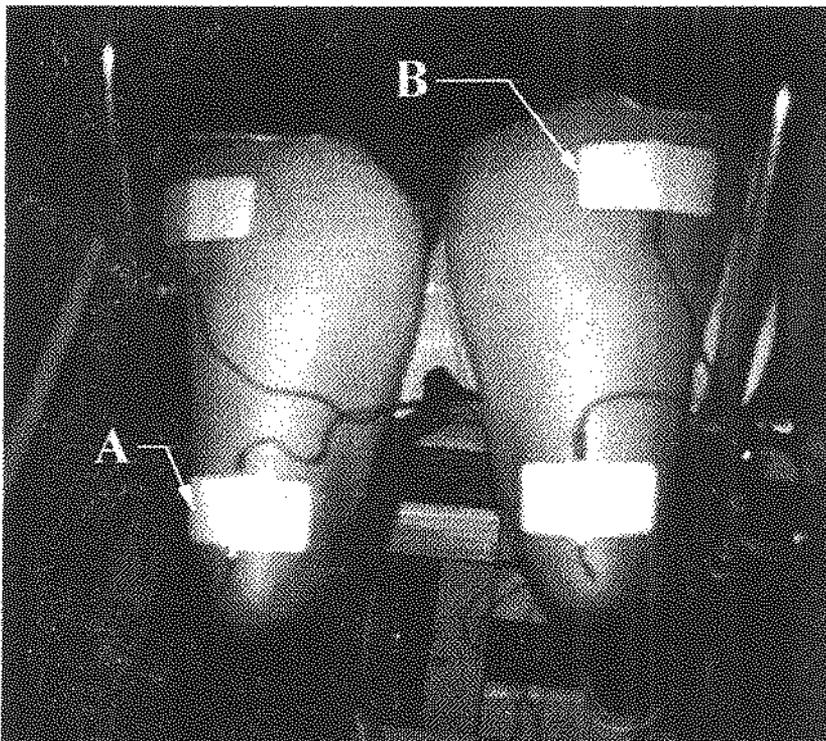


Figura 11.1 - Disposição dos eletrodos - Canal Quadríceps (bilateral). A letra "A" indica o eletrodo de referência (comum aos canais Quadríceps e Fibular), e a letra "B" indica o eletrodo ativo do canal.

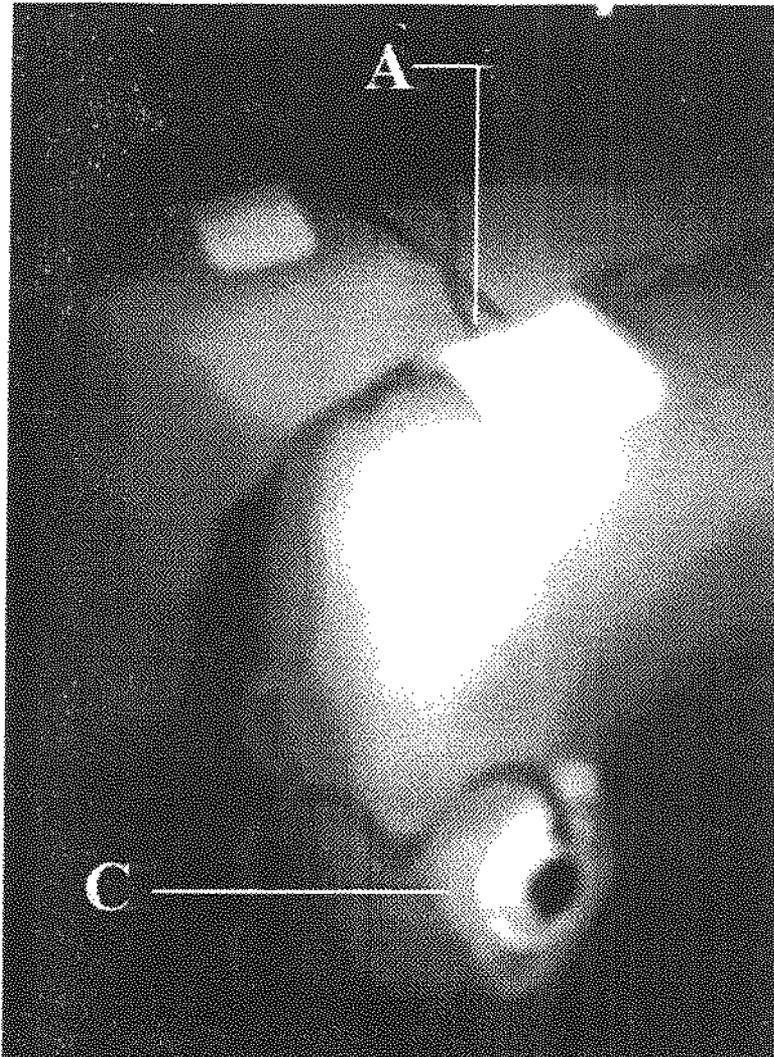


Figura 11.2 - Disposição dos eletrodos - Canal Fibular. A letra "A" indica o eletrodo de referência (o mesmo da figura 11.1), e a letra "C" indica o eletrodo ativo do canal.

No sujeito (b), foi utilizada apenas a estimulação de Quadríceps e Fibular na perna esquerda. As articulações do lado direito foram mantidas travadas com o auxílio da órtese, eliminando assim a necessidade de estimulação do Quadríceps na perna de suporte.

Com o uso da opção I do programa, os valores de estimulação foram encontrados com o sujeito sentado. Os limiares de estimulação foram definidos como os valores para os quais pode-se ver uma leve contração muscular correspondente ao canal em questão. Os valores máximos foram definidos como os valores para os quais se tem a maior estimulação

desejada. Os valores obtidos foram anotados, para que pudessem ser reintroduzidos no caso de reinicialização do computador.

Com a opção 3, o valor intermediário do canal Fibular foi entrado, de acordo com o discutido na seção 11.1.

Com a opção 4, foram introduzidos os tempos das fases. Utilizou-se como base os valores obtidos na simulação. Os valores introduzidos foram: $t_A=300$ ms; $t_B=1500$ ms; $t_C=300$ ms; $t_D=1000$ ms; $t_E=1000$ ms.

A seguir, o sujeito foi colocado em pé com o auxílio da estimulação conjunta dos Quadríceps e do apoio de um andador. As tentativas foram então executadas. De acordo com os resultados, variações foram feitas.

11.4 - Resultados e Discussão

Pode-se ver na figura 11.3 o início da flexão de joelho e quadril para a superação do obstáculo. O sujeito (a), entretanto, não foi capaz de obter uma flexão significativa e, assim, não foi capaz de superar o obstáculo. Isto pode ser explicado pelo fato de que a resposta deste sujeito ao estímulo Fibular não era muito intensa. A resposta a EENM varia de sujeito para sujeito, de acordo com o nível de lesão, o posicionamento dos eletrodos, o nível de metabolismo do sujeito no instante da estimulação (que é muito variável em lesados medulares), além de fatores intrínsecos ao indivíduo.

De qualquer forma, pôde-se verificar que a forma de execução do movimento estava correta. O sujeito foi capaz de executar a seqüência de movimentos esperada, só não obtendo amplitude suficiente para superar o obstáculo.

Na figura 11.4, pode-se ver o sujeito (b) executando a flexão de quadril e joelho. A flexão observada foi bastante intensa, e ocorreu de forma suave. A excelente resposta do sujeito à estimulação do Fibular mostra que a passagem por sobre obstáculos de altura de algumas dezenas de centímetros é possível. O sujeito só não concluiu a passagem devido à fraca resposta do Quadríceps no momento do teste, provavelmente pelas mesmas razões apresentadas acima.

A forma do movimento estava novamente correta, faltando apenas a amplitude para completá-lo. Isto é suficiente para provar a viabilidade da seqüência.

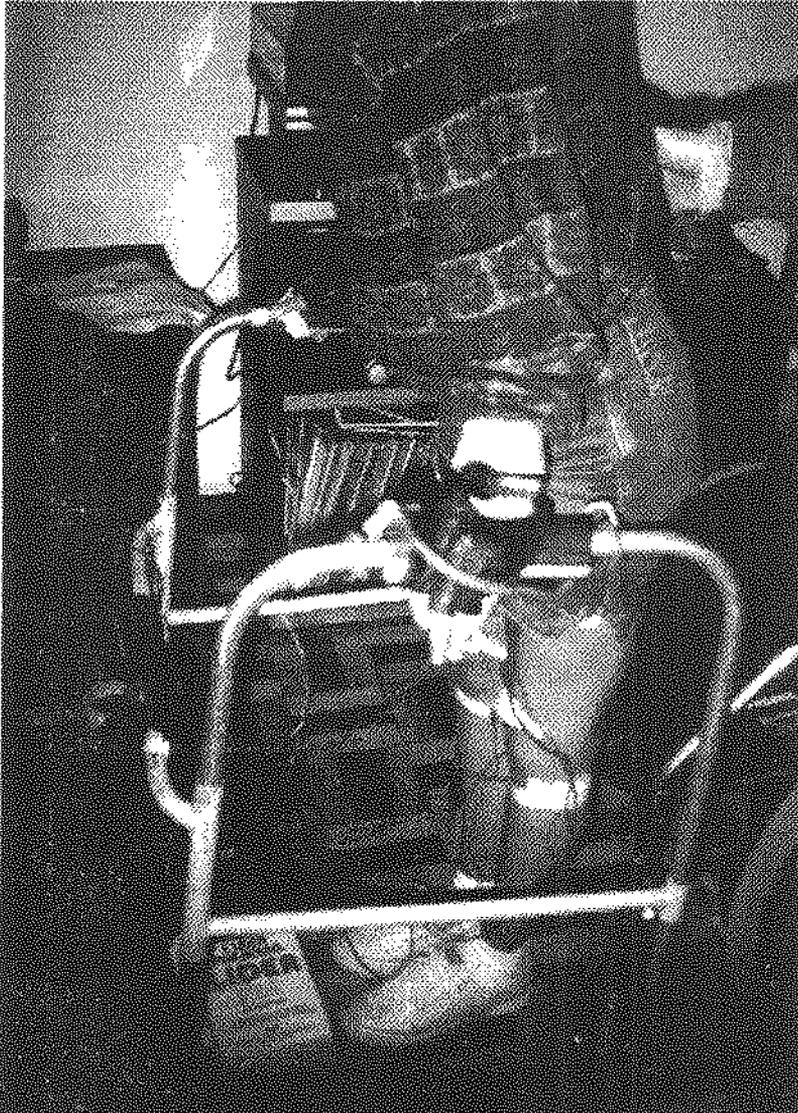


Figura 11.3 - Primeira fase da seqüência - Sujeito (a)

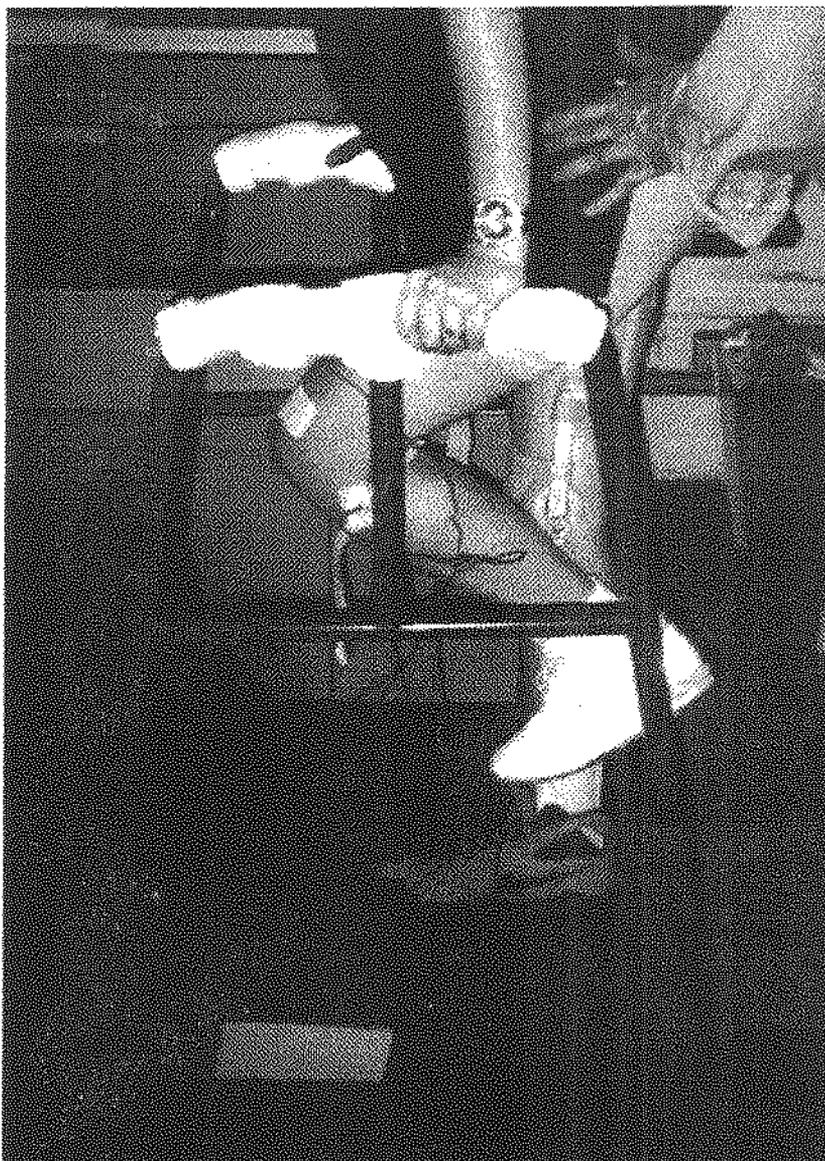


Figura 11.3 - Primeira fase da seqüência - Sujeito (b)

CAPÍTULO 12: CONCLUSÕES E PROPOSTAS

FUTURAS

Inicialmente, pode-se concluir que a metodologia apresentada é válida. Ela permite converter um comportamento motor natural em uma seqüência de EENM a ser utilizada em indivíduos portadores de lesão medular. Os resultados positivos nas simulações comprovam isto.

O uso dos diagramas de subestados se mostrou de extrema valia na conversão das seqüências definidas em algoritmos de controle de EENM. Os recursos de realimentação sensorial (malha fechada) deste diagrama não foram utilizados na prática, mas serão de extrema utilidade para trabalhos futuros.

A análise do comportamento motor em sujeitos normais se mostra de extrema importância para a definição das seqüências de EENM. A análise cinemática é mais importante, mas não se pode desprezar a análise de atividade mioelétrica dos principais grupos musculares envolvidos. Embora o uso de EMG diretamente na definição das seqüências seja ineficiente, estas informações ajudam a corroborar os achados na cinemática.

O trabalho mostra que seqüências baseadas na cinemática dos sujeitos é muito mais eficiente que as baseadas na atividade muscular dos mesmos. Isto se deve a uma série de problemas intrínsecos na conversão de EMG medido em EENM, bem como ao número e posicionamento dos músculos envolvidos. As seqüências baseadas em cinemática são mais simples, sendo portanto mais fáceis de serem definidas, e apresentam melhores resultados.

Enfim, o objetivo básico do presente trabalho, que era definir a metodologia a ser empregada para a conversão de tarefas motoras naturais em seqüências EENM, foi atingido plenamente. O exemplo utilizado é extremamente ilustrativo, permitindo assim que qualquer pesquisador possa reproduzir o método, adaptando-o a outras tarefas motoras.

Para o futuro, espera-se que a metodologia aqui apresentada possa ser utilizada na definição de outras seqüências de EENM. Alguns pontos, entretanto, podem ser melhorados:

- O uso de sistemas de análise cinemática para a avaliação das seqüências de EENM produzidas deve ser considerado. Isto promoveria uma análise mais objetiva dos resultados.
- Para movimentos mais complexos, deve-se considerar o uso de sensores e diagramas de subestados com laços de realimentação (malha fechada), o que provavelmente melhoraria a qualidade dos sistemas de EENM.
- As não-linearidades do sistema biológico (especialmente o comportamento dos músculos) pode ser estudada, visando a possibilidade de se usar o EMG captado como um padrão básico para estimulação, considerando-se, obviamente, algumas adaptações.
- A correlação entre as atividades de diversos músculos pode ser estudada. Isto objetivaria um melhor entendimento da sinergia dos músculos dos membros inferiores.
- O modelo para simulação pode ser melhorado, a fim de simular melhor os reflexos naturais encontrados em indivíduos "reais". Estes reflexos são importantes, tanto para a produção de movimentos com EENM, como efeito colateral e indesejado em algumas estratégias de estimulação.

De qualquer forma, os resultados encontrados aqui são de extrema importância, já que não existe técnica definida para a definição dos algoritmos de controle de EENM. Além disso, não existe trabalho publicado envolvendo a superação de obstáculos por indivíduos lesados medulares usando EENM, o que comprova o ineditismo e validade do trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDREWS, B. J., BAXENDALE, R. H., KATAKIS, J., CLIQUET JR., A., FREEMAN, P. A. e PAUL, J. P. (1986a), "FES based systems for restoring locomotion in spinal cord injured subjects", *In: International Society for Prosthetics and Orthotics, Annual Scientific Meeting, University of Strathclyde, Glasgow, GB, page 13.*
- ANDREWS, B. J., BAXENDALE, R. H., KATAKIS, J., CLIQUET JR., A., FREEMAN, P. A. e PAUL, J. P. (1986b), "Restoration of locomotion in spinal cord injured subjects using surface FES", *In: Colloquium on Functional Electrical Stimulation, The Institution of Electrical Engineers - IEE (Biomedical Engineering/Control Techniques and Applications Groups), London, GB, Volume 6, pages 1-7.*
- ANDREWS, B. J., CLIQUET JR., A. e BARNETT, R. (1987), "FES augmentation of reciprocating HKAFO andKAFO braces", *Artificial Organs, Volume 11, Number 5, page 424.*
- ANDREWS, B. J., BAXENDALE, R. H., PHILLIPS, G. F., YAMAZAKI, T., PAUL, J. P. e FREEMAN, P. A. (1988), "Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback", *Journal of Biomedical Engineering, Volume 10, pages 189-195.*
- BELANGER, M. e PATLA, A. E. (1984), "Corrective responses to perturbation applied during walking in humans", *Neuroscience Letters, Volume 49, pages 291-295.*
- BELANGER, M. e PATLA, A. E. (1987), "Phase-dependent compensatory responses to perturbation applied during walking in humans", *Journal of Motor Behavior, Volume 19, Number 4, pages 434-453.*

BROOKS, V. B. (1986), *The Neural Basis of Motor Control*, Oxford University Press, U.S.A., 330 pages.

CHIOU, J. T. (1993), *Modeling and Simulation of Paraplegic Gait Induced by Functional Electrical Stimulation*, Tese de Mestrado, Massachusetts Institute of Technology, U.S.A.

CLIQUET JR., A., BAXENDALE, R. H. e ANDREWS, B. J. (1989), "Paraplegic locomotion and its metabolic energy expenditure", *In: Comprehensive Neurologic Rehabilitation - Vol. 3 - Neuromuscular Stimulation: Basic Concepts and Clinical Implications (Capitulo 11)*, New York, U.S.A., pages 139-146.

CLIQUET JR., A., NENE, A. V., ANDREWS, B. J., BAXENDALE, R. H. e PAUL, J. P. (1988a), "Energy expenditure in the locomotion of SCI subjects", *In: Clinical Applications of Biomechanics*, Biological Engineering Society, University of Salford, Salford, GB.

CLIQUET JR., A., SOLOMONDIS, S. E., BAXENDALE, R. H., ANDREWS, B. J. e PAUL, J. P. (1988b), "The effort of paraplegic locomotion with FNS based systems", *In: Progress in Bioengineering - An International Seminar*, University of Strathclyde, Glasgow, GB.

CLIQUET JR., A., SOLOMONDIS, S. E., BAXENDALE, R. H., ANDREWS, B. J. e PAUL, J. P. (1988c), "Development and assessment of neural orthoses for paraplegics", *Physics in Medicine & Biology*, Volume 33 (Supplement), page 388.

DAVY, D. T. e AUDU, M. L. (1987), "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait", *Journal of Biomechanics*, Volume 20, Number 2, Pages 187-201.

- DIETZ, V., FAIST, M. e PIERROT-DESEILLIGNY, E. (1990), "Amplitude modulation of the quadriceps H-Reflex in the human during the early stance phase of gait", *Experimental Brain Research*, Volume 79, pages 221-224.
- DUNN, B. N. (1995), *A Dynamic Musculoskeletal Model for Use With Functional Electrical Stimulation*, Tese de mestrado, University of Minnesota, U.S.A.
- DUNN, O. J. e CLARK, V. A. (1974), *Applied Statistics: Analysis of Variance and Regression*, John Wiley & Sons, U.S.A., 387 pages.
- DUYSENS, J., TRIPPEL, M., HORSTMANN, G. A. e DIETZ, V. (1990), "Gating and reversal of reflexes in ankle muscles during human walking", *Experimental Brain Research*, Volume 82, pages 351-358.
- ENG, J. J., WINTER, D. A. e PATLA, A. E. (1994), "Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking", *Experimental Brain Research*, Volume 102, pages 339-349.
- GRAY, H. (1977), *Anatomia*, 27a. Edição, Guanabara Koogan.
- GUYTON, A. C. (1987), *Basic Neuroscience: Anatomy and Physiology*, W. B. Saunders Company, Philadelphia.
- HATZE, H. (1977), "A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system", *Journal of Biomechanics*, Volume 10, Number 11-12, pages 799-805.
- HILL, A. V. (1938), "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London*, 126:136-195.

- JOHNSON, D. G. (1987), *Programmable Controllers for Factory Automation*, M. Dekker, U.S.A.
- McCONVILLE, J.T., CHURCHILL, T. D., KALEPS, I., CLAUSER, C. E. e CUZZI, J. (1980),
“Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia”. Technical Report
AFAMRL-TR-80-119 (ADA 097 238), Air Force Aerospace Medical Research Laboratory,
Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command, Wright-Patterson Air Force Base,
Ohio.
- MOCHON, S. e McMAHON, T. A. (1980), “Ballistic walking”, *Journal of Biomechanics*, Volume 13,
Pages 49-57.
- PANDY, M. G. e BERME, N. (1988), “Synthesis of human walking: A planar model for single
support”, *Journal of Biomechanics*, Volume 21, Number 12, Pages 1053-1060.
- PATLA, A. E., ARMSTRONG, C. J. e SILVEIRA, J. M. (1989), “Adaptation of the muscle activation
patterns to transitory increase in stride length during treadmill locomotion in humans”, *Human
Movement Science*, Volume 8, pages 45-66.
- PATLA, A. E., BEUTER, A. e PRENTICE, S. D. (1991a), “A two stage correction of limb trajectory
to avoid obstacles during stepping”, *Neuroscience Research Communications*, Volume 8, Number
3, pages 153-159.
- PATLA, A. E., PRENTICE, S. D., ROBINSON, C. e NEUFELD, J. (1991b), “Visual control of
locomotion: Strategies for changing directions and for going over obstacles”, *Journal of
Experimental Psychology*, Volume 17, Number 3, pages 603-634.

- PATLA, A. E. e RIETDYK, S. (1993), "Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: Effect of obstacle height and width", *Gait and Posture*, Volume 1, Number 1, pages 45-60.
- PETROFSKY, J. S., PHILLIPS, C. A. e HEATON III, H. H. (1984), "Feedback control system for walking in man", *Computers in Biology and Medicine*, Volume 14, pages 135-149.
- TAUB, H. (1982), *Digital Circuits and Microprocessors*, McGraw-Hill, U.S.A.
- SMITH, J. L. e ZERNICKE, R. F. (1987), "Predictions for neural control based on limb dynamics", *Trends in Neuroscience*, Volume 10, Number 3, pages 123-128.
- TOWNSEND, M. A. e SEIREG, A. A. (1973), "Effect of model complexity and gait criteria on the synthesis of bipedal locomotion", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 20, Number 6, pages 433-444.
- TOWNSEND, M. A. (1981), "Dynamics and coordination of torso motions in human locomotion", *Journal of Biomechanics*, Volume 14, Number 11, Pages 727-738.
- VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L. e O'CONNOR, J. C. (1992), *Dynamics of Human Gait*, Human Kinetics Publishers, U.S.A., 137 pages.
- YAMAGUCHI, G. T. e ZAJAC, F. E. (1990), "Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: A computer simulation study", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Volume 37, Number 9, Pages 886-902.
- YANG, J. F. e STEIN, R. B. (1990), "Phase-dependent reflex reversal in human leg muscles during walking", *Journal of Neurophysiology*, Volume 63, Number 5, pages 1109-1117.

- YOUNG, J. W., CHANDLER, R. F., SNOW, C. C., ROBINETTE, K. M., ZEHNER, G. F., LOFBERG, M. S. (1983), "Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female". Technical Report FAA-AM-83-16 (AD-A143096), Office of Aviation Medicine, Federal Aviation Administration, e National Highway Traffic Safety Administration. Washington, D.C.
- WINTER, D. A. (1991), *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*, Second Edition, University of Waterloo Press, Canada, 143 páginas.
- WINTERS, J. M. (1990), "Hill-based models: A systems engineering perspective". In: *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, chapter 5, pages 69-93. Winters, J. M. e Woo, S. L. (editors). Springer-Verlag, New York.

LISTA DE PUBLICAÇÕES DO AUTOR NO PERÍODO DA TESE

- QUEVEDO, A. A. F., PATLA, A. E. e CLIQUET JR., A. (1996). "Methodology for definition of neuromuscular electrical stimulation sequences: application on overcoming small obstacles". IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering (ISSN: 1063-6528). The Institute of Electrical and Electronics Engineers, EUA. Submetido para publicação.
- QUEVEDO, A. A. F. e CLIQUET JR., A. (1996). "Methodology for definition of neuromuscular electrical stimulation sequences". XXIII Congress of the European Society for Artificial Organs. International Society for Artificial Organs, Varsóvia, Polônia. Aceito para publicação.
- QUEVEDO, A. A. F. e PATLA, A.E. (1995). "A device to measure reflex modulation during gait through non-noxious pathways". 1995 IEEE Engineering in Medicine & Biology 17th Annual Conference. The Institute of Electrical and Electronics Engineers. Montreal, Quebec, Canadá. pp. 1235-1236.
- QUEVEDO, A. A. F. e CLIQUET Jr., A. (1995). "A paradigm for design of closed loop n.m.e.s. control systems". Artificial Organs (ISSN: 0160-564-X). Blackwell Scientific Publications, Inc., Cambridge, MA, EUA. 19(3), pp. 280-284.
- QUEVEDO, A. A. F. e CLIQUET Jr., A. (1994). "Surface electromyography of trunk and upper limb muscles: a study applied to NMES control in gait rehabilitation". V International Symposium on Biomedical Engineering (ISBN: 84-7721-153-1). International Federation for Medical and

QUEVEDO, A. A. F., ARANTES, R.F. e CLIQUET Jr., A. (1994). "Investigation of sensors for closed-loop controlled NMES". Physics in Medicine & Biology (XVII International Conference on Medical and Biological Engineering - ISBN: 0031-9155). I.O.P. Pub., Ltd., Bristol, GB. 39a(1), p. 9.

ARANTES, R.F., QUEVEDO, A. A. F. e CLIQUET Jr., A. (1994). "Investigation of sensors for automatic closed-loop control of NMES". Second World Congress of Biomechanics. Free University, Amsterdam, Holanda. p. 277.

QUEVEDO, A. A. F. e CLIQUET Jr., A. (1993). "A system for digital analysis of electromyographic signals". In: Myoelectric Control Symposium '93 (Future Trends in Myoelectric Technology - ISBN: 1-55131-004-X). Institute of Biomedical Engineering, University of New Brunswick, Fredericton, Canadá. pp. 128-132.

QUEVEDO, A. A. F. e CLIQUET Jr., A. (1993). "Electromyographic digital signal analysis - a feasibility study aiming at the control of neuromuscular electrical stimulation induced paraplegic gait". In: IX Nordic Meeting on Medical and Biological Engineering. International Federation for Medical and Biological Engineering, Lund, Suécia. p. 61.

CLIQUET Jr., A. et al (1993). "Restoration of upper limb function to tetraplegics using neural networks and a voice processing system". In: VI Mediterranean Conference on Medical & Biological Engineering (ISBN: 88-7958-001-9). International Federation for Medical and Biological Engineering. Capri, Itália. pp. 553-556.